



# Instituto Politécnico Nacional

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍAS AVANZADAS

## *Trabajo Terminal II*

### **“ORTESIS ROBÓTICA PARA ASISTENCIA DEL MOVIMIENTO DE COXOFEMORAL Y RODILLA EN ADULTOS CON HEMIPLÉJIA DERECHA”**

*Que para obtener el título de  
“Ingeniero en Mecatrónica”*

Presentan:

Balderas Reyes Diego Esaú  
Martínez Maldonado Sebastián  
Piña Hernández Alberto  
Ramírez Sabino Luis Enrique

Asesores:

M. en C. Arodi Rafael Carvallo Domínguez  
Dr. Rafael Santiago Godoy





# Instituto Politécnico Nacional



UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍAS AVANZADAS

## *Trabajo Terminal II*

### **ORTESIS ROBÓTICA PARA ASISTENCIA DEL MOVIMIENTO DE COXOFEMORAL Y RODILLA EN ADULTOS CON HEMIPLÉJIA DERECHA**

*Que para obtener el título de*

*Ingeniero en Mecatrónica*

Presentan:

---

Balderas Reyes Diego Esaú

---

Martínez Maldonado Sebastián

---

Piña Hernández Alberto

---

Ramírez Sabino Luis Enrique

Asesores:

---

M. en C. Arodi Rafael Carvallo  
Domínguez

---

Dr. Rafael Santiago Godoy

Presidente del Jurado

Profesor titular



---

M. en C. Tania Karina Hernández

Heredia

---

M. en I. Maribel Gutiérrez

Espinoza



# **DEDICATORIA**

dedico este trabajo a y aa ....

porque ...

bla bla bla bla

bla bla



# **AGRADECIMIENTOS**

Al CONACYT por la beca-crédito otorgada para la realización de mis estudios.

Así mismo agradezco a mis maestros, compañeros y a toda aquella persona que de alguna manera contribuyó al término de mis estudios de maestría.



---

## Contenido

---

<b>Resumen</b>	<b>xiii</b>
<b>Abstract</b>	<b>xv</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>xix</b>
<b>Índice de tablas</b>	<b>xxi</b>
<b>Nomenclatura</b>	<b>xxiii</b>
<b>Introducción</b>	<b>1</b>
Enfoque mecatrónico . . . . .	2
Definición del problema . . . . .	4
Justificación . . . . .	5
Objetivos . . . . .	6
Objetivo general . . . . .	6
Objetivos particulares TT1 . . . . .	7
Objetivos particulares TT2 . . . . .	7



Antecedentes . . . . .	8
Organización del documento . . . . .	12
Marco de referencia . . . . .	14
Marco teórico . . . . .	14
Planos anatómicos . . . . .	14
Articulaciones . . . . .	14
Movimientos del cuerpo humano . . . . .	15
Hemiplejia . . . . .	19
Diferencias entre hemiplejia y hemiparesia . . . . .	20
Atrofia y distrofia muscular . . . . .	20
Fisioterapia . . . . .	20
Seguimiento de trayectoria . . . . .	21
Marco procedimental . . . . .	21
Metodología mecatrónica . . . . .	21
Implementación de metodología VDI-2206 . . . . .	22
Esquema FBS . . . . .	22
IDEF0 . . . . .	23
<b>Implementación del sistema</b> . . . . .	<b>25</b>
Hoja de especificaciones del usuario . . . . .	25
Adquisición y verificación de componentes . . . . .	28
Gestión de proveedores y materiales . . . . .	28
Sistema estructural (S1) . . . . .	29
Construcción de la cama de soporte . . . . .	29
Construcción del mecanismo de flexión-extensión . . . . .	30
Diseño de la placa base, eje de transmisión, manejo de tolerancias y deformaciones térmicas . . . . .	32
Implementación de sujeción y ajuste . . . . .	33



Discrepancias entre diseño e implementación del mecanismo de flexión-extensión . . . . .	35
Construcción del mecanismo de abducción-aducción. . . . .	35
Integración de mecanismos y montaje final . . . . .	36
Verificación del sistema estructural . . . . .	36
Prueba S1-01: Integridad estructural bajo carga . . . . .	37
Implementación del sistema de seguridad mecánico (S3) . . . . .	37
Implementación de topes mecánicos (M3) . . . . .	38
Implementación de módulos de sujeción (M4) . . . . .	38
Verificación de seguridad mecánica . . . . .	39
Prueba S3-01: Resistencia al impacto controlado . . . . .	39
Verificación (M1) . . . . .	39
Implementación módulo 2 (M2) . . . . .	39
Verificación (M2) . . . . .	39
Implementación módulo 2 (Mn) . . . . .	40
Verificación (Mn . . . . .	40
Implementación módulo 1 (Ml) . . . . .	40
Verificación (Ml) . . . . .	40
<b>Discusión / Análisis de resultados</b>	<b>41</b>
Análisis de ingeniería . . . . .	41
Análisis de costos . . . . .	41
Análisis de valor y costos . . . . .	41
Costos de dispositivos electrónicos y control . . . . .	41
Costos de componentes mecánicos y estructurales . . . . .	41
Costos de insumos y manufactura . . . . .	43
Costo total del proyecto . . . . .	43
Análisis de valor . . . . .	44



<b>Conclusiones</b>	<b>45</b>
Recomendaciones y trabajo futuro . . . . .	45
 <b>Referencias</b>	 <b>47</b>
 <b>Apéndices</b>	 <b>53</b>
Hojas de especificaciones de componentes . . . . .	I
Sistema estructural . . . . .	I
Sistema de seguridad eléctrico . . . . .	IV
Sistema de energía . . . . .	VI
Sistema de movimiento . . . . .	X
Sistema de control . . . . .	XII
Planos de manufactura . . . . .	XIV
 <b>Anexos</b>	 <b>XXIX</b>
<b>Anexo 1. Hoja de datos</b>	<b>XXXI</b>
<b>Anexo 2. Hoja de datos</b>	<b>XXXIII</b>
<b>Anexo 3 (Anexo título 3)</b>	<b>XXXV</b>

---

## Resumen

---

**Resumen:** Este proyecto propone el desarrollo de una ortesis robótica diseñada para asistir en la rehabilitación de pacientes con hemiplejia en la extremidad inferior derecha. La hemiplejia, causada por accidentes cerebrovasculares, afecta gravemente la movilidad, lo que requiere un proceso intensivo de fisioterapia para prevenir complicaciones como la atrofia muscular y contracturas articulares. La ortesis robótica tiene como objetivo replicar los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción en las articulaciones de cadera (coxofemoral) y rodilla, ajustando los parámetros en función de las necesidades de cada paciente. Este dispositivo automatizado aliviará la carga física del fisioterapeuta través de una rehabilitación optimizada y personalizada. El sistema emplea motores para controlar los movimientos, junto con un sistema de retroalimentación y seguimiento de trayectoria monitoreados a través de un interfaz humano máquina.

**Palabras clave:** Ortesis robótica, rehabilitación, hemiplejia, coxofemoral, rodilla, seguimiento de trayectoria.



---

## Abstract

---

**Abstract:** This project aims to develop a robotic orthosis designed to assist in the rehabilitation of patients with hemiplegia affecting the lower right limb. Hemiplegia, caused by strokes, severely impacts mobility, requiring intensive physiotherapy to prevent complications such as muscle atrophy and joint contractures. The robotic orthosis aims to replicate flexion, extension, abduction, and adduction movements in the hip (hip joint) and knee joints, adjusting parameters based on each patient's needs. This automated device will reduce the physical burden on the physiotherapist through an optimized and personalized rehabilitation. The system employs motors to control movements, along with a feedback and trajectory tracking system monitored through a human machine interface.

**Key words:** Robotic orthosis, rehabilitation, hemiplegia, hip joint, knee joint, trajectory tracking.



---

## Índice de figuras

---

1.	Planos anatómicos del cuerpo humano. . . . .	15
2.	Movimientos de flexión/extensión de rodilla. . . . .	17
3.	Movimientos de flexión/extensión de articulación de coxofemoral. . . . .	18
4.	Movimientos de abducción/aducción de articulación de coxofemoral. . . . .	18
5.	Diagrama de modelo del VDI-2206. . . . .	22
6.	Dimensión antropométrica de longitud de pierna. . . . .	26
7.	Dimensiones antropométricas contempladas para diseño del sistema. . . . .	27
8.	Distribución de pines en la unidad de procesamiento Raspberry Pi 4. . . . .	28
9.	Perfil PTR de dimensión 2x2 pulgadas y calibre 12, para construcción de la cama soporte. . . . .	29
10.	Implementación física con colchoneta y placa de triplay sobre la base del sistema estructural. . . . .	30
11.	Partes del mecanismo de flexión-extensión. . . . .	31
12.	Uniones Clevis en articulación de coxofemoral en mecanismo ajustable. . . . .	31
13.	Uniones Clevis en articulación de rodilla en mecanismo ajustable. . . . .	32



14. Eje de transmisión y placa para montaje del mecanismo de flexión-extensión. . . . .	33
15. Vista lateral del mecanismo de flexión-extensión. . . . .	33
16. Tornillos tipo estrella para sujeción y ajuste de longitud del mecanismo de flexión-extensión. . . . .	34
17. Eje principal de abducción maquinado con cuñero para acople directo al motor Nema 34. . . . .	36
18. Ajuste dimensional a estructura para montaje de interruptores de límite. . . . .	37
19. Tope mecánico para mecanismo de flexión-extensión. . . . .	38
20. Tope mecánico para mecanismo de abducción-aducción. . . . .	38
21. Chumacera. . . . .	I
22. Rodamiento axial. . . . .	II
23. Rodamiento axial (Parte 2). . . . .	III
24. Fusible Americano de 10 A 250 Vca. . . . .	IV
25. Diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A. . . . .	V
26. MEAN WELL LRS-600-48. . . . .	VI
27. MEAN WELL LRS-600-48. . . . .	VII
28. MEAN WELL LRS-50-5. . . . .	VIII
29. MEAN WELL LRS-50-5. . . . .	IX
30. Hoja de datos de driver HSS57. (Página 2) . . . . .	X
31. Hoja de datos de driver HSS86. (Página 2) . . . . .	XI
32. Hoja de datos de sensor vl53l1x. . . . .	XII
33. Hoja de datos de Raspberry Pi 4 Model B (Página 2). . . . .	XIII
34. Estructura de la cama. . . . .	XIV
35. Base flexión-extensión. . . . .	XV
36. Biela flexión-extensión. . . . .	XVI
37. Soporte para pierna. . . . .	XVII
38. Soporte para pie. . . . .	XVIII

---

❀❀❀

39.	Tope mecánico de flexión-extensión. . . . .	XIX
40.	Protección para HMI. . . . .	XX
41.	Caja para componentes. . . . .	XXI
42.	Placa para unión de ortesis. . . . .	XXII
43.	Protección para HMI. . . . .	XXIII
44.	Placa base para cama. . . . .	XXIV
45.	Ensamble del proyecto - Primera parte. . . . .	XXV
46.	Ensamble del proyecto - Segunda parte. . . . .	XXVI
47.	Componentes flexión-extensión. . . . .	XXVII
48.	Mecanismo de flexión-extensión. . . . .	XXVIII



---

## Índice de tablas

---

1.	Antecedentes. . . . .	9
2.	Hoja de especificaciones antropométricas (resumen). . . . .	26
3.	Costos de dispositivos electrónicos y de control. . . . .	42
4.	Costos de componentes mecánicos. . . . .	42
5.	Costos de insumos, herramientas y manufactura. . . . .	43
6.	Resumen del costo total del prototipo. . . . .	43



---

## Nomenclatura

---

**ACV** Accidente Cerebrovascular

**IMSS** Instituto Mexicano del Seguro Social

**CNC** Control Numérico por Computadora (*por sus siglas en inglés Computer Numerical Control*)

**FBS** Estructura de Desglose Funcional (*por sus siglas en inglés Functional Breakdown Structure*)

**IDEFO** Integración de Definición para el Modelado de Funciones (por sus siglas en inglés Integration Definition for Function Modeling)

**GUI** Interfaz Gráfica de Usuario (por sus siglas en inglés Graphical User Interface)

**HMI** Interfaz Humano-Máquina (*por sus siglas en inglés Human-Machine Interface*)

**ISO** Organización Internacional de Normalización (por sus siglas en inglés International Organization for Standardization)



---

## Introducción

---

La hemiplejia es una parálisis que afecta un lado del cuerpo, generalmente causada por un accidente cerebrovascular (ACV), también llamado ICTUS , lo que impacta significativamente la función motora y puede provocar déficits sensoriales, cognitivos y de coordinación, dependiendo de la gravedad y localización del daño cerebral [1]. Según datos del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) del año 2022, las enfermedades cerebrovasculares ocuparon el sexto lugar entre las principales causas de muerte en México, con un total de 18,632 personas fallecidas por esta causa [2].

En casos de hemiplejia por accidente cerebrovascular, la fisioterapia es esencial para evitar la atrofia muscular de la movilidad en la zona afectada, así como para evitar complicaciones adicionales, como contracturas o desvíos posturales. Uno de los principales riesgos asociados con la inmovilidad prolongada es el desarrollo del síndrome de inmovilidad, que deteriora la capacidad del paciente para interactuar con su entorno, generando dependencia de otras personas u objetos para realizar actividades cotidianas [3]. La fisioterapia, por lo tanto, juega un papel crucial en la reducción de las secuelas, como caídas y complicaciones musculoesqueléticas, cardiovasculares y, especialmente, neurológicas.

Durante el proceso de rehabilitación intervienen dos actores principales: el paciente, quien padece las consecuencias de la hemiplejia, y el fisioterapeuta, encargado de llevar a cabo el tratamiento. Aunque se espera que el fisioterapeuta realice su labor con la máxima eficiencia,



siendo humano, puede enfrentar limitaciones físicas y fatiga al asistir continuamente a los pacientes. Por ello, surge la necesidad de herramientas complementarias que puedan optimizar este proceso.

Este enfoque no solo mejorará la calidad de vida de los pacientes al apoyarlos en su proceso de rehabilitación, sino que también beneficiará a los profesionales de la salud, permitiéndoles ofrecer una atención más efectiva. En particular, este proyecto se enfoca en la optimización del proceso de rehabilitación de la extremidad inferior derecha.

La importancia de la robótica en la rehabilitación es el aumento de intensidad y frecuencia de la terapia, de este modo se fomenta la neuroplasticidad, donde la capacidad del cerebro se adapta a nuevos ambientes por medio de estimulaciones sensoriales [4]. Realizando movimientos repetitivos continuos, los sistemas robóticos ayudan a mejorar la fuerza, resistencia y equilibrio de los pacientes, aumentando la motivación y esperanza de recuperación. Una de las ventajas de la robótica en la fisioterapia es apoyar el tratamiento convencional con un tratamiento asistido, haciendo mejoría de las condiciones osteoarticulares.

La terapia robótica aporta beneficios a las secuelas de la enfermedad cerebrovascular, los que la han recibido se muestran más alegres, optimistas, realizan un mejor análisis de la actividad y su secuencia, mostrando mayor rapidez en actividades cognitivas y motoras [5].

## Enfoque mecatrónico

El presente proyecto se contempla desde un enfoque mecatrónico debido a que integra conocimientos de múltiples dominios, los cuales van desde la mecánica (sujeción del paciente, transmisión de movimiento, estructura), electrónica (etapa de potencia para distribución de energía, adquisición de señales, activación de actuadores) y el uso de software para programación y comunicación del sistema con el usuario (interfaz humano-máquina, lógica de control) con el fin de lograr el diseño de la ortesis robótica integrada en una cama que permita de forma controlada realizar ejercicios de rehabilitación para la extremidad inferior derecha mediante flexión, extensión, abducción y aducción, con monitoreo, control programado, y protección



ante posibles fallos.

La sinergia de estos dominios permite que las instrucciones que un usuario declare a través de la interfaz humano-máquina y la lógica de control sean llevadas a la estructura mecánica a través de los elementos y componentes que conformen al dominio electrónico.

Para realizar esta tarea se cuenta con los siguientes sistemas:

1. Sistema estructural, cuya función general es soportar y ajustar posición del paciente.
2. Sistema de seguridad eléctrico, empleado para proteger al sistema contra sobrecorrientes y sobrevoltajes.
3. Sistema de seguridad mecánico que limita físicamente el movimiento de la ortesis más allá de rangos establecidos.
4. Sistema de energía que controla los flujos de energía a los diversos sistemas, así como paro de emergencia.
5. Sistema de movimiento encargado de ejecutar los movimientos articulares mediante actuadores controlados.
6. Sistema de comunicación humano-máquina que permite la interacción directa con el usuario, en este caso, el fisioterapeuta. El intercambio de información es bidireccional.
7. Sistema de control en el cual se encuentra la ley de control que gobierna al sistema, sensado, y procesamiento de datos de control para poder realizar los movimientos que el usuario declare desde la interfaz humano-máquina.

El enfoque mecatrónico adoptado para el desarrollo de esta ortesis robótica se justifica en la necesidad de integrar los distintos dominios del sistema: mecánico, electrónico y de software. Se optó por una arquitectura modular, en la que cada sistema (estructura, energía, control, movimiento, seguridad y comunicación) responde a funciones específicas definidas, buscando de esta forma un diseño escalable, mantenable y que permita su validación por etapas. Además, la



integración entre sensores, microcontroladores y actuadores posibilita una operación sincronizada y precisa, importante para lograr movimientos terapéuticos controlados. Se incorporaron mecanismos de seguridad tanto eléctricos como mecánicos, y a esto se suma la capacidad de personalizar rutinas y parámetros de sesión de acuerdo con las condiciones del paciente. Esta combinación de robustez, adaptabilidad y control hace que el enfoque mecatrónico sea apropiado para cumplir con los objetivos del proyecto.

## Definición del problema

Con base en una entrevista realizada al Licenciado en Terapia Física Mario Sánchez Aguilar, de la Unidad de Medicina Física y Rehabilitación del Norte – IMSS, ubicado en la alcaldía Gustavo A. Madero de la Ciudad de México, una de las fases cruciales en el proceso de rehabilitación de un paciente de hemiplejia es la fase de flacidez, en la cual el paciente no puede mover el hemicuerpo afectado, ya que los músculos se encuentran caídos y sin fuerza. En esta fase deben realizarse sesiones de rehabilitación que implican movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción en las articulaciones de coxofemoral y rodilla. Estos movimientos se tienen que realizar de acuerdo con la sesión de rehabilitación y las necesidades de cada paciente, por esta razón surge la problemática de implementar un sistema mecatrónico que ayude al fisioterapeuta a realizar adecuadamente los movimientos mencionados, debido a que son esenciales para prevenir complicaciones en el paciente como la atrofia muscular, desvíos posturales y contracturas.

Para atender esta problemática se implementará una ortesis<sup>1</sup> robótica que asista al fisioterapeuta en las sesiones de rehabilitación, en la cual se ingresen los parámetros por el fisioterapeuta en cada inicio de sesión a través de una interfaz humano-máquina, además, se propone un diseño modular que permita adaptar la ortesis a diferentes pacientes, esto representa un gran desafío, ya que, las ortesis tienen que personalizarse según las necesidades

---

<sup>1</sup>Una ortesis es un dispositivo mecánico para sostener, corregir o asistir el movimiento de una parte del cuerpo, mejorando su funcionalidad [6].



individuales de cada paciente, lo que puede generar una gran variedad de configuraciones y diseños. Existen diversos retos que se involucran en el desarrollo de la ortesis, entre los cuales destacan:

- Implementar una ortesis robótica modular que se adapte a distintas estaturas promedio de personas adultas en México, que se encuentran en un rango de 150 cm a 170 cm.
- Diseñar y fabricar una estructura estable, que sea capaz de soportar un peso máximo de 80 kg de una persona adulta.
- Implementar sensores de retroalimentación, para ajustar los rangos de movimiento, la fuerza aplicada y la velocidad inducida durante las sesiones de rehabilitación.
- Diseñar un sistema de sujeción para retirar y montar la región inferior derecha sin complicaciones durante el proceso.
- Implementar un diseño ergonómico que sea cómodo para el paciente, protegiendo sus articulaciones y evitando lesiones por uso prolongado.
- Desarrollar una interfaz humano-máquina que permita ingresar y visualizar los diferentes parámetros de movimiento.

## Justificación

En la fase flácida de la hemiplejia, donde la extremidad afectada carece de tono muscular y se encuentra sin movimiento activo, la intervención del fisioterapeuta se centra en evitar estas complicaciones mediante movilizaciones pasivas controladas. En este contexto, la fisioterapia tradicional implementada con estos pacientes es altamente demandante desde el punto de vista físico para el fisioterapeuta. Las sesiones de rehabilitación requieren una atención exhaustiva y un gran esfuerzo físico dado que la terapia se da con el paciente recostado, lo que genera molestias para el fisioterapeuta como dolor de cintura por estar inclinado, y la necesidad de supervisión para garantizar una adecuada ejecución. Esta demanda, sumada a la falta de



recursos en las clínicas, subraya la necesidad de soluciones alternativas que permitan una rehabilitación más eficiente, con mejores resultados y un uso optimizado de los recursos[7].

Por ello, la ortesis robótica para pacientes hemipléjicos se presenta como una solución innovadora, que integra la mecánica, programación, electrónica, sistemas de control y medicina física, además de permitir al fisioterapeuta realizar las sesiones de rehabilitación con facilidad. Para lograr esta propuesta de solución se requiere un mecanismo que realice los movimientos de flexión y extensión en la rodilla y coxofemoral, un mecanismo para controlar la abducción y aducción en la coxofemoral, una interfaz humano-máquina para ingresar y visualizar los parámetros, sistemas de seguridad para el paciente y una estructura mecánica donde se puedan integrar los mecanismos y componentes de la ortesis robótica.

Finalmente, la combinación de estos mecanismos y componentes otorga una ventaja considerable sobre otros dispositivos meramente mecánicos, ya que, permite ajustar los parámetros de las sesiones de rehabilitación en términos de fuerza, duración y rangos de movimiento, lo que posibilita un enfoque personalizado para cada paciente. Al automatizar el proceso de rehabilitación, se alivia la carga física del fisioterapeuta y se asegura una terapia consistente, continua y apoyada a los objetivos terapéuticos definidos por los especialistas.

## Objetivos

### Objetivo general

Desarrollar una ortesis robótica que asista en la rehabilitación de personas con hemiplejia derecha, realizando movimientos articulares de coxofemoral y rodilla para reducir la atrofia muscular.



## Objetivos particulares TT1

- Diseñar y validar la estructura mecánica para realizar movimientos de flexión y extensión de coxofemoral y rodilla.
- Diseñar y validar la estructura mecánica para realizar movimientos de abducción y aducción de coxofemoral.
- Diseñar y validar la estructura mecánica de la cama para proporcionar reposo y estabilidad al paciente durante la rehabilitación.
- Diseñar y validar el sistema de seguridad mecánico para proteger al paciente de posibles fallas en el control del sistema.
- Diseñar y validar la etapa de potencia de energía del sistema.
- Diseñar y validar la etapa de acondicionamiento de energía para el sistema.
- Diseñar y validar la etapa de acondicionamiento de señales para obtener los parámetros de los sensores.
- Diseñar y validar el sistema de seguridad eléctrico para posibles fallas.
- Diseñar y validar el sistema de comunicación humano-máquina.
- Integrar computacionalmente los sistemas de la ortesis.

## Objetivos particulares TT2

- Implementar y verificar la estructura mecánica para realizar movimientos de flexión y extensión de coxofemoral y rodilla.
- Implementar y verificar la estructura mecánica para realizar movimientos de abducción y aducción de coxofemoral.



- Implementar y verificar la estructura mecánica de la cama para proporcionar reposo y estabilidad al paciente durante la rehabilitación.
- Implementar y verificar el sistema de seguridad mecánico para proteger al paciente de posibles fallas en el control del sistema.
- Implementar y verificar la etapa de potencia de energía del sistema.
- Implementar y verificar la etapa de acondicionamiento de energía para el sistema.
- Implementar y verificar la etapa de acondicionamiento de señales para obtener los parámetros de los sensores.
- Implementar y verificar el sistema de seguridad eléctrico para posibles fallas.
- Implementar y verificar el sistema de comunicación humano-máquina.
- Ensamblar los sistemas de la ortesis.

## Antecedentes

En el campo de la rehabilitación asistida por tecnología, se han desarrollado diversas soluciones robóticas y de ortesis para mejorar la calidad de vida de los pacientes que presentan limitaciones en el movimiento. Estos proyectos se han enfocado para asistir, corregir o potenciar el proceso de rehabilitación, utilizando desde sistemas mecánicos básicos hasta dispositivos mecatrónicos que integran sensores, actuadores y control inteligente.

A continuación, se presenta una revisión de algunos de los proyectos más relevantes que han servido como base y referencia para el desarrollo de la ortesis robótica que se propone en este trabajo.



Tabla 1: Antecedentes.

Ítem	Nombre	Descripción	Características	País	Instituto	Tipo	Ref
1	Lokomat en la re-educación de la marcha en personas hemipléjicas post accidente cerebro vascular.	Sistema robótico diseñado para la rehabilitación funcional de la marcha en personas que sufren secuelas producidas por un daño neurológico tanto a nivel cerebral como en la médula espinal.	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Módulo que mejora la terapia al permitir movimientos laterales y rotacionales de la pelvis.</li> <li>■ Motores sincronizados a una computadora.</li> <li>■ Ajuste en parámetros de entrenamiento.</li> <li>■ Interfaz de fácil operación para el terapeuta.</li> </ul>	Ecuador	Universidad Técnica de Ambato.	Informe de investigación [8]	
2	Diseno de exoesqueleto de apoyo a la motricidad para la articulación de cadera.	Prototipo exoesquelético para apoyo en la articulación de la cadera, para guiar el movimiento en partes inferiores durante el ciclo de marcha y posición del usuario.	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Actuadores lineales eléctricos.</li> <li>■ Diseño biomecánico.</li> <li>■ Piezas realizadas en nylonid.</li> <li>■ Sistema de sujeción por ameses y correas.</li> <li>■ Piezas fabricadas en máquinas CNC.</li> </ul>	México	Instituto Politécnico Nacional	Tesis [9]	
3	HipBot	Robot terapéutico diseñado para la rehabilitación de la articulación de la cadera, siendo capaz de realizar movimientos combinados de abducción/abducción y flexión/extensión de la cadera, replicando movimientos necesarios en fisioterapia.	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Posee 5 grados de libertad.</li> <li>■ Realiza movimientos combinados laterales y frontales.</li> <li>■ Emplea controlador PID para seguimiento de trayectorias.</li> <li>■ Cuenta con botones de emergencia y sensores de fuerza para detener el sistema en caso de anomalía.</li> </ul>	México	Departamento de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Politécnica de Zacatecas; Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET).	Artículo científico [10]	



Ítem	Nombre	Descripción	Características	País	Instituto	Tipo	Ref
4	Ortesis activa de rodilla con una relación de transmisión variable a través de un embrague doble motorizado.	Ortesis activa de rodilla (AKO) destinada a asistir a personas con movilidad reducida.	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Cuenta con un actuador que permite seleccionar entre dos modos: alta torsión y baja velocidad; y baja torsión y alta velocidad.</li> <li>■ El diseño es simétrico y puede ser utilizado en ambas piernas (izquierda o derecha).</li> <li>■ Incluye un resorte torsional como actuador elástico en serie diseñado para soportar una torsión de 50Nm, y rigidez de 150 Nm/rad.</li> <li>■ Tiene una masa de 3.8 kg incluyendo unidad de control.</li> <li>■ Posee un controlador adaptativo que ajusta el momento aplicado.</li> </ul>	Italia	Instituto de Bio Robótica y Departamento de Excelencia en Robótica e Inteligencia Artificial de la Escuela Superior Santa Ana	Artículo científico	[11]
5	Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad.	Exoesqueleto de dos grados de libertad diseñado para realizar ejercicios de rehabilitación de tobillo y rodilla, para las personas que, a causa de algún accidente, o enfermedad tienen movilidad reducida o nula.	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Cuenta con actuadores tipo SEA (Series Elastic Actuator) que son utilizados para amplificar la fuerza humana con ayuda de algunos sensores.</li> <li>■ Utiliza sensores para medir la posición y velocidad angular de las articulaciones, que se utilizan para controlar el movimiento de la pierna.</li> </ul>	Méjico, Francia	Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Universidad de Technologie de Compiegne	Artículo científico	[12]



Ítem	Nombre	Descripción	Características	País	Instituto	Tipo	Ref
6	Ortesis robótica para rehabilitación bilateral para la mano izquierda para pacientes con hemiplejia.	Sistema para realizar rehabilitación bilateral en pacientes sobrevivientes a un accidente cerebro vascular o con dificultad de movimiento en la mano izquierda, basado en terapia espejo.	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Entrega retroalimentación neuronal al imitar el movimiento de flexión-extensión de los dedos de la mano sana en la afectada.</li> <li>■ Identifica el rango de movimiento de cada dedo de la mano derecha, midiendo la resistencia de sensores flex ubicados en todos ellos.</li> <li>■ Replica el movimiento de cada dedo en la mano afectada guiados por servomotores acoplados a un sistema mecánico</li> </ul>	Ecuador	Universidad de Cuenca	Artículo científico	[13]



En conclusión, los proyectos revisados en este apartado han sido fundamentales para el avance en la creación de ortesis y sistemas robóticos orientados a la rehabilitación, sin embargo, siempre existirá la necesidad de desarrollar soluciones más adaptables, personalizadas y eficientes para abordar de manera integral las diversas patologías que afectan la movilidad de los pacientes.

La ortesis robótica propuesta en este proyecto busca aprovechar los aprendizajes y avances de los trabajos previos para buscar un enfoque más preciso y eficaz en la rehabilitación del coxofemoral y rodilla. A través de la implementación de un diseño modular, motores, y un sistema de control. Este dispositivo pretende superar los retos existentes y ofrecer un apoyo para mejorar la calidad de vida de los pacientes.

## Organización del documento

El presente documento para Trabajo Terminal I está estructurado en secciones y subsecciones en las cuales se desglosa el desarrollo conceptual del proyecto de una ortesis robótica para asistencia del movimiento de coxofemoral y rodilla en adultos con hemiplejia derecha. La primera sección que comienza con la introducción establece el contexto del proyecto, también se aborda el enfoque mecatrónico desde el cual se concibe la ortesis, se delimita el planteamiento del problema a resolver, se justifica la relevancia del trabajo a través de la justificación, y se definen los objetivos específicos que guiarán el desarrollo. Además, se presenta una revisión de los antecedentes que sustentan el proyecto, analizando soluciones previas y tecnologías relacionadas.

Posteriormente, en la sección Marco de referencia desarrollan las bases teóricas y conceptuales fundamentales. Dentro de esta, la subsección del marco teórico profundiza en los principios científicos y de ingeniería esenciales para el diseño de la ortesis, incluyendo una revisión de los planos anatómicos y las articulaciones relevantes para la movilidad de la extremidad inferior afectada.

En la sección ?? se presenta en primera instancia el diseño conceptual en el cual se declaran



las necesidades, y con base en ellas se establecen los requerimientos del proyecto. Apoyados en dichos requerimientos se define la arquitectura funcional, se crea la estructura FBS del proyecto en torno a la función global de mover la extremidad inferior derecha. Seguido de esto, se presenta el IDEF-0 con sus diagramas del nodo A0 compacto y extendido para establecer la arquitectura física del proyecto. Posteriormente se presentan las propuestas solución para cada sistema, los diseño conceptuales basados en dichas propuestas para generar así conceptos solución de los cuales, a través de matrices de selección subjetiva, binaria y ponderación elegir el concepto más apropiado.

En la subsección ?? se detalla el proceso completo de diseño de cada sistema aplicando la metodología mecatrónica de forma modular. Con el propósito de organizar la documentación se estructuró de forma secuencial siguiendo la numeración de cada sistema y módulo en la arquitectura física, sin embargo, el diseño se realizó de forma simultánea de uno o más sistemas al mismo tiempo, es por ello que la redacción de la documentación presenta referencias cruzadas para comprender la mención de componentes, cálculos, factores que hayan sido necesarios para un módulo y el contexto y validación de su selección sean parte de otro módulo o sistema. En esta misma subsección se encuentra la integración de los sistemas de la ortesis así como el plan de pruebas y validación que dan pie al desarrollo de Trabajo Terminal II.

Después del diseño del sistema se presenta lo relacionado a la implementación del sistema como parte de Trabajo Terminal II. Se describen las especificaciones del usuario para los cuales el sistema está diseñado y se procede con la implementación de cada uno de los sistemas y sus respectivos módulos.

Llegando al final del documento se tiene el análisis de resultados donde se presentan aspectos relacionados con la administración del proyecto, desde los costos realizados para el desarrollo del proyecto hasta el cronograma planteado para Trabajo Terminal II. Finalmente, se describen las conclusiones en función de los avances obtenidos y en relación con los objetivos propuestos, además se incluyen en anexos hojas de especificaciones de componentes utilizados, así como planos de manufactura del sistema estructural.



## Marco de referencia

### Marco teórico

El desarrollo del proyecto abarca disciplinas más allá de los alcances de la ingeniería mecatrónica, de los cuales resulta importante tener una noción para poder ser aplicados en el desarrollo de la ortesis robótica.

### Planos anatómicos

Al cuerpo humano se le realizan tres cortes imaginarios para poder ubicar las estructuras y órganos que los componen [14]. Dichos cortes son conocidos como planos anatómicos y se observan en la Figura 1. Estos planos son:

1. Sagital o medio sagital, el cual divide al cuerpo humano en mitad derecha e izquierda.
2. Frontal o coronal, que divide en mitad anterior y posterior.
3. Transversal u horizontal, que divide al cuerpo en mitad superior e inferior.

### Articulaciones

Las articulaciones conectan los huesos del esqueleto y permiten el soporte y la ejecución de movimientos. Existen dos formas principales de clasificarlas. La primera es de acuerdo con su función, es decir, el rango de movimiento que permiten. La segunda clasificación se basa en el material que une los huesos [15].

Una de las articulaciones de interés para el proyecto es la articulación de la coxofemoral, también conocida como cadera, la cual es una articulación multiaxial sinovial que permite una gran variedad de movimientos, entre ellos la flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y externa, así como la circunducción, lo que le otorga una amplia movilidad en diferentes direcciones [16].

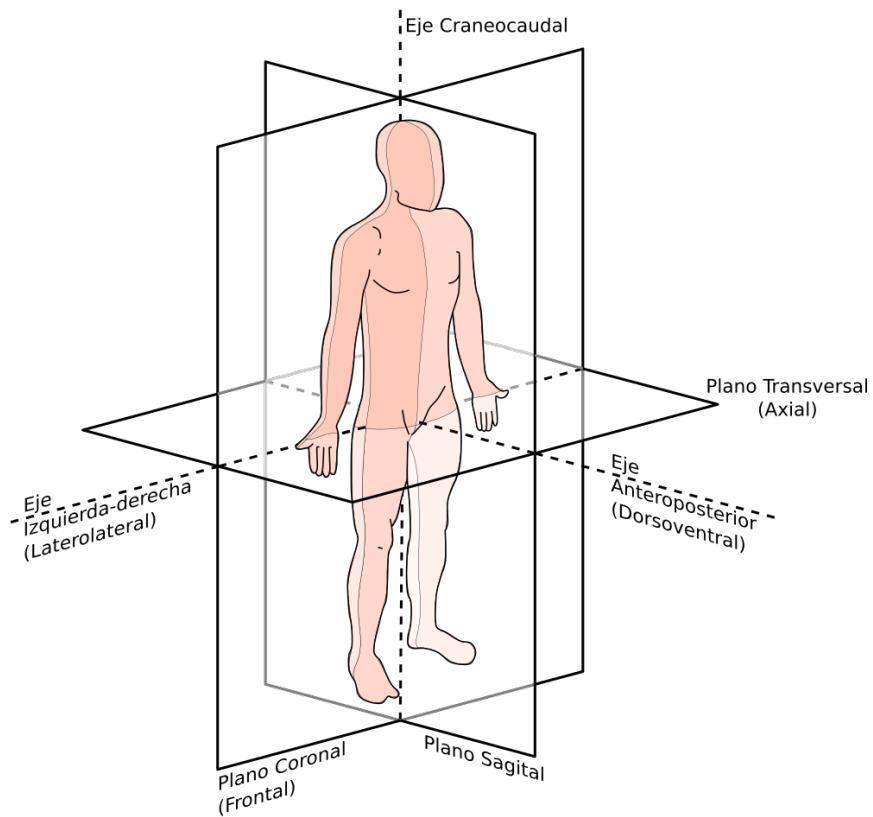


Figura 1: Planos anatómicos del cuerpo humano. Recuperado de [14].

Otra de las articulaciones con la cual se trabajará en el proyecto es la articulación de la rodilla, también conocida como la articulación femoro-tibio patelar, es una articulación de gran rango de movilidad, clasificada como sinovial o diartrodial, permitiendo principalmente los movimientos de flexión y extensión [17].

### Movimientos del cuerpo humano

En anatomía, el concepto de movimiento involucra el desplazamiento de huesos o partes del cuerpo alrededor de articulaciones fijas, en relación con los principales ejes anatómicos (sagital, coronal, transversal) o planos paralelos a estos [18]. Así, el esquema de los movimientos anatómicos se compone de lo siguiente:



1. Estructuras anatómicas que participan en el movimiento.
2. Ejes de referencia alrededor de los cuales ocurre el movimiento.
3. Dirección del movimiento, que en anatomía suele vincularse con un plano estándar, como el mediano, medial, sagital, o frontal.



Entre los movimientos del cuerpo humano se encuentra la flexión/extensión, los cuales son movimientos opuestos que tienen lugar en direcciones sagitales alrededor de un eje frontal/coronal. La flexión se refiere a la acción de reducir el ángulo entre dos estructuras que intervienen en el movimiento, como huesos o partes del cuerpo. En contraste, la extensión o el acto de enderezar implica aumentar el ángulo entre dichas estructuras. Este tipo de movimiento se presenta en la rodilla, donde la tibia de la pierna se mueve con relación al fémur del muslo, y ocurre en el plano sagital. En el movimiento de flexión, la pierna se mueve hacia atrás, y durante la extensión, se mueve hacia adelante [18]. En la Fig. 2 se representan los movimientos de flexión y extensión de la articulación de la rodilla.



(a) Flexión.

(b) Extensión.

Figura 2: Movimientos de flexión/extensión de rodilla.

En la Fig. 3 se representan los movimientos de flexión y extensión que involucran únicamente la articulación del coxofemoral.

Por su parte, los movimientos de abducción/aducción, los cuales están estrechamente relacionados con el plano medial del cuerpo. Ambos movimientos se desarrollan alrededor de un eje anteroposterior, lo que significa que se desplazan hacia adelante y hacia atrás. En términos anatómicos, estos movimientos son más fáciles de entender al observar las piernas y los brazos, ya que su dinámica es bastante similar. El brazo se mueve con respecto al tronco y al hombro, mientras que la pierna lo hace en relación con la articulación coxofemoral. El movimiento



(a) Flexión.

(b) Extensión.

Figura 3: Movimientos de flexión/extensión de articulación de coxofemoral.

ocurre en el plano frontal [18]. Los movimientos de abducción y aducción se representan en la Fig. 4.



(a) Abducción.

(b) Aducción.

Figura 4: Movimientos de abducción/aducción de articulación de coxofemoral.

Los movimientos del cuerpo se ven afectados por condiciones neurológicas como la hemi-



plejia, la cual se define continuación.

### Hemiplejia

La hemiplejia es un término general que se le otorga a una condición crónica que afecta al sistema nervioso central, provocando alteraciones principalmente en la sensibilidad y el control de la acción motora de un lado del cuerpo. Aunque esta afección impacta mayormente un hemicuerpo, también causa otros problemas en diferentes áreas del cuerpo que van más allá del lado afectado [19].

La hemiplejia consta de cuatro fases genéricas:

1. Etapa inicial o de ictus: Tras el evento, el paciente puede estar en coma o semicomía. La duración de esta fase es variable, ya que, se identifica el hemisferio cerebral afectado, pero no su alcance funcional.
2. Fase flácida: El hemisferio cerebral está inhibido, lo que provoca flacidez en el hemicuerpo afectado. El hombro cae, la cabeza se inclina, y el pie se arrastra. Los trastornos sensitivos como la hipoestesia y la hiperestesia también están presentes. Esta fase finaliza con el inicio de la hipertoniía.
3. Etapa espástica: Aparece la hipertoniía, lo que conduce a posturas fijas debido a la rigidez de los músculos. En el miembro inferior afecta la articulación del coxofemoral y el pie. También pueden presentarse alteraciones vegetativas y afasia.
4. Fase de secuelas: En torno a los dos años de la primera fase se ha producido toda la recuperación espontánea posible. En esta fase el paciente debe adaptarse a las secuelas buscando mejorar su funcionalidad a pesar de que no se esperan más avances significativos. Esta fase es sometida a tratamientos con el propósito de mitigar las secuelas y maximizar la autonomía del paciente.



## Diferencias entre hemiplejia y hemiparesia

La hemiplejia se caracteriza por una parálisis total de uno de los lados del cuerpo a causa de una lesión o alteración en el cerebro o sistema nervioso. Mientras que la hemiparesia se refiere a una debilidad o disminución del control muscular en la mitad del cuerpo, pero sin llegar a una parálisis completa. Una persona con hemiparesia aún conserva cierto grado de movilidad en la parte afectada [21].

## Atrofia y distrofia muscular

La atrofia muscular se refiere a una disminución en la masa del músculo, lo que puede llevar a una pérdida parcial o total del tejido muscular. Esta condición puede ser provocada por diversas enfermedades comunes como el cáncer, la diabetes y la insuficiencia renal, así como por quemaduras graves, desnutrición o la falta de uso de los músculos. También puede ser causada por lesiones en la médula espinal, como la paraplejia, que afecta la función motora o sensorial de las extremidades inferiores [22]. Por su parte, la distrofia muscular es un conjunto de enfermedades que provocan una debilidad progresiva y pérdida de masa muscular. En esta condición, los genes anormales (mutaciones) afectan la producción de proteínas necesarias para la formación y el mantenimiento de músculos sanos [22]. Las condiciones médicas descritas son atendidas por tecnologías de rehabilitación y asistencia, entre los cuales se encuentran las ortesis y fisioterapias.

## Fisioterapia

La fisioterapia, también conocida como terapia física, se enfoca en aliviar el dolor, mejorar la movilidad y fortalecer los músculos debilitados a través de ejercicios, masajes y tratamientos con estímulos físicos como calor, frío, corrientes eléctricas y ultrasonido. Además de su aplicación en la clínica, uno de sus objetivos clave es enseñar a los pacientes a mejorar su salud de manera independiente, fomentando la práctica de ejercicios en casa [23]. Esta terapia incluye tanto movimientos activos realizados por el paciente, como movimientos pasivos guiados por



el terapeuta, y utiliza diversas técnicas para tratar síntomas y prevenir problemas futuros.

### Seguimiento de trayectoria

Es el proceso de diseñar un sistema de control que guíe a un objeto, máquinas o robot para que siga una trayectoria dada [24]. Es comúnmente utilizado en aplicaciones de robótica, sistemas de control de vehículos, brazos mecánicos, y particularmente para este proyecto, busca ser aplicado en la ortesis robótica. A través del seguimiento de trayectoria el sistema alcanza una serie de puntos, o trayectoria cartesiana, minimizando el error entre la posición deseada y la posición real. Para lograr esto, se utilizan controladores como el control PID (Proporcional Integral Derivativo) [25].

## Marco procedimental

### Metodología mecatrónica

La metodología seleccionada para el desarrollo del proyecto es la metodología VDI 2206, la cual es una guía flexible diseñada específicamente para el desarrollo de sistemas mecatrónicos, que integra disciplinas como la mecánica, electrónica, control y tecnologías de la información, ayudando a gestionar la complejidad y heterogeneidad de diseños mechatrónicos a través de un modelo adaptable a las necesidades del proyecto [26]. La metodología consta de un diseño en dos niveles:

- Micro nivel: Centrado en el proceso de resolución de problemas a nivel individual, apoyando en tareas específicas del diseño.
- Macro nivel: Utiliza un modelo en “V”, que combina un enfoque de arriba hacia abajo para el diseño del sistema (descomponiendo en funciones), y de abajo hacia arriba para la integración del sistema, lo que permite la validación y verificación continua.

## Implementación de metodología VDI-2206

En la Fig. 5 se muestra el diagrama de modelo VDI-2206 con etapas enfocadas en el desarrollo de la ortesis robótica.

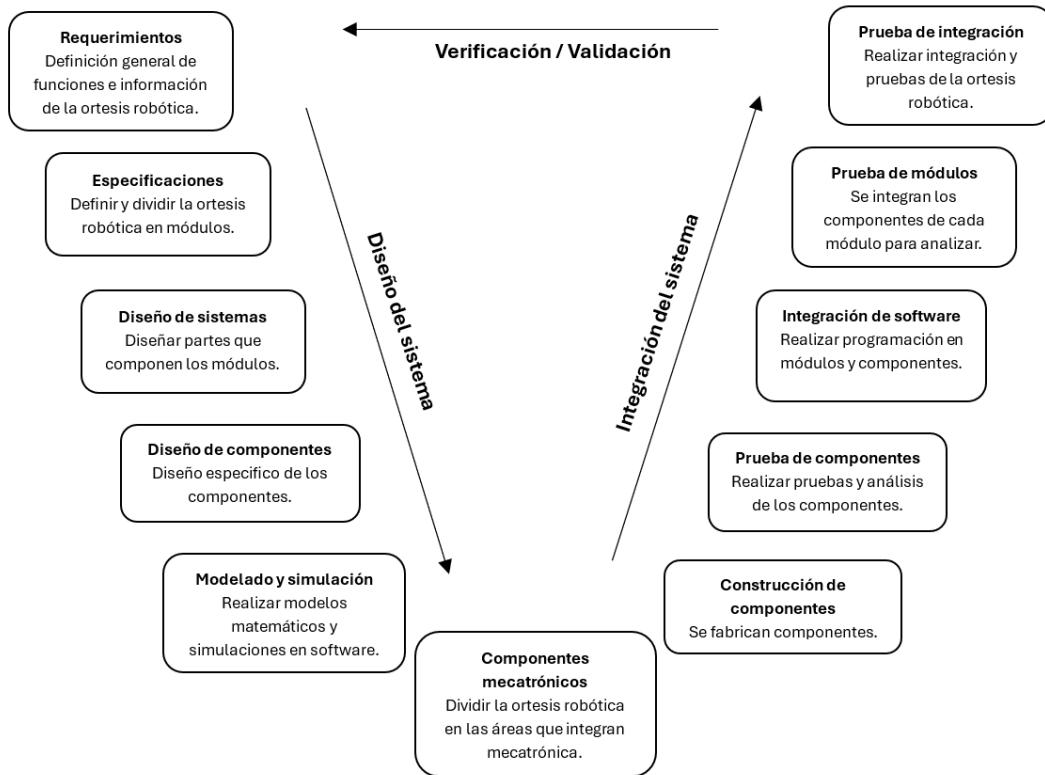


Figura 5: Diagrama de modelo del VDI-2206 con etapas para el desarrollo de la ortesis robótica.

## Esquema FBS

El esquema FBS (Functional Breakdown Structure) es un enfoque de descomposición funcional que organiza todas las actividades necesarias para cumplir una función global, separándolas de una estructura basada en productos, como la Work Breakdown Structure (WBS). A diferencia de la WBS, la FBS se centra en los procesos y funciones requeridas para alcanzar los objetivos de una arquitectura sin estar ligada a una implementación específica. Este enfoque



permite evaluar que tan completos son los diseños y optimizar la integración de disciplinas desde una perspectiva holística, evitando la segmentación en niveles individuales de componentes. Además, la FBS ayuda a establecer comparaciones más precisas entre opciones arquitectónicas al identificar funciones redundantes o faltantes [27].

## IDEFO

IDEFO (Integration Definition for Function Modeling) es una metodología de modelado de procesos utilizada para representar gráficamente funciones dentro de un sistema, facilitando su análisis y optimización. En el contexto de la mecatrónica, IDEF0 permite estructurar la interacción entre componentes mecánicos, electrónicos y de control, en la búsqueda de una integración eficiente de los subsistemas. Su enfoque jerárquico y modular ayuda a definir entradas, controles, mecanismos y salidas de cada función [28].



---

## Implementación del sistema

---

En esta sección se describe la construcción física de cada uno de los sistemas que conforman el proyecto. Así mismo, se detallan los cambios realizados al diseño planteado en Trabajo Terminal I con el objetivo de obtener un funcionamiento adecuado al integrar los distintos sistemas del proyecto. Además, se realizan pruebas para verificar el funcionamiento de cada uno y de forma integral.

### Hoja de especificaciones del usuario

El sistema de ortesis robótica está diseñado para un rango de usuarios que cumpla con las siguientes características antropométricas, obtenidas de estudios de población mexicana [37], [38]:

Estas dimensiones determinan:

- La distancia y ajuste de los puntos de sujeción mecánica.
- La fuerza nominal requerida de los actuadores lineales y rotativos.
- La configuración de las rutinas de movimiento, para mantener seguridad y comodidad.

El diseño mecánico y los mecanismos de sujeción (véase Anexo I, Planos de manufactura) se dimensionaron considerando el percentil 95 para garantizar compatibilidad con la mayoría de los usuarios.

Tabla 2: Hoja de especificaciones antropométricas (resumen).

Parámetro	Unidad	ID	P5	P95	Mín / Máx (diseño)
Longitud total de pierna	cm	1	81	94	81-94 ± 10mm
Longitud a altura rodilla	cm	2	43.4	52.6	43.4-52.6 ± 10mm
Perímetro pantorrilla	cm	3	31.5	42	31.5-42 ± 10mm
Altura sentado	cm	4	82.5	95	82.5-95 ± 10mm
Longitud nalga-poplíteo	cm	5	43.2	52.6	43.2-52.6 ± 10mm
Longitud nalga-rodilla	cm	6	53.7	64	53.7-64 ± 10mm
Altura poplítea	cm	7	37.4	45.3	37.4-45.3 ± 10mm
Altura rodilla sentado	cm	8	47.3	55.6	47.3-55.6 ± 10mm
Anchura codos	cm	9	44.3	62	44.3-62 ± 10mm
Anchura cadera (sentado)	cm	10	32.8	42.3	32.8-42.3 ± 10mm
Peso corporal (P95)	kg		55	97.3	<b>Carga diseño = 92</b>

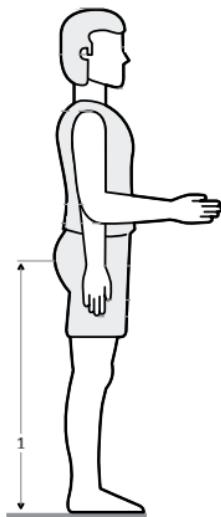
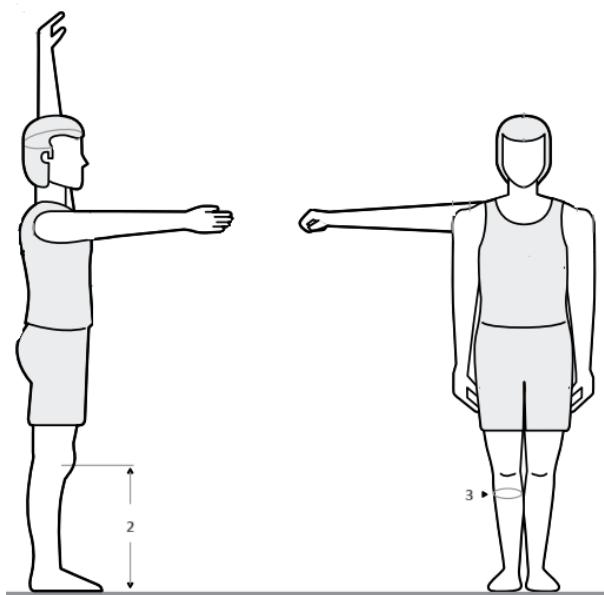
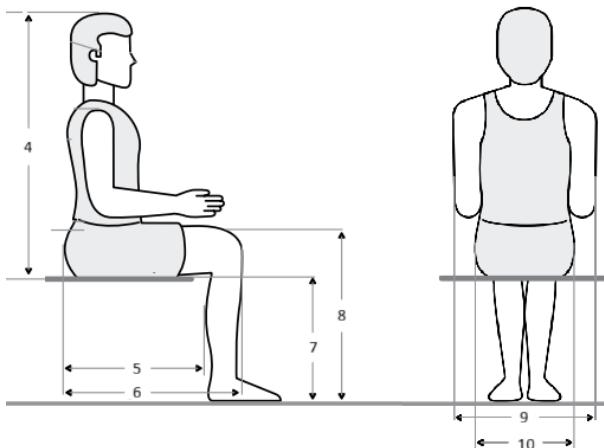


Figura 6: Dimensión antropométrica de longitud de pierna.



(a) Longitud a altura y perímetro de pantorrilla.



(b) Longitudes y alturas en posición sentado.

Figura 7: Dimensiones antropométricas contempladas para diseño del sistema.



## Adquisición y verificación de componentes

Parte importante para la construcción del proyecto recayó en la adquisición de los componentes a utilizar, tomando en cuenta su capacidad para desempeñar su función esperada, así como los tiempos de envío y entrega una vez realizados los pedidos.

### Gestión de proveedores y materiales

La fase de implementación dio inicio con la adquisición de los componentes y materiales estructurales definidos en el diseño detallado desarrollado en Trabajo Terminal I. La selección de los componentes se basó en el cumplimiento de las especificaciones técnicas, mientras que para la selección de proveedores se tomó en cuenta la disponibilidad en el mercado nacional, costos y tiempos de entrega.

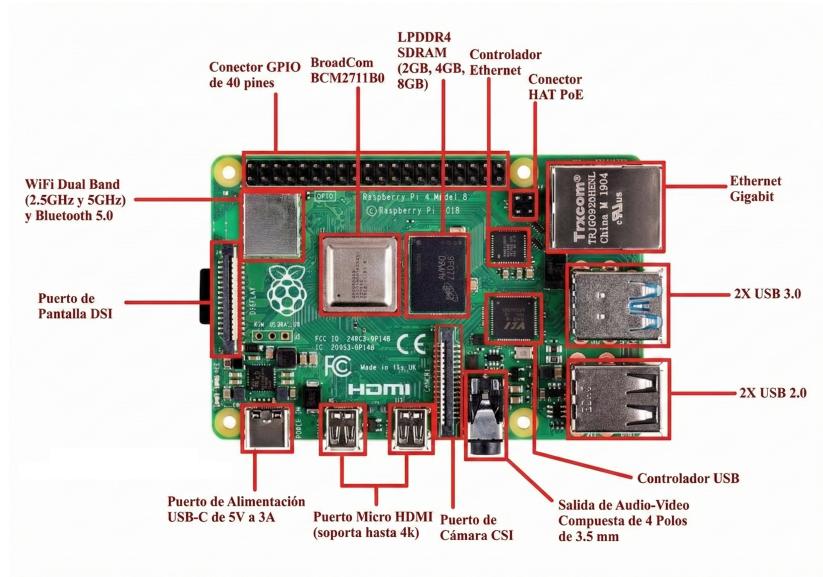


Figura 8: Distribución de pines en la unidad de procesamiento Raspberry Pi 4.

Se gestionó la compra de todos los elementos, desde los perfiles estructurales PTR y de aluminio, hasta los componentes necesarios como los drivers HSS57 y HSS86, los motores a pasos Nema 23 y Nema 34, y la unidad de procesamiento (Raspberry Pi 4) como componente



crítico para el sistema de control a través del cual se coordinan los sistemas de comunicación y sistemas de movimiento. En la Fig. 8 se muestra la distribución de los pines en la unidad de procesamiento Raspberry Pi4.

## Sistema estructural (S1)

La construcción del sistema estructural fue dividido en secciones comenzando por la base de la cama que soportaría a los mecanismos de flexión-extensión, abducción-aducción, así como el montaje de componentes electrónicos y actuadores requeridos para los sistemas de control, seguridad eléctrica y comunicación humano-máquina.

### Construcción de la cama de soporte

El soporte principal se construyó utilizando perfiles PTR soldados con la finalidad de obtener una base rígida ante la carga vertical del paciente y los mecanismos que soportará la estructura. En la Fig. 9 se muestra el perfil del PTR con dimensiones 2x2 pulgadas y grosor de calibre 12.

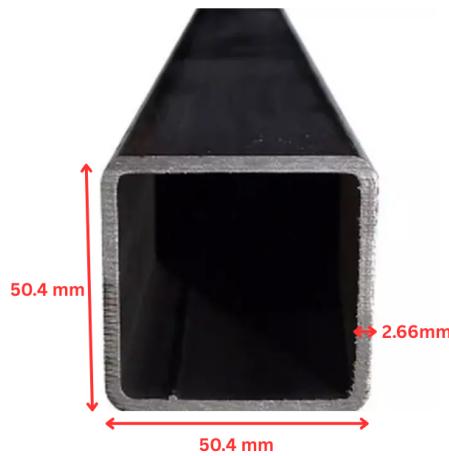


Figura 9: Perfil PTR de dimensión 2x2 pulgadas y calibre 12, para construcción de la cama soporte.

Se colocó una placa de triplay con un espesor de 15 mm sobre la base del soporte principal acorde a su forma y dimensiones, y sobre esta placa se integró una colchoneta de espuma de alta densidad que se utiliza como superficie de acojinamiento para comodidad del paciente con un espesor de 45 mm [Fig. 10].

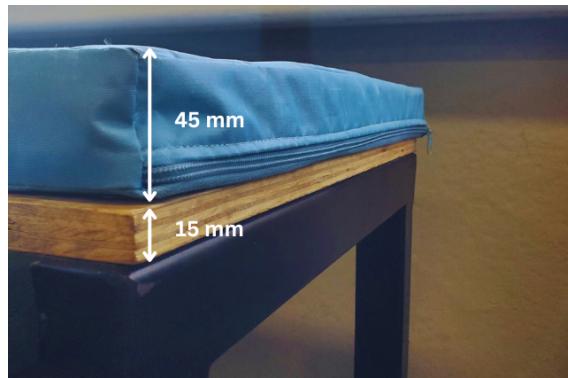


Figura 10: Implementación física con colchoneta y placa de triplay sobre la base del sistema estructural.

### Construcción del mecanismo de flexión-extensión

El mecanismo se manufacturó utilizando perfiles de aluminio 6061-T6 para reducir la dificultad del movimiento relacionada con la inercia del mecanismo. El mecanismo se conforma de una parte ajustable para poder acoplar la pierna del paciente y realizar el movimiento de flexión-extensión; y una segunda parte estática de dimensiones fijas que actúan como soporte para la parte móvil ajustable. En la Fig. 11 se observan las partes del mecanismo, así como las dimensiones fijas de la parte estática.

Las uniones que integran la parte ajustable del mecanismo son las uniones Clevis, las cuales fueron seleccionadas por medio de matrices de decisión en la fase de diseño. Se utilizó tornillería de acero galvanizado para dichas uniones. En la Fig. 12 y en la Fig. 13 se muestran las uniones en la articulación del coxofemoral y rodilla respectivamente.



Figura 11: Partes del mecanismo de flexión-extensión.

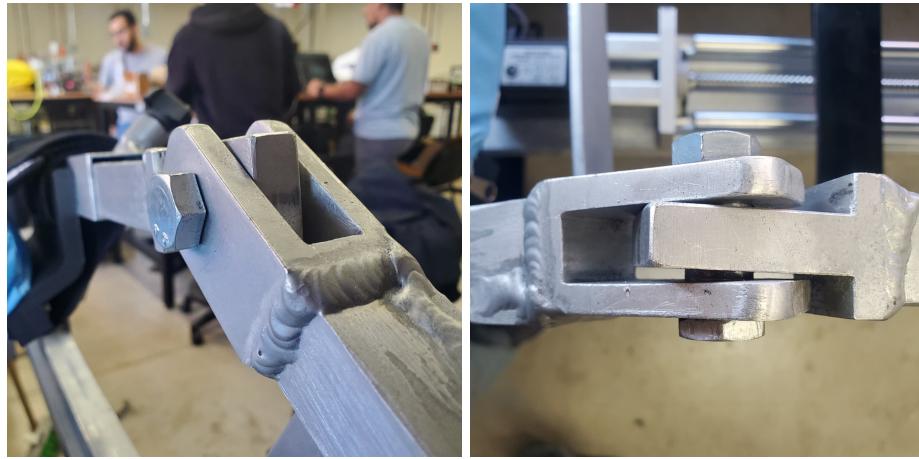


(a) Vista lateral frontal.

(b) Vista lateral trasera.

Figura 12: Uniones Clevis en articulación de coxofemoral en mecanismo ajustable.

Ambos pares de uniones Clevis fueron maquinados con aluminio 6061-T6 y soldados a los perfiles del mecanismo ajustable y estático. .



(a) Vista lateral trasera.

(b) Vista superior.

Figura 13: Uniones Clevis en articulación de rodilla en mecanismo ajustable.

#### Diseño de la placa base, eje de transmisión, manejo de tolerancias y deformaciones térmicas

El mecanismo de flexión-extensión se colocó sobre una placa de acero al carbón de  $1/2"$ . La longitud de la placa fue acotada al área de transmisión de esfuerzos del actuador lineal en lugar de cubrir toda la base con la finalidad de reducir la deflexión del eje debido al peso de la pierna. Además, se implementaron múltiples puntos de apoyo (chumaceras) que fueron distribuidos a lo largo del eje de transmisión, reduciendo así el momento flector en los extremos. Sin embargo, durante el proceso de manufactura, las placas de acero fueron cortadas mediante láser. Se observó que el calor térmico generado al momento del corte provocó una curvatura, lo que dificultó el alineamiento de las placas con los rieles de la guía. Para corregir el ensamblaje se realizó una alineación activa, es decir, se montaron el eje, las chumaceras y la placa simultáneamente, y se ajustó la posición con esfuerzo manual antes de aplicar los puntos de soldadura y fijación final. En la Fig. 14 se muestra la forma y dimensiones de la placa sobre la cual se montó la estructura de aluminio, así como sus dimensiones, así como la distribución de los componentes sobre el eje de transmisión.



(a) Forma y dimensiones de placa de acero al carbón de 1/2". (b) Eje de transmisión con mecanismo de flexión-extensión montado.

Figura 14: Eje de transmisión y placa para montaje del mecanismo de flexión-extensión.

#### Implementación de sujeción y ajuste

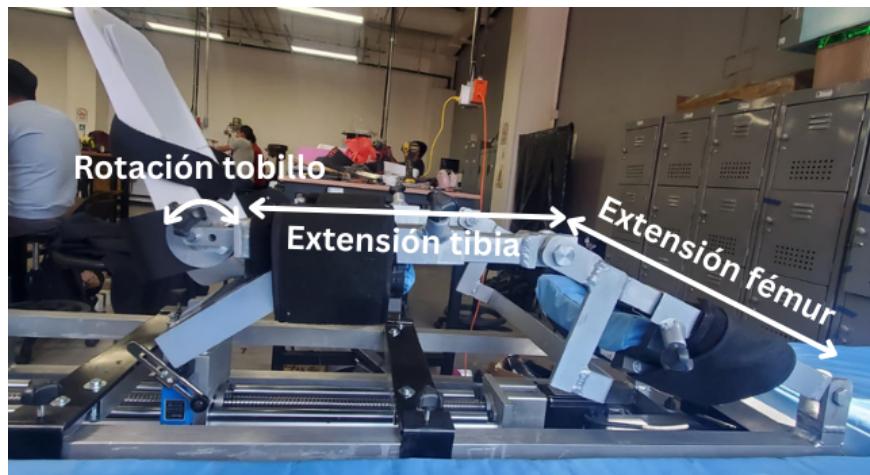


Figura 15: Vista lateral del mecanismo de flexión-extensión.

Para lograr la adaptabilidad a los diferentes percentiles antropométricos (P5 a P95), se

implementó el sistema de ajuste telescopico en los eslabones correspondientes al fémur y la tibia, de modo que al inicio de la sesión se realice el ajuste de los tubos telescopicos a la longitud de la pierna del paciente. En la Fig. 15 se muestra el mecanismo de flexión-extensión cuyos rangos de extensión son:

- Extensión de tibia:

- Extensión de fémur:

Para ajustar y fijar la longitud de los tubos telescopicos se emplearon tornillos tipo estrella. En la Fig. 16 cada un tornillo por lado, sin embargo, estos fueron colocados en pares (uno en el extremo derecho y uno en el extremo izquierdo).



(a) Tornillo para tubo telescopico de fémur. (b) Tornillo para tubo telescopico de tibia. (c) Tornillo para ajuste de rotación del tobillo.

Figura 16: Tornillos tipo estrella para sujeción y ajuste de longitud del mecanismo de flexión-extensión.



## Discrepancias entre diseño e implementación del mecanismo de flexión-extensión

**Soporte distal (pie).** Durante el ensamble del soporte distal (pie)<sup>2</sup>, se encontró una interferencia dimensional en la unión de la impresión 3D plegada que actúa como soporte del pie con la estructura de aluminio, por lo que se aplicó un proceso de ajuste mecánico (desbaste de 3 mm) en las caras laterales para lograr un acople deslizante.

**Barreno invertido en clévis (fémur).** En uno de los tubos telescópicos del fémur, un barreno para ajustar la posición del tubo telescópico fue soldado en sentido invertido al planteado en el diseño CAD, sin embargo, no afecta al funcionamiento ni el movimiento por lo que se decidió conservar dicho cambio debido a que el funcionamiento es aceptable.

## Construcción del mecanismo de abducción-aducción.

El mecanismo de abducción-aducción se encarga de soportar la carga del subsistema de flexión y la pierna del paciente, y produce la rotación de un eje vertical. Para este mecanismo se utilizó el motor Nema 34 acoplado un eje de acero maquinado. Sobre el eje se tienen los puntos de apoyo distribuidos que reducen el momento flector en los extremos.

### Selección de elementos de rotación

Durante la validación del diseño, se analizó la selección de los elementos rodantes para las articulaciones superior e inferior.

1. **Eje inferior (carga principal):** Se implementaron chumaceras de bolas y un rodamiento axial en la base. Esto para soportar la carga axial combinada (aprox. 25 kg) con mínima fricción.
2. **Uniones superiores (nivel coxofemoral):** Para las articulaciones superiores del mecanismo de flexión-extensión, se emplearon las juntas Clevis seleccionadas mediante tablas

<sup>2</sup>Se proporciona mayor información de la manufactura de los soportes en la subsección Implementación del sistema de seguridad mecánico (S3).

de decisión, la cuales no tienen rodamientos de bolas, esto se debe a que la velocidad angular de operación es muy baja ( $< 0.5$  rad/s) y el ciclo de trabajo no es continuo, lo que implica que la fricción generada por el contacto metal-metal lubricado es despreciable en comparación con el par disponible de los actuadores. Además, esta configuración reduce el volumen del mecanismo en la zona de la cadera. Esto reduce el volumen ocupado por el mecanismo en la articulación coxofemoral.

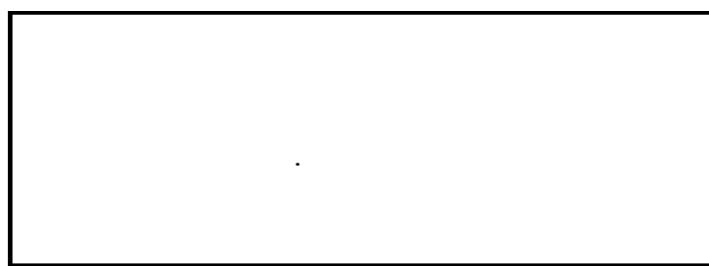


Figura 17: Eje principal de abducción maquinado con cuñero para acople directo al motor Nema 34.

### Integración de mecanismos y montaje final

Durante las fases finales del ensamblaje se realizó el acoplamiento del subensamblaje de flexión-extensión sobre el eje de abducción, y se realizaron los barrenos para la fijación de los interruptores de límite directamente sobre la estructura, ajustando su posición para permitir el movimiento de los mecanismos de flexión-extensión y abducción-aducción. Durante este proceso se encontró fricción excesiva con partes de la estructura por lo que se recurrió al desbaste de zonas de la estructura con el fin de permitir un desplazamiento suave y evitar atascamientos.

### Verificación del sistema estructural

Una vez ensamblado el sistema S1, se procedió a su validación estática antes de integrar los componentes de los sistemas de seguridad mecánica, eléctrica, control y comunicación.

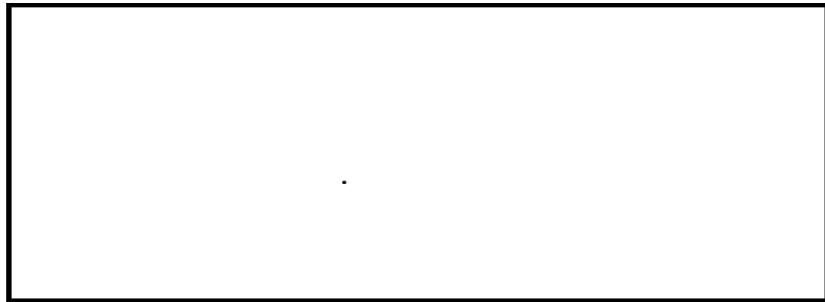


Figura 18: Ajuste dimensional a estructura para montaje de interruptores de límite.

#### Prueba S1-01: Integridad estructural bajo carga

**Objetivo:** Verificar que la estructura soporta la carga de diseño sin deformaciones plásticas ni fallos en las soldaduras.

**Procedimiento:** Se aplicó una carga estática distribuida de 90 kg sobre la cama de soporte y una carga puntual de 20 kg sobre el mecanismo de pierna extendida, simulando el peso de un paciente en el percentil P95.

**Resultados:** La estructura no presentó deformaciones visibles ni ruidos estructurales. El mecanismo de flexión mantuvo su alineación bajo carga, validando la corrección de las placas de acero.

#### Implementación del sistema de seguridad mecánico (S3)

La seguridad mecánica constituye la segunda capa de protección del proyecto, actuando como una barrera física pasiva que protege la integridad del paciente y del mecanismo en caso de fallo del sistema de control, ya que, debido a la alta capacidad de par del actuador lineal seleccionado (Nema 23 con driver HSSS57) en relación con la rigidez estructural del mecanismo, existía un riesgo de daño mecánico en caso de colisión por fallo de control.

El sistema se compone de dos módulos: M3 y M4, cuya implementación se describe a continuación.

### Implementación de topes mecánicos (M3)

Se integraron al sistema estructural los topes mecánicos que impiden el descarrilamiento del mecanismo de flexión-extensión, o la apertura excesiva del ángulo de abducción-aducción más allá de los límites permitidos ( $0^\circ$  a  $110^\circ$ ). Los topes fueron realizados con el material PTR, mismo que comparte con la estructura de la cama soporte, cuyo perfil se mostró en la Fig. 9.

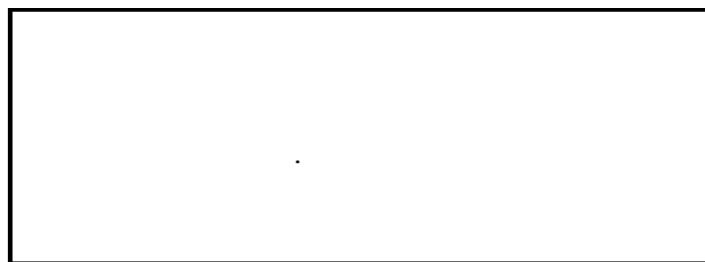


Figura 19: Tope mecánico para mecanismo de flexión-extensión.

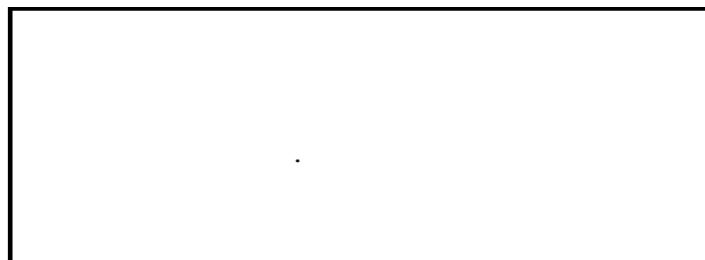


Figura 20: Tope mecánico para mecanismo de abducción-aducción.

### Implementación de módulos de sujeción (M4)

Los soportes directos para la pierna y pie se fabricaron mediante impresión 3D (manufactura aditiva) utilizando PLA para permitir geometrías ergonómicas complejas que no serían viables por métodos sustractivos. Estos soportes se acoplaron a los tubos telescópicos de aluminio que forman parte del mecanismo de flexión-extensión, permitiendo el ajuste longitudinal. Aunque el diseño contempla el uso de cintas de velcro para la sujeción final, durante la fase de



pruebas funcionales se priorizó la validación del mecanismo de ajuste telescópico y la rigidez de los soportes impresos.

## Verificación de seguridad mecánica

Se validó el funcionamiento de los topes mecánicos como medida de última instancia ante una falla de control.

### Prueba S3-01: Resistencia al impacto controlado

**Objetivo:** Verificar que la estructura y los topes soportan el torque del motor sin sufrir daño permanente en caso de que el software no detenga el movimiento.

**Justificación de Seguridad:** Debido al alto par del actuador Nema 23 seleccionado, existe el riesgo de que el motor venza la estructura si no se limita su avance.

**Procedimiento:** Se deshabilitaron intencionalmente los límites de software y se comandó el motor hacia el extremo del riel a baja velocidad, provocando una colisión controlada contra el tope mecánico.

**Resultados:** El tope mecánico detuvo el avance del mecanismo sin deformar la estructura ni descarrilarlo, validando la robustez de la barrera física como segunda capa de protección.

## Verificación (M1)

## Implementación módulo 2 (M2)

### Verificación (M2)

.....

## Implementación módulo 2 (Mn)

Verificación (Mn)

## Implementación módulo 1 (MI)

Verificación (MI)

---

## Discusión / Análisis de resultados

---

### Análisis de ingeniería

#### Análisis de costos

#### Análisis de valor y costos

Para la determinación del costo total del prototipo, se realizó un desglose de los recursos materiales y componentes adquiridos durante la fase de implementación. Los costos se clasifican en tres categorías principales: dispositivos electrónicos, componentes mecánicos e insumos de manufactura.

##### Costos de dispositivos electrónicos y control

La Tabla 3 enumera los elementos activos encargados del procesamiento, control de movimiento e interfaz con el usuario. Se destaca la inversión en la interfaz HMI y los sistemas de actuación de lazo cerrado.

##### Costos de componentes mecánicos y estructurales

En la Tabla 4 se detallan los costos asociados a la estructura de soporte, mecanismos de transmisión y el actuador principal de abducción.

Tabla 3: Costos de dispositivos electrónicos y de control.

Componente	Cantidad	Costo Total (MXN)
Pantalla HMI Táctil 7"(Industrial)	1	\$ 5,000.00
Microcontrolador Raspberry Pi 4	1	\$ 1,920.00
Kit Motor Nema 23 + Driver HSS57	1	\$ 3,238.00
Fuente de Poder 48V (LRS-600-48)	1	\$ 1,039.00
Fuente de Poder 5V (LRS-50-5)	1	\$ 409.00
Sensores y Finales de Carrera	1	\$ 675.00
Componentes de Seguridad (Paro/Relé)	1	\$ 200.00
<b>Subtotal Electrónica</b>		<b>\$ 12,481.00</b>

Tabla 4: Costos de componentes mecánicos.

Componente	Cantidad	Costo Total (MXN)
Kit Motor Nema 34 + Driver HSS86	1	\$ 6,000.00
Actuador Lineal (Mecánica)	1	\$ 6,098.00
Perfiles Estructurales (PTR y Aluminio)	Lote	\$ 5,800.00
Placas de Acero y Maquinados	Lote	\$ 3,800.00
Rodamientos y Chumaceras	4	\$ 1,140.00
Elementos de Transmisión (Coples/Ejes)	Lote	\$ 2,200.00
<b>Subtotal Mecánica</b>		<b>\$ 25,038.00</b>



## Costos de insumos y manufactura

Finalmente, la Tabla 5 contempla los materiales consumibles utilizados para el ensamble, cableado y acabados estéticos, así como los elementos de sujeción (tornillería).

Tabla 5: Costos de insumos, herramientas y manufactura.

Concepto	Descripción	Costo (MXN)
Tornillería Diversa	M3, M4, M5, M8	\$ 1,200.00
Cableado y Conectores	Calibre 16/18, UTP, Terminales	\$ 800.00
Insumos de Soldadura y Pintura	Electrodos, Lijas, Aerosol	\$ 600.00
Material de Impresión 3D	Filamento PLA/PETG	\$ 800.00
Servicios Externos (Estimado)	Costura, Cortes especiales	\$ 1,500.00
<b>Subtotal Insumos</b>		<b>\$ 4,900.00</b>

## Costo total del proyecto

El costo total de implementación del prototipo funcional asciende a:

Tabla 6: Resumen del costo total del prototipo.

Categoría	Monto (MXN)
Sistemas Electrónicos y Control	\$ 12,481.00
Sistemas Mecánicos y Actuación	\$ 25,038.00
Insumos y Manufactura	\$ 4,900.00
<b>COSTO TOTAL</b>	<b>\$ 42,419.00</b>

Este monto representa el costo de materiales y servicios directos para la fabricación de una unidad prototipo, excluyendo los costos de ingeniería y diseño (horas-hombre).

## Análisis de valor

---

## Conclusiones

---

una conclusión

Recomendaciones y trabajo futuro



---

## Referencias

---

- [1] G. Cioni, G. Sgandurra, S. Muzzini, P. B. Paolicelli y A. Ferrari, “Forms of hemiplegia”, en The Spastic Forms of Cerebral Palsy. Milano: Springer Milan, 2010, pp. 331–356. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: [https://doi.org/10.1007/978-88-470-1478-7\\_16](https://doi.org/10.1007/978-88-470-1478-7_16)
- [2] INEGI, “Estadística de defunciones registradas de enero a junio de 2022 (preliminar)”, Ciudad de México, 29/23, 24 de enero de 2023. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2023/DR/DR-Ene-jun2022.pdf>
- [3] Estela. “Efectos de la inmovilización y tratamiento con fisioterapia”. Fisalia. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://fisalia.es/efectos-inmovilizacion-tratamiento-fisioterapia/>
- [4] Ú. Costa y S. Díez, “Robótica para la rehabilitación”, Soberruedas, vol. 102, pp. 16–20, 2020. Accedido el 22 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible: [https://siidon.guttmann.com/files/sr\\_102\\_robotica\\_costa\\_diez.pdf](https://siidon.guttmann.com/files/sr_102_robotica_costa_diez.pdf)

- [5] B. Y. Noa, M. Torres y J. Nodarse, “Terapia robótica en la rehabilitación del miembro superior hemipléjico en pacientes con enfermedad cerebrovascular”, Medimay, p. 6, 2021. Accedido el 22 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.medicographic.com/pdfs/revciemedhab/cmh-2021/cmh211n.pdf>
- [6] Patrick, D. (2014). Orthotics. En A comprehensive guide to geriatric rehabilitation (pp. 497–500). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/b978-0-7020-4588-2.00069-3>
- [7] Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, “Riesgos en trabajos de fisioterapia”, Erga Form. Prof., n.º 73, 2011. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.insst.es/documents/94886/160640/N%C3%BAmero+73.+RIESGOS+EN+TRABAJOS+DE+FISIOTERAPIA.pdf>
- [8] A. S. Muñoz Pinto, “Lokomat en la re-educación de la marcha en personas hemipléjicas post accidente cerebro vascular”, Trabajo de grado, Univ. Tec. Ambato, Ambato, Ecuador, 2016. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://repositorio.uta.edu.ec/jspui/bitstream/123456789/22862/2/PROYECTO%20DE%20INVESTIGACION%20LOKOMAT.pdf>
- [9] E. Jiménez Vázquez, “Diseño de exoesqueleto de apoyo a la motricidad para la articulación de cadera”, Trabajo de grado, Inst. Politec. Nac., Ciudad de México, 2014. Accedido el 28 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://tesis.ipn.mx/jspui/bitstream/123456789/17893/1/Diseno%20de%20exoesqueleto%20de%20apoyo%20a%20la%20motricidad%20para%20la%20articulacion%20de%20cadera.pdf>
- [10] C. H. Guzmán Valdivia, A. Blanco Ortega, M. A. Oliver Salazar, F. A. Gómez Becerra y J. L. Carrera Escobedo, “HipBot – The design, development and control of a therapeutic robot for hip rehabilitation”, Mechatronics, vol. 30, pp. 55–64, septiembre de 2015. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2015.06.007>



- [11] C. B. Sanz-Morère et al., “An active knee orthosis with a variable transmission ratio through a motorized dual clutch”, Mechatronics, vol. 94, p. 103018, octubre de 2023. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2023.103018>
- [12] López, R., Aguilar, H., Salazar, S., Lozano, R., & Torres, J. A. (2014). Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI, 11(3), 304–314. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.1016/j.riai.2014.02.008>
- [13] X. L. Albornoz Tepán, “Robotic orthosis for bilateral rehabilitation of left hand for patients with hemiplegia”, I+T+C Investig. Tecnol. Cienc., vol. 1, no. 13, pp. 10–15, Dec. 2019. Accedido el 1 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible: [https://revistas.unicomfacauc.edu.co/ojs/index.php/itc/article/view/itc2019\\_pag\\_10\\_15](https://revistas.unicomfacauc.edu.co/ojs/index.php/itc/article/view/itc2019_pag_10_15)
- [14] Alianza B@UNAM, CCH & ENP ante la pandemia. (2024, 18 de febrero). Planos anatómicos y términos direccionales. <https://alianza.bunam.unam.mx/enp/planos-anatomicos-y-terminos-direccionales/>
- [15] Articulaciones y ligamentos. (2024). Visible Body. <https://www.visiblebody.com/es/learn/skeleton/joints-and-ligaments>
- [16] Azucas, R. (2023, 30 de octubre). Articulación coxofemoral. Kenhub. <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-coxofemoral>
- [17] Saldívar Paredes, M. (2018). Descripción morfológica y biomecánica de la articulación de la rodilla del canino (*Canis lupus familiaris*). CES Medicina Veterinaria y Zootecnia, 13(3), 294–307. <https://doi.org/10.21615/cesmvz.13.3.1>

- [18] Navarro, B. (2023, 30 de octubre). Tipos de movimientos del cuerpo humano. Kenhub. <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/tipos-de-movimientos-del-cuerpo-humano>
- [19] Junquera, M. (2013, 18 de abril). Fases de la hemiplejia. FisioOnline. <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/fases-de-la-hemiplejia>
- [20] American Stroke Association. (2019, 7 de abril). Hemiparesis. www.stroke.org. <https://www.stroke.org/en/about-stroke/effects-of-stroke/physical-effects/hemiparesis>
- [21] Con la EM. (s.f.). ¿Qué es la hemiparesia? Causas, síntomas y tratamiento. Esclerosis Múltiple: Todo lo que debes saber. <https://www.conlaem.es/esclerosis-multiple/glosario/hemiparesia>
- [22] Panzhinskiy, E., Culver, B., Ren, J., Bagchi, D., & Nair, S. (2019). Role of mammalian target of rapamycin in muscle growth. En Nutrition and enhanced sports performance (pp. 251–261). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-813922-6.00022-9>
- [23] Muscular dystrophy - Symptoms & causes. (2022, 11 de febrero). Mayo Clinic. <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/muscular-dystrophy/symptoms-causes/syc-20375388>
- [24] Nagy, P. V. (1989). Trajectory tracking control for industrial robots. Journal of Mechanical Working Technology, 20, 273–281. [https://doi.org/10.1016/0378-3804\(89\)90037-5](https://doi.org/10.1016/0378-3804(89)90037-5)
- [25] Siciliano, B., Villani, L., & Sciavicco, L. (2009). Robotics: Modelling, planning and control. Springer.
- [26] Gausemeier, J., & Moehringer, S. (2002). VDI 2206- A new guideline for the design of mechatronic systems. IFAC Proceedings Volumes, 35(2), 785–790. [https://doi.org/10.1016/s1474-6670\(17\)34035-1](https://doi.org/10.1016/s1474-6670(17)34035-1)

- 
- [27] D. Levack, B. DeHoff, and R. Rhodes, "Functional Breakdown Structure (FBS) and Its Relationship to Life Cycle Cost", in 45th AIAA/ASME/SAE/ASEE Joint Propulsion Conf. Exhibit, Denver, Colorado. Reston, Virginia: Amer. Inst. Aeronaut. Astronaut., 2009. Accessed: Jun. 4, 2025. [Online]. <https://doi.org/10.2514/6.2009-5344>
- [28] "Federal Information Processing Standards Publication: integration definition for function modeling (IDEF0)", National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 1993. Accessed: Jun. 4, 2025. [Online]. <https://doi.org/10.6028/nist.fips.183>
- [29] InformedHealth.org. (2024, 19 de marzo). In brief: Physical therapy. National Center for Biotechnology Information. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK561514/>
- [30] Bonaldo, P., & Sandri, M. (2012). Cellular and molecular mechanisms of muscle atrophy. Disease Models & Mechanisms, 6(1), 25–39. <https://doi.org/10.1242/dmm.010389>
- [31] Panzhinskiy, E., Culver, B., Ren, J., Bagchi, D., & Nair, S. (2019). Role of mammalian target of rapamycin in muscle growth. En Nutrition and enhanced sports performance (pp. 251–261). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-813922-6.00022-9>
- [32] Sun, X., Xu, K., Shi, Y., Li, H., Li, R., Yang, S., Jin, H., Feng, C., Li, B., Xing, C., Qu, Y., Wang, Q., Chen, Y., & Yang, T. (2021). Discussion on the rehabilitation of stroke hemiplegia based on interdisciplinary combination of medicine and engineering. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, 2021, 1–11. <https://doi.org/10.1155/2021/6631835>
- [33] Segments. (n.d.). ExRx.net. <https://exrx.net/Kinesiology/Segments>
- [34] Meyer, D. (n.d.). Emergency stop circuit. Eaton. <https://www.eaton.com/gb/en-gb/markets/machine-building/service-and-support-machine-building-moem-service-eaton/blogs/emergency-stop-circuit---blogs---eaton.html>
- [35] Littelfuse, "SMAJ Series Surface Mount 400W", [Revisado 22/07/2022]



- [36] Martínez, A. (2025, January 30). ISO 13850:2015 Categorías de parada de emergencia: Seguridad en acción para máquinas. <https://industriaaldia.com/2025/01/30/iso-138502015-categorias-de-parada-de-emergencia/>
- [37] R. Ávila, L. R. Prado y E. L. González, Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, 2a ed. Guadalajara, Jalisco: Cent. Univ. Arte, Arquit., Diseno, 2007.
- [38] EFE. “Dan a conocer cuánto mide y cuánto pesa el mexicano promedio”. Fashion- Network.com. Accedido el 22 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible: <https://n9.cl/b55tt>

# Apéndices





## Hojas de especificaciones de componentes

### Sistema estructural

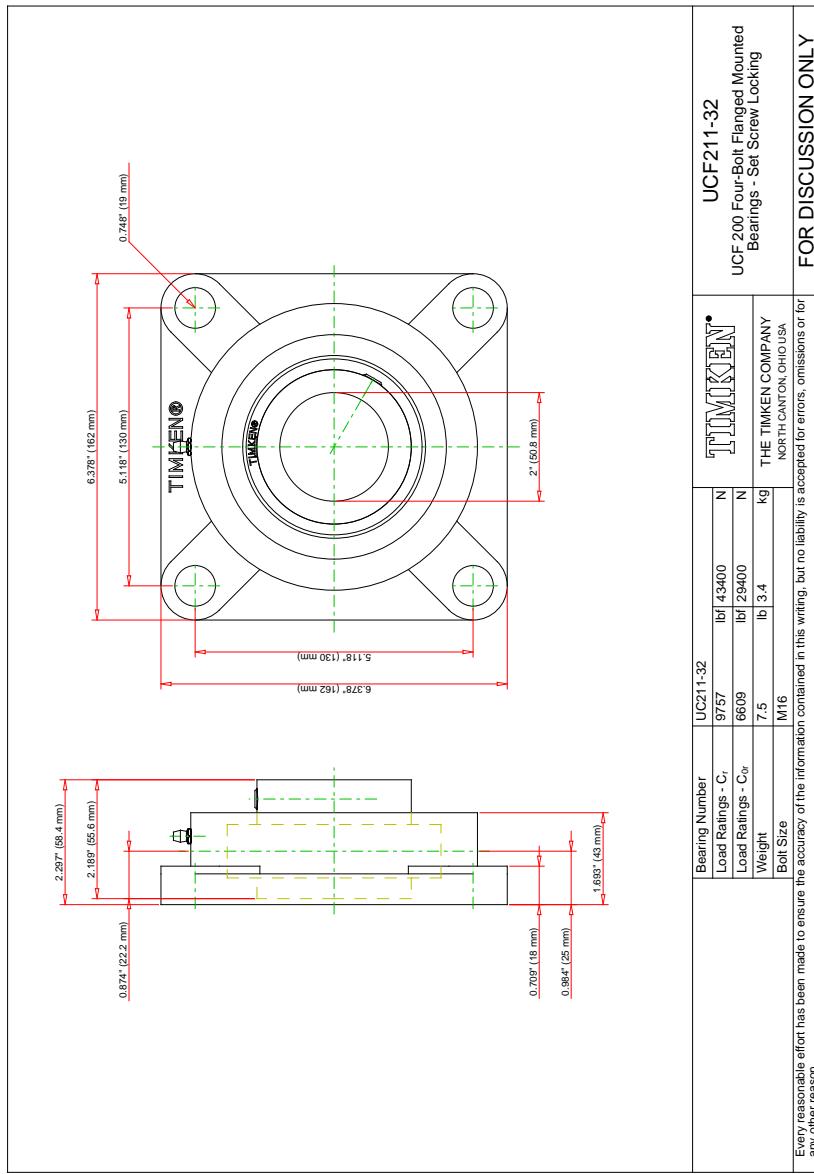
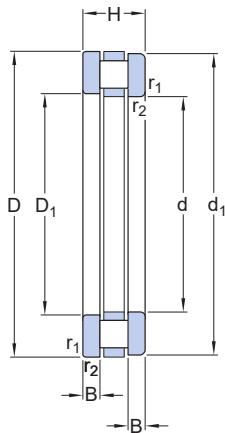


Figura 21: Chumacera.

### Especificación técnica



### Dimensiones

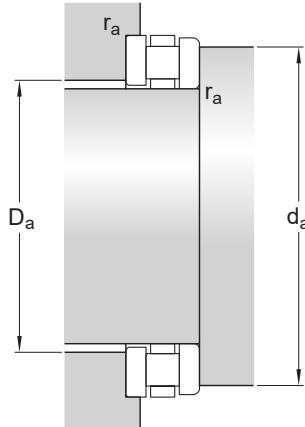
d	35 mm	Diámetro del agujero
D	52 mm	Diámetro exterior
H	12 mm	Altura
d <sub>1</sub>	52 mm	Diámetro exterior de la arandela del eje
D <sub>1</sub>	37 mm	Diámetro del agujero de la arandela del soporte
B	3.5 mm	Altura de la arandela del eje
r <sub>1,2</sub>	min. 0.6 mm	Dimensión del chaflán de la arandela del soporte

Figura 22: Rodamiento axial.



14/6/25, 7:53

81107 TN - Rodamientos axiales de rodillos cilíndricos | SKF



#### Dimensiones de los resaltos

$d_a$	min. 51 mm	Diámetro del resalte del eje
$D_a$	max. 36 mm	Diámetro del resalte del soporte
$r_a$	max. 0.6 mm	Radio de acuerdo

#### Datos del cálculo

Capacidad de carga dinámica básica	C	29 kN
Capacidad de carga estática básica	$C_0$	93 kN
Carga límite de fatiga	$P_u$	9.15 kN
Velocidad de referencia		2 800 r/min
Velocidad límite		5 600 r/min
Factor de carga axial mínima	A	6.92E-4

#### Productos incluidos

Corona axial de rodillos	K 81107 TN
Arandela del eje	WS 81107
Arandela del soporte	GS 81107

<https://www.skf.com/mx/products/rolling-bearings/roller-bearings/cylindrical-roller-thrust-bearings/productid-81107 TN>

4/8

Figura 23: Rodamiento axial (Parte 2).

---

## Sistema de seguridad eléctrico

<http://www.agelectronica.com>

**FA10: FUSIBLE CRISTAL AMERICANO RAPIDO  
10A/250V**



**Descripción**

La corriente eléctrica que transita por nuestros dispositivos electrónicos siempre genera calor, por lo que si tenemos algún elemento electrónico que sólo resiste cierta corriente y de repente por cualquier razón (aunque sea por un momento), la corriente en nuestro circuito aumenta de valor, ese elemento puede resultar quemado. Debido a esta situación es que existen elementos de protección como el fusible con encapsulado de cristal, cuya función es resistir el paso de corriente hasta cierto punto. El cuerpo de cristal es un estándar para asegurar la fiabilidad y el rendimiento a un precio rentable en la protección de circuitos.

**Especificaciones**

- Fusible de cristal.
- Voltaje máximo: 250VAC/125VDC.
- Corriente máxima: 10A.
- Longitud: 31.75 mm.
- Diámetro: 6.35 mm.
- Serie: 312/318 (3AG).

**Aplicaciones**

Los fusibles se usan para proporcionar protección a una gran variedad de elementos:

- Computadoras.
- Alumbrado de calles.
- Circuitos de control.



<http://www.agelectronica.com>

Figura 24: Especificaciones del fusible Americano de 10 A 250 Vca.



## TVS Diodes Datasheet

**SMAJ Series**  
 Surface Mount – 400W


## Additional Information



Resources



Accessories



Samples

Maximum Ratings and Thermal Characteristics  
( $T_A=25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted)

Parameter	Symbol	Value	Unit
Peak Pulse Power Dissipation at $T_A=25^\circ\text{C}$ by 10/1000us Waveform(Fig.2)(Note 1), (Note 2)-Single Die Parts	$P_{PPM}$	400	W
Peak Pulse Power Dissipation at $T_A=25^\circ\text{C}$ by 10/1000us Waveform(Fig.2)(Note 1), (Note 2)-Stacked Die Parts(Note 5)	$P_{PPM}$	600	W
Power Dissipation on Infinite Heat Sink at $T_L=50^\circ\text{C}$	$P_D$	3.3	W
Peak Forward Surge Current, 8.3ms Single Half Sine Wave (Note 3)	$I_{FSM}$	60	A
Maximum Instantaneous Forward Voltage at 25mA for Unidirectional Only (Note 4)	$V_F$	3.5/5.0	V
Operating Temperature Range	$T_J$	-65 to 150	°C
Storage Temperature Range	$T_{STG}$	-65 to 175	°C
Typical Thermal Resistance Junction to Lead	$R_{JL}$	30	°C/W
Typical Thermal Resistance Junction to Ambient	$R_{JA}$	120	°C/W

## Notes:

1. Non-repetitive current pulse, per Fig.4 and derated above  $T_J$  (initial)  $>25^\circ\text{C}$  per Fig. 3.
2. Mounted on 0.65mm copper pad to each terminal.
3. Measured on 8.3ms single half sine wave or equivalent square wave for unidirectional device only.
4.  $V_F < 3.5\text{V}$  for single die parts and  $V_F < 5.0\text{V}$  for stacked-die parts.
5. For stacked die component details, please refer to part numbers labeled by \* in Electrical Characteristics.



## Description

The SMAJ series is designed specifically to protect sensitive electronic equipment from voltage transients induced by lightning and other transient voltage events.

## Features

- 400W Peak Pulse Power capability at 10/1000μs waveform, repetition rate (duty cycle): 0.01%
- Excellent clamping capability
- Typical IR less than 1μA when VBR min>12V
- Surface mount footprint for compact PCB layout
- Low profile package
- Typical failure mode is short from over-specified voltage or current
- Whisker test is conducted based on JEDEC JESD201A per its table 4a and 4c
- IEC-61000-4-2 ESD 30kV(Air), 30kV (Contact)
- ESD protection of data lines in accordance with IEC 61000-4-2
- EFT protection of data lines in accordance with IEC 61000-4-4
- Built-in strain relief
- Fast response time: typically less than 1.0ps from 0 Volts to VBR min
- Glass passivated junction
- Low inductance
- High temperature to reflow soldering guaranteed: 260°C/30sec
- VBR @  $T_J = VBR@25^\circ\text{C}$   $\times (1+\alpha T \times (T_J - 25))$  ( $\alpha$ =Temperature Coefficient, typical value is 0.1%)
- Plastic package is flammability rated V-0 per UL-94.
- Meet MSL level1, per J-STD-020, LF maximum peak of 260°C
- Matte tin, lead-free plated
- Halogen free and RoHS compliant
- Pb-free E3 means 2nd level interconnect is Pb-free and the terminal finish material is tin(Sn) (IPC/JEDEC J-STD-609A.01)

## Applications

TVS devices are ideal for the protection of I/O Interfaces,  $V_{CC}$  bus and other vulnerable circuits used in Telecom, Computer, Industrial and Consumer electronic applications.

## Agency Approvals

Agency	Agency File Number
	E230531

## Functional Diagram

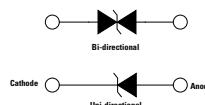

© 2022 Littelfuse, Inc.  
Specifications are subject to change without notice.  
Revised: GD: 07/22/22

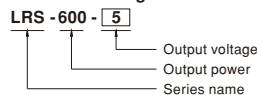
Figura 25: Características del diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A.

## Sistema de energía



**Description**  
LRS-600 series is a 600W single-output enclosed type power supply with 41mm of low profile design. Adopting the input of 115VAC or 230VAC (select by switch), the entire series provides an output voltage line of 5V, 12V, 15V, 24V, 27V, 36V and 48V. In addition to the high efficiency up to 92%, with the built-in long life fan LRS-600 can work under -20~+65°C with full load. LRS-600 has the complete protection functions and 5G anti-vibration capability; It is complied with complete international safety regulations. LRS-600 series serves as a high price-to-performance power supply solution for various industrial applications.

### Model Encoding



File Name:LRS-600-SPEC 2025-04-07

Figura 26: Características de fuente conmutada MEAN WELL LRS-600-48.

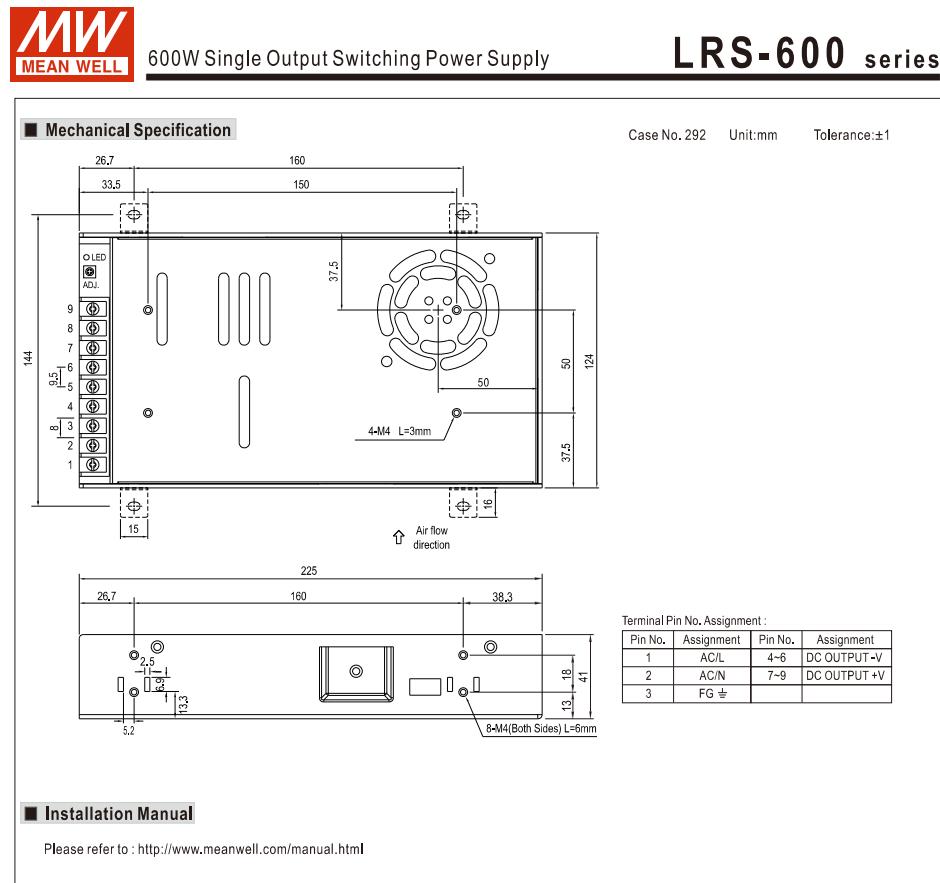


Figura 27: Dimensiones de fuente conmutada MEAN WELL LRS-600-48.



50W Single Output Switching Power Supply

LRS-50 series

IS 13232  
(NOTE 12)AS/NZS60950-1  
GB 4943.1

(NOTE 12)



UL62368-1



TP TC094



IEC60068-2-27



CB



CE



UK



EA



### ■ Features

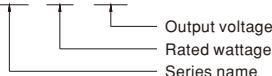
- Universal AC input / Full range
- Withstand 300VAC surge input for 5 second
- No load power consumption<0.3W
- Miniature size and 1U low profile
- High operating temperature up to 70°C
- Protections: Short circuit / Overload / Over voltage
- Cooling by free air convection
- Compliance to IEC/BS EN/EN 60335-1(PD3) and IEC/BS EN/EN61558-1, -2-16 for household appliances
- Operating altitude up to 5000 meters (Note.8)
- Withstand 5G vibration test
- High efficiency, long life and high reliability
- LED indicator for power on
- Over voltage category III
- 100% full load burn-in test
- 3 years warranty

### ■ Description

LRS-50 series is a 50W single-output enclosed type power supply with 30mm of low profile design. Adopting the full range 85~264VAC input, the entire series provides an output voltage line of 3.3V, 5V, 12V, 15V, 24V, 36V and 48V.

In addition to the high efficiency up to 90%, the design of metallic mesh case enhances the heat dissipation of LRS-50 that the whole series operates from -30°C through 70°C under air convection without a fan. Delivering an extremely low no load power consumption (less than 0.2W), it allows the end system to easily meet the worldwide energy requirement. LRS-50 has the complete protection functions and 5G anti-vibration capability; it is complied with the international safety regulations such as TUV BS EN/EN62368-1, BS EN/EN60335-1, BS EN/EN61558-1/-2-16, UL62368-1 and GB 4943.1. LRS-50 series serves as a high price-to-performance power supply solution for various industrial applications.

### ■ Model Encoding

LRS - 50 - 3.3

File Name:LRS-50-SPEC 2025-04-07

Figura 28: Características de fuente conmutada MEAN WELL LRS-50-5.

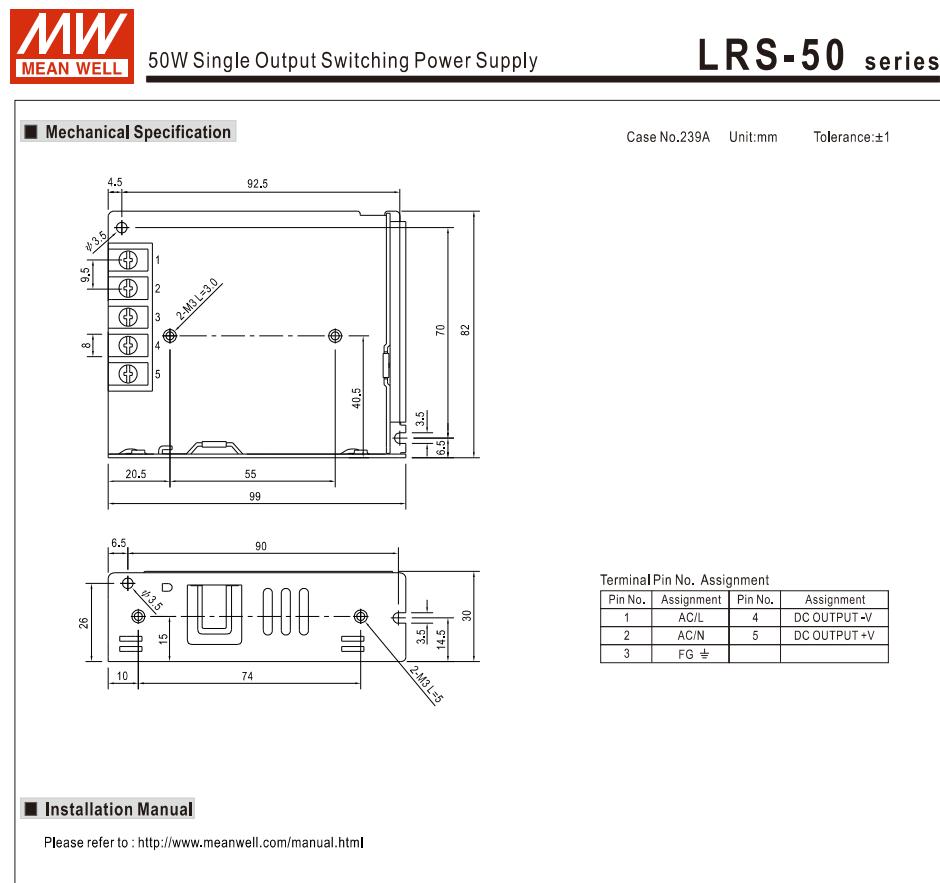


Figura 29: Dimensiones de fuente conmutada MEAN WELL LRS-50-5.



## Sistema de movimiento

### 1. Instruction

#### 1.1 Overview

HSS57 is 2 phase nema 23 series hybrid stepper servo driver. It adopts new generation 32 bit DSP and vector control technology, which can avoid the stepper motor losing steps and ensure the accuracy of the motor. The torque reducing is much lower than open loop stepper motor when it is at higher speed. The high speed performance and torque are enhanced in a great extent. Meanwhile the current control is based on the load, that can reduce the motor temperature rising effectively, then can extend the using life of the motor. The build-in place in position and alarm output signal can help the upper monitor to monitor and control. The function of position ultra difference alarm can ensure the machine work safely. The closed loop system is an ideal improvement and a good replacement of open loop system, Besides that, it also have some function of AC servo motors, but price is just half of AC servo.

#### 1.2 Features

- 1.2.1 Stepper motor closed loop system, never lose step.
- 1.2.2 Improve motor output torque and working speed.
- 1.2.3 Automatic current adjustment based on load, lower temperature rising.
- 1.2.4 Suitable for all mechanical load conditions (include low rigidity belt pulley and wheel), no need to adjust gain parameter.
- 1.2.5 Motor work smoothly and low vibration, high dynamic performance at acceleration and deceleration.
- 1.2.6 No vibration from high speed to zero speed
- 1.2.7 Drive nema 23 series closed loop stepper motor.
- 1.2.8 Pulses response frequency can reach 200KHZ
- 1.2.9 16 kinds microsteps choice, highest 51200microsteps/rev.
- 1.2.10 Voltage range: DC24V~50V
- 1.2.11 Over-current, over-voltage and position ultra difference protection function.

#### 1.3 Applications

Closed loop stepper system can be applied to all kinds small automatic equipment and instrument. Such as engraving machine, special industrial sewing machine, stripping machine, marking machine, cutting machine, laser phototypesetting, graph plotter, cnc machine, automatic assembly equipment and so on.

## 2. Electrical, mechanical, environment Parameter

### 2.1 Electrical Parameter

Voltage range	DC24~50V
Peak current	Peak 6.0A (current change according to load)
Logic input current	7~20mA
frequency	0~200KHz
Suitable motor	57HSE
Encoder lines	1000
Insulation resistance	>=500M Ω

Figura 30: Hoja de datos de driver HSS57. (Página 2)



## 1. Instruction

### 1.1 Overview

HSS86 is 2 phase nema 34 series hybrid stepper servo driver. It adopts new generation 32 bit DSP and vector control technology, which can avoid the stepper motor losing steps and ensure the accuracy of the motor. The torque reducing is much lower than open loop stepper motor when it is at higher speed. The high speed performance and torque are enhanced in a great extent. Meanwhile the current control is based on the load, that can reduce the motor temperature rising effectively, then can extend the using life of the motor. The build-in place in position and alarm output signal can help the upper monitor to monitor and control. The function of position ultra difference alarm can ensure the machine work safely. The closed loop system is an ideal improvement and a good replacement of open loop system, Besides that, it also have some function of AC servo motors, but price is just half of AC servo.

### 1.2 Features

- 1.2.1 Stepper motor closed loop system, never lose step.
- 1.2.2 Improve motor output torque and working speed.
- 1.2.3 Automatic current adjustment based on load, lower temperature rising.
- 1.2.4 Suitable for all mechanical load conditions (include low rigidity belt pulley and wheel), no need to adjust gain parameter.
- 1.2.5 Motor work smoothly and low vibration, high dynamic performance at acceleration and deceleration.
- 1.2.6 No vibration from high speed to zero speed
- 1.2.7 Drive nema 34 series 4N.m, 8N.m, 12N.m closed loop stepper motor.
- 1.2.8 Pulses response frequency can reach 200KHZ
- 1.2.9 16 kinds microsteps choice, highest 51200microsteps/rev.
- 1.2.10 Voltage range: AC24~80V or DC30V~110V
- 1.2.11 Over-current, over-voltage and position ultra difference protection function.

### 1.3 Applications

Closed loop stepper system can be applied to all kinds small automatic equipment and Instruments, such as engraving machine, special industrial sewing machine, stripping machine, marking machine, Dispensing machine, cutting machine, laser phototypesetting, graph plotter, NC machine, automatic, assembly equipment and so on.

## 2. Electrical, mechanical, environment Parameter

### 2.1 Electrical Parameter

Voltage range	AC20~80V or DC30~110V
Peak current	Peak 8.0A (current change according to load)

Figura 31: Hoja de datos de driver HSS86. (Página 2)

## Sistema de control

**ST** life.augmented

**VL53L1X**

Datasheet

A new generation, long distance ranging Time-of-Flight sensor based on ST's FlightSense technology



**Features**

**Fully integrated miniature module**

- 940 nm invisible laser emitter (Class 1)
- SPAD (single photon avalanche diode) receiving array with integrated lens
- Low power microcontroller running advanced digital firmware
- 4.9 x 2.5 x 1.56 mm

**Fast, accurate distance ranging**

- Fast and accurate long distance ranging
  - Up to 400 cm distance measurement
  - Up to 50 Hz ranging frequency
- Pin-to-pin compatible with the VL53L0X FlightSense ranging sensor
- 27° typical full field of view (FoV)
- Programmable region of interest (ROI) size on the receiving array allows reduction of the sensor FoV
- A programmable ROI position on the receiving array, provides multizone operation control from the host

**Eye safety**

- Class 1 laser device compliant with latest standard IEC 60825-1:2014 - 3rd edition

**Easy integration**

- Software driver and code example for turnkey ranging
- Single reflowable component
- Single power supply 2V<sub>B</sub>
- Can be hidden behind many cover glass materials
- I<sub>C</sub> interface (up to 400 kHz)
- Shutdown and interrupt pins

**Application**

- User detection (autonomous low-power mode) to power on/off and lock/unlock devices like personal computers/laptops and the Internet of Things (IoT)
- Service robots and vacuum cleaners (long distance and fast obstacle detection)
- Drones (landing assistance, hovering, ceiling detection)
- Smart shelves and vending machines (goods inventory monitoring)
- Sanitary (robust user detection whatever the target reflectance)
- Smart building and smart lighting (people detection, gesture control)
- 1D gesture recognition
- Laser assisted autofocus (AF) enhances the camera AF system's speed and robustness, especially in difficult scenes such as low light and low contrast, and provides video focus tracking assistance

DS12385 - Rev 8 - August 2024  
For further information contact your local STMicroelectronics sales office.

www.st.com

Figura 32: Hoja de datos de sensor vl53l1x.



## Overview



Raspberry Pi 4 Model B features a high-performance 64-bit quad-core processor, dual-display support at resolutions up to 4K via a pair of micro HDMI ports, hardware video decode at up to 4Kp60, up to 8GB of RAM, dual-band 2.4/5.0 GHz wireless LAN, Bluetooth 5.0, Gigabit Ethernet, USB 3.0, and PoE capability (via a separate PoE HAT add-on). For the end user, Raspberry Pi 4 Model B provides desktop performance comparable to entry-level x86 PC systems.

This product retains backwards compatibility with the prior-generation Raspberry Pi 3 Model B+ and has similar power consumption, while offering substantial increases in processor speed, multimedia performance, memory, and connectivity.

The dual-band wireless LAN and Bluetooth have modular compliance certification, allowing the board to be designed into end products with significantly reduced compliance testing, improving both cost and time to market.

---

[Raspberry Pi 4 Model B – Raspberry Pi Ltd](#)

2

Figura 33: Hoja de datos de Raspberry Pi 4 Model B (Página 2).

## Planos de manufactura

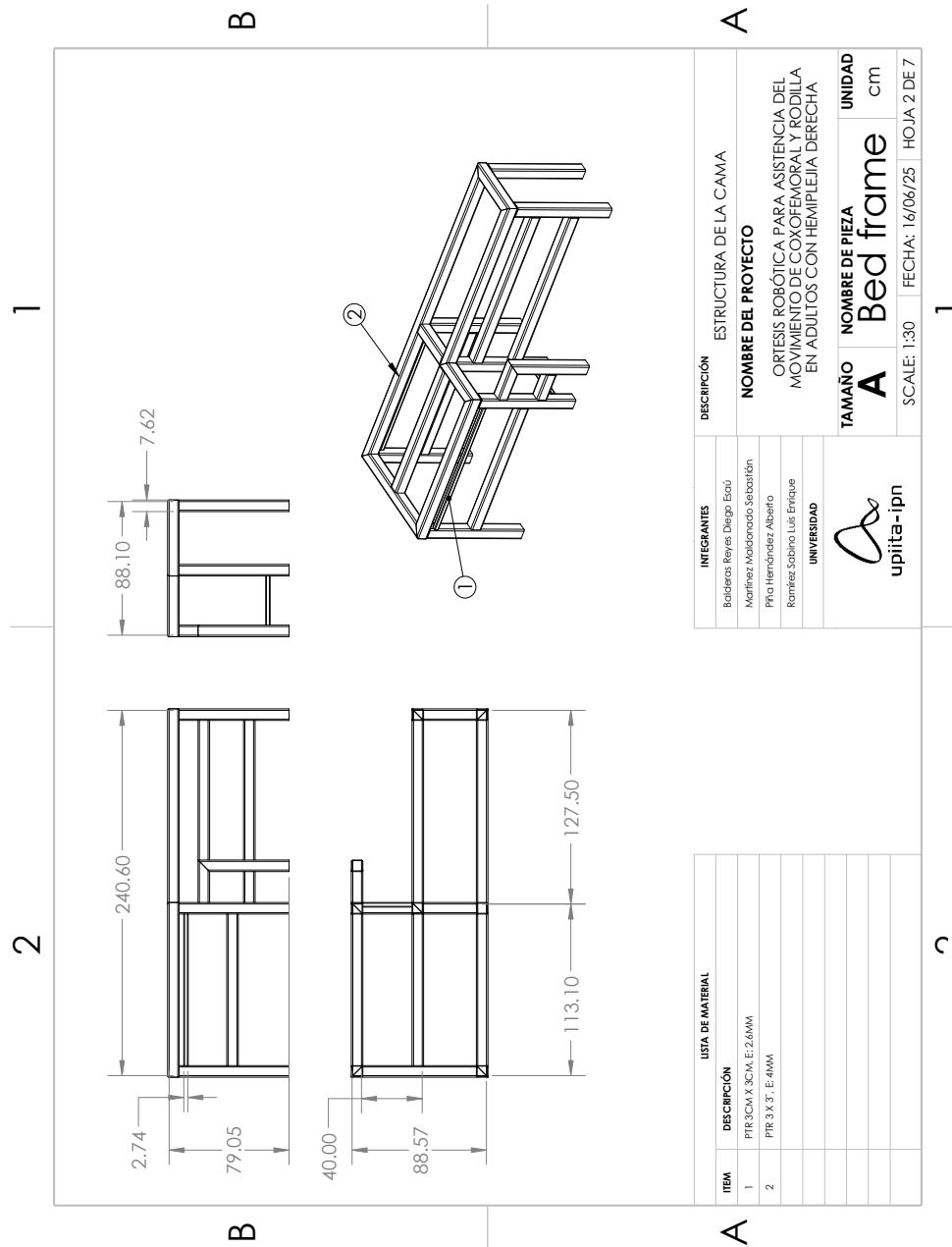


Figura 34: Estructura de la cama.

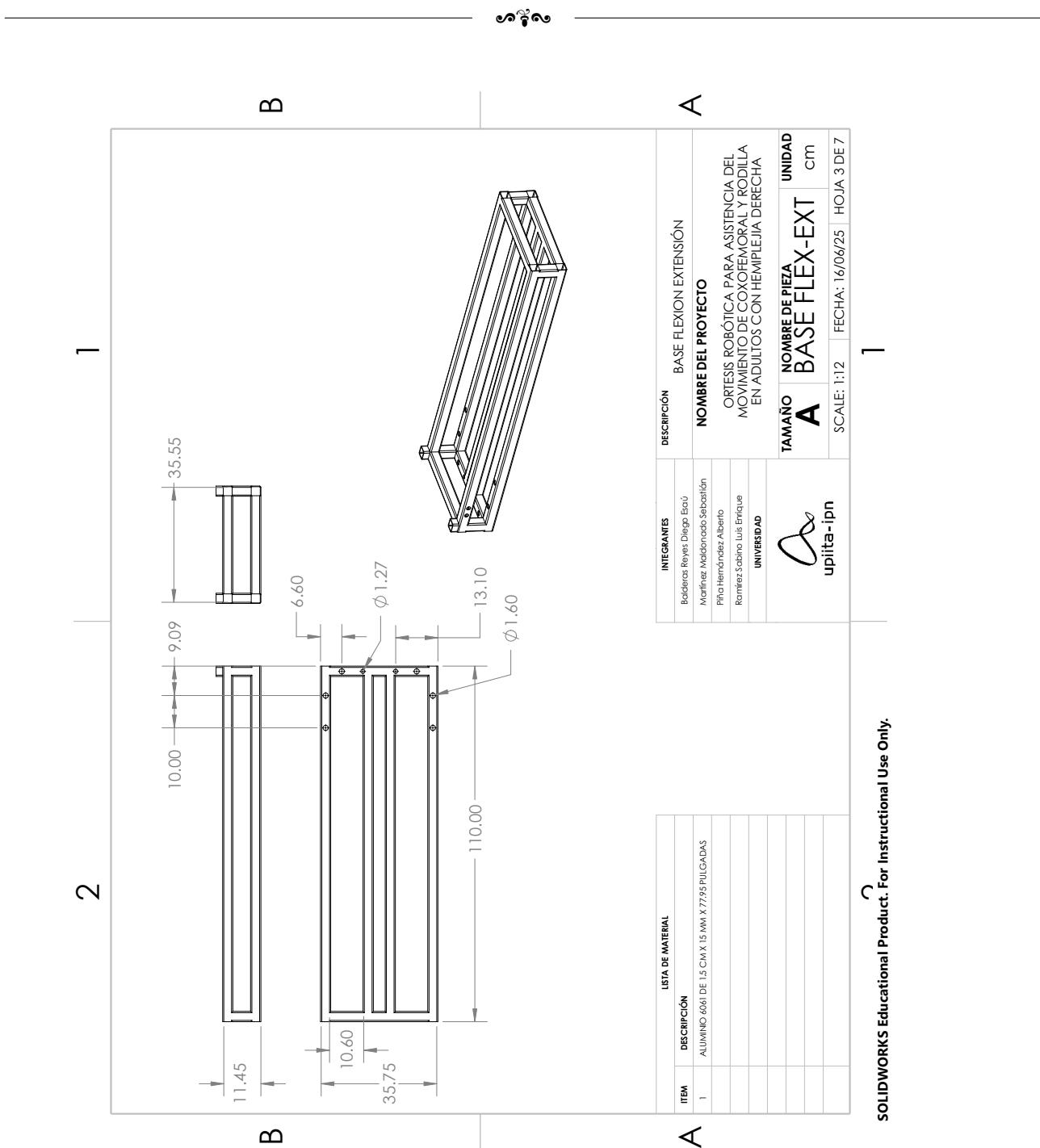


Figura 35: Base flexión-extensión.

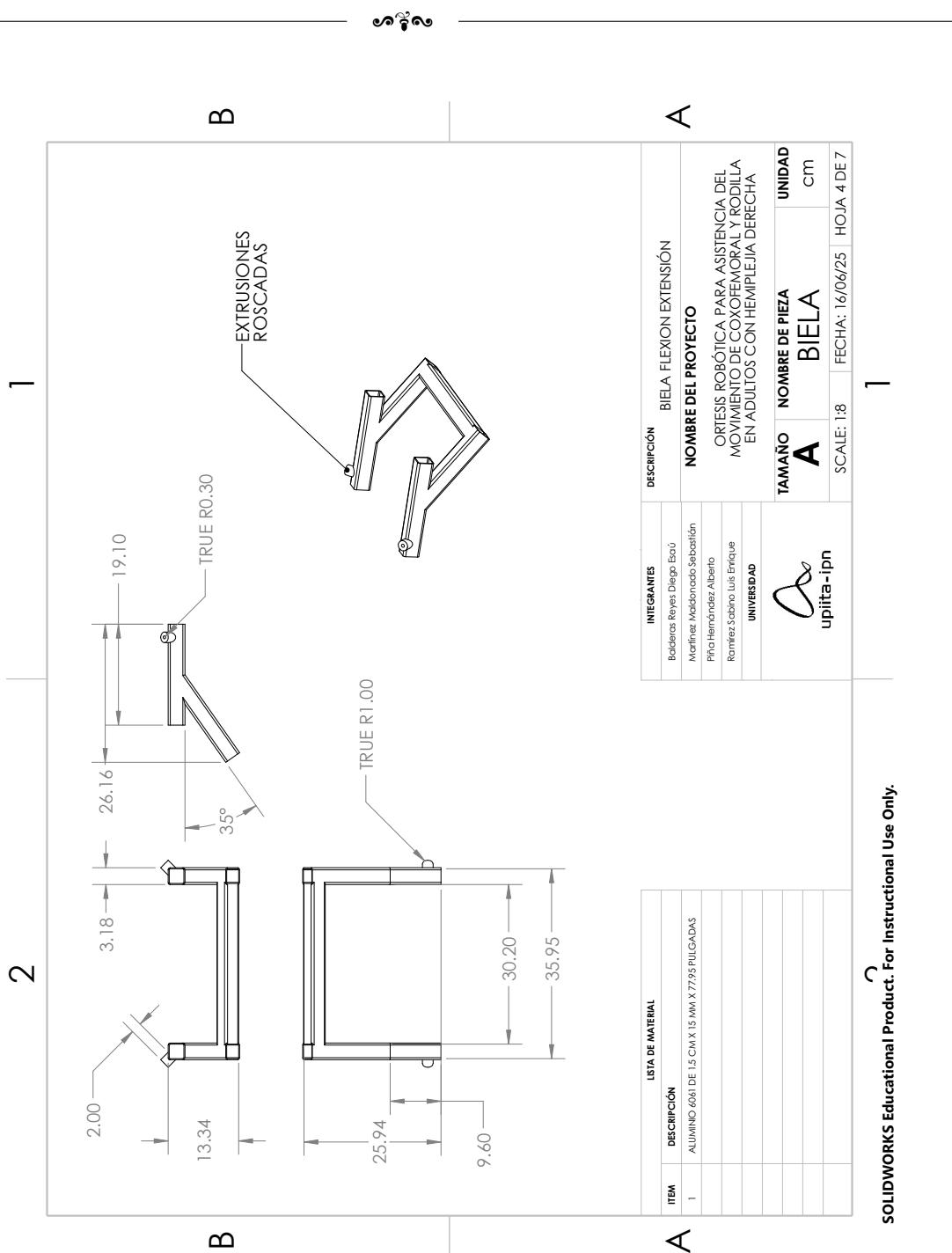


Figura 36: Biela flexión-extensión.

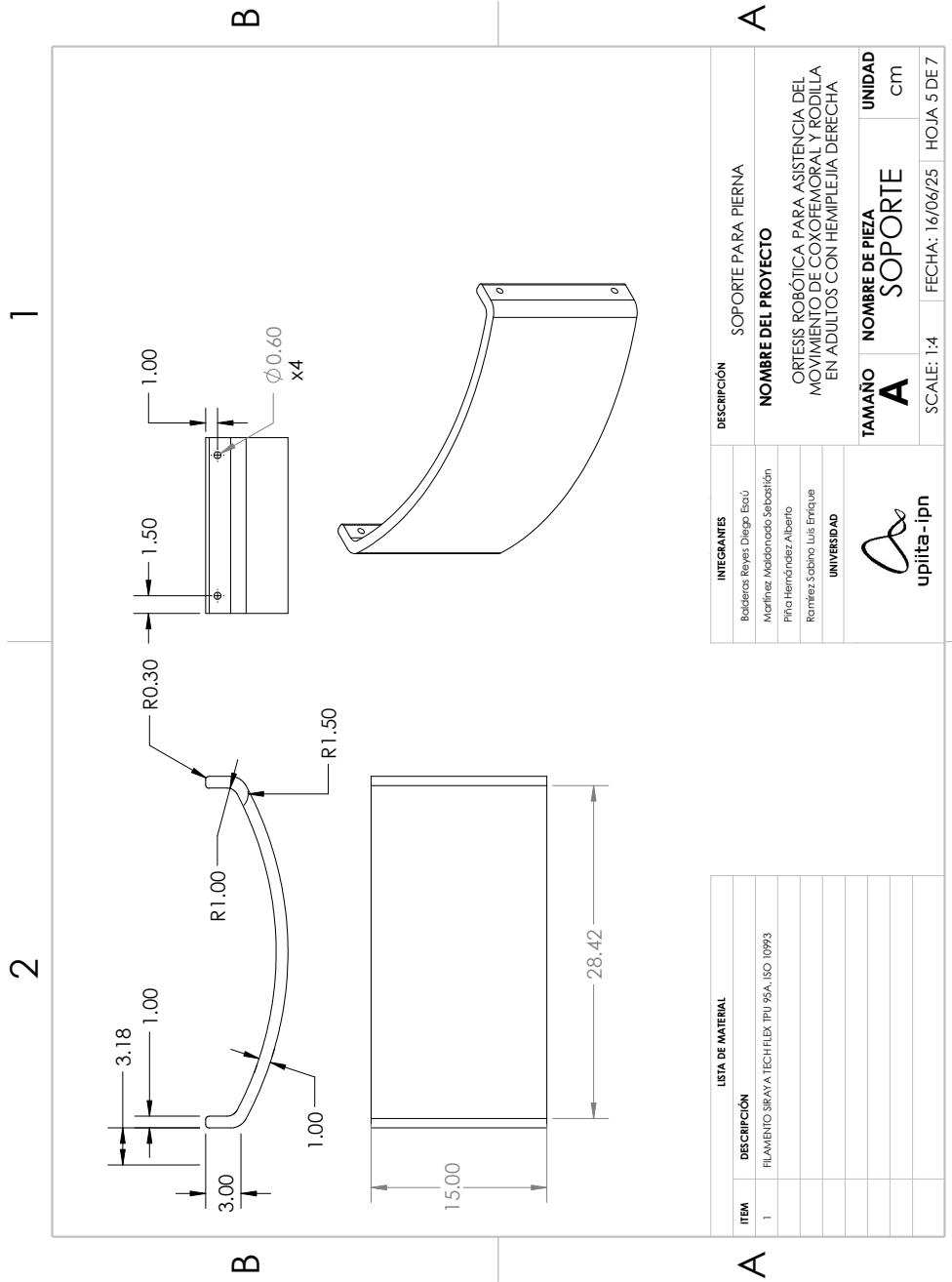
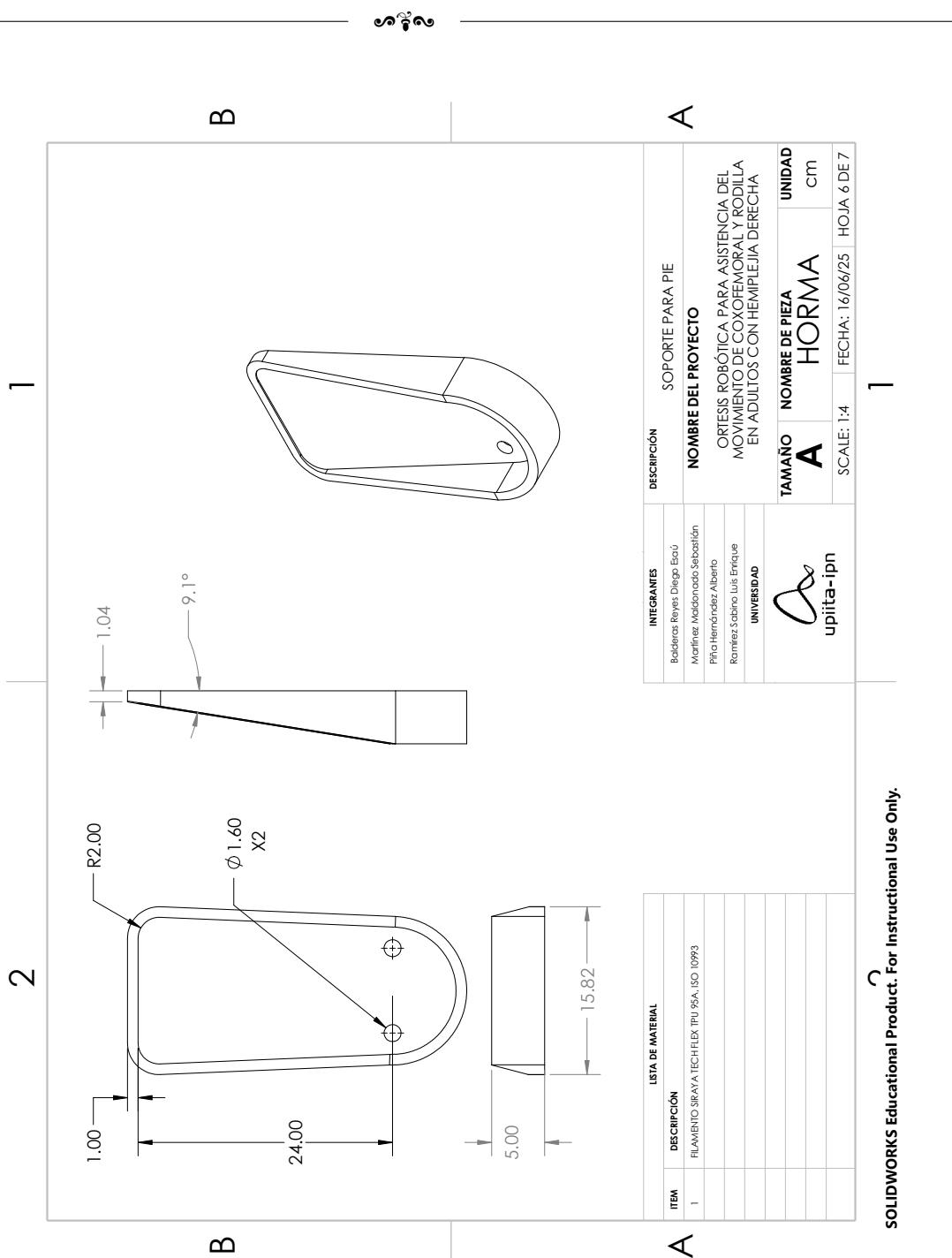


Figura 37: Soporte para pierna.



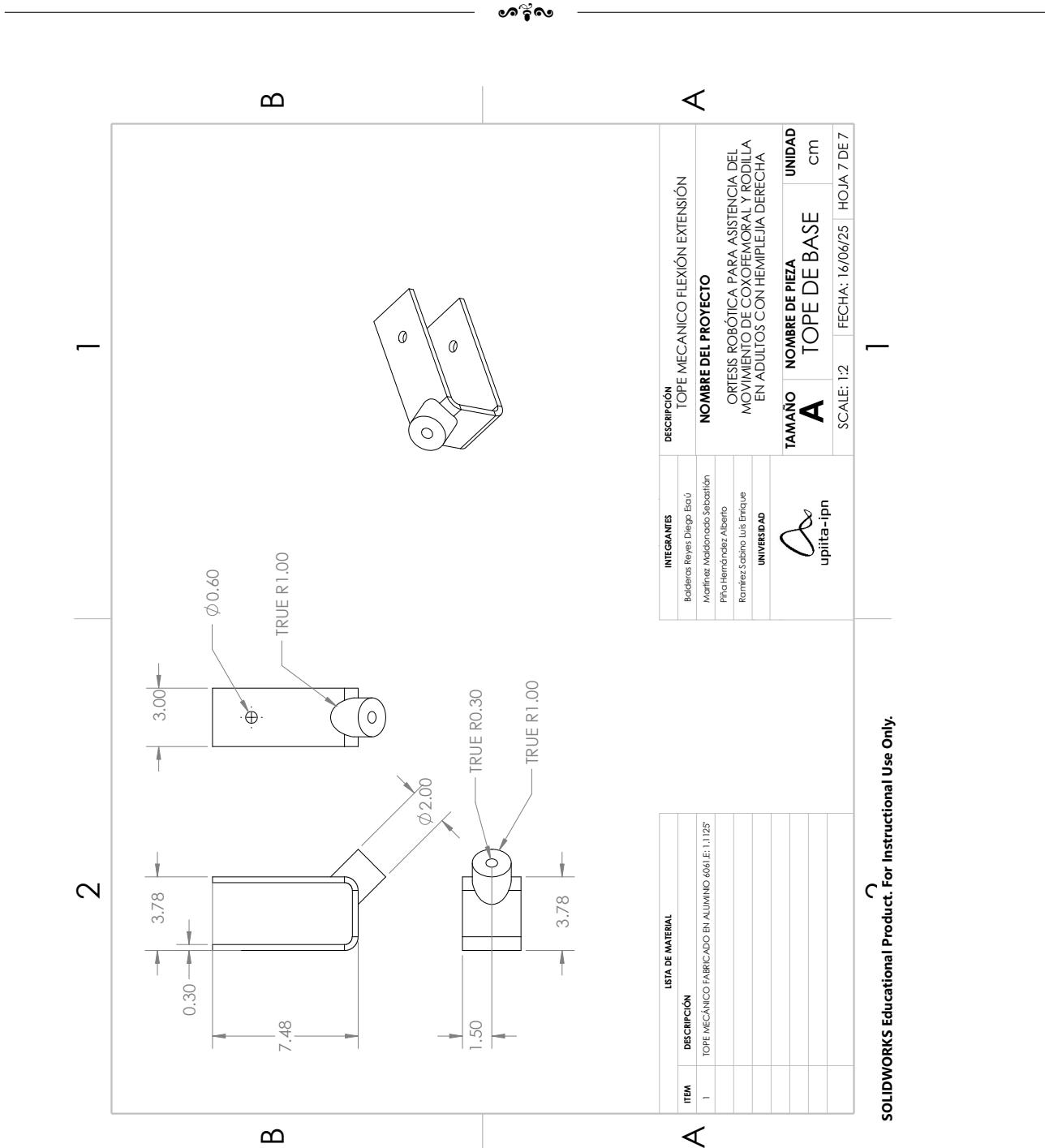


Figura 39: Tope mecánico de flexión-extensión.

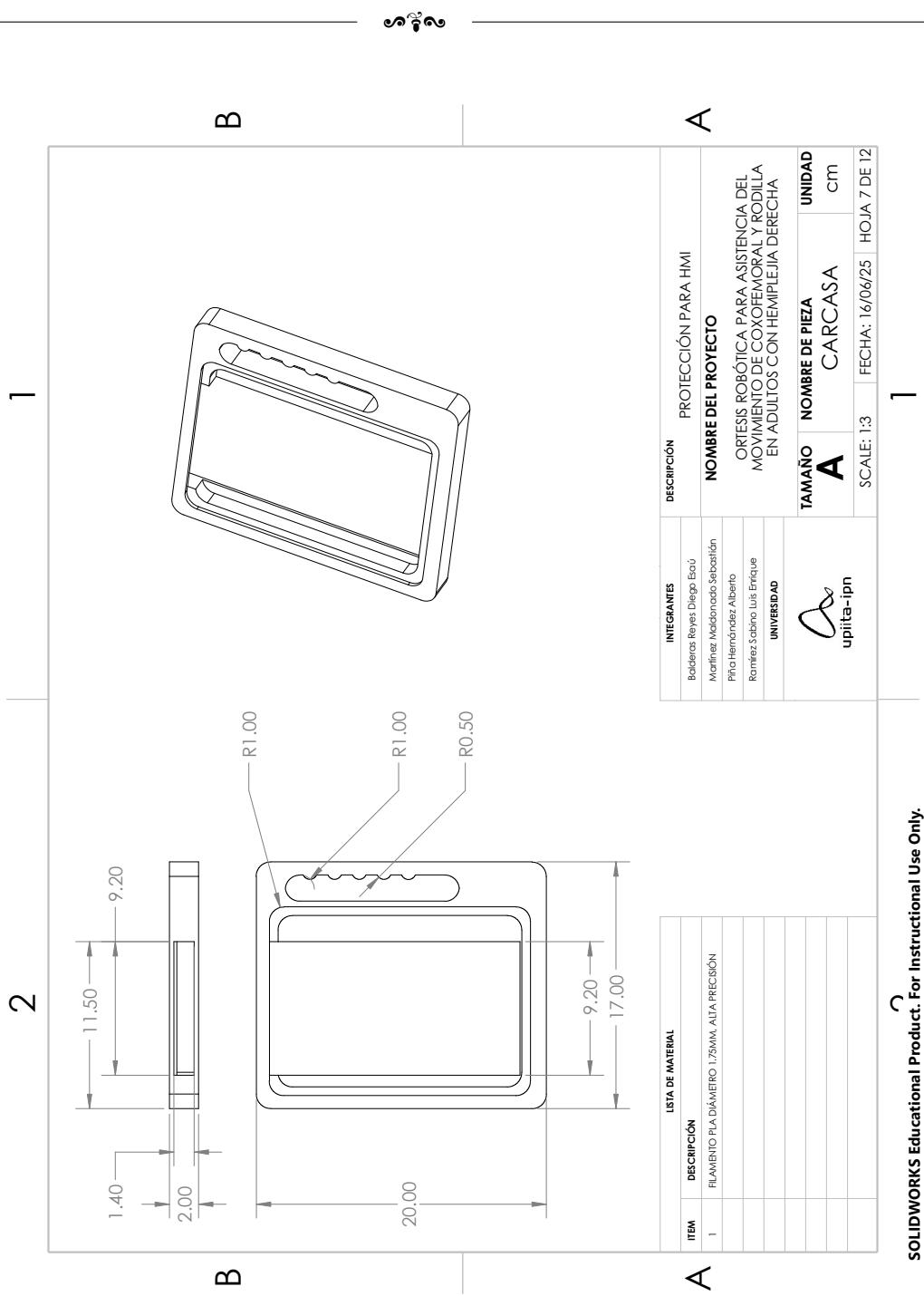


Figura 40: Protección para HMI.

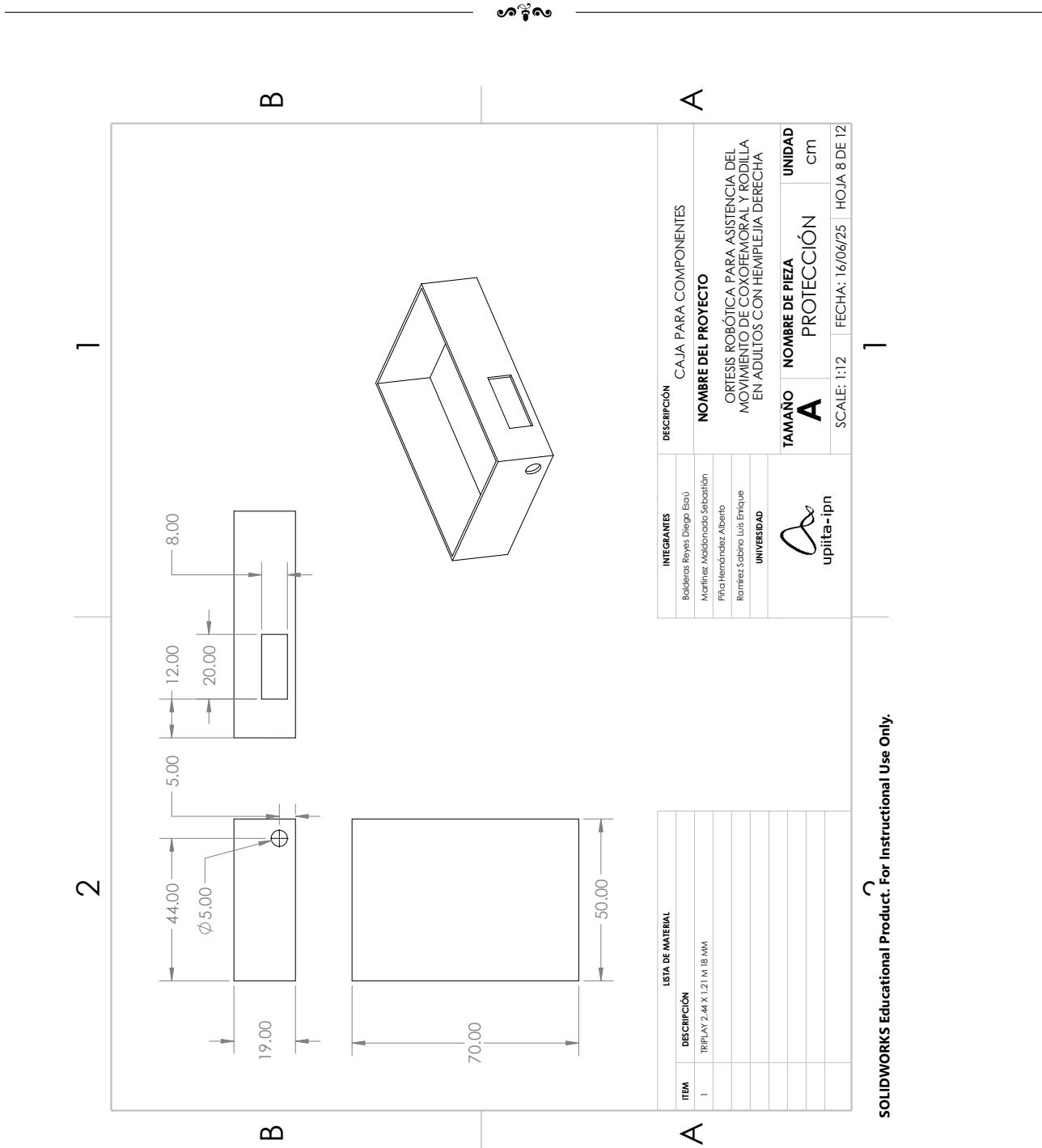


Figura 41: Caja para componentes.

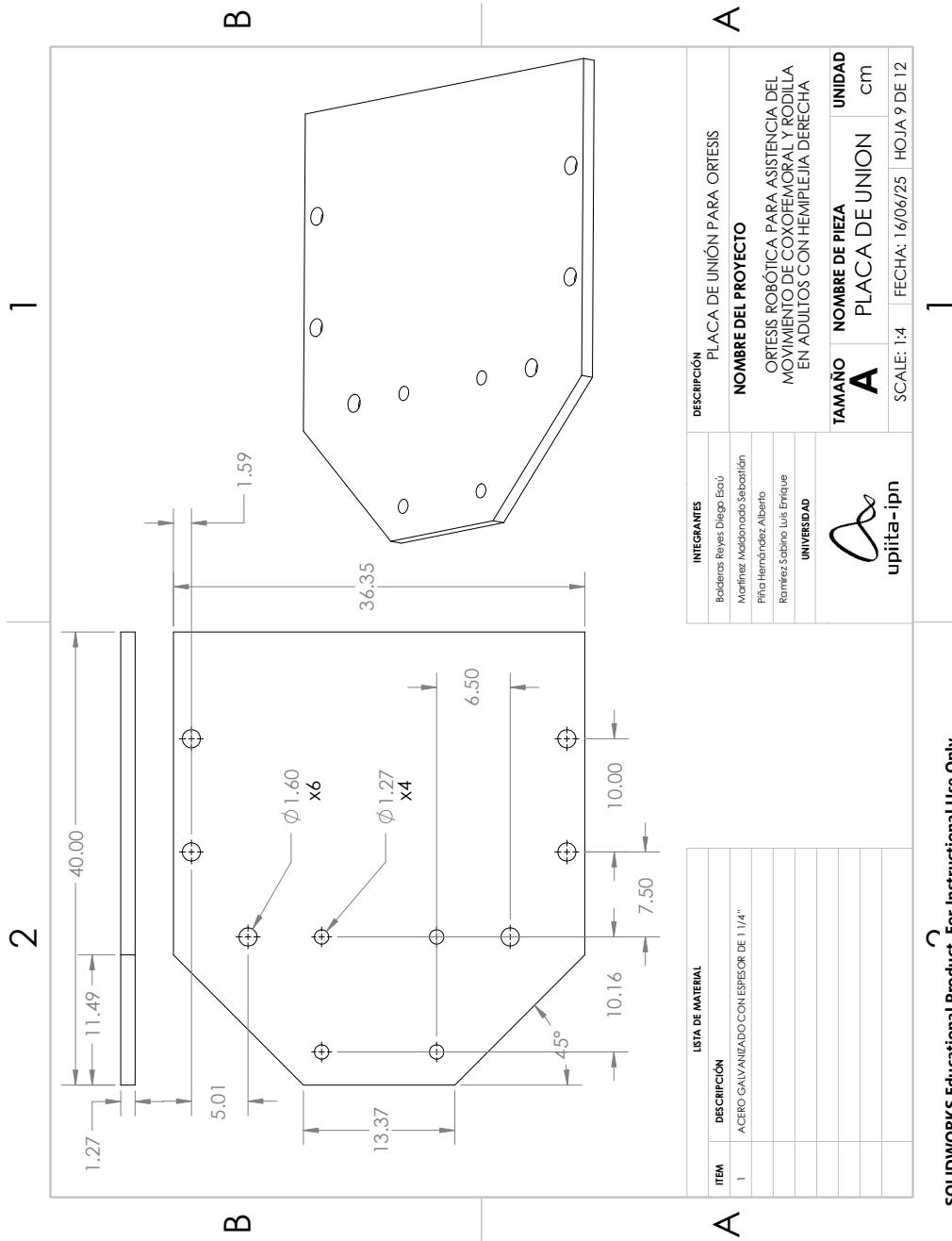


Figura 42: Placa para unión de ortesis.

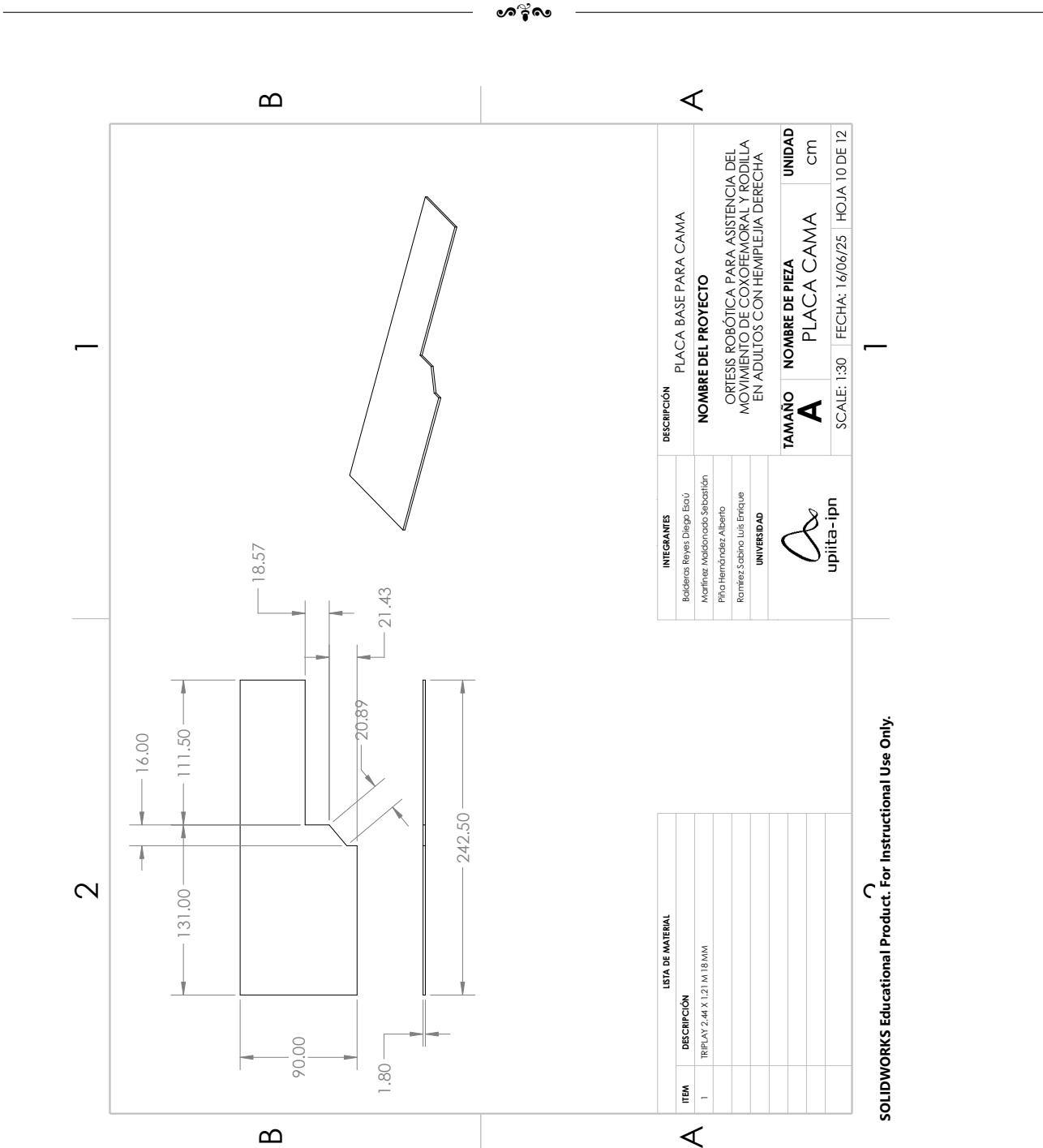
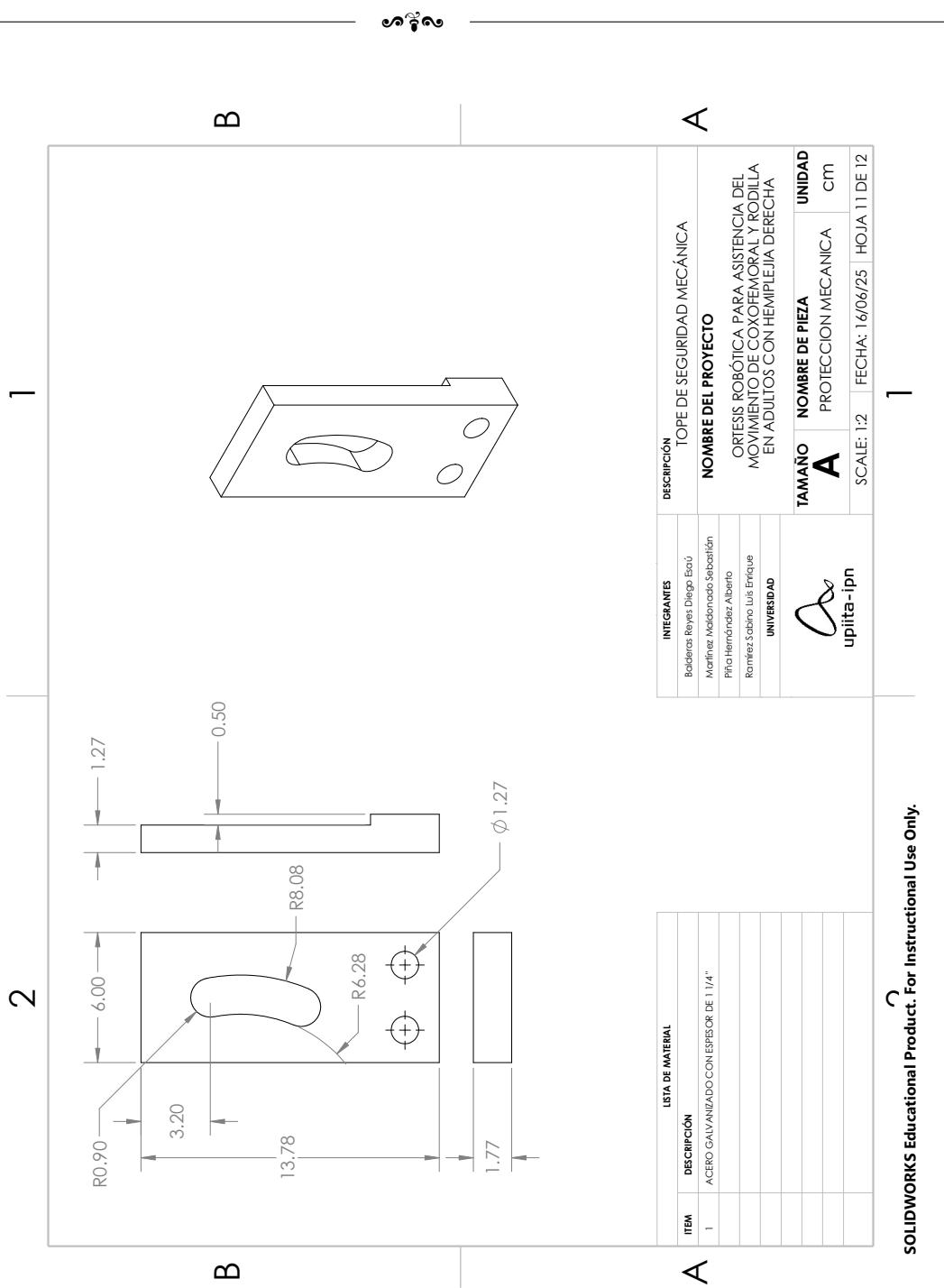


Figura 43: Protección para HMI.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura 44: Placa base para cama.

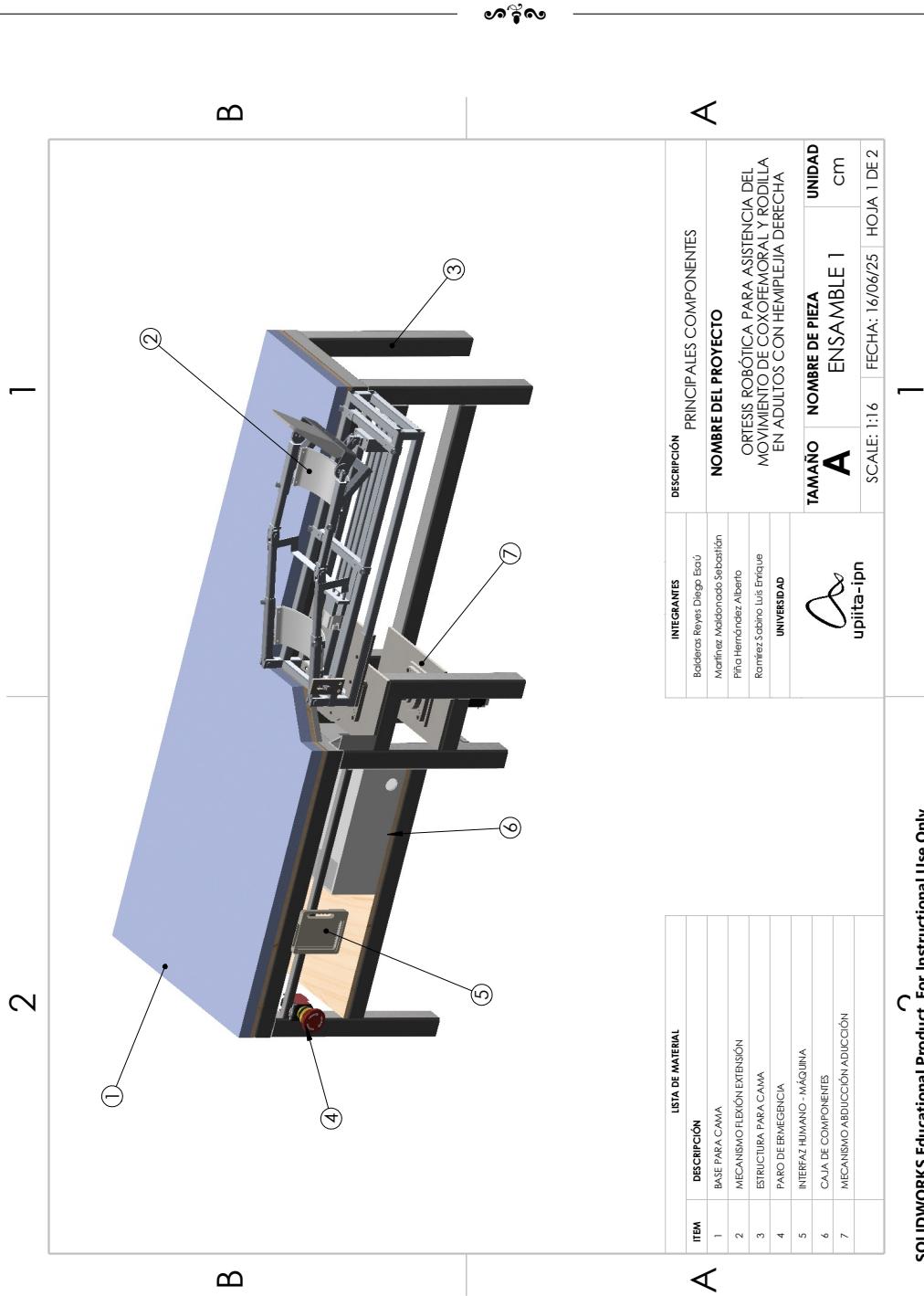


Figura 45: Ensamble del proyecto - Primera parte.

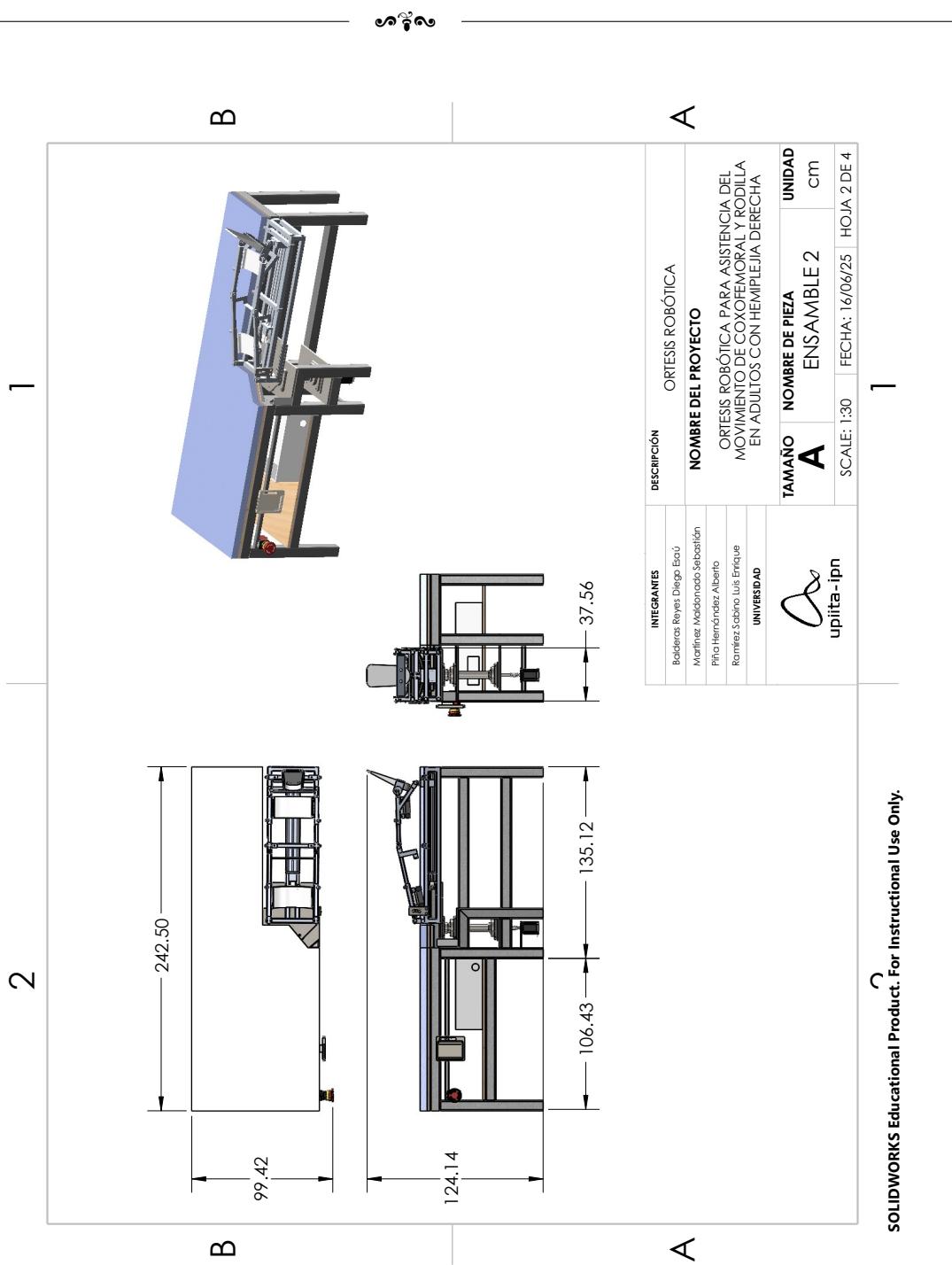


Figura 46: Ensamble del proyecto - Segunda parte.



Figura 47: Componentes flexión-extensión.

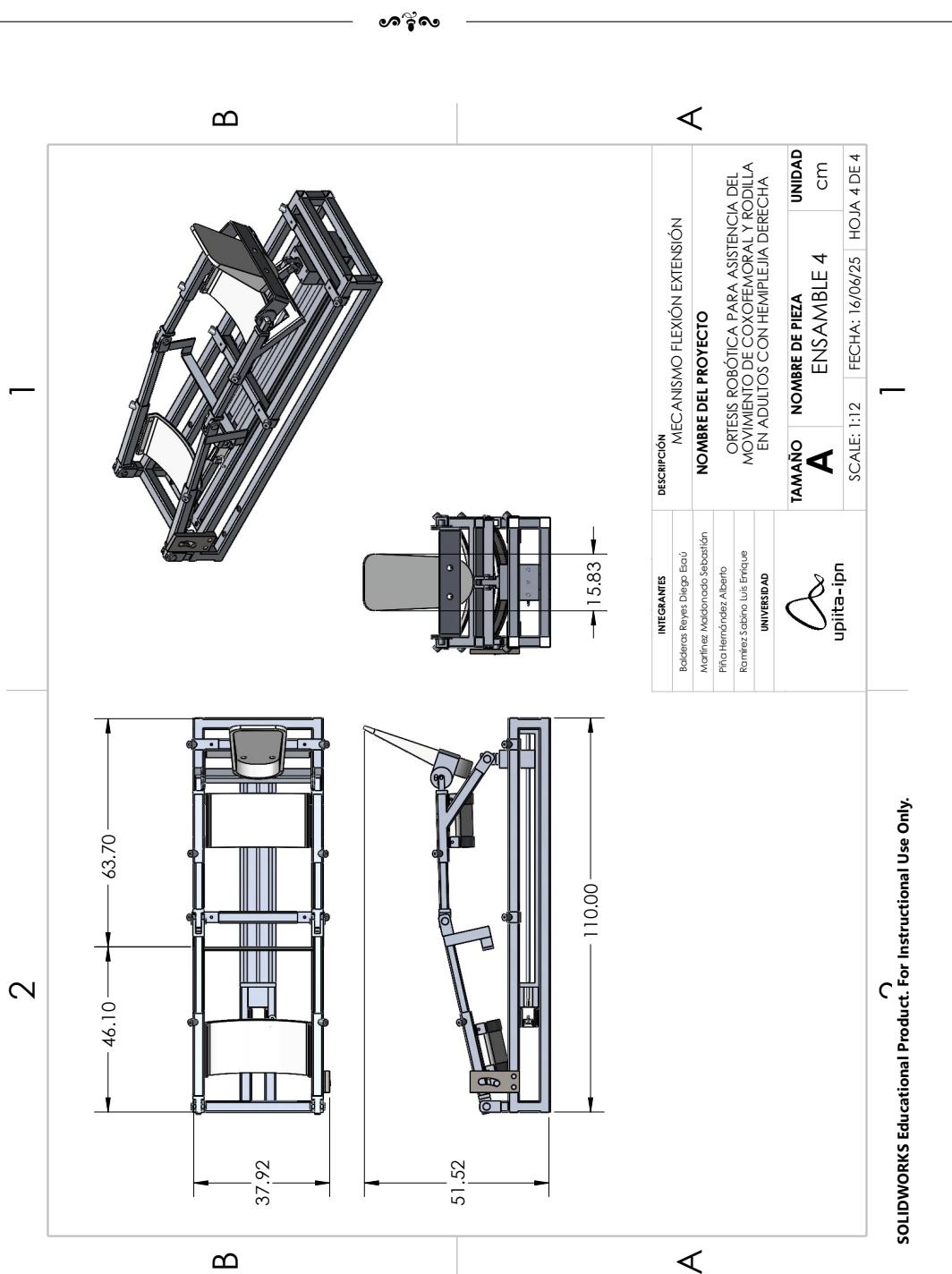


Figura 48: Mecanismo de flexión-extensión.

# Anexos



---

## Anexo 1. Hoja de datos

---

Una ficha técnica, hoja técnica u hoja de datos (datasheet en inglés), también ficha de características u hoja de características, es un documento que resume el funcionamiento y otras características de un componente (por ejemplo, un componente electroóptico) o subsistema (por ejemplo, una fuente de alimentación) con el suficiente detalle para ser utilizado por un ingeniero de diseño y diseñar el componente en un sistema.

Comienza típicamente con una página introductoria que describe el resto del documento, seguido por los listados de componentes específicos, con la información adicional sobre la conectividad de los dispositivos. En caso de que haya código fuente relevante a incluir, se une cerca del extremo del documento o se separa generalmente en otro archivo.

Las fichas técnicas no se limitan solo a componentes electrónicos, si no que también se dan en otros campos de la ciencia, como por ejemplo compuestos químicos o alimentos.



---

## Anexo 2. Hoja de datos

---

Una ficha técnica, hoja técnica u hoja de datos (datasheet en inglés), también ficha de características u hoja de características, es un documento que resume el funcionamiento y otras características de un componente (por ejemplo, un componente electroóptico) o subsistema (por ejemplo, una fuente de alimentación) con el suficiente detalle para ser utilizado por un ingeniero de diseño y diseñar el componente en un sistema.

Comienza típicamente con una página introductoria que describe el resto del documento, seguido por los listados de componentes específicos, con la información adicional sobre la conectividad de los dispositivos. En caso de que haya código fuente relevante a incluir, se une cerca del extremo del documento o se separa generalmente en otro archivo.

Las fichas técnicas no se limitan solo a componentes electrónicos, si no que también se dan en otros campos de la ciencia, como por ejemplo compuestos químicos o alimentos.

\bigskip



---

### Anexo 3 (Anexo título 3)

---

Una ficha técnica, hoja técnica u hoja de datos (datasheet en inglés), también ficha de características u hoja de características, es un documento que resume el funcionamiento y otras características de un componente (por ejemplo, un componente electrónico) o subsistema (por ejemplo, una fuente de alimentación) con el suficiente detalle para ser utilizado por un ingeniero de diseño y diseñar el componente en un sistema.

Comienza típicamente con una página introductoria que describe el resto del documento, seguido por los listados de componentes específicos, con la información adicional sobre la conectividad de los dispositivos. En caso de que haya código fuente relevante a incluir, se une cerca del extremo del documento o se separa generalmente en otro archivo.

Las fichas técnicas no se limitan solo a componentes electrónicos, si no que también se dan en otros campos de la ciencia, como por ejemplo compuestos químicos o alimentos.

\bigskip