



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 hemiplejia derecha**

Autores:

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

Ing. Mecatrónica

28 de noviembre de 2025

Dedicatoria

Agradecimientos

Tabla de contenidos

Resumen	VI
Abstract	VI
Listado de figuras	VII
Listado de tablas	VIII
Nomenclatura	IX
Acrónimos	IX
Introducción	1
Enfoque mecatrónico	2
Planteamiento del problema	3
Justificación	3
Objetivos	4
Antecedentes	5
Organización del documento	9
1 Marco de referencia	10
1.1 Marco teórico	10
1.1.1 Planos anatómicos	10
1.1.2 Articulaciones	10
1.1.3 Movimientos del cuerpo humano	11
1.1.4 Hemiplejia	13
1.1.5 Diferencias entre hemiplejia y hemiparesia	14
1.1.6 Atrofia y distrofia muscular	14
1.1.7 Fisioterapia	14
1.1.8 Seguimiento de trayectoria	14
1.2 Marco procedimental	15
1.2.1 Metodología mecatrónica	15
1.2.2 Implementación de metodología VDI-2206	15
1.2.3 Esquema FBS	16
1.2.4 IDEF0	16
2 Implementación del sistema	17
2.1 Hoja de especificaciones del usuario	17
2.2 Adquisición y verificación de componentes	17
2.2.1 Gestión de proveedores y materiales	18
2.3 Inspección de componentes críticos	18
2.3.1 Sistema de Movimiento (S5)	18
2.3.2 Sistema de Energía (S4) y Seguridad (S2)	20
2.4 Manufactura y ensamble del sistema estructural (S1)	20
2.4.1 Construcción de la cama de soporte	20
2.4.2 Construcción del mecanismo de flexión-extensión	21

2.4.2.1	Diseño de la placa base, manejo de tolerancias y deformaciones térmicas	21
2.4.2.2	Discrepancias entre diseño e implementación del mecanismo de flexión-extensión	22
2.4.3	Construcción del mecanismo de abducción-aducción.	22
2.4.3.1	Selección de elementos de rotación	22
2.4.4	Integración de mecanismos y montaje final	23
2.5	Implementación de sistemas de seguridad (S2 y S3)	23
2.5.1	Límites electrónicos (software y sensores)	24
2.5.2	Ensamble de topes mecánicos	24
2.5.3	Cableado del circuito de paro de emergencia	24
2.5.4	Implementación de sujeción y ajuste	25
2.5.4.1	Manufactura de componentes de contacto.	25
2.6	Montaje y cableado del sistema de energía y control (S4, S5 y S7)	25
2.6.1	Instalación de fuentes de alimentación	25
2.6.2	Conexión de drivers y motores	25
2.6.3	Conexión de unidad de procesamiento y sensores	25
2.7	Configuración del sistema de comunicación (S6)	25
2.7.1	Diseño de la interfaz humano-máquina (HMI)	25
2.7.2	Programación de microcontrolador e integración con interfaz humano-máquina	27
3	Análisis de resultados	30
3.1	Resultados de la prueba de movimiento completo	30
3.2	Resultados de prueba de carga máxima	30
3.3	Resultados de pruebas de seguridad	30
3.3.1	Paro de emergencia	30
3.3.2	Topes mecánicos	30
3.3.3	Protección eléctrica	30
4	Análisis de ingeniería	30
4.1	Desempeño del sistema de control	30
4.2	Evaluación de interfaz de usuario	30
4.3	Discrepancias entre diseño e implementación	30
5	Análisis de valor y costos	31
5.1	Costo final del prototipo	31
5.2	Valor agregado de la solución	31
6	Planeación y gestión del proyecto	31
6.1	Evaluación del cronograma de actividades	31
6.2	Colaboración y distribución de tareas	31
Conclusiones		32
Recomendaciones y trabajo a futuro		32
Falta de energía eléctrica con paciente acostado en cama		32

Consecuencias principales	33
Medidas de mitigación propuestas (recomendación a futuro)	33
Referencias	34
Anexos	I
A Hojas de especificaciones de componentes	I
A.1 Sistema estructural	I
A.2 Sistema de seguridad eléctrico	IV
A.3 Sistema de energía	VI
A.4 Sistema de movimiento	X
A.5 Sistema de control	XII
B Planos de manufactura	XIV

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

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.

Listado de figuras

1.1	Planos anatómicos del cuerpo humano.	11
1.2	Movimientos de flexión/extensión de rodilla.	12
1.3	Movimientos de flexión/extensión de articulación de coxofemoral.	12
1.4	Movimientos de abducción/aducción de articulación de coxofemoral.	13
1.5	Diagrama de modelo del VDI-2206.	15
2.1	Dimensión antropométrica de longitud de pierna.	18
2.2	Dimensiones antropométricas contempladas para diseño del sistema.	19
2.3	Componentes principales del sistema de control y comunicación.	19
2.4	Conjuntos de motor y driver adquiridos para el sistema de movimiento.	20
2.5	Fuentes de alimentación MEAN WELL para potencia y control.	20
2.6	Perfil PTR para construcción de la cama soporte.	21
2.7	Comparativa de la estructura de soporte: diseño vs. implementación física.	21
2.8	Implementación del mecanismo de flexión-extensión.	22
2.9	Eje principal de abducción maquinado con cuñero para acople directo al motor Nema 34.	23
2.10	Ajuste dimensional a estructura para montaje de interruptores de límite.	23
2.11	Interruptores de límite posicionados en estructura.	24
2.12	Tope mecánico para mecanismo de flexión-extensión.	24
2.13	Tope mecánico para mecanismo de abducción-aducción.	25
2.14	Pantalla de bienvenida de la HMI.	26
2.15	Pantallas del proceso de calibración del sistema.	26
2.16	Pantalla de selección del tipo de rehabilitación.	27
2.17	Pantallas de configuración de parámetros de la sesión.	28
2.18	Pantalla de sesión de rehabilitación en curso.	28
2.19	Pantalla de retorno a la posición de inicio.	29
2.20	Carcasa impresa de la HMI.	29
A.1	Chumacera.	I
A.2	Rodamiento axial.	II
A.3	Rodamiento axial (Parte 2).	III
A.4	Fusible Americano de 10 A 250 Vca.	IV
A.5	Diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A.	V
A.6	MEAN WELL LRS-600-48.	VI
A.7	MEAN WELL LRS-600-48.	VII
A.8	MEAN WELL LRS-50-5.	VIII
A.9	MEAN WELL LRS-50-5.	IX
A.10	Hoja de datos de driver HSS57. (Página 2)	X
A.11	Hoja de datos de driver HSS86. (Página 2)	XI
A.12	Hoja de datos de sensor vl53l1x.	XII
A.13	Hoja de datos de Raspberry Pi 4 Model B (Página 2).	XIII
B.1	Estructura de la cama.	XIV
B.2	Base flexión-extensión.	XV
B.3	Biela flexión-extensión.	XVI
B.4	Soporte para pierna.	XVII
B.5	Soporte para pie.	XVIII

B.6	Tope mecánico de flexión-extensión.	XIX
B.7	Protección para HMI.	XX
B.8	Caja para componentes.	XXI
B.9	Placa para unión de ortesis.	XXII
B.10	Protección para HMI.	XXIII
B.11	Placa base para cama.	XXIV
B.12	Ensamble del proyecto - Primera parte.	XXV
B.13	Ensamble del proyecto - Segunda parte.	XXVI
B.14	Componentes flexión-extensión.	XXVII
B.15	Mecanismo de flexión-extensión.	XXVIII

Listado de tablas

0.1	Antecedentes.	6
2.1	Hoja de especificaciones antropométricas (resumen).	17

Nomenclatura

Acrónimos

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*)

IDEF0 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 Aguirar, 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 ortesis¹ 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 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

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

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 0.1: 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"> Módulo que mejora la terapia al permitir movimientos laterales y rotacionales de la pelvis. Motores sincronizados a una computadora. Ajuste en parámetros de entrenamiento. Interfaz de fácil operación para el terapeuta. 	Ecuador	Universidad de Ambato.	Técnica	Informe de investigación [8]
2	Diseño 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"> Actuadores lineales eléctricos. Diseño biomecánico. Piezas realizadas en nylamid. Sistema de sujeción por ameses y correas. Piezas fabricadas en máquinas CNC. 	México	Instituto Nacional	Politécnico	Tesis [9]
3	HipBot	Robot terapéutico diseñando para la rehabilitación de la articulación de la cadera, siendo capaz de realizar movimientos combinados de abducción/aducción y flexión/extensión de la cadera, replicando movimientos necesarios en fisioterapia.	<ul style="list-style-type: none"> Posee 5 grados de libertad. Realiza movimientos combinados laterales y frontales. Emplea controlador PID para seguimiento de trayectorias. Cuenta con botones de emergencia y sensores de fuerza para tener el sistema en caso de anomalía. 	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"> ■ Cuenta con un actuador que permite seleccionar entre dos modos: alta torsión y baja velocidad; y baja torsión y alta velocidad. ■ El diseño es simétrico y puede ser utilizado en ambas piernas (izquierda o derecha). ■ Incluye un resorte torsional como actuador elástico en serie diseñado para soportar una torsión de 50Nm, y rigidez de 150 Nm/rad. ■ Tiene una masa de 3.8 kg incluyendo unidad de control. ■ Posee un controlador adaptativo que ajusta el momento aplicado. 	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"> ■ Cuenta con actuadores tipo SEA (Series Elastic Actuator) que son utilizados para amplificar la fuerza humana con ayuda de algunos sensores. ■ Utiliza sensores para medir la posición y velocidad angular de las articulaciones, que se utilizan para controlar el movimiento de la pierna. 	México, Francia	Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Université de Technologie de Compiègne	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"> ■ Entrega retroalimentación neuronal al imitar el movimiento de flexión-extensión de los dedos de la mano sana en la afectada. ■ Identifica el rango de movimiento de cada dedo de la mano derecha, midiendo la resistencia de sensores flex ubicados en todos ellos. ■ Replica el movimiento de cada dedo en la mano afectada guiados por servomotores acoplados a un sistema mecánico 	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.

1. Marco de referencia

1.1. 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.

1.1.1. 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 1.1. 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.

1.1.2. 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

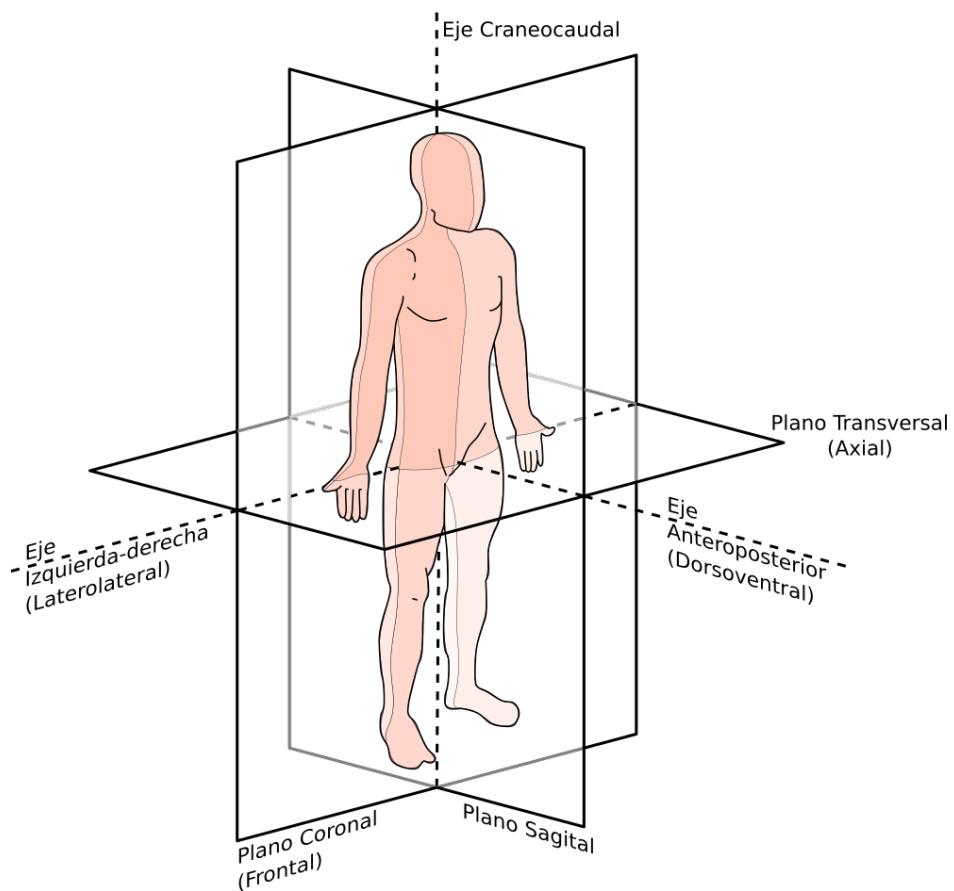


Figura 1.1: Planos anatómicos del cuerpo humano. Recuperado de [14].

interna y externa, así como la circunducción, lo que le otorga una amplia movilidad en diferentes direcciones [16].

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].

1.1.3. 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. 1.2 se representan los movimientos de flexión y extensión de la articulación de la rodilla.



(a) Flexión.

(b) Extensión.

Figura 1.2: Movimientos de flexión/extensión de rodilla.

En la Fig. 1.3 se representan los movimientos de flexión y extensión que involucran únicamente la articulación del coxofemoral.



(a) Flexión.

(b) Extensión.

Figura 1.3: Movimientos de flexión/extensión de articulación de 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 ocurre en el plano frontal [18]. Los movimientos de abducción y aducción se representan en la Fig. 1.4.



Figura 1.4: Movimientos de abducción/aducción de articulación de coxofemoral.

Los movimientos del cuerpo se ven afectados por condiciones neurológicas como la hemiplejia, la cual se define continuación.

1.1.4. Hemiplegia

La hemiplegia 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 hemiplegia 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 hipostenesia y la hiperestesia también están presentes. Esta fase finaliza con el inicio de la hipertonia.
3. Etapa espástica: Aparece la hipertonia, 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.

1.1.5. 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].

1.1.6. 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 encuentra las ortesis y fisioterapias.

1.1.7. 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.

1.1.8. 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].

1.2. Marco procedimental

1.2.1. 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.

1.2.2. Implementación de metodología VDI-2206

En la Fig. 1.5 se muestra el diagrama de modelo VDI-2206 con etapas enfocadas en el desarrollo de la ortesis robótica.

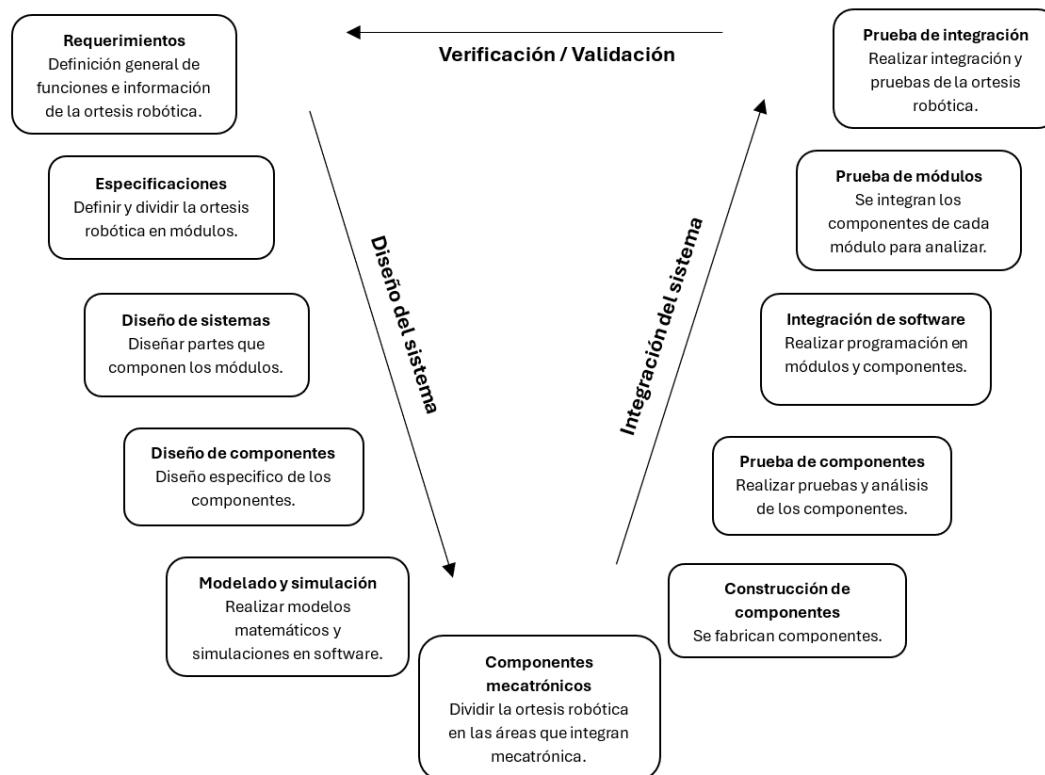


Figura 1.5: Diagrama de modelo del VDI-2206 con etapas para el desarrollo de la ortesis robótica.

1.2.3. 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].

1.2.4. IDEF0

IDEF0 (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].

2. 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.

2.1. 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]:

Tabla 2.1: 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	Carga diseño = 92

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 B, Planos de manufactura) se dimensionaron considerando el percentil 95 para garantizar compatibilidad con la mayoría de los usuarios.

2.2. 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.

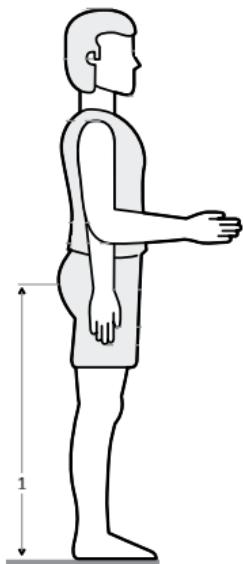


Figura 2.1: Dimensión antropométrica de longitud de pierna.

2.2.1. 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.

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).

2.3. Inspección de componentes críticos

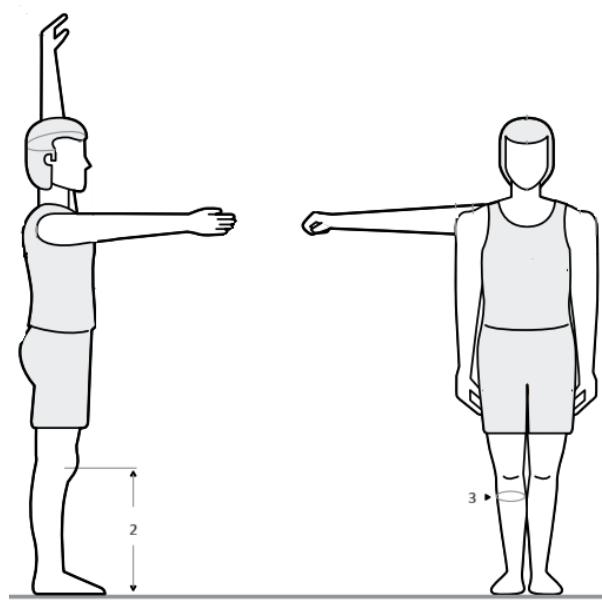
Una vez recibidos los materiales, se realizó una inspección visual y técnica para verificar que correspondieran a las especificaciones requeridas para el proyecto.

Se verificó que la unidad de procesamiento [Fig. 2.3a] corresponde al modelo Raspberry Pi 4 Model B con 4GB de RAM. Para la HMI, se recibió la pantalla táctil Waveshare de 7 pulgadas [Fig. 2.3b], confirmando su compatibilidad de conexión HDMI y USB. Los sensores y los interruptores de límite fueron inspeccionados visualmente.

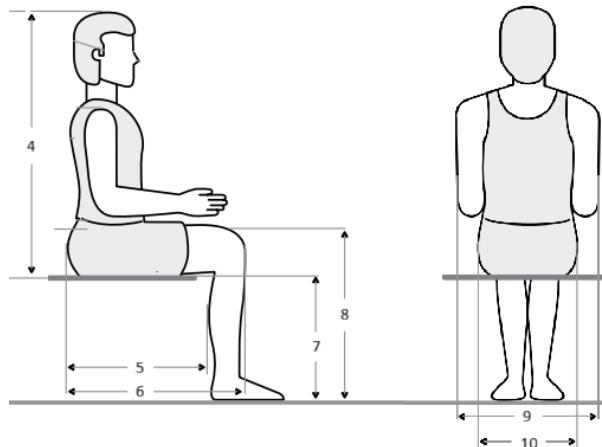
2.3.1. Sistema de Movimiento (S5)

Se realizó la inspección de los dos conjuntos de actuadores (Fig. 2.4):

- **Actuador Lineal (M8):** Se recibió el motor Nema 23 y su controlador HSS57. Se constató que las especificaciones de torque (2.0 N.m) y corriente (4.2 A) coincidan con las requeridas en el diseño.

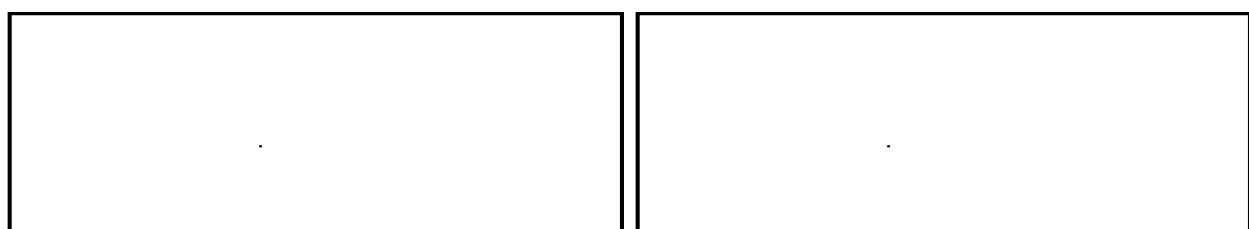


(a) Longitud a altura de rodilla y perímetro de pantorrilla.



(b) Longitudes y alturas en posición sentado.

Figura 2.2: Dimensiones antropométricas contempladas para diseño del sistema.

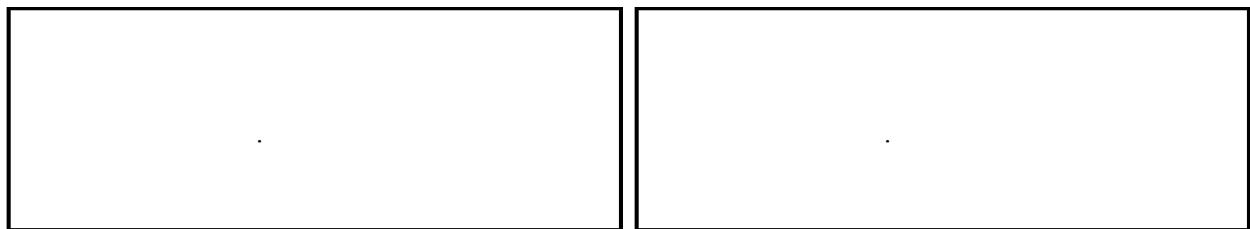


(a) Unidad de procesamiento Raspberry Pi 4. (b) Pantalla HMI Waveshare de 7 pulgadas.

Figura 2.3: Componentes principales del sistema de control y comunicación.

- **Actuador rotativo (M9):** Se recibió el motor Nema 34 y su controlador HSS86. Se

verificó su capacidad de torque (4.5 N.m) para manejar el mecanismo de abducción-aducción.



(a) Motor Nema 23 (57HSE) y driver HSS57. (b) Motor Nema 24 (86HSE4N) y driver HSS86.

Figura 2.4: Conjuntos de motor y driver adquiridos para el sistema de movimiento.

2.3.2. Sistema de Energía (S4) y Seguridad (S2)

Se verificaron las fuentes de alimentación conmutadas (Fig. 2.5). Se confirmó el modelo MEAN WELL LRS-600-48 para la etapa de potencia (48V, 12.5A) y el modelo MEAN WELL LRS-50-5 para la etapa de control (5V, 10A). De igual manera, se inspeccionaron los componentes de seguridad como el botón de paro de emergencia y el módulo relevador de 5V.

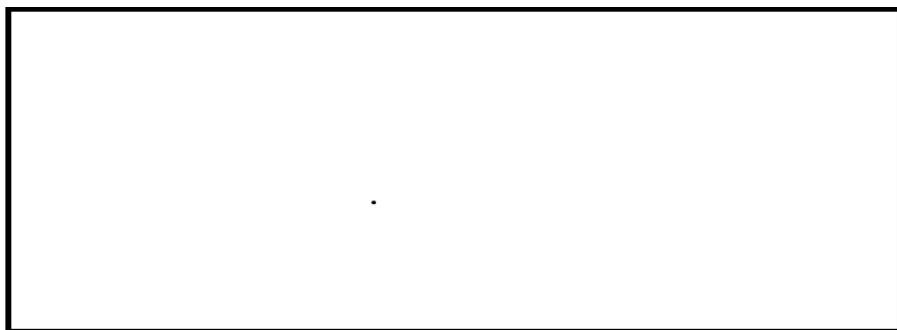


Figura 2.5: Fuentes de alimentación MEAN WELL para potencia y control.

2.4. Manufactura y ensamble del 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.

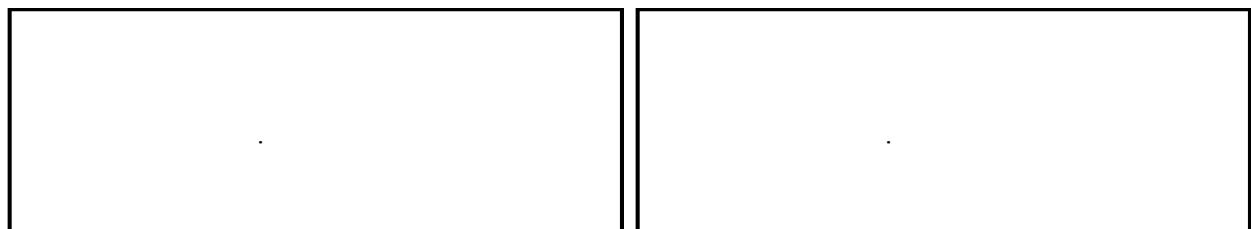
2.4.1. Construcción de la cama de soporte

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.



Figura 2.6: Perfil PTR para construcción de la cama soporte.

Se integró una colchoneta de espuma de alta densidad que se utiliza como superficie de acojinamiento para comodidad del paciente con un espesor de XX mm, dicha elevación permite alinear el eje de rotación de la articulación coxofemoral del paciente con el eje mecánico del actuador de abducción. Sin este ajuste de altura la discrepancia de alturas generaría un par de fuerzas no deseado en la cadera del usuario durante la sesión.



(a) Modelo CAD de la estructura base.

(b) Implementación física con colchoneta de ajuste.

Figura 2.7: Comparativa de la estructura de soporte: diseño vs. implementación física.

2.4.2. 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. Las uniones se realizaron mediante tornillería de acero inoxidable.

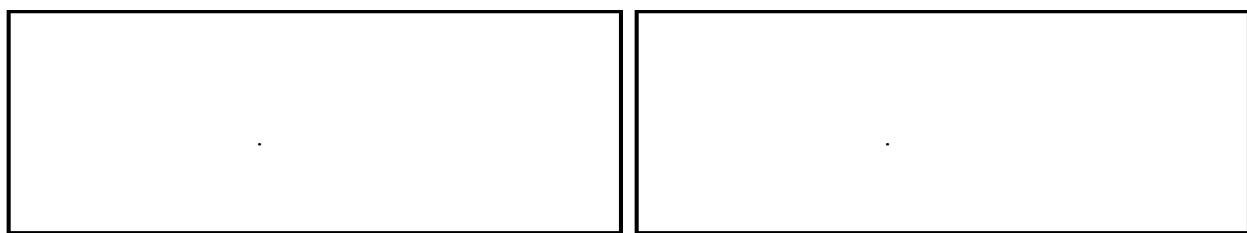
2.4.2.1. Diseño de la placa base, manejo de tolerancias y deformaciones térmicas
Durante el proceso de manufactura, las placas de acero fueron cortadas mediante láser. Se observó que el calor térmico generado al momento del corte provocó una curvatura, lo que dificultó el alineamiento de las placas con los rieles de la guía. Para corregir el ensamblaje se realizó una alineación activa, es decir, se montaron el eje, las chumaceras y las placas simultáneamente, y se ajustó la posición con esfuerzo manual antes de aplicar los puntos de soldadura y fijación final. Esto permitió que el eje del movimiento permaneciera paralelo a las guías lineales evitando atascamientos.

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.

2.4.2.2. Discrepancias entre diseño e implementación del mecanismo de flexión-extensión

Soporte distal (pie). Durante el ensamble del soporte distal (pie)², 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 telescopicos del fémur, un barreno para unión clévis 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.



(a) Diseño detallado del mecanismo de flexión. (b) Ensamble físico con placas de acero y perfil de aluminio.

Figura 2.8: Implementación del mecanismo de flexión-extensión.

2.4.3. 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.

2.4.3.1. 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.

²Se proporciona mayor información de la manufactura de los soportes en la subsección Implementación de sistemas de seguridad (S2 y S3).

2. **Uniones superiores (nivel coxofemoral):** Para las articulaciones superiores del mecanismo de flexión-extensión, se emplearon las juntas Clevis seleccionadas mediante tablas de decisión, la cuales no tienen rodamientos de bolas, esto se debe a que la velocidad angular de operación es muy baja ($< 0,5 \text{ rad/s}$) 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.

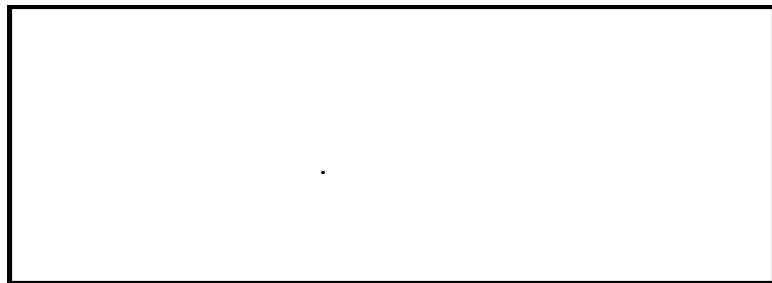


Figura 2.9: Eje principal de abducción maquinado con cuñero para acople directo al motor Nema 34.

2.4.4. 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.

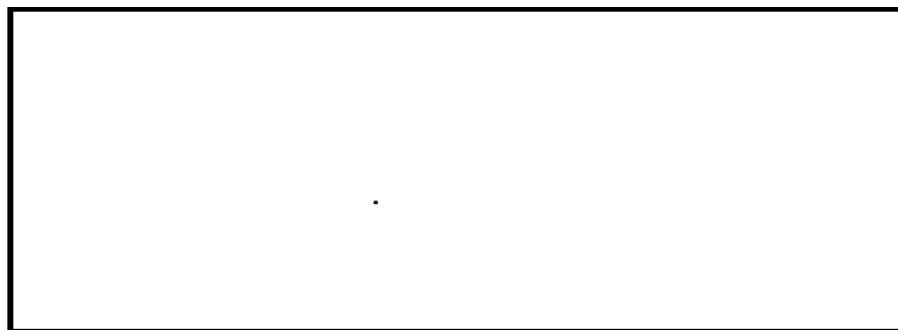


Figura 2.10: Ajuste dimensional a estructura para montaje de interruptores de límite.

2.5. Implementación de sistemas de seguridad (S2 y S3)

La implementación física de los sistemas de seguridad se realizó siguiendo una estrategia de “capas de protección”, integrando barreras mecánicas y eléctricas. 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. Para atender este riesgo es que se implementan los sistemas de seguridad eléctrica y mecánico diseñados para el proyecto que se integran como una protección de tres capas, las cuales se describen a continuación.

2.5.1. Límites electrónicos (software y sensores)

Los interruptores se posicionaron en los finales de carrera hasta los cuales los mecanismos de flexión-extensión y abducción-aducción deben llegar, detectando así el final del recorrido seguro e interrumpiendo la generación de pulsos por software.

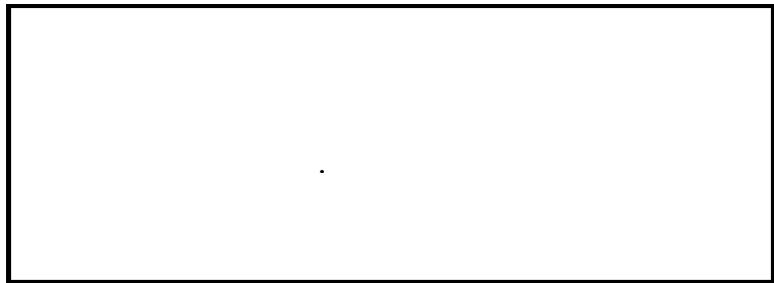


Figura 2.11: Interruptores de límite posicionados en estructura.

2.5.2. Ensamble de topes mecánicos

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. Los topes fueron realizados con el material PTR, mismo que comparte con la estructura de la cama soporte.

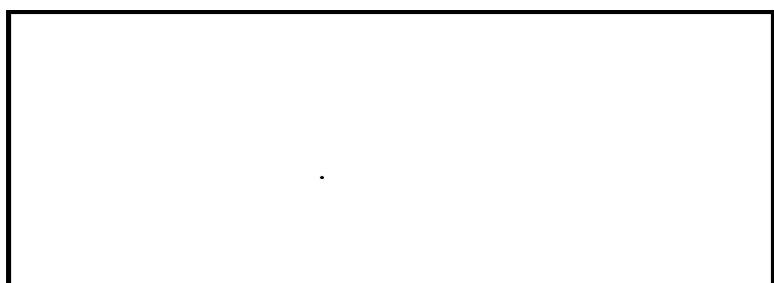


Figura 2.12: Tope mecánico para mecanismo de flexión-extensión.

2.5.3. Cableado del circuito de paro de emergencia

Dado que el proyecto constituye un prototipo de rehabilitación, la norma operativa requiere supervisión constante, por lo que apegados a las normas ISO 13850:2015 e IEC 60204-1:2018 planteadas en el diseño se integra el botón de paro de emergencia físico para cortar el flujo de corriente de los drivers hacia los actuadores cuando quien opere el sistema lo requiera.

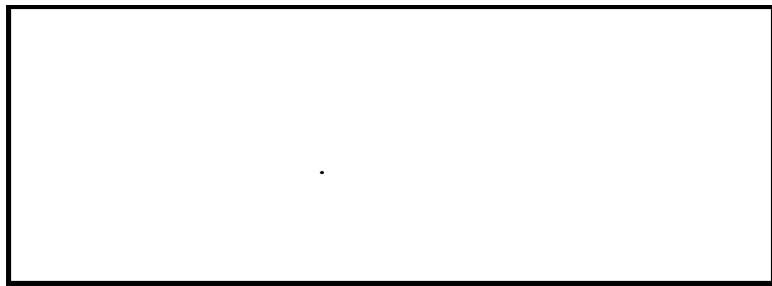


Figura 2.13: Tope mecánico para mecanismo de abducción-aducción.

2.5.4. Implementación de sujeción y ajuste

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.

2.5.4.1. Manufactura de componentes de contacto. 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 telescopicos 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 telescopico y la rigidez de los soportes impresos.

2.6. Montaje y cableado del sistema de energía y control (S4, S5 y S7)

2.6.1. Instalación de fuentes de alimentación

2.6.2. Conexión de drivers y motores

2.6.3. Conexión de unidad de procesamiento y sensores

2.7. Configuración del sistema de comunicación (S6)

2.7.1. Diseño de la interfaz humano-máquina (HMI)

La interfaz humano-máquina se diseñó como el principal medio de interacción entre el fisioterapeuta y el sistema de ortesis. A continuación, se describe el flujo de operación a través de las distintas pantallas diseñadas.

Al energizar el sistema, se presenta la pantalla de bienvenida [Fig. 2.14]. Esta pantalla presenta el botón de comenzar rehabilitación para inicializar el sistema.

Al presionar el botón, el sistema inicia su secuencia de arranque, mostrando la pantalla CALIBRANDO SISTEMA [Fig. 2.15]. Durante esta fase, los actuadores se desplazan a sus posiciones de origen (home) detectadas por los sensores de límite.



Figura 2.14: Pantalla de bienvenida de la HMI.



(a) Proceso de calibración en curso.



(b) Confirmación de calibración completada.

Figura 2.15: Pantallas del proceso de calibración del sistema.

Una vez completada la calibración, la interfaz muestra el mensaje SISTEMA CALIBRADO [Fig. 2.15b] y se habilita el botón de comenzar sesión. Este botón dirige al usuario a la pantalla de selección de terapia [Fig. 2.16], donde puede elegir entre los dos modos de operación: Abducción-Aducción o Flexión-Extensión.



Figura 2.16: Pantalla de selección del tipo de rehabilitación.

Las pantallas de configuración [Fig. 2.17] permiten al fisioterapeuta definir los parámetros de la sesión. El usuario puede alternar entre las configuraciones de ambos movimientos usando los botones en la parte superior. Para cada tipo de ejercicio, se deben definir dos parámetros principales:

- **Límites de movimiento:** El usuario utiliza los botones de movimiento manual (flechas) para posicionar la ortesis en el rango deseado y presiona GUARDAR LÍMITE. La interfaz proporciona retroalimentación visual al registrar la posición.
- **Número de repeticiones:** Se introduce la cantidad de ciclos mediante el teclado numérico en pantalla.

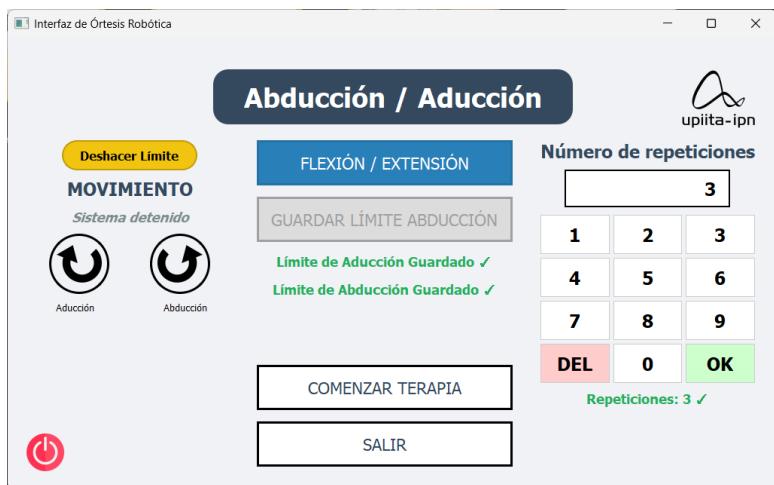
Una vez definidos los parámetros, se habilita el botón COMENZAR TERAPIA.

Durante la ejecución de la rutina, la pantalla REHABILITACIÓN EN PROCESO [Fig. 2.18] muestra la información relevante de la sesión: un resumen de la terapia configurada y un contador de las repeticiones en curso. En esta pantalla, el usuario tiene la opción de DETENER RUTINA en cualquier momento.

Al finalizar la sesión o al presionar DETENER RUTINA, el sistema entra en una fase de retorno, mostrando la pantalla REGRESANDO A POSICIÓN DE INICIO [Fig. 2.19]. Esto indica que los actuadores se están moviendo a su posición de origen antes de regresar al menú principal, dejando el sistema listo para una nueva sesión.

2.7.2. Programación de microcontrolador e integración con interfaz humano-máquina

Para la protección de la interfaz táctil, se completó la fabricación aditiva (impresión 3D) de la carcasa diseñada, la cual aloja la pantalla y facilita su montaje ergonómico para el fisioterapeuta.



(a) Configuración de parámetros para Abducción / Aducción.



(b) Configuración de parámetros para Flexión / Extensión.

Figura 2.17: Pantallas de configuración de parámetros de la sesión.

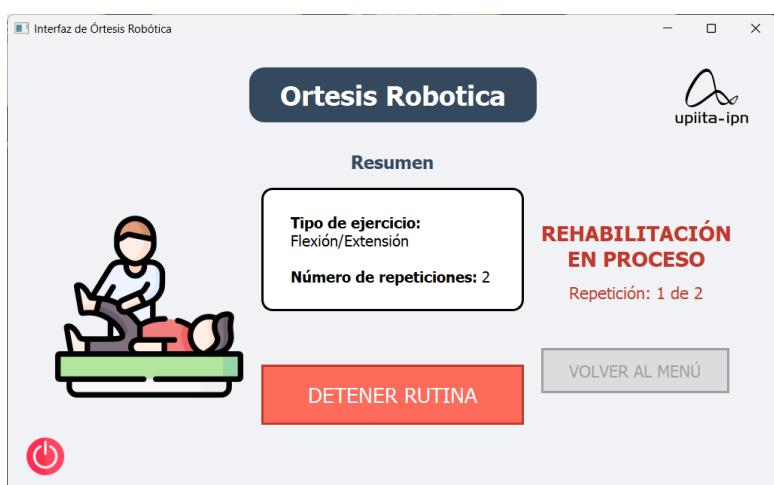


Figura 2.18: Pantalla de sesión de rehabilitación en curso.



Figura 2.19: Pantalla de retorno a la posición de inicio.

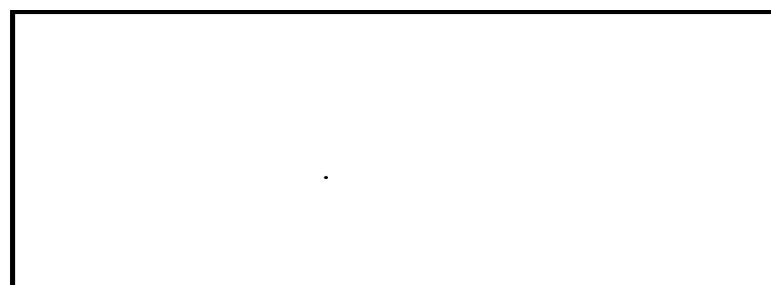


Figura 2.20: Carcasa impresa de la HMI.

3. Análisis de resultados

3.1. Resultados de la prueba de movimiento completo

3.2. Resultados de prueba de carga máxima

3.3. Resultados de pruebas de seguridad

3.3.1. Paro de emergencia

3.3.2. Topes mecánicos

3.3.3. Protección eléctrica

4. Análisis de ingeniería

4.1. Desempeño del sistema de control

Debido a la alta capacidad de par del actuador lineal seleccionado (Nema 23 con driver HSSS57) en relación con la rigidez estructural del mecanismo se optó por priorizar la calibración de los interruptores de límite y el botón de paro de emergencia manual como medidas principales, en lugar de solo depender únicamente de la limitación de corriente.

4.2. Evaluación de interfaz de usuario

4.3. Discrepancias entre diseño e implementación

Durante el proceso de construcción del proyecto se encontraron diversos desafíos que llevaron a tomar decisiones sobre el diseño planteado inicialmente, lo que llevó a discrepancias entre el diseño e implementación. Las discrepancias encontradas se presentan a continuación:

1. **Componentes de seguridad no contemplados.** El diseño original no contemplaba un interruptor general, sin embargo, se decidió incorporar un breaker como protección adicional contra sobrecalentamiento o cortocircuitos.

Así mismo, el sistema no tenía un interruptor de encendido y apagado general integrado en el diseño original, por lo que se decidió incorporarlo como parte de la sección de seguridad eléctrica.

5. Análisis de valor y costos

5.1. Costo final del prototipo

5.2. Valor agregado de la solución

6. Planeación y gestión del proyecto

6.1. Evaluación del cronograma de actividades

6.2. Colaboración y distribución de tareas

Conclusiones

En el desarrollo de Trabajo Terminal I para el proyecto de Ortesis robótica para asistencia del movimiento de coxofemoral y rodilla en adultos con hemiplejia derecha se realizó un replanteamiento de la arquitectura funcional y arquitectura física con base en una investigación más profunda sobre los requerimientos del proyecto, esto en principio debido al uso de la metodología VDI 2206 que fue implementada para el proyecto, la cual utiliza los requerimientos como base para desarrollo de proyectos mecatrónicos. A través de herramientas como el diagrama morfológico y matrices de selección subjetivas, binarias y de ponderación se plantearon posibles soluciones y se concibieron conceptos solución del cual se eligió uno para desarrollar el diseño detallado del proyecto.

Se realizó el diseño del sistema estructural así como de los mecanismos tanto para los movimientos de flexión-extensión como de abducción-aducción a través de SolidWorks validando las propiedades con comportamientos mecánicos utilizando diferentes materiales y análisis por medio de cargas máximas establecidas. Dentro de la parte mecánica también se diseñaron y validaron topes mecánicos de seguridad para proteger al paciente en caso de fallos en el control del sistema, así como la implementación de un botón de paro de emergencia apegado a la norma ISO 13850:2015 que detalla las características esenciales que debe cumplir dicho botón (colores, mecanismo de desactivación).

También se llevó a cabo la selección de una fuente conmutada de tensión para la etapa de potencia de motores, mismas que se verificó a través de la revisión de sus hojas de especificaciones tuvieran la capacidad de proporcionar la alimentación tanto de corriente como de tensión para los motores, y una segunda fuente para el acondicionamiento de energía para el sistema que permitiera alimentar los componentes de baja potencia. Además, se diseñó el sistema de seguridad eléctrico integrando y validando componentes que desconectaran al sistema de la energía eléctrica en caso de picos de corriente o tensiones prolongados.

Así mismo, dentro del diseño del sistema de movimiento y de control se seleccionaron motores y drivers, y se validó su selección verificando que fueran capaces de generar los movimientos con las cargas establecidas y resultados de fuerzas y presiones obtenidos a través de la validación del sistema estructural.

Se realizó la propuesta de diseño del sistema de comunicación humano máquina en el cual se definió la forma de interacción del usuario con el sistema, y se validó su funcionamiento verificando su compatibilidad con los elementos seleccionados para el sistema de control así como la capacidad de estos, específicamente del microcontrolador seleccionado.

Finalmente, los componentes físicos del proyecto fueron integrados computacionalmente, generando un ensamblaje que sirve como referencia para su implementación y verificación en Trabajo Terminal II.

Recomendaciones y trabajo a futuro

Falta de energía eléctrica con paciente acostado en cama

Durante la operación del sistema de la ortesis existe la posibilidad de una pérdida del suministro eléctrico mientras el paciente se encuentra utilizando el dispositivo. Este escenario representa un riesgo de inmovilización del usuario y posibles lesiones debido a la detención

inesperada de los actuadores y la pérdida de control de los mecanismos de sujeción.

Consecuencias principales

- Interrupción inmediata del movimiento, que puede provocar incomodidad o dolor al paciente si el dispositivo se detiene en una posición desfavorable.
- Dificultad para retirar al paciente del sistema en caso de bloqueo mecánico.

Medidas de mitigación propuestas (recomendación a futuro)

Aunque en la presente fase del proyecto (Trabajo Terminal II) no se implementará una solución definitiva, se recomienda considerar las siguientes acciones en el desarrollo posterior:

- **Sistema de respaldo de energía:** Incorporar una unidad de alimentación ininterrumpida (UPS) o batería de respaldo que permita, al menos, liberar los actuadores lineales y rotativos para retirar al paciente con seguridad.
- **Mecanismo de liberación manual:** Diseñar un sistema mecánico fail-safe que permita desacoplar o destrabar los actuadores de forma manual, buscando con ello la movilidad libre del miembro ortopédico.
- **Alarma sonora y visual:** Implementar una señal acústica y luminosa que alerte inmediatamente al personal de la pérdida de alimentación eléctrica, facilitando una evacuación oportuna.

Estas recomendaciones deberán considerarse en el diseño final de la etapa de construcción o en trabajos de mejora posteriores, con el objetivo de aumentar la seguridad del paciente ante situaciones de interrupción eléctrica.

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
- [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”, Sobreruedas, 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
- [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.medigraphic.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.unicomfacauca.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] Azucar, 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. FisiOnline. <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. In *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., Diseño, 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>

Anexos

A. Hojas de especificaciones de componentes

A.1. Sistema estructural

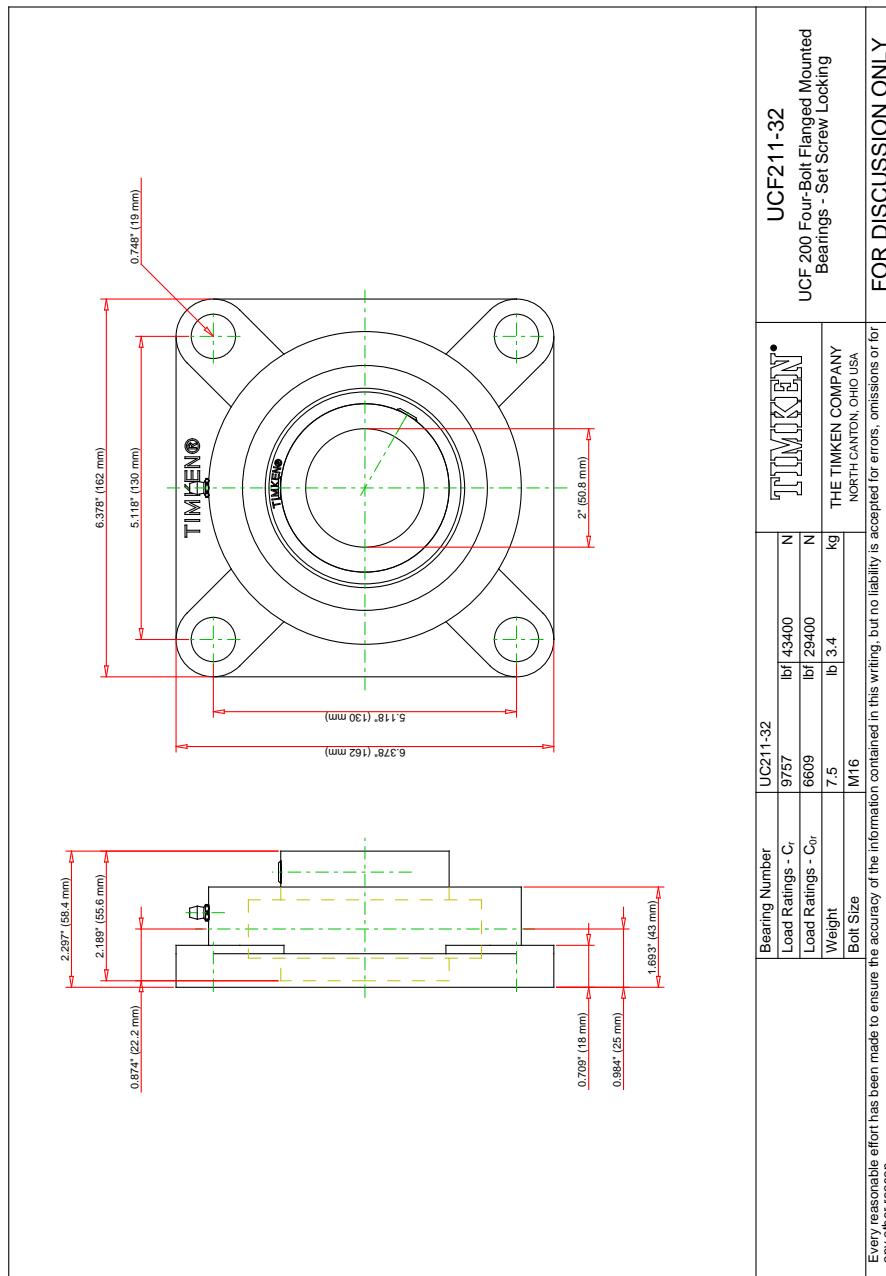
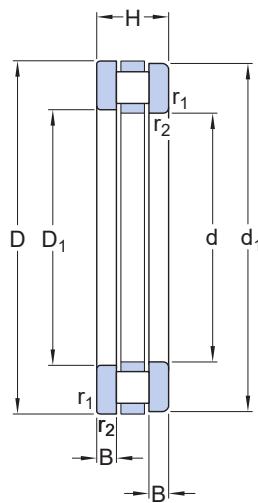


Figura A.1: Chumacera.

14/6/25, 7:53

81107 TN - Rodamientos axiales de rodillos cilíndricos | SKF

Especificación técnica**Dimensiones**

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

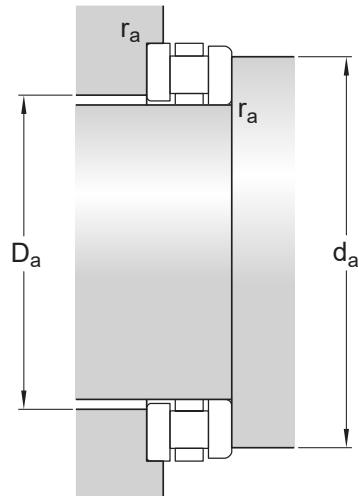
<https://www.skf.com/mx/products/rolling-bearings/roller-bearings/cylindrical-roller-thrust-bearings/productid-81107 TN>

3/8

Figura A.2: Rodamiento axial.

14/6/25, 7:53

81107 TN - Rodamientos axiales de rodillos cilíndricos | SKF



Dimensiones de los resalte

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 A.3: Rodamiento axial (Parte 2).

A.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.

AG Electrónica
¿Qué vamos a innovar hoy?

<http://www.agelectronica.com>

Figura A.4: Especificaciones del fusible Americano de 10 A 250 Vca.

A.3. Sistema de energía



■ Features

- MEANWELL Patent Number :ZL202220241473.0
- AC input range selectable by switch
- Withstand 300VAC surge input for 5 second
- Protections: Short circuit / Overload / Over voltage / Over temperature
- Forced air cooling
- Built-in cooling Fan ON-OFF control
- 1U low profile
- Withstand 5G vibration test
- High operating temperature up to 65°C
- Operating altitude up to 5000 meters (Note.10)
- 3 years warranty
- MTBF>1KK hrs

■ Applications

- Industrial automation machinery
- Industrial control system
- Mechanical and electrical equipment
- Electronic instruments, equipments or apparatus

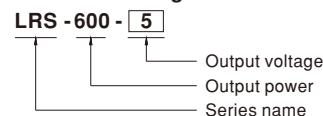
■ GTIN CODE

MW Search: <https://www.meanwell.com/serviceGTIN.aspx>

■ 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 A.6: Características de fuente conmutada MEAN WELL LRS-600-48.

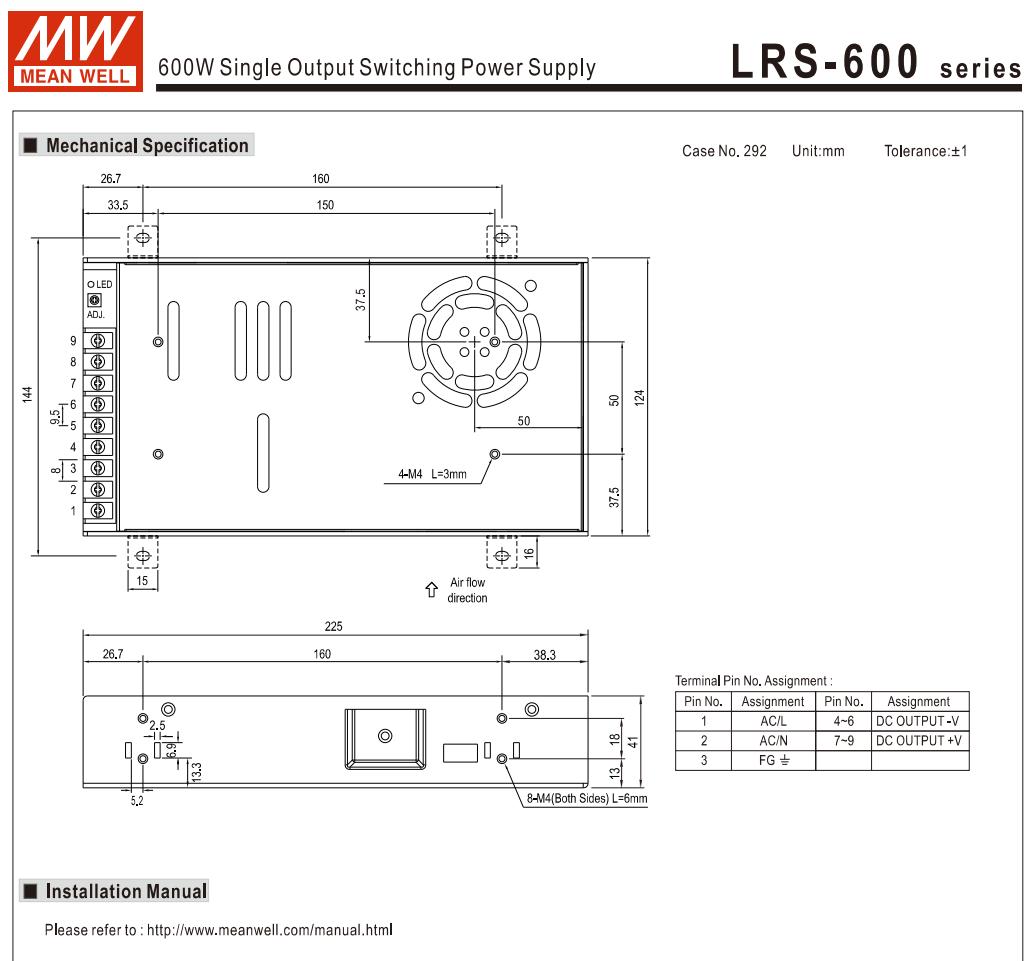


Figura A.7: Dimensiones de fuente conmutada MEAN WELL LRS-600-48.

MEAN WELL

50W Single Output Switching Power Supply

LRS-50 series



User's Manual


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

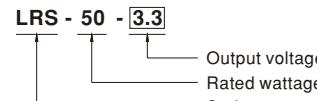
Description

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]



Output voltage
Rated wattage
Series name

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

Figura A.8: Características de fuente conmutada MEAN WELL LRS-50-5.

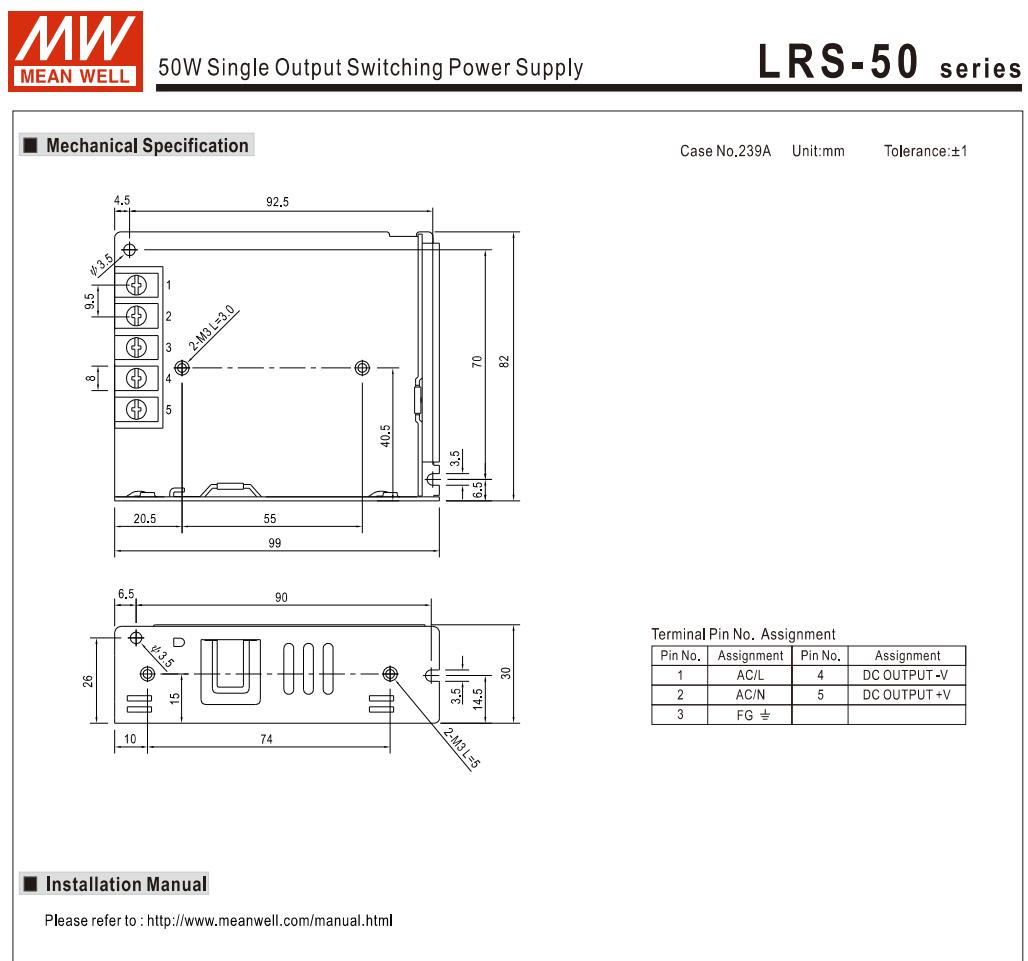


Figura A.9: Dimensiones de fuente conmutada MEAN WELL LRS-50-5.

A.4. 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	>=500MΩ

Figura A.10: 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 A.11: Hoja de datos de driver HSS86. (Página 2)

A.5. Sistema de control

ST life.augmented

VL53L1X

Datasheet

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



Product status link
VL53L1X

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 2v8
 - Can be hidden behind many cover glass materials
 - I²C 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)
 - 1 D 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 A.12: 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.

Figura A.13: Hoja de datos de Raspberry Pi 4 Model B (Página 2).

B. Planos de manufactura

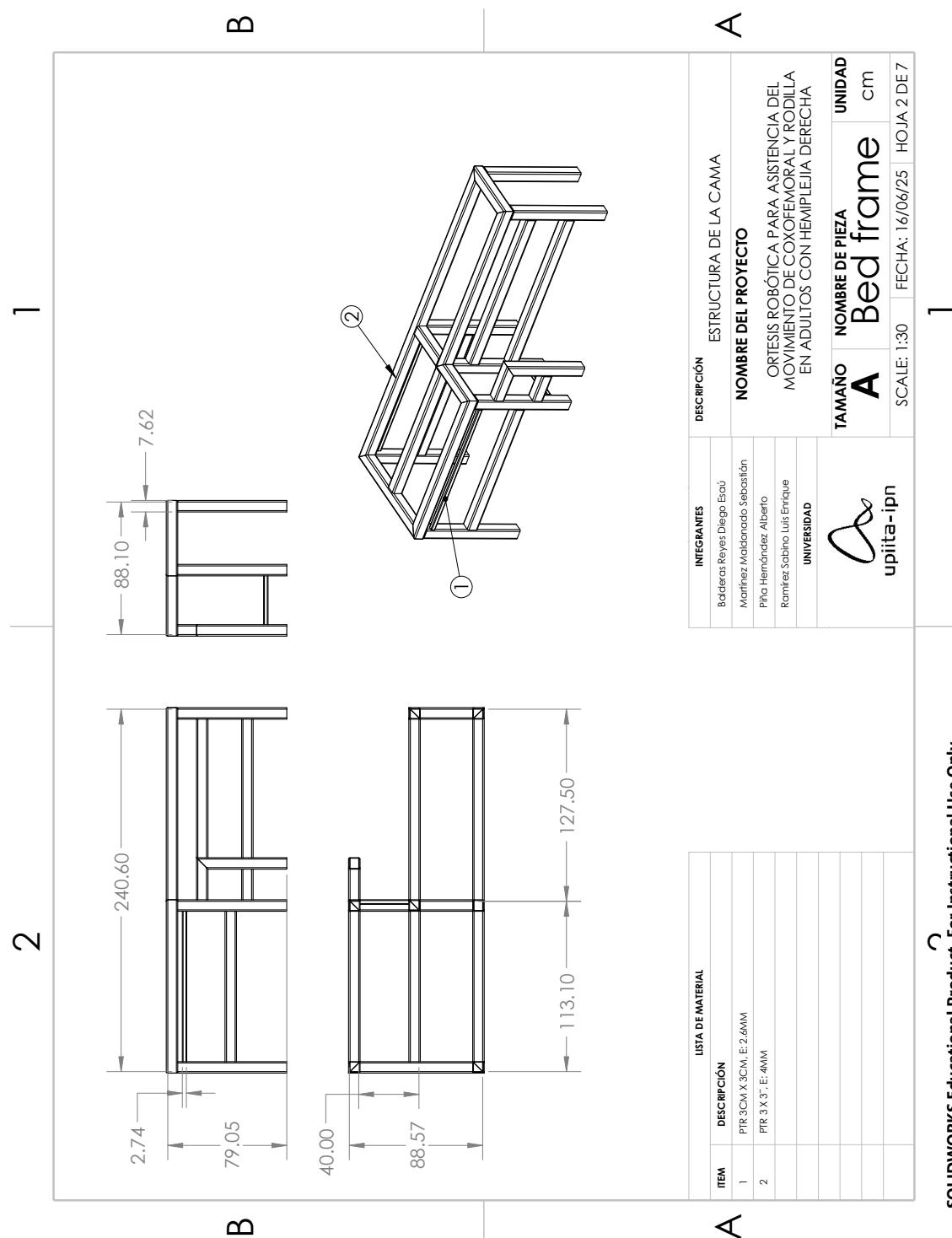
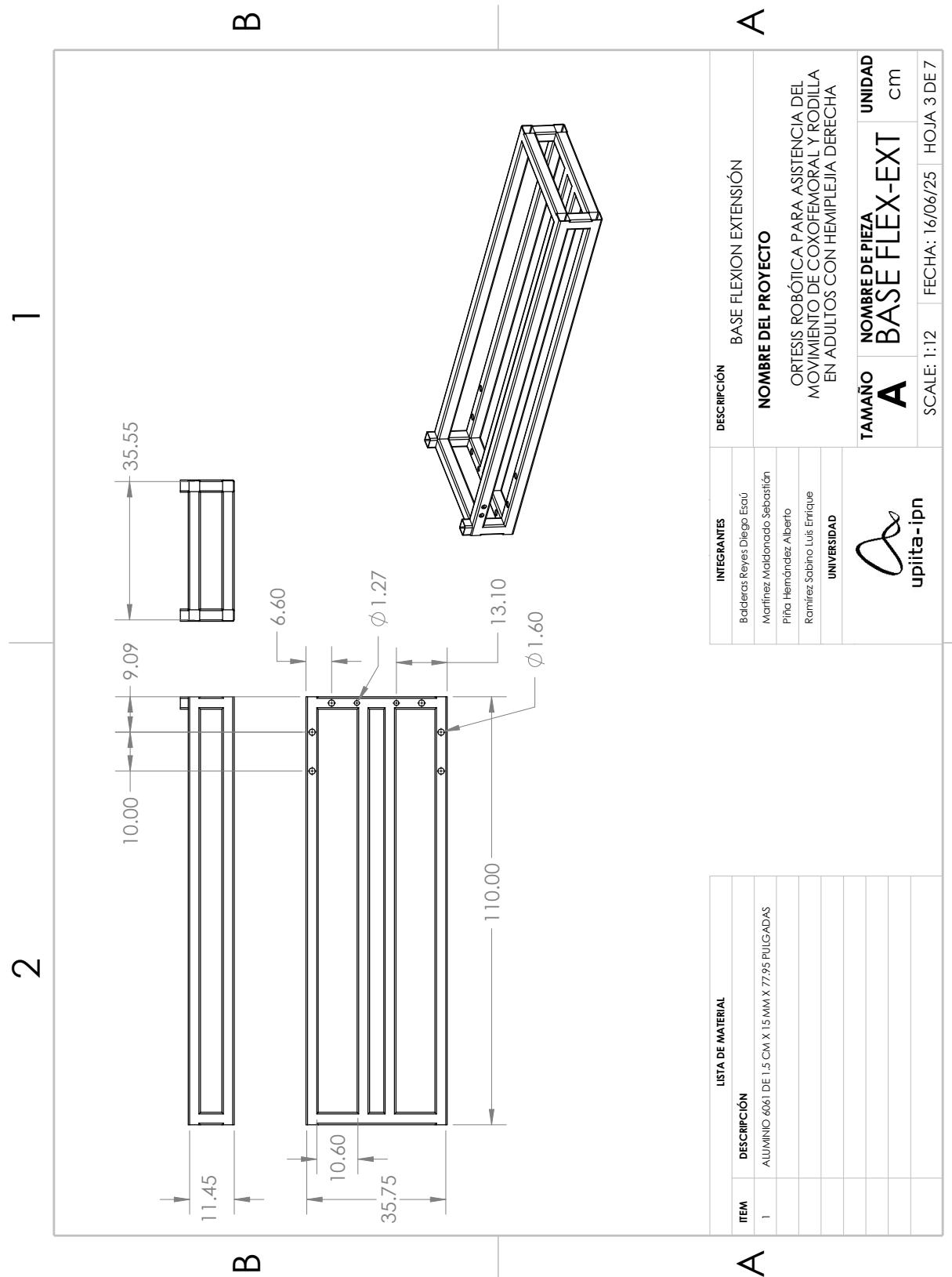
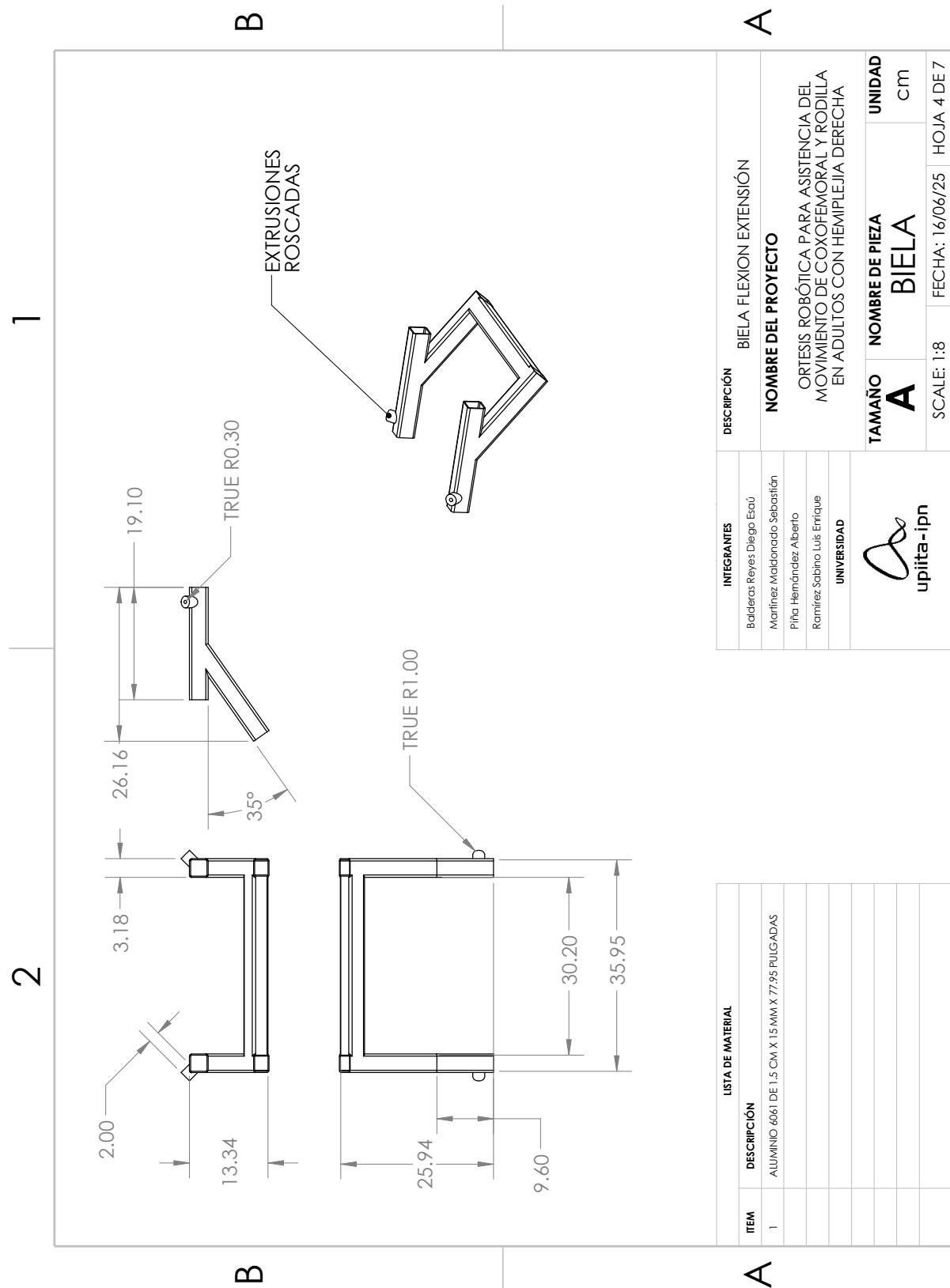


Figura B.1: Estructura de la cama.

SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura B.3: Biela flexión-extensión.

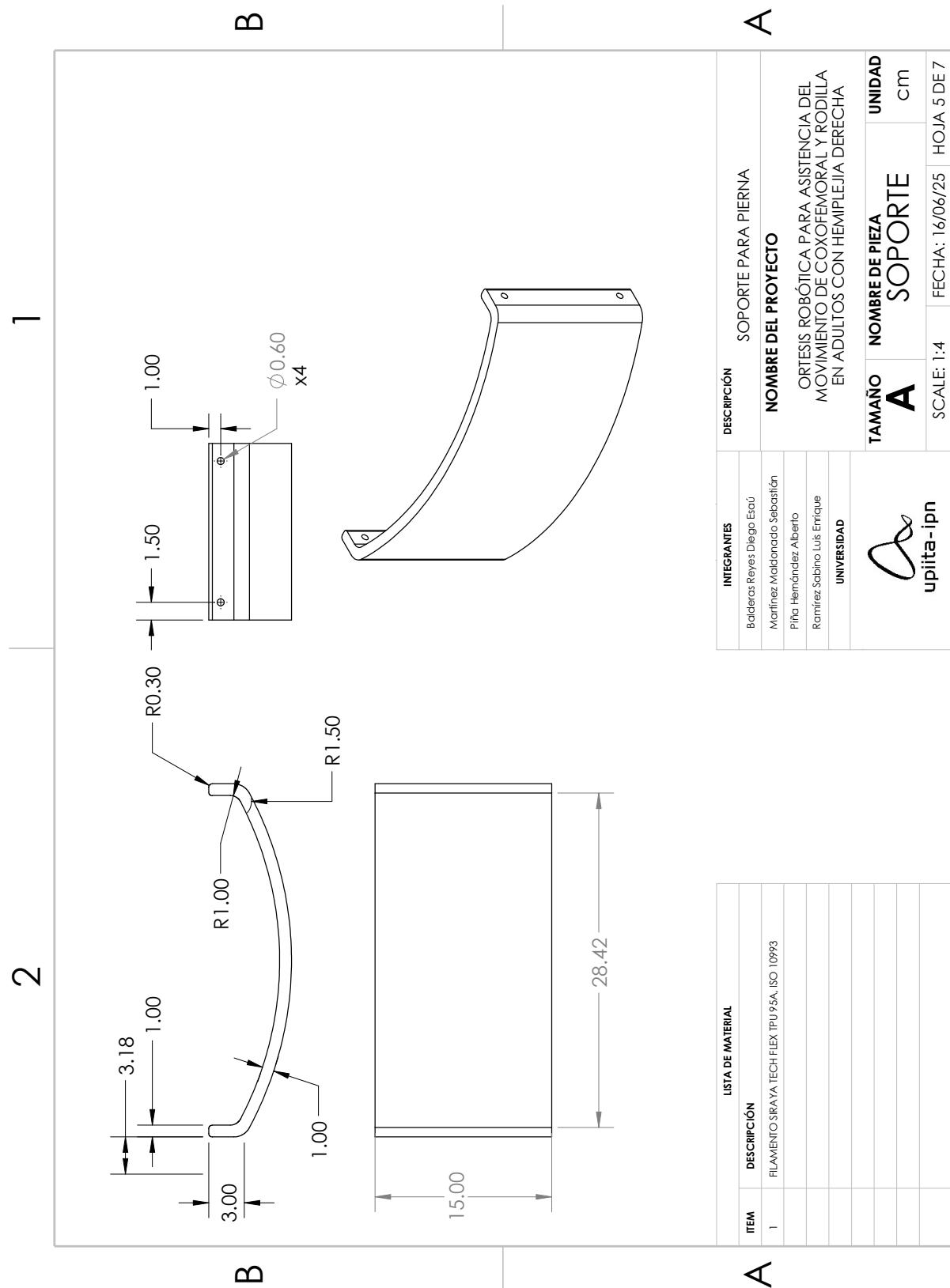
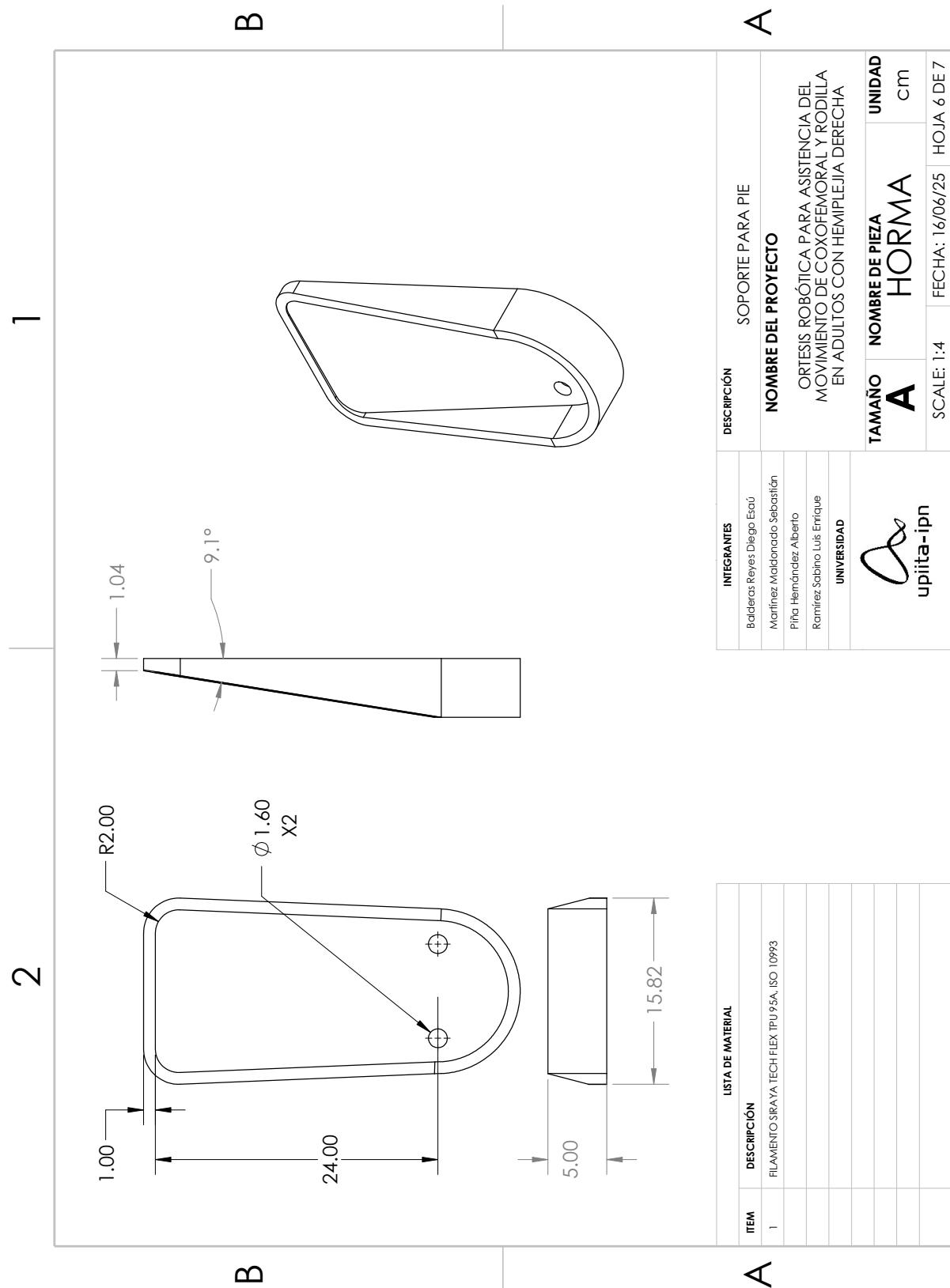


Figura B.4: Soporte para pierna.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

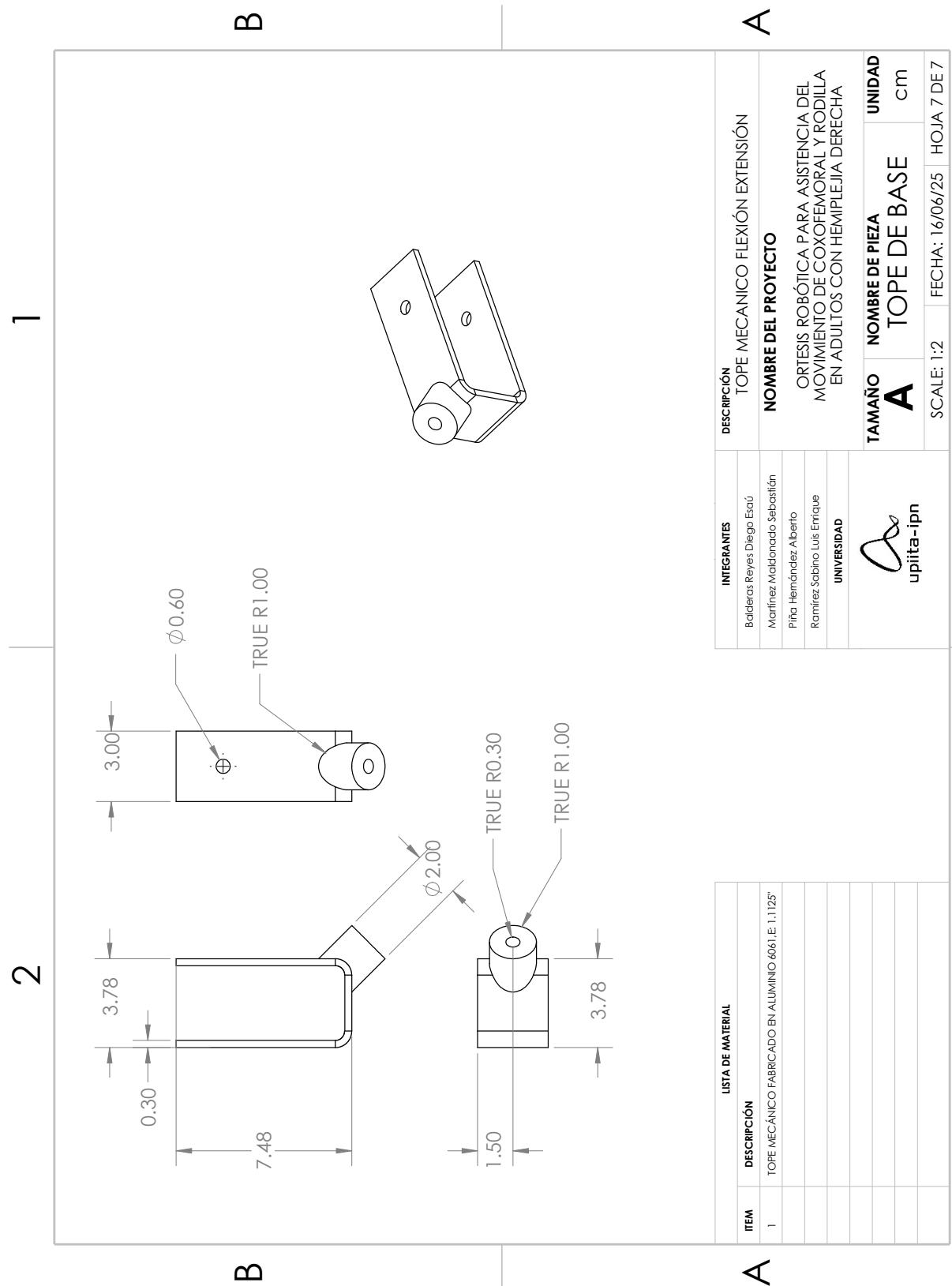
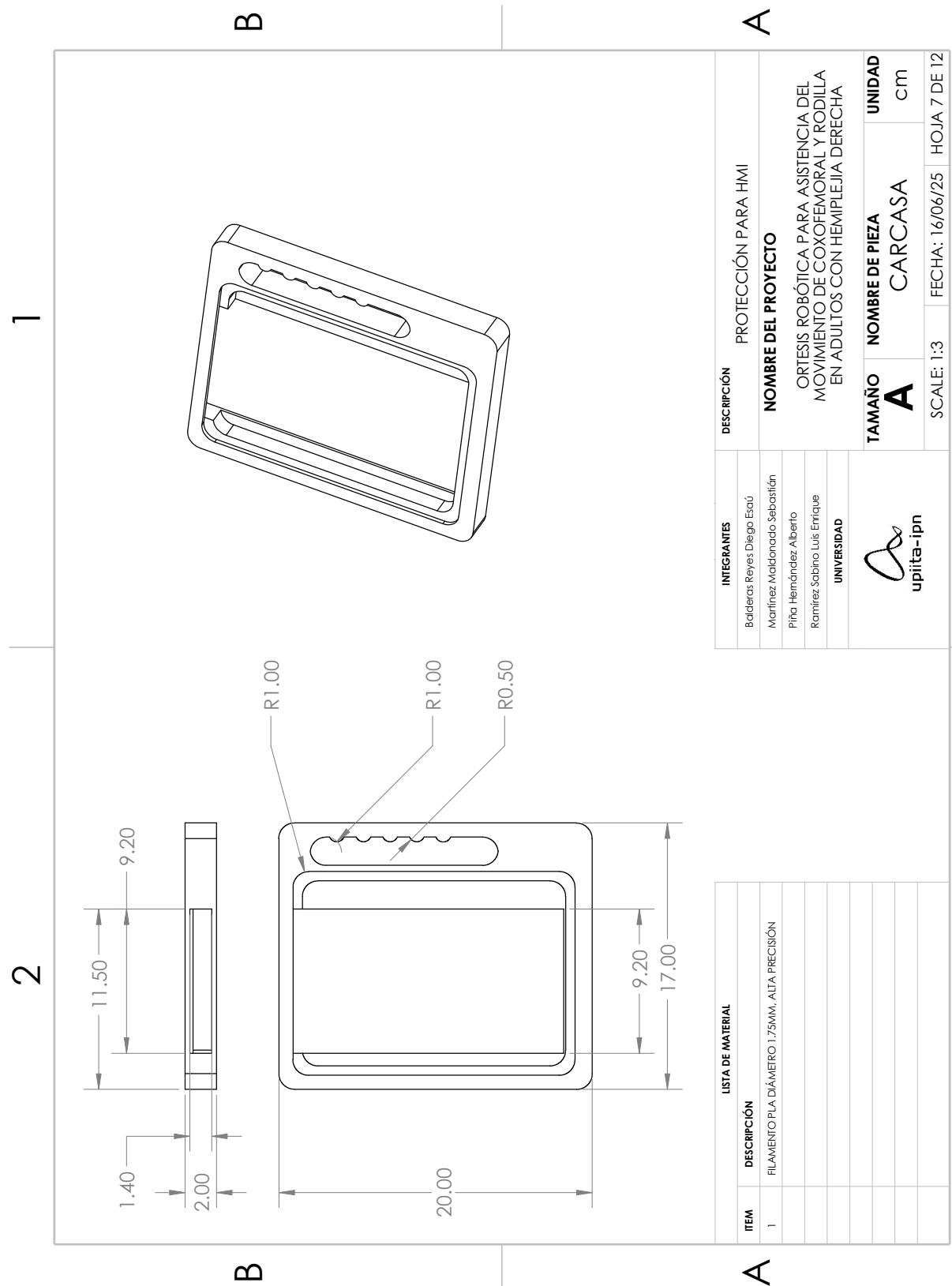


Figura B.6: Tope mecánico de flexión-extensión.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

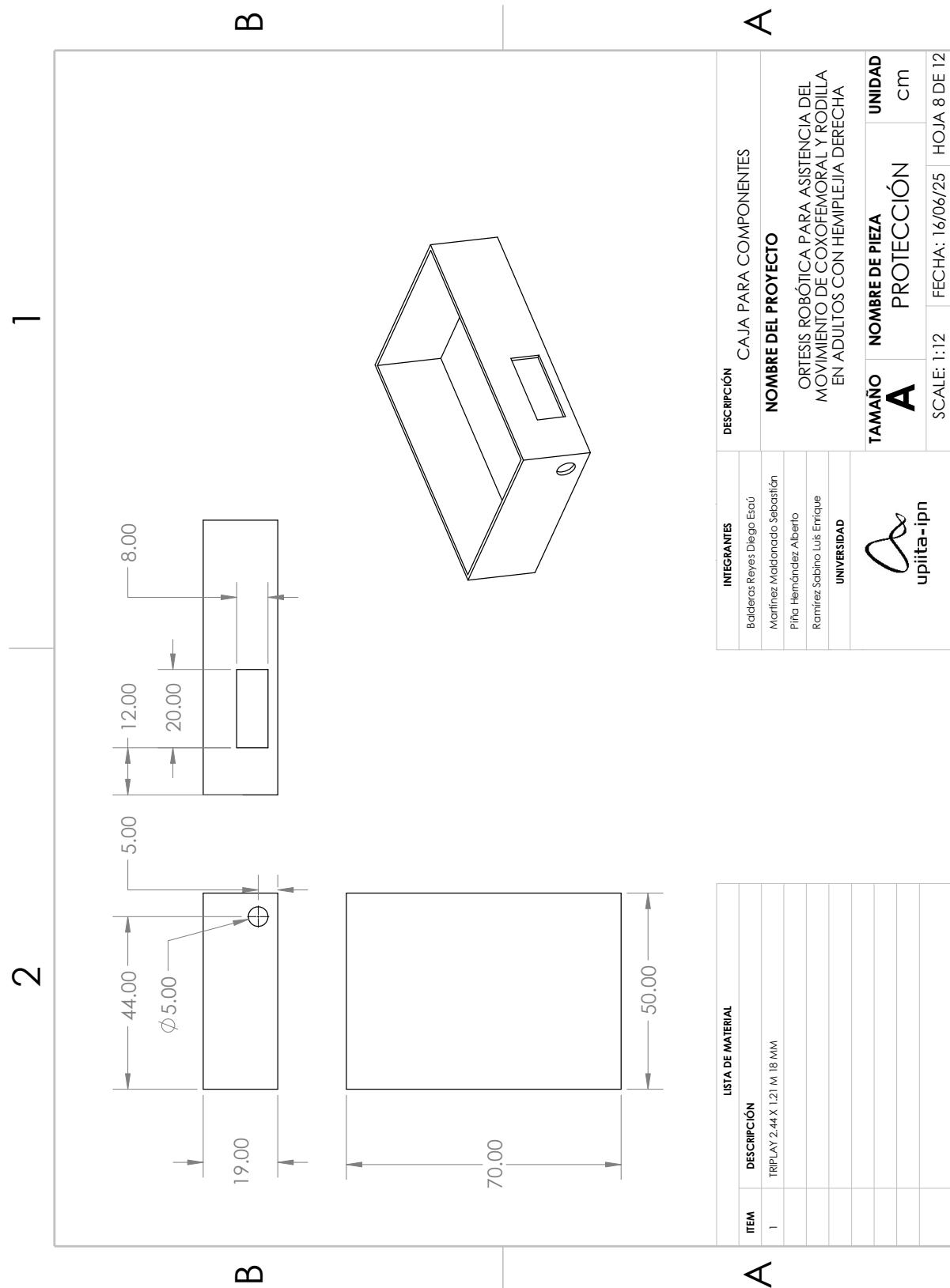
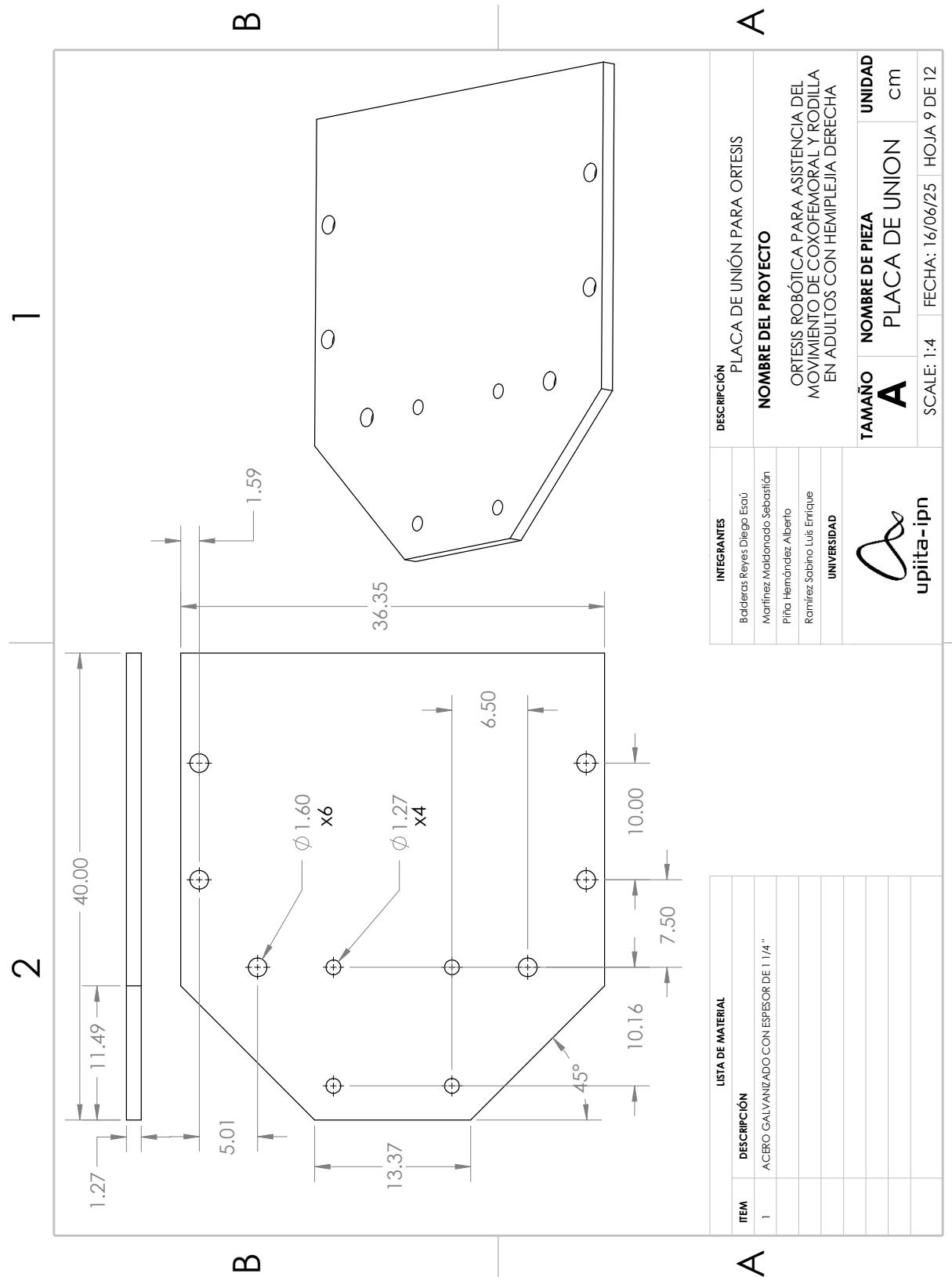


Figura B.8: Caja para componentes.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

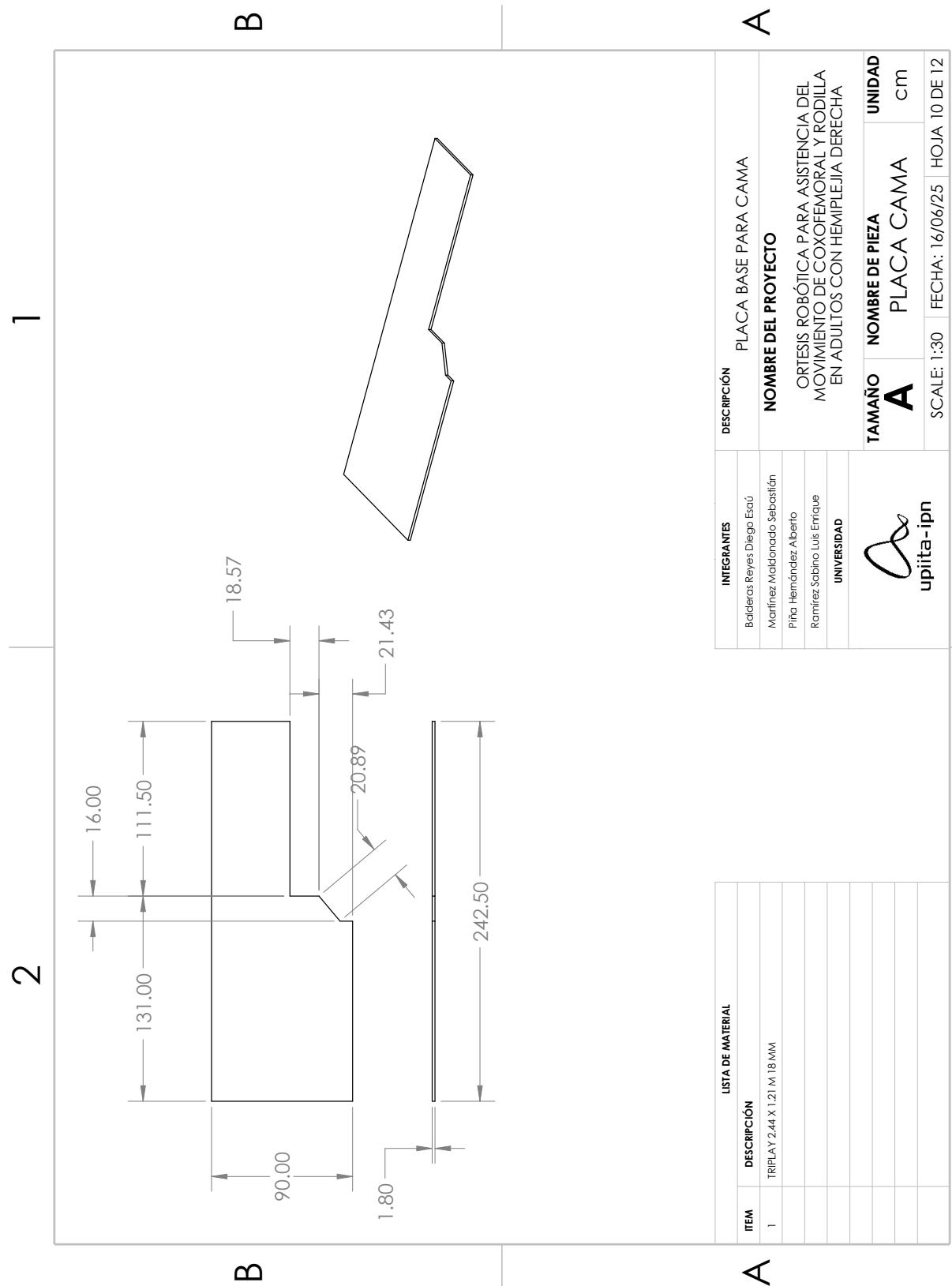


Figura B.10: Protección para HMI.

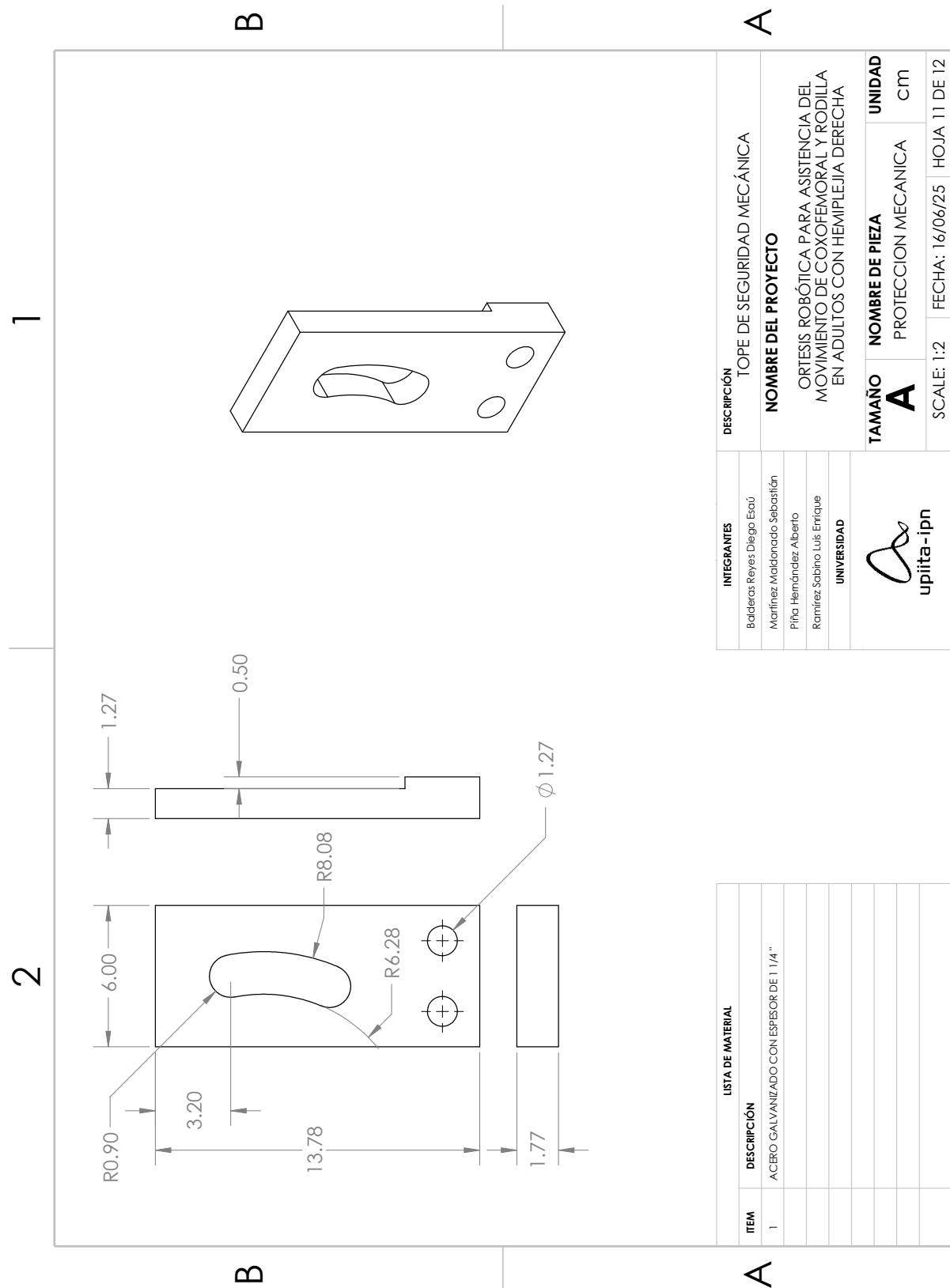


Figura B.11: Placa base para cama.

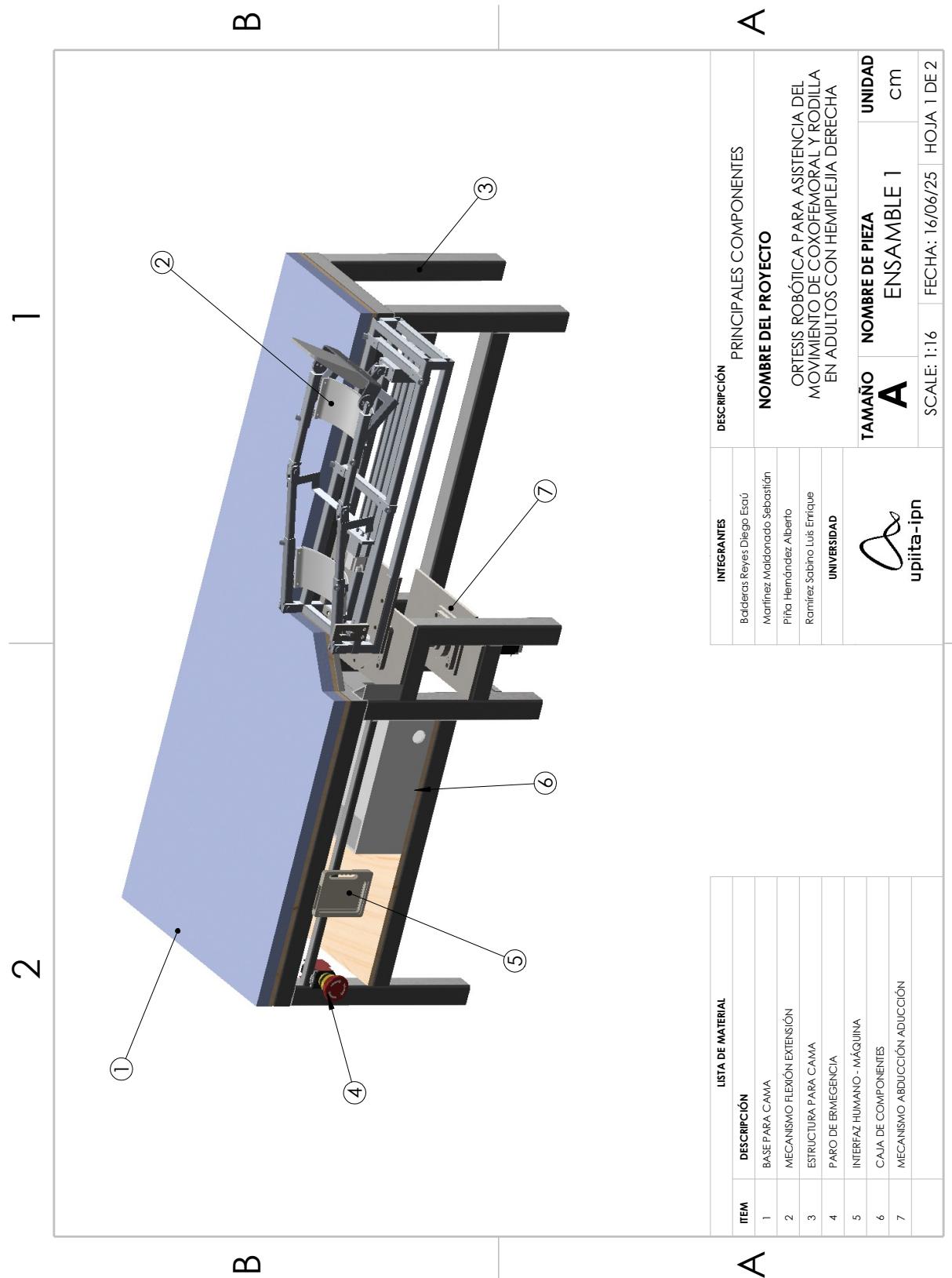


Figura B.12: Ensamble del proyecto - Primera parte.

SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

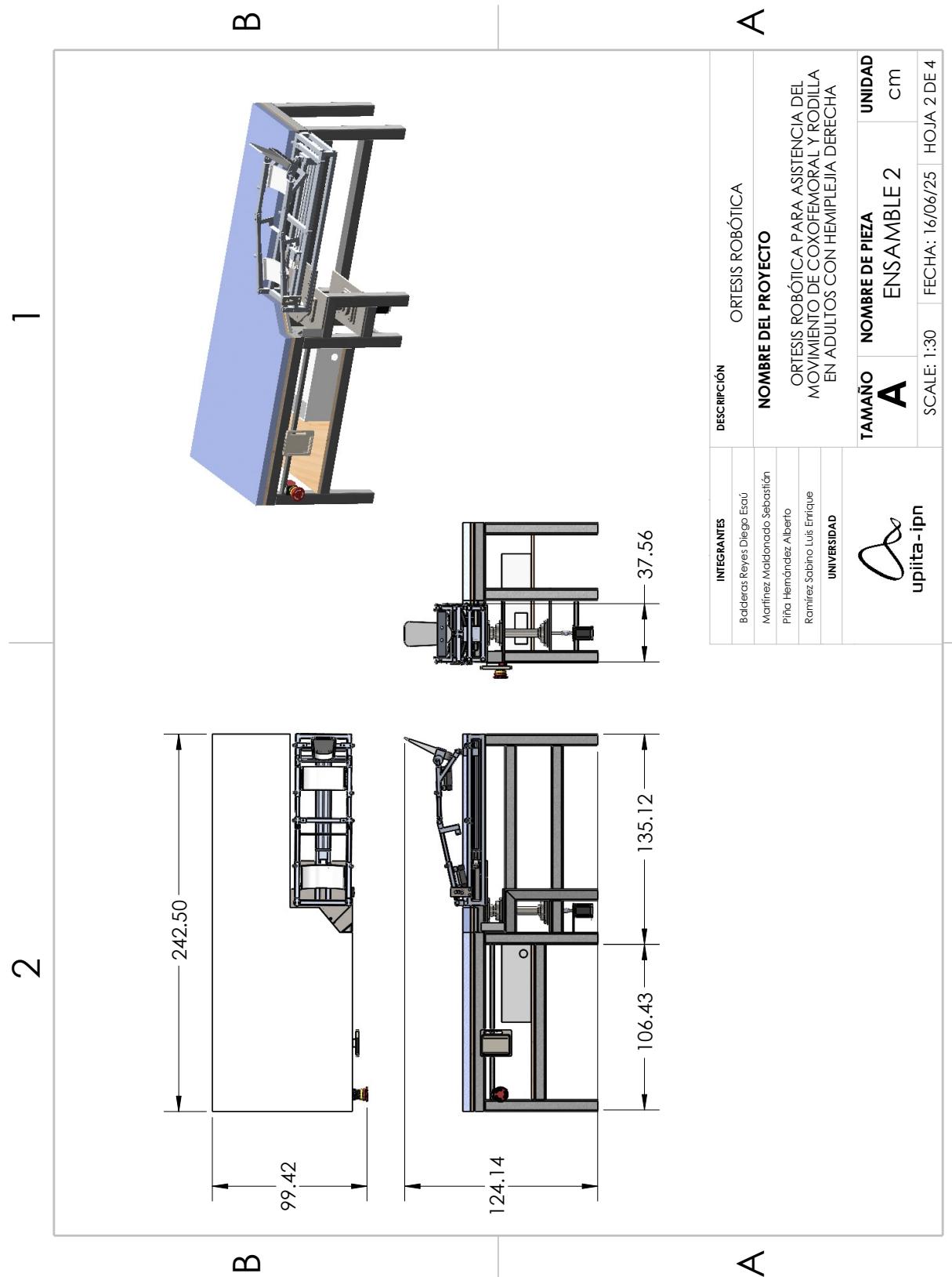
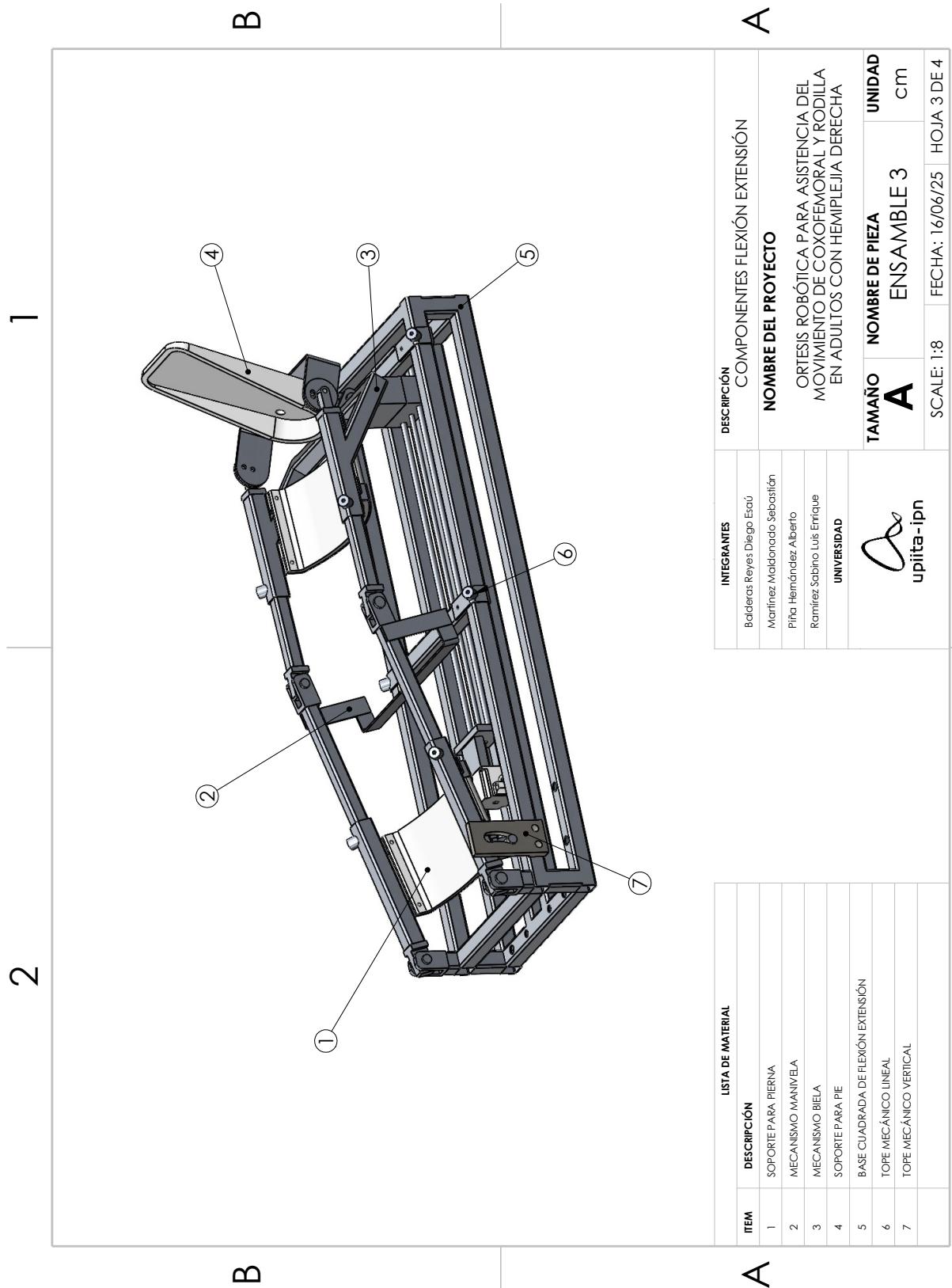


Figura B.13: Ensamble del proyecto - Segunda parte.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

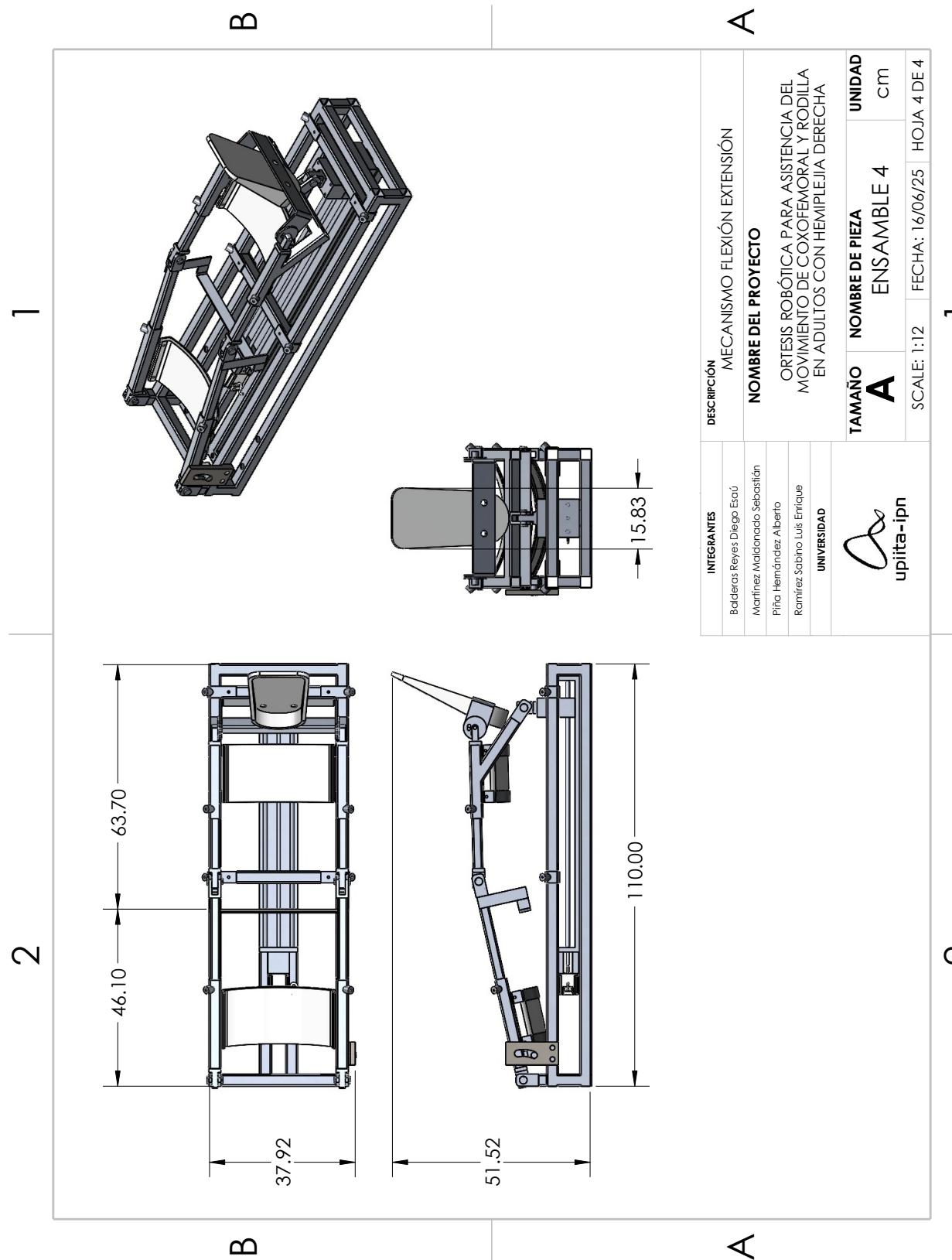


Figura B.15: Mecanismo de flexión-extensión.