



Instituto Politécnico Nacional

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERÍA Y
TECNOLOGÍAS AVANZADAS

Trabajo Terminal II

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

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

Presentan:

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

Asesores:

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

Instituto Politécnico Nacional



UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERÍA Y
TECNOLOGÍAS AVANZADAS

Trabajo Terminal II

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

Que para obtener el título de

Ingeniero en Mecatrónica

Presentan:

Balderas Reyes Diego Esaú

Martínez Maldonado Sebastián

Piña Hernández Alberto

Ramírez Sabino Luis Enrique

Asesores:

M. en C. Arodi Rafael Carvallo
Domínguez

Dr. Rafael Santiago Godoy

Presidente del Jurado

Profesor titular

M. en C. Tania Karina Hernández

Heredia

M. en I. Maribel Gutiérrez

Espinoza



DEDICATORIA

dedico este trabajo a y aa

porque ...

bla bla bla bla

bla bla

AGRADECIMIENTOS

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

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

Contenido

Resumen	xv
Abstract	xvii
Índice de figuras	xxiv
Índice de tablas	xxvii
Nomenclatura	xxix
Introducción	1
Enfoque mecatrónico	2
Definición del problema	4
Justificación	5
Objetivos	6
Objetivo general	6
Objetivos particulares TT1	7
Objetivos particulares TT2	7



Antecedentes	8
Organización del documento	12
Marco de referencia	14
Marco teórico	14
Planos anatómicos	14
Articulaciones	14
Movimientos del cuerpo humano	15
Hemiplejia	17
Diferencias entre hemiplejia y hemiparesia	19
Atrofia y distrofia muscular	19
Fisioterapia	19
Seguimiento de trayectoria	20
Marco procedimental	20
Metodología mecatrónica	20
Implementación de metodología VDI-2206	21
Esquema FBS	21
IDEF0	22
1. Diseño del sistema	1
1.1. Diseño conceptual	1
1.1.1. Necesidades y requerimientos	2
1.1.2. Arquitectura funcional	3
1.1.2.1. IDEF-0	6
1.1.3. Arquitectura física	10
1.1.3.0.1. Sistema estructural (S1).	11
1.1.3.0.2. Sistema de seguridad eléctrico (S2).	11
1.1.3.0.3. Sistema de seguridad mecánico (S3).	11
1.1.3.0.4. Sistema de energía (S4).	12



1.1.3.0.5. Sistema de movimiento (S5).	12
1.1.3.0.6. Sistema de comunicación humano-máquina (S6).	12
1.1.3.0.7. Sistema de control (S7).	12
1.1.4. Propuestas solución	14
1.1.5. Propuestas de diseño conceptual	17
1.1.5.1. Concepto solución 1.	18
1.1.5.2. Concepto solución 2.	19
1.1.6. Selección de diseño conceptual	20
1.2. Diseño detallado	29
1.2.1. S1. Sistema estructural	30
1.2.1.1. Mecanismo de flexión-extensión	39
1.2.1.2. Mecanismo de abducción-aducción	43
1.2.1.3. Estructura de la cama	48
1.2.2. S2. Sistema de seguridad eléctrico	51
1.2.2.1. M1. Módulo de protección por sobrecorriente	51
1.2.2.2. M2. Módulo de protección por sobrevoltaje	52
1.3. S3. Sistema de seguridad mecánico	56
1.3.0.1. M3. Módulo de topes mecánicos	56
1.3.0.2. M4. Módulo de sujeción y ajuste	63
1.3.1. S4. Sistema de energía	65
1.3.1.1. M5. Módulo de paro de emergencia	65
1.3.1.2. M6. Módulo de etapa de potencia	67
1.3.1.3. M7. Módulo de acondicionamiento de energía	70
1.3.2. S5. Sistema de movimiento	72
1.3.2.1. M8. Módulo de actuador lineal	73
1.3.2.2. M9. Módulo de actuador rotativo	81
1.3.3. S6. Sistema de comunicación Humano-Máquina	85
1.3.3.1. M10. Módulo E/S	86



1.3.3.2. M11. Módulo de almacenamiento	99
1.3.4. S7. Sistema de control	100
1.3.4.1. M12. Módulo de sensores	101
1.3.4.2. M13. Módulo de acondicionamiento de señales	103
1.3.4.3. M14. Módulo de procesamiento	108
1.4. Integración de sistemas de ortesis	117
1.5. Plan de pruebas y validación	119
1.5.1. Entorno de prueba	119
1.5.2. Pruebas a realizar	119
1.5.3. Criterios de aceptación	120
2. Implementación del sistema	121
2.1. Sistema estructural (S1)	121
2.1.1. Modificaciones al diseño del sistema estructural	122
2.1.2. Construcción de la cama de soporte	122
2.1.3. Construcción del mecanismo de flexión-extensión	123
2.1.3.1. Diseño de la placa base, eje de transmisión, manejo de tolerancias y deformaciones térmicas	126
2.1.3.2. Implementación de sujeción y ajuste	127
2.1.3.3. Discrepancias entre diseño e implementación del mecanismo de flexión-extensión	129
2.1.4. Construcción del mecanismo de abducción-aducción.	129
2.1.5. Integración de mecanismos y montaje final	130
2.1.6. Verificación del sistema estructural	131
2.1.6.1. Prueba S1-01: Integridad estructural bajo carga	131
2.1.7. Implementación del sistema de seguridad mecánico (S3)	131
2.1.7.1. Implementación de topes mecánicos (M3)	132
2.1.7.2. Implementación de módulos de sujeción (M4)	132

2.1.8. Verificación de seguridad mecánica	133
2.1.8.1. Prueba S3-01: Resistencia al impacto controlado	133
2.1.8.2. Verificación (Ml)	134
2.2. Implementación módulo 2 (M2)	134
2.2.0.1. Verificación (M2)	134
2.3. Implementación módulo 2 (Mn)	134
2.3.0.1. Verificación (Mn	134
2.4. Implementación módulo 1 (Ml)	134
2.4.0.1. Verificación (Ml)	134
3. Discusión / Análisis de resultados	135
3.1. Análisis de ingeniería	135
3.2. Análisis de costos	135
3.3. Análisis de valor y costos	135
3.3.1. Costos de dispositivos electrónicos y control	135
3.3.2. Costos de componentes mecánicos y estructurales	136
3.3.3. Costos de insumos y manufactura	136
3.3.4. Costo total del proyecto	136
3.4. Análisis de valor	137
Conclusiones	139
Recomendaciones y trabajo futuro	139
Referencias	141
Apéndices	147
Hojas de especificaciones de componentes	35



Planos de manufactura	49
Anexos	65
Hoja de datos	67
Anexo 2. Hoja de datos	69
Anexo 3 (Anexo título 3)	71

Resumen

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

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

Abstract

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

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

Índice de figuras

1.	Planos anatómicos del cuerpo humano.	15
2.	Movimientos de flexión/extensión de rodilla.	16
3.	Movimientos de flexión/extensión de articulación de coxofemoral.	17
4.	Movimientos de abducción/aducción de articulación de coxofemoral.	18
5.	Diagrama de modelo del VDI-2206.	21
1.1.	Estructura FBS.	7
1.2.	Diagrama del nodo A0.	8
1.3.	Diagrama del nodo A0 extendido.	9
1.4.	Arquitectura física.	13
1.5.	Concepto solución 1 - Estructura.	18
1.6.	Concepto solución 1 - HMI.	19
1.7.	Concepto solución 2 - Estructura.	19
1.8.	Concepto solución 2 - HMI.	20
1.9.	Estructura para soporte de región inferior derecha.	31
1.10.	Uniones Clevis.	32



1.11. Base con rieles donde se montará el actuador lineal	40
1.12. Ensamble del mecanismo terminado de flexión y extensión	40
1.13. Caras del ensamblaje donde se simula una fuerza proporcional a una pierna humana.	41
1.14. Resultados de un estudio de tensiones en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.13.	42
1.15. Resultados de un estudio de desplazamientos en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.13.	42
1.16. Resultados de un estudio para conocer el Factor de Seguridad en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.13.	43
1.17. Ensamble del mecanismo terminado de abducción y aducción	44
1.18. Mecanismo de abducción y aducción acoplado al de flexión y extensión	45
1.19. Caras del ensamblaje donde se simula una fuerza proporcional a la pierna y al mecanismo de flexión y extensión.	45
1.20. Sujeciones del mecanismo de abducción y aducción para su análisis.	46
1.21. Resultados de un estudio de tensiones en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.20.	47
1.22. Resultados de un estudio de desplazamientos en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.20.	47
1.23. Resultados de un estudio para conocer el Factor de Seguridad en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.20.	48
1.24. Caras del ensamblaje donde se simula una fuerza proporcional a un cuerpo recos- tado sobre la cama.	49
1.25. Resultados de estudios en SolidWorks realizados al ensamblaje de la cama.	50
1.26. Componentes del módulo de protección por sobrecorriente.	52
1.27. Diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A.	53
1.28. Posición donde el mecanismo toca el tope mécanico al hacer flexión de coxofemoral.	57
1.29. Resultados de un estudio de tensiones, desplazamientos, y factor seguridad en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.29a	58



1.30. Ensamble de tope mecánico para flexión y extensión máximas	59
1.31. Resultados de estudios en SolidWorks para el tope de flexión/extensión máxima	60
1.32. Ensamble de tope mecánico sobre estructura de la cama	61
1.33. Resultados de estudios en SolidWorks para el tope de abducción y aducción	62
1.34. Configuraciones de los tubos telescopicos para el ensamble.	63
1.35. Cintas de velcro para sujeción de piernas.	64
1.36. Colchón propuesto para comodidad del paciente.	64
1.37. Diagrama de conexión para el módulo de paro de emergencia (M5).	66
1.38. Botón de paro de emergencia.	66
1.39. Módulo relé-relevador de 1 canal a 5V y 10A.	67
1.40. Fuente conmutada MEAN WELL LRS-600-48.	69
1.41. Diagrama de bloques de fuente MEAN WELL LRS-600-48.	69
1.42. Fuente conmutada MEAN WELL LRS-50-5.	71
1.43. Diagrama de bloques de fuente MEAN WELL LRS-50-5.	72
1.44. Driver HSS57. La información del driver se encuentra en el anexo 10	76
1.45. Medidas de driver HSS57 (Cotas en mm).	77
1.46. Motor modelo 57HSE.	78
1.47. Medidas de motor 57HSE. (Cotas en mm)	80
1.48. Driver HSS86. La información del driver se encuentra en el anexo 11	81
1.49. Medidas de driver HSS86 (Cotas en mm).	82
1.50. Motor modelo 86HSE (Cotas en mm).	83
1.51. Medidas de motor 86HSE. (Cotas en mm)	84
1.52. Módulo E/S.	91
1.53. Conexiones Waveshare 7 in con microcontrolador.	91
1.54. Características destacadas de Waveshare 7".	93
1.55. Interfaz gráfica - Inicio.	94
1.56. Interfaz gráfica - Calibración.	95
1.57. Interfaz gráfica - Programación.	97



1.58. Interfaz gráfica - Funcionamiento.	98
1.59. Tarjeta MicroSD y ranura en la Raspberry Pi	100
1.60. Sensór Óptico VL53L1X.	101
1.61. Diferentes modelos de Limit switch	103
1.62. Arreglo de resistencias Pull-up y Pull-down.	104
1.63. Circuito antirrebote acoplado a un arreglo Pull-up.	106
1.64. Diagrama de flujo para un programa antirrebote.	109
1.65. Raspberry Pi 4.	110
1.66. Diagrama de flujo de los procesos a realizar por sistema.	112
1.67. Máquina de estados del sistema.	113
1.68. Diagrama de Integración de Componentes Electrónicos y de Control.	118
1.69. Ensamble de la Ortesis Robótica en SolidWorks.	119
 2.1. Modificación en el diseño de la placa de acople para el mecanismo de flexión-extensión.	122
2.2. Perfil PTR de dimensión 2x2 pulgadas y calibre 12, para construcción de la cama soporte.	123
2.3. Implementación física con colchoneta y placa de triplay sobre la base del sistema estructural.	123
2.4. Partes del mecanismo de flexión-extensión.	125
2.5. Uniones Clevis en articulación de coxofemoral en mecanismo ajustable.	125
2.6. Uniones Clevis en articulación de rodilla en mecanismo ajustable.	126
2.7. Eje de transmisión y placa para montaje del mecanismo de flexión-extensión.	127
2.8. Vista lateral del mecanismo de flexión-extensión.	127
2.9. Tornillos tipo estrella para sujeción y ajuste de longitud del mecanismo de flexión-extensión.	128
2.10. Eje principal de abducción maquinado con cuñero para acople directo al motor Nema 34.	130



2.11. Ajuste dimensional a estructura para montaje de interruptores de límite.	131
2.12. Topes para mecanismo de flexión-extensión.	132
2.13. Tope mecánico para mecanismo de flexión-extensión.	133
2.14. Tope mecánico para mecanismo de abducción-aducción.	133
 1. Chumacera.	36
2. Rodamiento axial.	37
3. Rodamiento axial (Parte 2).	38
4. Fusible Americano de 10 A 250 Vca.	39
5. Diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A.	40
6. MEAN WELL LRS-600-48.	41
7. MEAN WELL LRS-600-48.	42
8. MEAN WELL LRS-50-5.	43
9. MEAN WELL LRS-50-5.	44
10. Hoja de datos de driver HSS57. (Página 2)	45
11. Hoja de datos de driver HSS86. (Página 2)	46
12. Hoja de datos de sensor vl53l1x.	47
13. Hoja de datos de Raspberry Pi 4 Model B (Página 2).	48
 14. Estructura de la cama.	50
15. Base flexión-extensión.	51
16. Biela flexión-extensión.	52
17. Soporte para pierna.	53
18. Soporte para pie.	54
19. Tope mecánico de flexión-extensión.	55
20. Protección para HMI.	56
21. Caja para componentes.	57
22. Placa para unión de ortesis.	58
23. Protección para HMI.	59



24. Placa base para cama.	60
25. Ensamble del proyecto - Primera parte.	61
26. Ensamble del proyecto - Segunda parte.	62
27. Componentes flexión-extensión.	63
28. Mecanismo de flexión-extensión.	64

Índice de tablas

1.	Antecedentes.	9
1.1.	Necesidades funcionales y no funcionales para el proyecto de la ortesis robótica.	1
1.2.	Requerimientos para el proyecto de la ortesis robótica.	2
1.3.	Diagrama morfológico del sistema estructural.	14
1.4.	Diagrama morfológico del sistema de seguridad eléctrico.	14
1.5.	Diagrama morfológico del sistema de seguridad mecánico.	15
1.6.	Diagrama morfológico del sistema de movimiento.	15
1.7.	Diagrama morfológico del sistema de energía.	16
1.8.	Diagrama morfológico del sistema de comunicación Humano–Máquina.	16
1.9.	Diagrama morfológico del sistema de control.	17
1.10.	Conceptos solución generados.	17
1.11.	Matriz de selección subjetiva. S1 - Plataforma base.	21
1.12.	Matriz binaria. S1 - Plataforma base.	21
1.13.	Matriz de ponderación. S1 - Plataforma base.	21
1.14.	Matriz de selección subjetiva. S4 - Paro de emergencia.	22



1.15. Matriz binaria. S4. - Paro de emergencia.	22
1.16. Matriz de ponderación. S4 - Paro de emergencia.	22
1.17. Matriz de selección subjetiva. S4 - Etapa de potencia.	23
1.18. Matriz binaria. S4 - Etapa de potencia.	23
1.19. Matriz de ponderación. S4 - Etapa de potencia.	24
1.20. Matriz de selección subjetiva. S4 - Acondicionamiento de energía.	24
1.21. Matriz binaria. S4 - Acondicionamiento de energía.	24
1.22. Matriz de ponderación. S4 - Acondicionamiento de energía.	25
1.23. Matriz de selección subjetiva. S5 - Actuadores lineales.	25
1.24. Matriz binaria. S5 - Actuadores lineales.	25
1.25. Matriz de ponderación. S5 - Actuadores lineales.	26
1.26. Matriz de selección subjetiva. S6 - Módulo entrada/salida.	26
1.27. Matriz binaria. S6 - Módulo entrada/salida.	27
1.28. Matriz de ponderación. S6 - Módulo entrada/salida.	27
1.29. Matriz de selección subjetiva. S7 - Sensores.	27
1.30. Matriz binaria. S7 - Sensores.	28
1.31. Matriz de ponderación. S7 - Sensores.	28
1.32. Matriz de selección subjetiva. S7 - Procesamiento.	29
1.33. Matriz binaria. S7 - Procesamiento.	29
1.34. Matriz de ponderación. S7 - Procesamiento.	29
1.35. Matriz de selección subjetiva para perfiles de la estructura para soporte de región inferior derecha.	31
1.36. Matriz binaria para perfiles de la estructura.	32
1.37. Matriz de ponderación para perfiles de la estructura.	33
1.38. Matriz de selección subjetiva para las uniones de la estructura (parte superior). .	34
1.39. Matriz binaria para las uniones de la estructura (unión superior).	34
1.40. Matriz de ponderación para las uniones de la estructura (unión superior). . .	35
1.41. Matriz de selección subjetiva para las uniones de la estructura (eje de giro). . .	36



1.42. Matriz binaria para las uniones de la estructura (eje de giro).	36
1.43. Matriz de ponderación para las uniones de la estructura (eje de giro).	37
1.44. Matriz de selección subjetiva para los motores.	74
1.45. Matriz binaria para los motores.	74
1.46. Matriz de ponderación para los motores.	75
1.47. Especificaciones del driver HSS57	76
1.48. Configuración de pulsos por revolución del driver mediante DIP Switch	79
1.49. Especificaciones del motor paso a paso modelo 57HSE	80
1.50. Selección de actuador rotativo.	81
1.51. Especificaciones del driver HSS86	82
1.52. Parámetros de motores paso a paso serie 86HSE	83
1.53. Requerimientos para la interfaz humano-máquina.	87
1.54. Matriz de selección subjetiva de pantallas.	88
1.55. Matriz binaria de pantallas.	89
1.56. Matriz de ponderación de pantallas.	90
1.57. Características técnicas de la pantalla Waveshare 7".	92
1.58. Especificaciones del sensor VL5310X	102
1.59. Máxima distancia vs. Máxima distancia bajo fuerte luz ambiental	102
3.1. Costos de dispositivos electrónicos y de control.	136
3.2. Costos de componentes mecánicos.	137
3.3. Costos de insumos, herramientas y manufactura.	137
3.4. Resumen del costo total del prototipo.	138
.1. Especificaciones del componente	67

Nomenclatura

ACV Accidente Cerebrovascular

IMSS Instituto Mexicano del Seguro Social

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

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

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

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

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

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

Introducción

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

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

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



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

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

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

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

Enfoque mecatrónico

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



ante posibles fallos.

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

Para realizar esta tarea se cuenta con los siguientes sistemas:

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

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



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

Definición del problema

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

Para atender esta problemática se implementará una 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

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



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

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

Justificación

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



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

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

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

Objetivos

Objetivo general

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



Objetivos particulares TT1

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

Objetivos particulares TT2

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



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

Antecedentes

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

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



Tabla 1: Antecedentes.

Item	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 Técnica de Ambato.	Informe de investigación [8]	
2	Diseño de exo-Prototipo exoesquelético para apoyo a la mola cadera, para guiar el movimiento en partes inferiores durante la articulación rante 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 arneses y correas. ■ Piezas fabricadas en máquinas CNC. 	México	Instituto Politécnico Nacional	Artículo [9]	
3	HipBot	Robot terapéutico diseñado para la rehabilitación de la articulación de la cadera, siendo capaz de realizar movimientos combinados de abducción/abducción y flexión/extensión de la cadera, replicando movimientos necesarios en fisioterapia.	<ul style="list-style-type: none"> ■ 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 detener 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 (AKO)	Ortesis activa de rodilla destinada a asistir a personas con movilidad reducida. a través de un embrague doble motorizado.	<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 [1]	Artículo e Inteligencia Artificial científico de la Escuela Superior Santa Ana	
5	Modelado y Control de un Exoesqueleto de dos grados de libertad diseñado para realizar para la Rehabilitación de Extremidad Inferior	Exoesqueleto destinado a la realización de ejercicios de rehabilitación del tobillo y rodilla, para las personas que, a causa de algún accidente, o enfermedad tienen dos grados de movilidad reducida o nula. libertad.	<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. 	Méjico, Francia	Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Universidad de Technologie de Compiègne	Artículo [12]	

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

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

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



Marco de referencia

Marco teórico

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

Planos anatómicos

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

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

Articulaciones

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

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

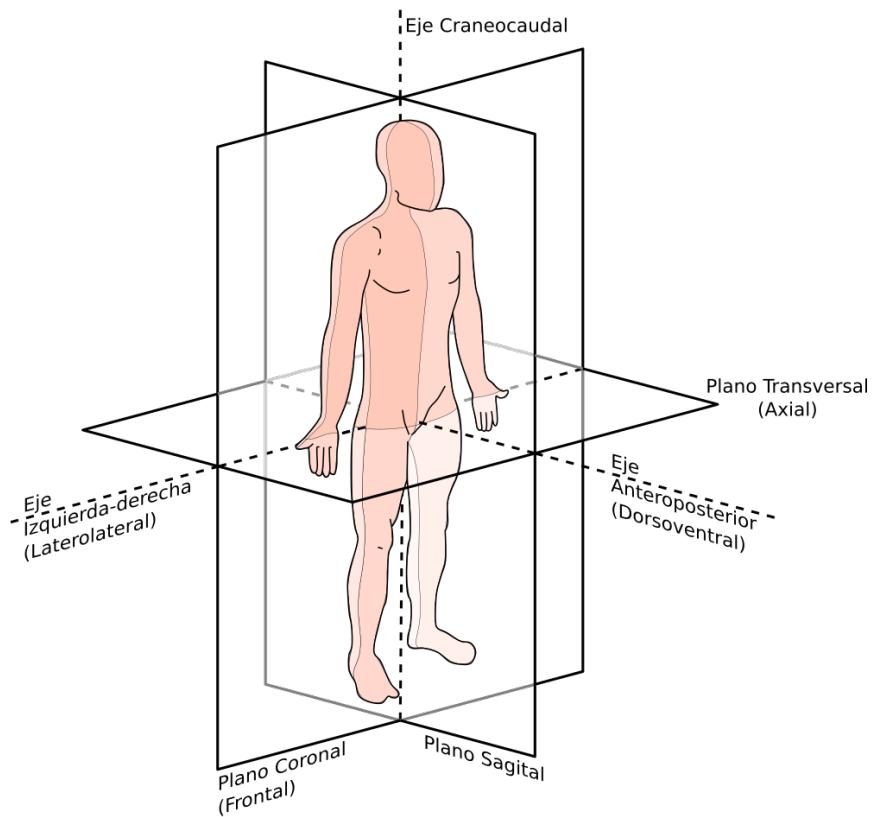


Figura 1: Planos anatómicos del cuerpo humano. Recuperado de [14].

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

Movimientos del cuerpo humano

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



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

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

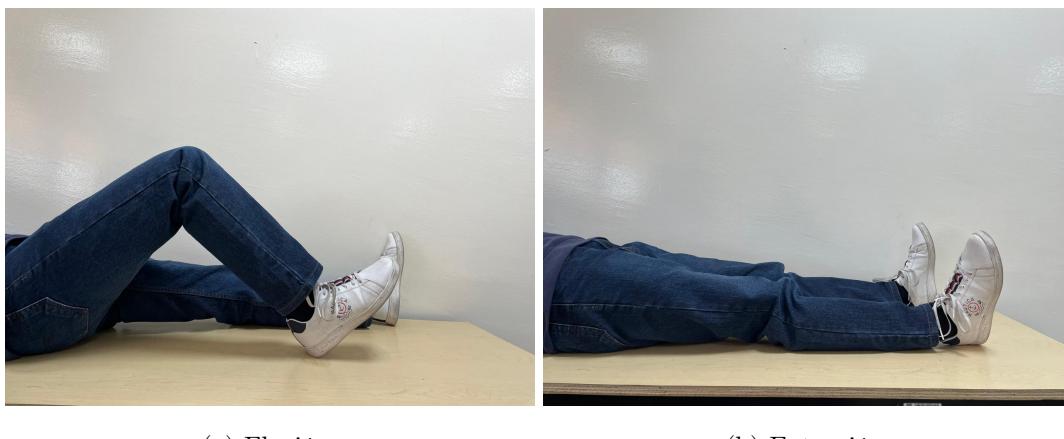
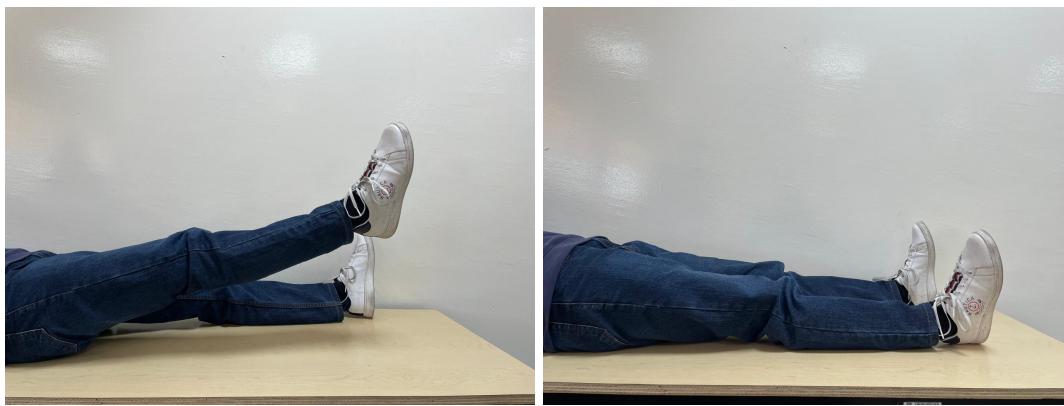


Figura 2: Movimientos de flexión/extensión de rodilla.

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



(a) Flexión.

(b) Extensión.

Figura 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. 4.

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

Hemiplejia

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



(a) Abducción.

(b) Aducción.

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

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 hipoestesia y la hiperestesia también están presentes. Esta fase finaliza con el inicio de la hipertoniía.
3. Etapa espástica: Aparece la hipertoniía, lo que conduce a posturas fijas debido a la rigidez de los músculos. En el miembro inferior afecta la articulación del coxofemoral y el pie. También pueden presentarse alteraciones vegetativas y afasia.
4. Fase de secuelas: En torno a los dos años de la primera fase se ha producido toda la recuperación espontánea posible. En esta fase el paciente debe adaptarse a las secuelas



buscando mejorar su funcionalidad a pesar de que no se esperan más avances significativos. Esta fase es sometida a tratamientos con el propósito de mitigar las secuelas y maximizar la autonomía del paciente.

Diferencias entre hemiplejia y hemiparesia

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

Atrofia y distrofia muscular

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

Fisioterapia

La fisioterapia, también conocida como terapia física, se enfoca en aliviar el dolor, mejorar la movilidad y fortalecer los músculos debilitados a través de ejercicios, masajes y tratamientos



con estímulos físicos como calor, frío, corrientes eléctricas y ultrasonido. Además de su aplicación en la clínica, uno de sus objetivos clave es enseñar a los pacientes a mejorar su salud de manera independiente, fomentando la práctica de ejercicios en casa [23]. Esta terapia incluye tanto movimientos activos realizados por el paciente, como movimientos pasivos guiados por el terapeuta, y utiliza diversas técnicas para tratar síntomas y prevenir problemas futuros.

Seguimiento de trayectoria

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

Marco procedimental

Metodología mecatrónica

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

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



la integración del sistema, lo que permite la validación y verificación continua.

Implementación de metodología VDI-2206

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

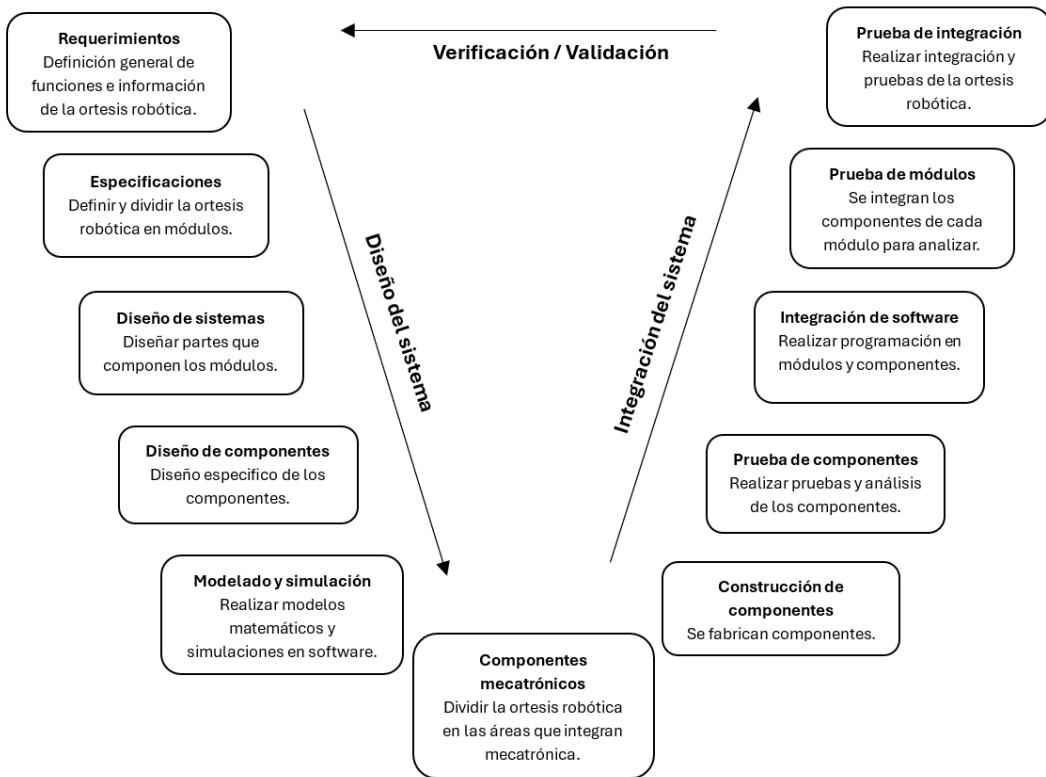


Figura 5: Diagrama de modelo del VDI-2206 con etapas para el desarrollo de la ortesis robótica.

Esquema FBS

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



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

IDEFO

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

CAPÍTULO 1

Diseño del sistema

1.1. Diseño conceptual

Tabla 1.1: Necesidades funcionales y no funcionales para el proyecto de la ortesis robótica.

Necesidades funcionales	Necesidades no funcionales
Realizar movimientos de las articulaciones de coxofemoral y rodilla para rehabilitar la región inferior derecha.	Contar con modularidad en estructura mecánica para adaptarla a diferentes pacientes.
Ajustar y asignar los movimientos que determine el fisioterapeuta, de acuerdo con cada sesión.	Visualizar parámetros de salida con ayuda de una interfaz humano-máquina.
Ingresar los parámetros de movimiento por medio de una interfaz humano-máquina.	Contar con ergonomía y comodidad para el paciente.
Realizar personalización de parámetros como la velocidad y rango de movimiento de la ortesis.	
Registrar información por cada sesión de rehabilitación.	
Establecer límites al sistema para la seguridad del paciente.	
Implementar un botón de paro general en caso de emergencia.	
Mantener una postura rígida en el tobillo.	

1.1.1. Necesidades y requerimientos

En la tabla 1.1 se clasifican las necesidades en funcionales y no funcionales para el sistema que se plantea en el presente proyecto.

La información descrita en la tabla 1.1 fue identificada con base en la entrevista realizada al Licenciado en Terapia Física Mario Sánchez Aguilar, de la Unidad de Medicina Física y Rehabilitación del Norte–IMSS en la alcaldía Gustavo A. Madero de la Ciudad de México.

Tabla 1.2: Requerimientos para el proyecto de la ortesis robótica.

Requerimiento	Variable	Valor(es)
Cama	Largo (X)	180 cm - 250 cm
	Ancho (Y)	80 cm - 100 cm
	Alto (Z)	60 cm – 100 cm
	Carga máxima	100 kg
Mecanismo flexión/extensión	Dimensión fémur (D1)	34 cm – 56 cm
	Dimensión tibia (D2)	31 cm – 48 cm
	Largo total (X1)	100 cm - 120 cm
	Ancho total (Y1)	25 cm – 50 cm
	Soporte vertical de pie	20cm - 35 cm
	Soporte Horizontal de pie	25 cm – 50 cm
	Angulo de dorsiflexión	0° - 20°
	Angulo de plantiflexión	0° - 30°
	Angulo de flexión de cadera con rodilla flexionada	0° - 50°
	Carga máxima	20 kg
Mecanismo abducción/aducción	Ángulo máximo (θ)	0° - 50°
	Carga máxima	30 kg - 50 kg
Interfaz de usuario	Tipo	Adecuado para el usuario
	Información visible	[Definir]
Suministro eléctrico	Voltaje	127 V



Requerimiento	Variable	Valor(es)
Seguridad eléctrica	Corriente máxima del sistema	Máximo permitido por el proveedor de energía eléctrica
Seguridad mecánica	Presencia de topes mecánicos	Si
Características del paciente	Edad del paciente	>18 años
	Tipo de Hemiplejia	Derecha
	Etapa de Hemiplejia	Flacidez
	Tono muscular	Escala de Ashworth = 0
Modo de uso para el paciente	Subida a la cama	Del lado izquierdo de la cama
	Posición	Totalmente recostado
Sujeción de la pierna	Tipo de fijación	Cintas de velcro
	Posición de cintas	Arriba de rodilla, debajo de rodilla, y tobillo.
Control de movimientos	Tipo de control	Manual y/o programado
	Velocidad de movimiento	1 cm/s - 5 cm/s
Higiene	Materiales para soporte del pie	Plástico, aluminio o yeso
	Materiales de contacto con el pie	Algodón plisado, foami o colchón

A partir de las necesidades descritas, se plantean bajo un enfoque funcional los requerimientos del proyecto, los cuales se presentan en la tabla 1.2.

1.1.2. Arquitectura funcional

Con base en los requerimientos descritos se muestra a continuación la descomposición de funciones con las cuales se plantea la propuesta de solución, siendo la función global **mover la extremidad inferior derecha**.



F0.0. Mover extremidad inferior derecha.

F1.0. Administrar energía al sistema.

F1.1. Implementar etapa de potencia.

F1.2. Implementar acondicionamiento de energía para el sistema.

F1.3. Implementar paro de emergencia.

F2.0. Soportar peso del paciente.

F3.0. Ajustar ortesis a la pierna derecha del paciente.

F3.1. Ajustar la estructura al fémur del paciente.

F3.2. Ajustar la estructura a la tibia del paciente.

F3.3. Ajustar ángulo de tobillo del paciente.

F4.0. Sujetar pierna del paciente.

F4.1. Sujetar fémur.

F4.2. Sujetar tibia.

F4.3. Sujetar tobillo.

F5.0. Comunicar al usuario con el sistema (HMI).

F5.1. Acceder a modos trabajo.

F5.1.1. Realizar movimientos de forma manual.

F5.1.2. Realizar movimientos de forma programada.

F5.1.2.1. Programar ejercicios.

F5.1.2.1.1. Ingresar rutina de ejercicios.

F5.1.2.2. Iniciar rutina de ejercicios.

F5.1.2.3. Monitorear progreso de ejercicios.

F5.1.2.4. Mostrar trayectoria de actuadores.

F5.1.2.5. Finalizar rutina de ejercicios.

F6.0. Comunicar internamente los datos de control del sistema.

F6.1. Recibir datos de la interfaz humano-máquina.

F6.2. Enviar datos a la interfaz humano-máquina.



F6.3. Enviar señales a actuadores del sistema.

F6.4. Recibir señales de sensores del sistema.

F7.0. Implementar seguimiento de trayectorias.

F8.0. Realizar movimientos de articulaciones.

F8.1. Realizar movimientos de articulaciones en el plano sagital.

F8.1.1. Accionar motor lineal.

F8.1.1.1. Realizar flexión de la articulación coxofemoral.

F8.1.1.2. Realizar extensión de la articulación coxofemoral.

F8.1.1.3. Realizar flexión de la articulación de la rodilla.

F8.1.1.4. Realizar extensión de la articulación de la rodilla.

F8.2. Realizar movimientos de articulaciones en el plano coronal.

F8.2.1. Accionar motor rotativo.

F8.2.1.1. Realizar abducción de la articulación coxofemoral.

F8.2.1.2. Realizar aducción de la articulación coxofemoral.

Se identifican diversas funciones principales para el funcionamiento de la ortesis robótica. La función F0.0 implica la capacidad del sistema para mover la extremidad inferior derecha del paciente de acuerdo con las instrucciones recibidas. La función F1.0 se encarga de administrar la energía necesaria para todas las operaciones del sistema, incluyendo la implementación de la etapa de potencia (F1.1) y el acondicionamiento de energía (F1.2), así como la implementación del paro de emergencia (F1.3) para mantener la seguridad del usuario. La función F2.0 asegura que la ortesis pueda soportar el peso del paciente durante el uso.

En cuanto a la función F3.0, se refiere a ajustar la ortesis específicamente a la pierna derecha del paciente, incluyendo el ajuste estructural al fémur (F3.1) y a la tibia (F3.2), así como el ajuste del ángulo del tobillo (F3.3).

La función F4.0 implica la sujeción adecuada de la pierna del paciente mediante el soporte del fémur (F4.1), tibia (F4.2) y tobillo (F4.3) de forma que pueda proporcionarse estabilidad y seguridad durante el uso. La función F5.0 implica la comunicación entre el usuario y el

sistema a través de una interfaz humano-máquina (HMI), permitiendo acceso a diversos modos de trabajo (F5.1) que incluyen movimientos manuales (F5.1.1) y programados (F5.1.2), con la capacidad de programar ejercicios (F5.1.2.1), iniciar y monitorear rutinas de ejercicios (F5.1.2.2, F5.1.2.3), y mostrar trayectorias de actuadores (F5.1.2.2).

Internamente, la función F6.0 gestiona la comunicación de datos de control del sistema, recibiendo datos de la interfaz HMI (F6.1), enviando datos a la misma (F6.2), y controlando actuadores (F6.3) y recibiendo información de sensores (F6.4), para que de esta forma, la ortesis pueda implementar el seguimiento de trayectorias (F7.0) y realizar movimientos específicos de articulaciones en los planos sagital (F8.1) y coronal (F8.2), utilizando motores lineales (F8.1.1) y rotativos (F8.2.1) para flexión y extensión de la articulación coxofemoral y de la rodilla, así como abducción y aducción de la articulación coxofemoral respectivamente.

En la Figura 1.1 se presenta el modelo FBS que representa de forma gráfica y jerárquica las funciones descritas.

1.1.2.1. IDEF-O

Esta herramienta se utiliza para analizar las funciones del sistema, lo que permite comprender las interacciones entre ellas, así como descomponerlas y representarlas en diagramas sencillos que muestran entradas, salidas, controles y mecanismos en cada función. En la Fig. 1.2 se presenta el diagrama del nodo A0 mientras que en la Fig. 1.3 se tiene el diagrama del nodo A0 extendido.

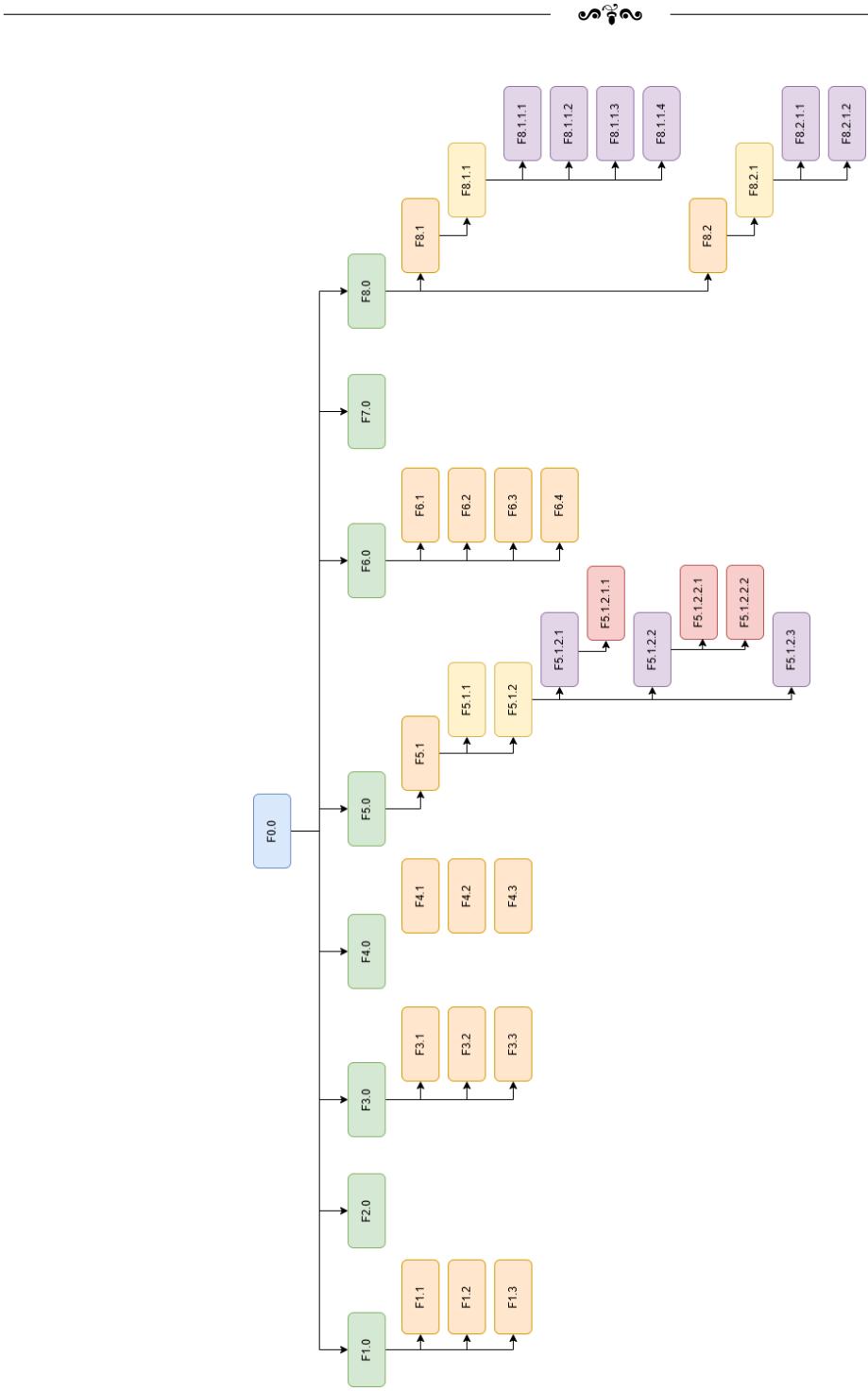


Figura 1.1: Estructura FBS para la representación gráfica y jerárquica de las funciones de la arquitectura funcional del proyecto de la ortesis robótica.

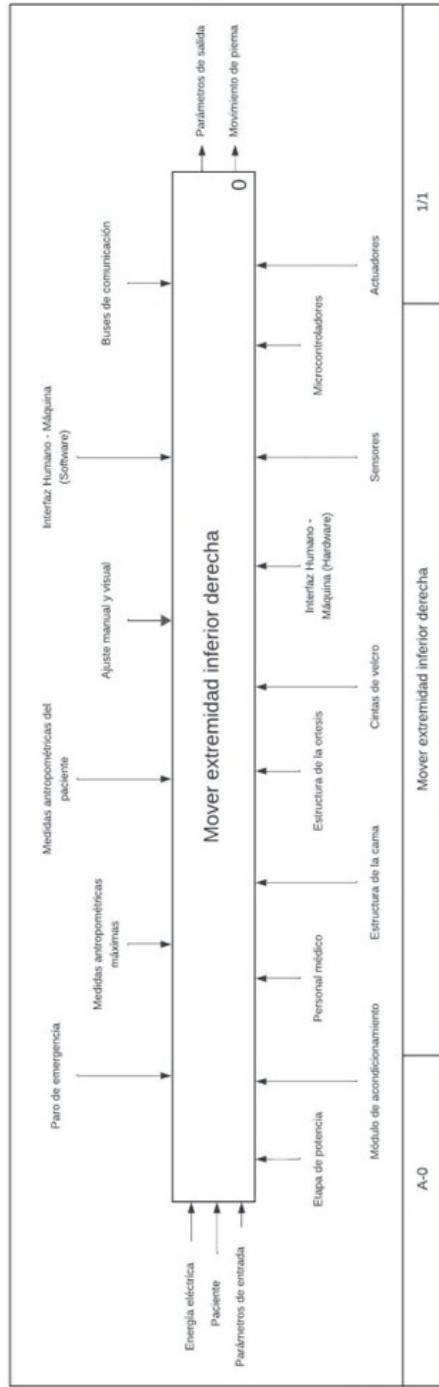


Figura 1.2: Diagrama del nodo A0 que representa de forma general las entradas y salidas, controles y mecanismos requeridos para cada función.

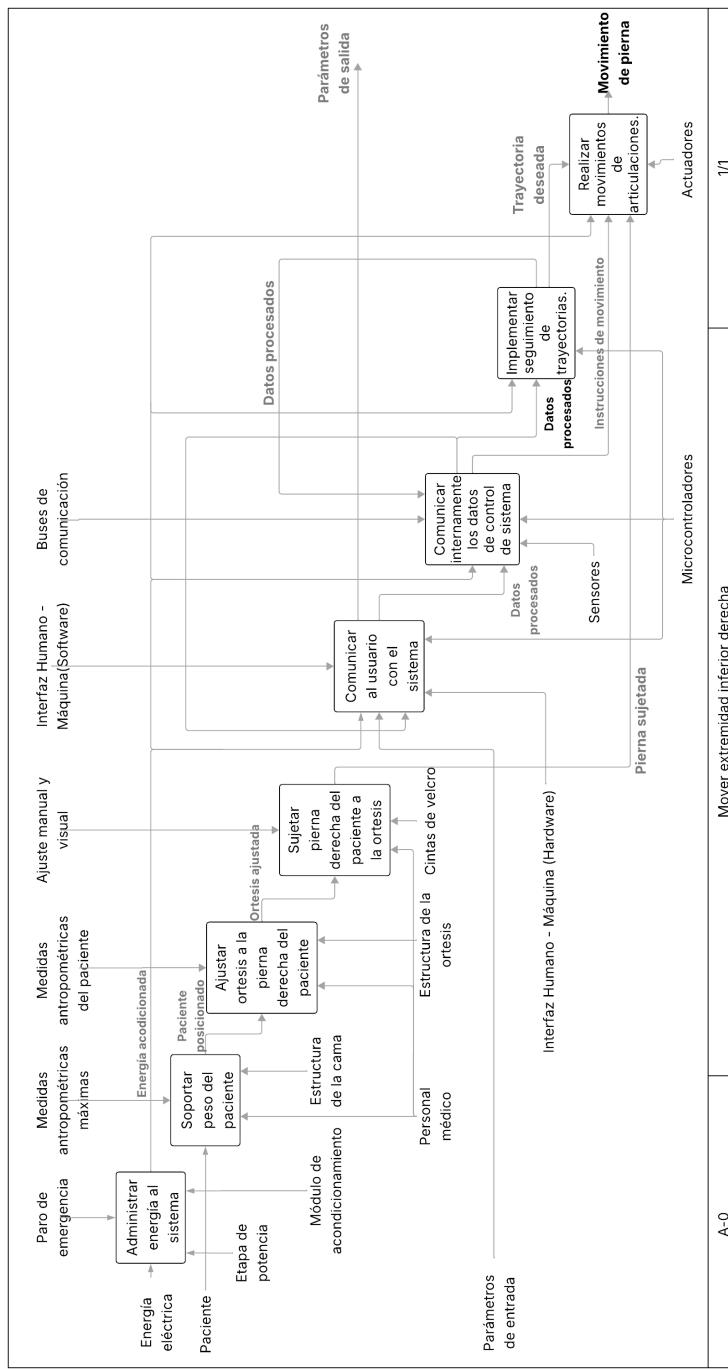


Figura 1.3: Diagrama del nodo A0 extendido que muestra la interacción interna de entradas, salidas, controles, y mecanismos requeridos para cada función.

1.1.3. Arquitectura física

En esta sección se proponen los distintos sistemas y módulos que se asocian a las funciones.

- S1. Sistema estructural.
- S2. Sistema de seguridad eléctrico.
 - M1. Módulo de protección por sobrecorriente.
 - M2. Módulo de protección por sobrevoltaje.
- S3. Sistema de seguridad mecánico.
 - M3. Módulo de topes mecánicos.
 - M4. Módulo de sujeción y ajuste.
- S4. Sistema de energía.
 - M5. Módulo de paro de emergencia.
 - M6. Módulo de etapa de potencia.
 - M7. Módulo de acondicionamiento de energía.
- S5. Sistema de movimiento.
 - M8. Módulo de actuador lineal.
 - M9. Módulo de actuador rotativo.
- S6. Sistema de comunicación Humano–Máquina.
 - M10. Módulo E/S.
 - M11. Módulo de almacenamiento.
- S7. Sistema de control.
 - M12. Módulo de sensores.



- M13. Módulo de acondicionamiento de señales.
- M14. Módulo de procesamiento.

Para la arquitectura física de la ortesis robótica se han definido siete sistemas principales que organizan y agrupan los diferentes componentes del dispositivo. A continuación se describen en párrafos separados los diferentes sistemas de la arquitectura física, detallando sus módulos, entradas, salidas y funciones principales:

1.1.3.0.1. Sistema estructural (S1). El sistema estructural constituye la base del conjunto, proporcionando soporte y estabilidad a todos los subsistemas. Aunque no presenta módulos específicos definidos en el esquema, su función principal es soportar las cargas mecánicas y garantizar que la integridad física del sistema completo se mantenga, permitiendo que los demás sistemas operen. Sus salidas se reflejan en la capacidad de sostener y distribuir adecuadamente las fuerzas generadas y recibidas en el entorno operacional.

1.1.3.0.2. Sistema de seguridad eléctrico (S2). Este sistema se encarga de proteger los componentes eléctricos ante sobrecargas y anomalías en el suministro de energía. Está conformado por módulos como la protección por sobrecorriente (M1) y la protección por sobrevoltaje (M2), los cuales reciben energía eléctrica como entrada. Sus funciones principales son prevenir daños en los equipos eléctricos y buscar la estabilidad del flujo energético. Las salidas del sistema consisten en la activación de medidas de protección y la señalización de fallos, procurando que el sistema opere dentro de los parámetros que se establezcan.

1.1.3.0.3. Sistema de seguridad mecánico (S3). Diseñado para asegurar la integridad física del paciente y operatividad del conjunto, este sistema integra módulos como los topes mecánicos (M3) y los mecanismos de sujeción y ajuste (M4). La función más importante es evitar que el paciente sufra alguna lesión o molestia causada por fallas en el control del sistema, actuando como una barrera protectora contra impactos y vibraciones no deseados. De igual manera, este sistema se encarga de ajustar la ortesis al tamaño de la pierna de cada paciente

y la mantiene sujetada a la ortesis para evitar algún movimiento no deseado.

1.1.3.0.4. Sistema de energía (S4). El sistema de energía es el encargado de suministrar, regular y acondicionar la electricidad necesaria para el funcionamiento de todos los subsistemas. Recibe energía eléctrica como entrada y está compuesto por módulos como el paro de emergencia (M5), la etapa de potencia (M6) y el acondicionamiento de energía (M7). Su función principal es garantizar un suministro estable, protegiendo el sistema de posibles fluctuaciones y optimizando el uso de la energía. Como salidas, este sistema produce energía condicionada y controlada para su distribución a los sistemas de acción y control.

1.1.3.0.5. Sistema de movimiento (S5). Este sistema está diseñado para generar y controlar los desplazamientos de los elementos activos del conjunto. Funciona mediante la integración de módulos como el de actuador lineal (M8) para movimientos en línea recta y el de actuador rotativo (M9) para movimientos de giro. Las entradas para este sistema son la energía eléctrica y, en ciertos casos, materia o elementos de fricción que permiten la transmisión del movimiento. Su función principal es ejecutar y regular los desplazamientos de los mecanismos, produciendo como salidas el movimiento de los actuadores.

1.1.3.0.6. Sistema de comunicación humano-máquina (S6). Orientado a facilitar la interacción entre el usuario y el sistema, este subsistema emplea módulos dedicados a las operaciones de entrada/salida (M10) y al almacenamiento de la información (M11). Sus entradas están compuestas principalmente por datos e información provenientes del usuario, mientras que las salidas incluyen respuestas del sistema, señales de retroalimentación e informes de estado. La función principal es traducir las intenciones y comandos humanos en acciones técnicas operativas, asegurando que la información fluya de manera bidireccional.

1.1.3.0.7. Sistema de control (S7). El sistema de control es el núcleo encargado de coordinar, supervisar y regular el funcionamiento integral de la arquitectura. Está compuesto por módulos que incluyen sensores (M12), acondicionamiento de señales (M13) y procesamiento



(M14). Recibe entradas en forma de información derivada de los diversos sensores y de energía eléctrica para alimentar sus procesos de cómputo. Las salidas de este sistema se expresan en comandos de control y ajustes operativos que influyen en todos los subsistemas para lograr el control del sistema.

En el diagrama de la Fig. 1.4 se muestra la interacción entre los sistemas y módulos que realizarán las funciones generales de la ortesis.

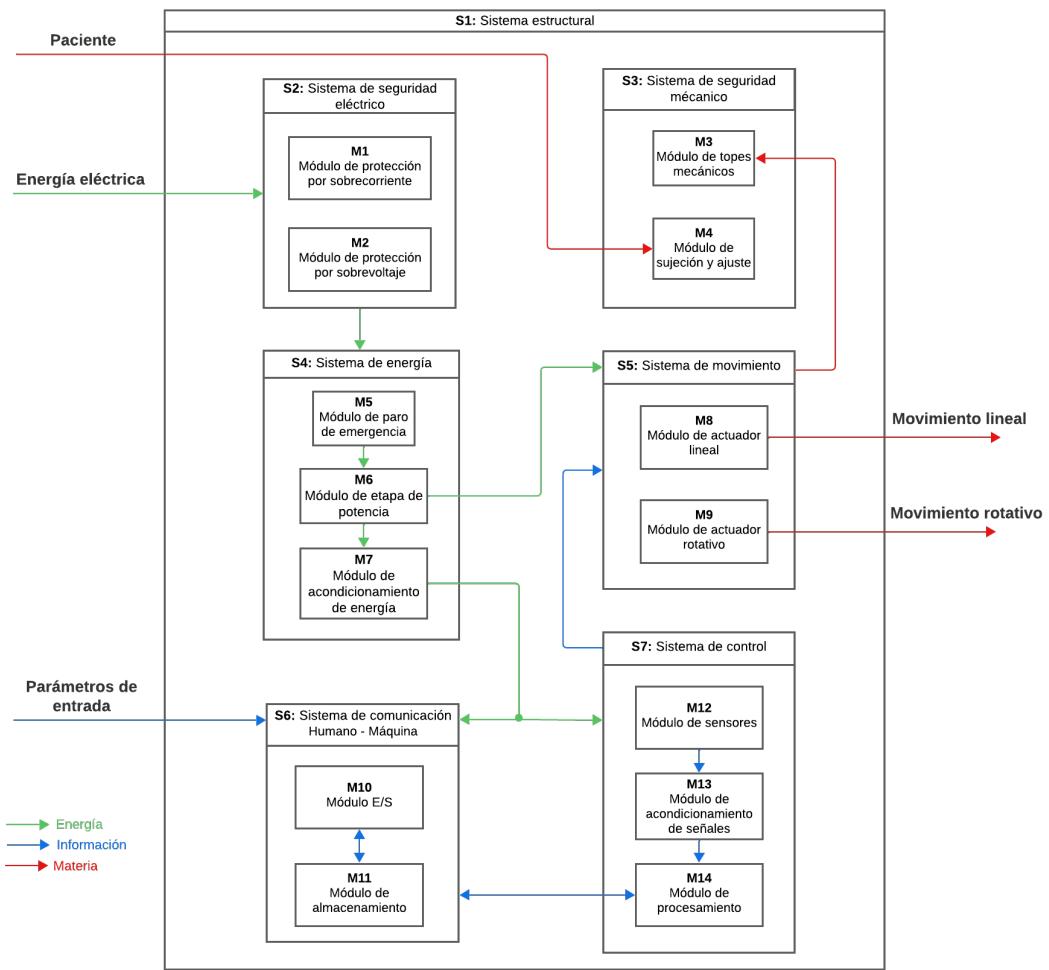


Figura 1.4: Arquitectura física. Se muestra la interacción de los módulos y sistemas propuestos para el proyecto de la ortesis robótica.

1.1.4. Propuestas solución

Para poder desarrollar un diseño conceptual se plantearon posibles soluciones para los sistemas y módulos establecidos en la arquitectura física de la Fig. 1.4. Para esto se desarrolló un diagrama morfológico por cada sistema donde se establecen alternativas para sus principales módulos.

Sistema estructural

El sistema estructural consta de la cama que soporta a la ortesis robótica como a los demás sistemas de energía, control, seguridad eléctrica y mecánico, así como de comunicación HMI. Además, es el sistema sobre el cual el paciente es posicionado. En la tabla 1.3 se tiene el diagrama morfológico de este sistema.

Tabla 1.3: Diagrama morfológico del sistema estructural.

Característica	Alternativa 1	Alternativa 2
Plataforma base	Cama metálica fija	Cama metálica con ruedas

Sistema de seguridad eléctrico

Este sistema se conforma por módulos de sobreprotección contra corrientes y voltajes. En la tabla 1.4 se muestra su análisis morfológico que incluye la alternativa más simple y efectiva encontrada para este sistema.

Tabla 1.4: Diagrama morfológico del sistema de seguridad eléctrico.

Característica	Alternativa 1
Protección por sobrecorriente	Fusible rápido



Sistema de seguridad mecánico

Dentro del sistema de seguridad mecánico se contemplan dos módulos principales, los cuales se encuentran definidos por los requerimientos del proyecto presentados, por lo que su análisis morfológico cuenta con una alternativa, tal y como se observa en la tabla 1.5.

Tabla 1.5: Diagrama morfológico del sistema de seguridad mecánico.

Característica	Alternativa 1
Topes mecánicos	Tope mecánico
Sujeción y ajuste	Cintas de velcro

Sistema de movimiento

Es uno de los sistemas más importantes al ser el encargado de generar los movimientos que requiere el paciente posicionado durante sus sesiones. En la tabla 1.6 se muestra el diagrama morfológico correspondiente a dicho sistema.

Tabla 1.6: Diagrama morfológico del sistema de movimiento.

Característica	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Actuadores lineales	Un motor lineal	Dos motores lineales	Actuador neumático
Actuador rotativo		Un motor rotativo	

Sistema de energía

En la tabla 1.7 se muestra el análisis morfológico correspondiente al sistema de energía, donde se plantean diversas alternativas para el paro de emergencia, etapa de potencia y acondicionamiento de energía. De este sistema dependen todos la mayoría de sistemas para poder operar.

Tabla 1.7: Diagrama morfológico del sistema de energía.

Característica	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Paro de emergencia	Botón mecánico	Interruptor de palanca	Pedal
Etapa de potencia	Drivers de motores		Puentes H
Acondicionamiento de energía	Fuente conmutada		Reguladores

Sistema de comunicación Humano–Máquina

A través de este sistema el usuario puede comunicar sus instrucciones y también recibir información del mismo. Para este sistema se presenta el siguiente diagrama morfológico mostrado en la tabla 1.8.

Tabla 1.8: Diagrama morfológico del sistema de comunicación Humano–Máquina.

Característica	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Módulo entrada/salida	Pantalla táctil	Botonera con display	Computadora
Almacenamiento		Memoria interna MC	

Sistema de control

En la tabla 1.9 se muestra el diagrama morfológico del sistema de control. Para este sistema se contempla tres características principales: los sensores, el acondicionamiento de señales y procesamiento de información. Con base en estas características se plantean dos alternativas con similitudes en cuanto a la primera y segunda característica, pero marcando una principal diferencia en cuanto al microcontrolador planteado.



Tabla 1.9: Diagrama morfológico del sistema de control.

Característica	Alternativa 1	Alternativa 2
Sensores	Encoder, sensores de distancia, potenciómetros lineales	Encoder, sensor de distancia
Acondicionamiento de señales	Filtros digitales	
	Amplificador operacional	
Procesamiento	Raspberry	Arduino

1.1.5. Propuestas de diseño conceptual

Con base en las propuestas solución planteadas se realizaron diseños conceptuales tomando en cuenta los requerimientos del proyecto. En la tabla 1.10 se muestran los dos enfoques identificados como posibles soluciones.

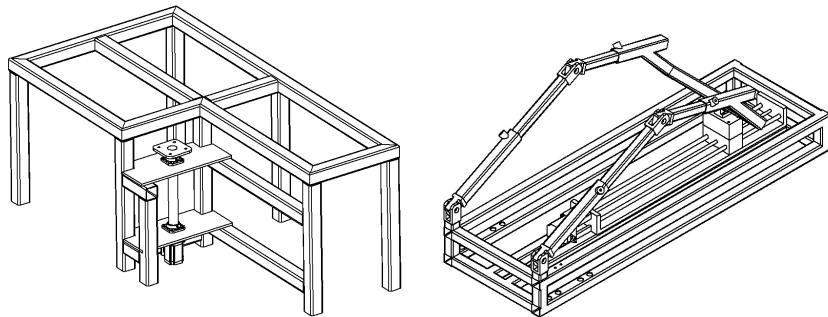
Tabla 1.10: Conceptos solución generados.

Característica		Concepto solución 1	Concepto solución 2
S1	C1	Plataforma base	Cama metálica fija
S2	C2	Protección por sobrecorriente	Fusible rápido
S3	C3	Topes mecánicos	Tope mecánico
	C4	Sujeción y ajuste	Cintas de velcro
S4	C5	Paro de emergencia	Botón mecánico
	C6	Etapa de potencia	Drivers de motores
	C7	Acondicionamiento de energía	Fuente conmutada
			Pedal
			Puentes H
			Reguladores

Característica			Concepto solución 1	Concepto solución 2
S5	C8	Actuadores lineales	Un motor lineal	Dos motores lineales
	C9	Actuador rotativo		Un motor rotativo
S6	C10	Módulo entrada/salida	Pantalla táctil	Botonera con display
	C11	Almacenamiento		Memoria interna MC
S7	C12	Sensores	Encoder, sensores de distancia	Encoder, sensor de distancia potenciómetros
	C13	Procesamiento	Raspberry	Arduino

1.1.5.1. Concepto solución 1.

El diseño del primer concepto contempla una cama metálica cuyo soporte para la pierna afectada no tiene ruedas [Fig. 1.5]. Se incluye el fusible rápido para protección por sobrecorriente, topes mecánicos y cintas de velcro para sujeción y ajuste. Para el paro de emergencia incluye un botón mecánico, su etapa de potencia se trabaja con drivers de motores, y su acondicionamiento de energía a través de una fuente commutada. En cuanto a sus actuadores, se incluye un motor lineal y un motor rotativo.



(a) Estructura de la cama.

(b) Soporte sin ruedas.

Figura 1.5: Concepto solución 1 - Estructura.



Su módulo de entrada y salida se trabaja a través de una pantalla táctil y una tarjeta Raspberry Pi para recibir información de sensores como encoders y sensores de distancia [Fig. 1.6].



Figura 1.6: Concepto solución 1 - HMI.

1.1.5.2. Concepto solución 2.

El diseño del segundo concepto contempla una cama metálica cuyo soporte para la pierna afectada sí tiene ruedas [Fig. 1.7]. Se incluye el fusible rápido para protección por sobrecorriente, topes mecánicos y cintas de velcro para sujeción y ajuste. Para realizar paros de emergencia incluye un pedal, su etapa de potencia se trabaja a través de puentes H, y su acondicionamiento de energía se maneja con reguladores.

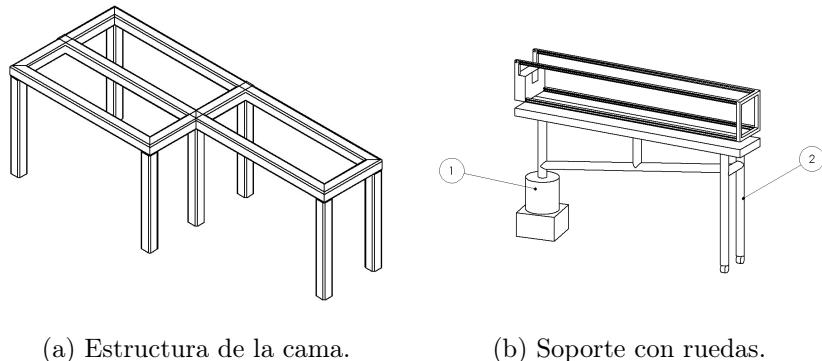


Figura 1.7: Concepto solución 2 - Estructura.

Este concepto implica un mayor diseño tanto para los puentes H como para los reguladores que permitan trabajar la etapa de potencia y el acondicionamiento de energía.

En cuanto a sus actuadores, se incluyen dos motores lineales y un motor rotativo. Su módulo de entrada y salida se trabaja a través de una botonera con display y microcontrolador Arduino para recibir información de sensores como encoders, potenciómetros y sensores de distancia [Fig. 1.8].

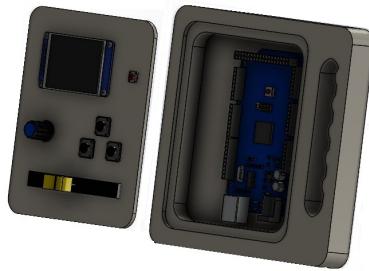


Figura 1.8: Concepto solución 2 - HMI.

1.1.6. Selección de diseño conceptual

Para elegir uno de los diseños conceptuales se utilizaron tres matrices, primero la matriz de selección subjetiva, después la matriz binaria, y por último la matriz de ponderación. Estas fueron aplicadas para aquellas características en las que se tenían dos alternativas.

Sistema estructural

Para el sistema estructural se realizó la matriz de selección subjetiva mostrada en la tabla 1.11, tomando en cuenta los criterios de modularidad, costo, facilidad de integración y disponibilidad.

Posteriormente, en la matriz binaria de la tabla 1.12, se jerarquizó la importancia relativa de los criterios.

Finalmente, la tabla 1.13 muestra la matriz de ponderación que determinó como alternativa preferible la cama metálica fija.



Tabla 1.11: Matriz de selección subjetiva. S1 - Plataforma base.

Criterios		Conceptos	
		Cama metálica fija	Cama metálica con ruedas
A	Modularidad	Regular	Regular
B	Costo	Bueno	Regular
C	Facilidad de integración	Excelente	Bueno
D	Disponibilidad	Bueno	Bueno

Tabla 1.12: Matriz binaria. S1 - Plataforma base.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
A	Modularidad	0	0	0	0	0	1
B	Costo	1	1	1	1	3	2
C	Facilidad de integración	1	0	0	1	1	3
D	Disponibilidad	1	0	1	1	2	4

Tabla 1.13: Matriz de ponderación. S1 - Plataforma base.

Criterios		Total	Ponderación	Cama metálica fija	Cama metálica con ruedas
B	Costo	3	0.5	4	3
D	Disponibilidad	2	0.33	4	3
C	Facilidad de integración	1	0.17	5	4
A	Modularidad	0	0	3	3
				4.17	3.17

Sistema de energía

La tabla 1.14 presenta la comparación subjetiva entre el botón mecánico y el pedal como opciones de paro de emergencia, considerando modularidad, costo, integración y disponibilidad.

Tabla 1.14: Matriz de selección subjetiva. S4 - Paro de emergencia.

Criterios		Conceptos	
		Botón mecánico	Pedal
A	Modularidad	Bueno	Bueno
B	Costo	Bueno	Regular
C	Facilidad de integración	Excelente	Bueno
D	Disponibilidad	Bueno	Regular

En la tabla 1.15 se evaluó la prioridad relativa de cada criterio mediante una matriz binaria.

Tabla 1.15: Matriz binaria. S4. - Paro de emergencia.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
A	Modularidad	0	0	0	0	0	1
B	Costo	1	1	1	0	3	2
C	Facilidad de integración	1	0	0	0	1	3
D	Disponibilidad	1	0	1	0	2	4

La matriz de ponderación resultante en la tabla 1.16 identificó al botón mecánico como la opción más viable.

Tabla 1.16: Matriz de ponderación. S4 - Paro de emergencia.

Criterios		Total	Ponderación	Botón mecánico	Pedal
B	Costo	3	0.5	4	3
D	Disponibilidad	2	0.33	4	3
C	Facilidad de integración	1	0.17	5	4
A	Modularidad	0	0	4	4
				4.17	3.17



Para seleccionar la etapa de potencia, se evaluaron los conceptos de drivers de motores y puentes H. La tabla 1.17 expone la matriz subjetiva inicial.

Tabla 1.17: Matriz de selección subjetiva. S4 - Etapa de potencia.

Criterios		Conceptos	
		Drivers de motores	Puentes H
A	Diseño	Bueno	Regular
B	Costo	Regular	Bueno
C	Facilidad de integración	Excelente	Regular
D	Disponibilidad	Bueno	Regular

En la tabla 1.18 se muestra la priorización de criterios con una matriz binaria.

Tabla 1.18: Matriz binaria. S4 - Etapa de potencia.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
A	Diseño	0	0	0	0	0	1
B	Costo	1	1	1	1	3	2
C	Facilidad de integración	1	0	0	0	1	3
D	Disponibilidad	1	0	1	1	2	4

La tabla 1.19 concluye el análisis ponderado, favoreciendo los drivers de motores por su mayor facilidad de integración.

Tabla 1.19: Matriz de ponderación. S4 - Etapa de potencia.

Criterios		Total	Ponderación	Drivers de motores	Puentes H
B	Costo	3	0.5	3	4
D	Disponibilidad	2	0.33	4	3
C	Facilidad de integración	1	0.17	5	3
A	Diseño	0	0	4	3
				3.67	3.5

La comparación entre fuente commutada y reguladores lineales se realizó en la matriz subjetiva de la tabla 1.20.

Tabla 1.20: Matriz de selección subjetiva. S4 - Acondicionamiento de energía.

Criterios		Conceptos	
		Fuente commutada	Reguladores
A	Diseño	Excelente	Bueno
B	Costo	Regular	Bueno
C	Facilidad de integración	Excelente	Regular
D	Disponibilidad	Bueno	Bueno

Luego, en la tabla 1.21 se jerarquizaron los criterios mediante una matriz binaria.

Tabla 1.21: Matriz binaria. S4 - Acondicionamiento de energía.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
A	Diseño	1	0	0	0	1	1
B	Costo	0	1	1	0	2	2
C	Facilidad de integración	1	0	0	1	1	3
D	Disponibilidad	1	0	1	0	2	4

La matriz de ponderación en la tabla 1.22 concluyó que la fuente commutada representa una mejor alternativa.

Tabla 1.22: Matriz de ponderación. S4 - Acondicionamiento de energía.

Criterios		Total	Ponderación	Fuente comutada	Reguladores
B	Costo	2	0.33	3	4
D	Disponibilidad	2	0.33	4	4
C	Facilidad de integración	1	0.17	5	3
A	Diseño	1	0.17	5	4
				4	3.83

Sistema de movimiento

La tabla 1.23 compara un motor lineal frente a dos motores lineales, considerando volumen, costo, integración y disponibilidad.

Tabla 1.23: Matriz de selección subjetiva. S5 - Actuadores lineales.

Criterios		Conceptos	
		Un motor lineal	Dos motores lineales
A	Volumen ocupado	Bueno	Regular
B	Costo	Bueno	Malo
C	Facilidad de integración	Bueno	Regular
D	Disponibilidad	Bueno	Bueno

La matriz binaria en la tabla 1.24 estableció la prioridad de criterios.

Tabla 1.24: Matriz binaria. S5 - Actuadores lineales.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
A	Volumen ocupado	1	0	0		1	1
B	Costo	0	1	1		2	2
C	Facilidad de integración	1	0	0		1	3
D	Disponibilidad	1	0	1		2	4

Finalmente, la matriz de ponderación de la tabla 1.25 favoreció la opción de un solo motor lineal por su menor volumen y costo.

Tabla 1.25: Matriz de ponderación. S5 - Actuadores lineales.

Criterios		Total	Ponderación	Un motor lineal	Dos motores lineales
B	Costo	2	0.33	4	1
D	Disponibilidad	2	0.33	4	4
C	Facilidad de integración	1	0.17	4	3
A	Volumen ocupado	1	0.17	4	3
				4	2.67

Sistema HMI

En la tabla 1.26 se contrastaron la pantalla táctil y la botonera con display en cuanto a manipulabilidad, costo, integración y disponibilidad. La tabla 1.27 presenta la comparación binaria entre estos criterios, mientras que en la matriz de ponderación final (tabla 1.28), la pantalla táctil resultó ser la mejor opción para la interfaz usuario-sistema.

Tabla 1.26: Matriz de selección subjetiva. S6 - Módulo entrada/salida.

Criterios		Conceptos	
		Pantalla táctil	Botonera con display
A	Manipulabilidad	Bueno	Bueno
B	Costo	Bueno	Bueno
C	Facilidad de integración	Excelente	Regular
D	Disponibilidad	Bueno	Regular



Tabla 1.27: Matriz binaria. S6 - Módulo entrada/salida.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
		1	0	0	1	1	
A	Manipulabilidad	1	0	0	1	1	
B	Costo	0	0	0	0	0	2
C	Facilidad de integración	1	1	0	2	3	
D	Disponibilidad	1	1	1	3	4	

Tabla 1.28: Matriz de ponderación. S6 - Módulo entrada/salida.

Criterios		Total	Ponderación	Pantalla táctil	Botonera con display
D	Disponibilidad	3	0.5	4	3
C	Facilidad de integración	2	0.33	5	3
A	Manipulabilidad	1	0.17	4	4
B	Costo	0	0	4	4
				4.33	3.17

Sistema de control

La tabla 1.29 compara sensores con potenciómetros y sin potenciómetros desde criterios técnicos y de integración, así como los costos que tienen y su disponibilidad. Esto teniendo en mente la utilización de los potenciómetros como perillas de movimiento.

Tabla 1.29: Matriz de selección subjetiva. S7 - Sensores.

Criterios	Conceptos		
	Sin potenciómetros	Con potenciómetros	
A	Manipulabilidad	Bueno	Regular
B	Costo	Bueno	Bueno
C	Facilidad de integración	Excelente	Regular
D	Disponibilidad	Excelente	Regular

Posteriormente, se priorizaron dichos criterios en la tabla binaria 1.30.

Tabla 1.30: Matriz binaria. S7 - Sensores.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
A	Manipulabilidad	1	0	0		1	1
B	Costo	0	0	0		0	2
C	Facilidad de integración	1	1	0		2	3
D	Disponibilidad	1	1	1		3	4

En la tabla 1.31, la matriz de ponderación muestra que los sensores sin potenciómetros ofrecen mayor compatibilidad general.

Tabla 1.31: Matriz de ponderación. S7 - Sensores.

Criterios		Total	Ponderación	Sin potenciómetros	Con potenciómetros
D	Disponibilidad	3	0.5	5	3
C	Facilidad de integración	2	0.33	5	3
A	Manipulabilidad	1	0.17	4	3
B	Costo	0	0	4	4
				4.83	3

Se realizó una evaluación comparativa entre Raspberry y Arduino en la tabla 1.32 considerando facilidad de programación, costo e integración.

La tabla 1.33 organizó la importancia de los criterios mediante comparación binaria.

Finalmente, en la tabla 1.34, la matriz de ponderación favoreció la Raspberry por su mayor capacidad de integración y disponibilidad.

Con base en estas matrices es que se determina que la propuesta del concepto solución 1 es la que satisface de mejor forma nuestros requerimientos. Sin embargo, no se descartan modificaciones que sean necesarias en la realización del diseño detallado.



Tabla 1.32: Matriz de selección subjetiva. S7 - Procesamiento.

Criterios		Conceptos	
		Raspberry	Arduino
A	Programación	Excelente	Excelente
B	Costo	Bueno	Bueno
C	Facilidad de integración	Excelente	Regular
D	Disponibilidad	Excelente	Excelente

Tabla 1.33: Matriz binaria. S7 - Procesamiento.

Criterios		A	B	C	D	Total	Rango
A	Programación	1	1	1		3	1
B	Costo	0	0	0		0	2
C	Facilidad de integración	0	1	0		1	3
D	Disponibilidad	0	1	1		2	4

Tabla 1.34: Matriz de ponderación. S7 - Procesamiento.

Criterios		Total	Ponderación	Raspberry	Arduino
A	Programación	3	0.5	5	5
D	Disponibilidad	2	0.33	5	5
C	Facilidad de integración	1	0.17	5	3
B	Costo	0	0	4	4
				5	4.67

1.2. Diseño detallado

El desarrollo detallado del proyecto, comenzó con el diseño de la estructura sobre la cual el paciente sería posicionado, además de que sobre este sistema serían montados todos los demás sistemas, por lo que se tomó como el punto de partida.

1.2.1. S1. Sistema estructural

A continuación, se presenta el diseño detallado de la estructura y selección de materiales.

Estructura para soporte de región inferior derecha Para la selección del perfil estructural del sistema se evaluaron cuatro alternativas: tubos circulares, tubos cuadrados, soleras y perfil Bosch. En la tabla 1.35 se presenta la matriz de selección subjetiva, considerando criterios como costo, peso, maquinabilidad, ensamble, estética, protección, adaptabilidad, posibilidad telescópica y mantenimiento, los cuales fueron ponderados con base en una escala:

1. Péximo.
2. Malo.
3. Regular.
4. Bueno.
5. Excelente.

Posteriormente, la tabla 1.36 muestra la matriz binaria en la que se compararon los criterios entre sí para determinar su importancia relativa, esto con la finalidad de evaluar la importancia de cada criterio contra los demás, es decir, en la primera fila tenemos al criterio A y se evaluó que tan importante es respecto a los demás criterios, de esta manera podemos ver que en la primera columna se colocan números 1 debido a que también es el criterio A, pero en la segunda columna encontramos al criterio B y aquí no se colocan números 1 porque el criterio A es de mayor importancia que el criterio B. Por lo tanto, la matriz quedó de la siguiente manera:

Finalmente, en la tabla 1.37 se aplicaron dichas ponderaciones para calcular los puntajes ponderados de cada alternativa estructural. Los resultados muestran que los tubos cuadrados representan la opción más equilibrada y favorable para la estructura de la ortesis.

En la Fig. 1.9 se muestra la estructura que llevaría el perfil seleccionado a través de las matrices.



Tabla 1.35: Matriz de selección subjetiva para perfiles de la estructura para soporte de región inferior derecha.

Criterios		Conceptos			
		Tubos circulares	Tubos cuadrados	Soleras	Perfil Bosch
A	Costo	Bueno	Bueno	Excelente	Malo
B	Peso	Excelente	Excelente	Malo	Bueno
C	Maquinabilidad	Regular	Excelente	Excelente	Excelente
D	Ensamble	Malo	Excelente	Excelente	Excelente
E	Estética	Excelente	Bueno	Malo	Bueno
F	Protección	Excelente	Bueno	Malo	Regular
G	Adaptabilidad de componentes	Regular	Excelente	Excelente	Excelente
H	Telescópico	Excelente	Excelente	Pésimo	Regular
I	Mantenimiento	Bueno	Bueno	Excelente	Regular

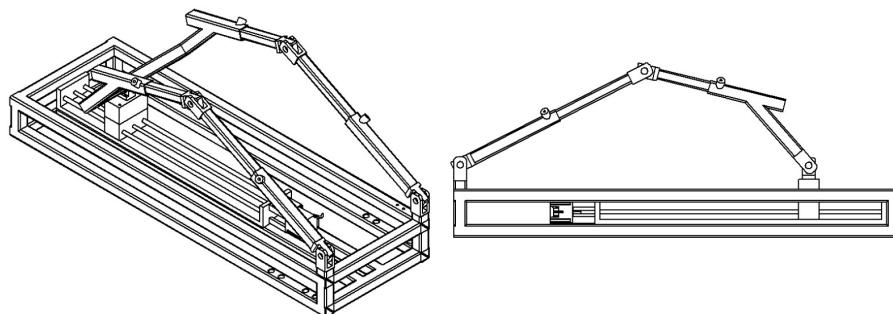


Figura 1.9: Estructura para soporte de región inferior derecha.

Tabla 1.36: Matriz binaria para perfiles de la estructura.

Criterios		A	B	C	D	E	F	G	H	I	Total	Rango
		0	0	0	0	0	0	0	1	1		
A	Costo	0	0	0	0	0	0	0	1	1	8	
B	Peso	1	1	1	1	0	1	0	1	6	3	
C	Maquinabilidad	1	0	1	1	0	1	0	1	5	4	
D	Ensamble	1	0	0	1	0	1	0	1	4	5	
E	Estética	1	0	0	0	0	0	0	1	2	7	
F	Protección	1	1	1	1	1	1	1	1	8	1	
G	Adaptabilidad de componentes	1	0	0	0	1	0	0	1	3	6	
H	Telescópico	1	1	1	1	1	0	1	1	7	2	
I	Mantenimiento	0	0	0	0	0	0	0	1	0	9	

Uniones

En la Fig. 1.10 se muestran perfiles de la estructura mostrada en la Fig. 1.9.

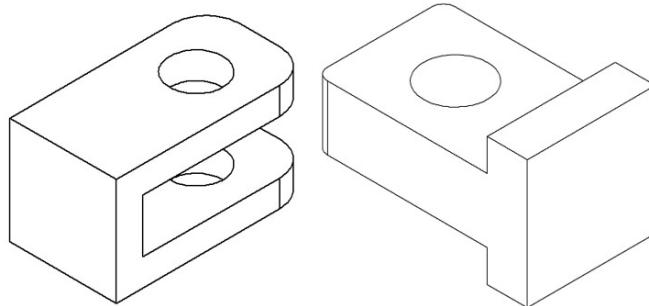


Figura 1.10: Uniones Clevis (horquilla).

Para determinar el tipo de unión más adecuado para unir el soporte de fémur, tubo telescópico de fémur y de tibia en la estructura, se consideraron cinco alternativas: rodamientos, bisagras, juntas Cardán, aplanado con pernos y juntas Clevis. En la tabla 1.38 se evaluaron cualitativamente en función de criterios como facilidad de rotación, estabilidad, ruido,



Tabla 1.37: Matriz de ponderación para perfiles de la estructura.

Criterios		Total	Ponderación	Tubos circulares	Tubos cuadrados	Soleras	Perfil Bosch
F	Protección	8	0.222	5	4	2	3
H	Telescopico	7	0.194	5	5	1	3
B	Peso	6	0.167	5	5	2	4
C	Maquinabilidad	5	0.139	3	5	5	5
D	Ensamble	4	0.111	2	5	5	5
G	Adaptabilidad de componentes	3	0.083	3	5	5	5
E	Estética	2	0.056	5	4	2	4
A	Costo	1	0.028	4	4	5	2
I	Mantenimiento	0	0.000	4	4	5	3
		36		4.19	4.69	2.89	3.86

mantenimiento, montaje y durabilidad. La escala tomada en cuenta fue:

1. Pésimo.
2. Malo.
3. Regular.
4. Bueno.
5. Excelente.

A continuación, la tabla 1.39 presenta la matriz binaria que permitió jerarquizar los criterios mencionados, asignando mayor peso a aquellos considerados más relevantes como el montaje y la facilidad de rotación.

Tabla 1.38: Matriz de selección subjetiva para las uniones de la estructura (parte superior).

Criterios		Conceptos				
		Rodamientos	Bisagras	Juntas Cardán	Aplanado Pernos	Juntas Clevis
A	Facil rotación	Excelente	Regular	Excelente	Regular	Bueno
B	Estabilidad	Excelente	Regular	Malo	Regular	Excelente
C	Ruido	Bueno	Regular	Regular	Regular	Bueno
D	Mantenimiento	Regular	Regular	Regular	Bueno	Regular
E	Montaje	Malo	Regular	Malo	Bueno	Regular
F	Durabilidad	Excelente	Regular	Regular	Malo	Excelente

Tabla 1.39: Matriz binaria para las uniones de la estructura (unión superior).

Criterios		A	B	C	D	E	F	Total	Rango
A	Facil rotación	1	1	1	0	1		4	2
B	Estabilidad	0	1	1	0	0		2	4
C	Ruido	0	0	1	0	0		1	5
D	Mantenimiento	0	0	0	1	0		0	6
E	Montaje	1	1	1	1	1		5	1
F	Durabilidad	0	1	1	1	0		3	3
								15	



Finalmente, la tabla 1.40 contiene la matriz de ponderación, donde se aprecia que la opción más favorable fue el uso de juntas Clevis, al obtener la puntuación más alta combinando todos los criterios ponderados.

Tabla 1.40: Matriz de ponderación para las uniones de la estructura (unión superior).

Criterios		Rango	Ponderación	Roda-mientos	Bisagras	Juntas Cardán	Aplanado Pernos	Juntas Clevis
E	Montaje	5	0.333	2	3	2	4	3
A	Fácil rotación	4	0.267	5	3	5	3	4
F	Durabilidad	3	0.200	5	3	3	2	5
B	Estabilidad	2	0.133	5	3	2	3	5
C	Ruido	1	0.067	4	3	3	3	4
D	Mantenimiento	0	0.000	3	3	3	4	3
				3.93	3.00	3.07	3.13	4.00

De forma similar, se realizó un análisis para las unión del eje de rotación más próximo al coxofemoral, utilizando los mismos cinco tipos de uniones y criterios. En la tabla 1.41 se muestra la evaluación subjetiva de estas alternativas.

Tabla 1.41: Matriz de selección subjetiva para las uniones de la estructura (eje de giro).

Criterios		Conceptos				
		Rodamientos	Bisagras	Juntas Cardán	Aplanado Pernos	Juntas Clevis
A	Facil rotación	Excelente	Regular	Excelente	Regular	Bueno
B	Estabilidad	Excelente	Regular	Malo	Regular	Excelente
C	Ruido	Bueno	Regular	Bueno	Regular	Bueno
D	Mantenimiento	Regular	Regular	Regular	Bueno	Excelente
E	Montaje	Malo	Regular	Regular	Bueno	Excelente
F	Durabilidad	Excelente	Regular	Bueno	Bueno	Excelente

La tabla 1.42 contiene la comparación binaria que establece el orden de importancia entre los criterios, destacando la facilidad de rotación y estabilidad como los más influyentes.

Tabla 1.42: Matriz binaria para las uniones de la estructura (eje de giro).

Criterios		A	B	C	D	E	F	Total	Rango
A	Fácil rotación	1	1	1	1	1	5		1
B	Estabilidad	0	1	1	1	1	4		2
C	Ruido	0	0	1	0	0	1		5
D	Mantenimiento	0	0	0	1	0	0	0	6
E	Montaje	0	0	1	1	0	2		4
F	Durabilidad	0	0	1	1	1	3		3
								15	

Por último, en la tabla 1.43, mediante la ponderación de los criterios, se concluye que nuevamente las juntas Clevis representan la mejor alternativa para el eje de giro, con una puntuación final superior al resto de conceptos analizados.



Tabla 1.43: Matriz de ponderación para las uniones de la estructura (eje de giro).

Criterios		Total	Ponderación	Roda-mientos	Bisagras	Juntas Cardán	Aplanado Pernos	Juntas Clevis
A	Fácil rotación	5	0.333	5	3	5	3	4
B	Estabilidad	4	0.267	5	3	2	3	5
F	Durabilidad	3	0.200	5	3	4	4	5
E	Montaje	2	0.133	2	3	3	4	5
C	Ruido	1	0.067	4	3	4	3	4
D	Mantenimiento	0	0.000	3	3	3	4	5
				4.53	3	3.66	3.33	4.6

Selección de material para mecanismos de flexión-extensión y abducción-aducción

Se definió que el perfil adecuado para el diseño del mecanismo de abducción y aducción es el tubo cuadrado, asimismo los tipos de uniones seleccionados son la juntas clevis, pero ahora es importante seleccionar el material para la estructura porque se busca que no sea muy pesada y que sea capaz de soportar el peso de la pierna derecha del paciente principalmente, por lo que buscando diferentes alternativas encontramos que algunos materiales usados en los dispositivos médicos son el aluminio, acero inoxidable y titanio. El titanio es un material biocompatible por excelencia y puede estar en contacto con la piel del ser humano sin ningún problema, sin embargo, es muy costoso y no tan accesible, además no presenta buena maquinabilidad, de tal manera que este material queda descartado para el diseño de la ortesis, por otro lado, el aluminio y el acero inoxidable son materiales muy accesibles y presentan buena resistencia a la tensión y flexión, la maquinabilidad de estos materiales es buena y se pueden cortar, unir y ensamblar de manera más sencilla que el titanio, el costo del aluminio y el acero inoxidable es menor al costo del titanio y la biocompatibilidad de estos materiales es menor a la biocompatibilidad del titanio, sin embargo, en este caso no es muy necesario que el material para la construcción de la ortesis sea bio compatible por excelencia, debido a que la pierna del paciente no va a estar en contacto directo con el material y el tiempo de uso de la ortesis no

es prolongado, por lo que, se decidió seleccionar el aluminio y el acero inoxidable para diseñar los mecanismos de la ortesis.

El aluminio se usará para el diseño del mecanismo de flexión y extensión, debido a que es menos pesado que el acero inoxidable y su resistencia a la tensión es buena, aunque el acero inoxidable presenta una mejor resistencia a la tensión por las características del mecanismo de flexión y extensión el aluminio es el más adecuado porque la carga que debe soportar no es tan elevada, por lo tanto, se seleccionó específicamente el aluminio 6061-T6.

Para el mecanismo de abducción y aducción se usará el acero inoxidable porque en este mecanismo necesitamos que el material sea más resistente estructuralmente, ya que sobre este mecanismo se va a montar el mecanismo de flexión y extensión. Para el mecanismo de abducción y aducción el peso no es muy importante y en el tema del costo es más barato el aluminio, pero lo que más nos interesa es que sea muy resistente, por eso se seleccionó el acero inoxidable, específicamente el AISI 304.

Selección de material para soportes de la pierna derecha

Los soportes en donde va a reposar la pierna del paciente deben ser rígidos y ligeros, y al igual que los mecanismos de flexión-extensión y abducción-aducción no se necesita que el material sea biocompatible por excelencia, sin embargo, en este caso la pierna del paciente puede ser que sí entre en contacto directo con el material, por lo tanto, al buscar alternativas encontramos que algunos materiales usados para el diseño de férulas o soportes médicos son los plásticos, aluminio y yeso.

El aluminio es una buena opción para el diseño de los soportes de la pierna, sin embargo, es más pesado que un plástico o que el yeso, la maquinabilidad del aluminio es menor en comparación con los otros dos materiales y para los soportes no se requiere de un material tan resistente como el aluminio por eso se descartó, ya que los soportes solo brindarán reposo y todo el peso de la pierna lo va a soportar la estructura de la ortesis.

El yeso es un material fácil de trabajar y se puede moldear de una manera sencilla y rápida, pero es muy frágil y no es duradero, además es poroso y podría causar alguna molestia para



el paciente por lo que se descartó, además es un material de uso temporal y no es reutilizable.

La mejor opción para el diseño de los soportes de la pierna son los plásticos porque presentan buena rigidez, es cierto que el aluminio es más rígido y por eso se usará en el diseño de la estructura del mecanismo de flexión y extensión, sin embargo, en este caso no requerimos de un material que soporte cargas elevadas, de igual manera los plásticos son menos pesados que el aluminio y como los soportes se colocaran sobre la estructura de la ortesis el peso de estos debe ser mínimo, en este caso se seleccionó el PVC Rígido para el diseño de los soportes ya que tiene aplicaciones médicas y cumple con las características de rigidez y peso mencionadas.

Selección de rieles para desplazamiento

Para que los movimientos de flexión y extensión se realicen de manera efectiva, el actuador lineal debe ser capaz de desplazarse a lo largo de la estructura con facilidad y estabilidad, por estas razones se decidió usar una base con rieles sobre la cual se monta un objeto móvil que contiene rodamientos lineales, estos permiten que el desplazamiento a lo largo de los rieles tenga poca fricción, y al estar apoyado sobre rieles el movimiento será estable y no presentará alguna desviación o vibración. La base se puede observar en la Fig. 1.11 y en el lado derecho se pueden acoplar motores Nema con diferentes características, esto permite una flexibilidad de uso de esta base, por eso se seleccionó para montarla sobre la estructura del mecanismo de flexión y extensión. El motor específico que se usará se va a detallar más adelante en el sistema de movimiento, módulo 8.

1.2.1.1. Mecanismo de flexión-extensión

Una vez seleccionado el perfil estructural, los tipos de uniones, el actuador lineal y los materiales con los que se van a diseñar los mecanismos y la estructura de la cama se comenzó a diseñar el mecanismo de flexión y extensión de la ortesis, contemplando las medidas propuestas en los requerimientos para el fémur y la tibia principalmente, debido a que este mecanismo deberá ajustarse al tamaño de pierna de cada persona. En la Fig. 1.12 se observa el diseño del mecanismo con los materiales seleccionados, y se incluyeron chapas metálicas y soportes

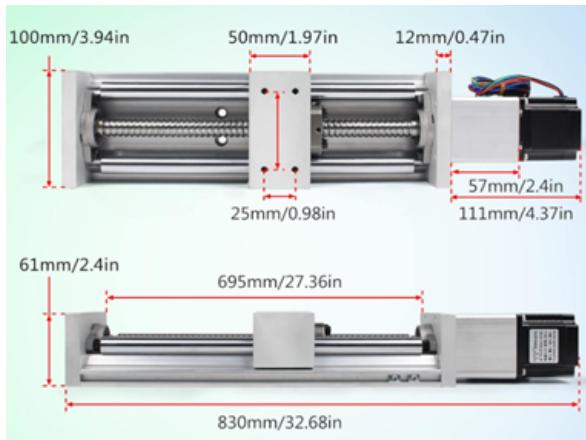


Figura 1.11: Base con rieles donde se montará el actuador lineal

en diferentes puntos con la finalidad de que sobre ellos repose la pierna del paciente.

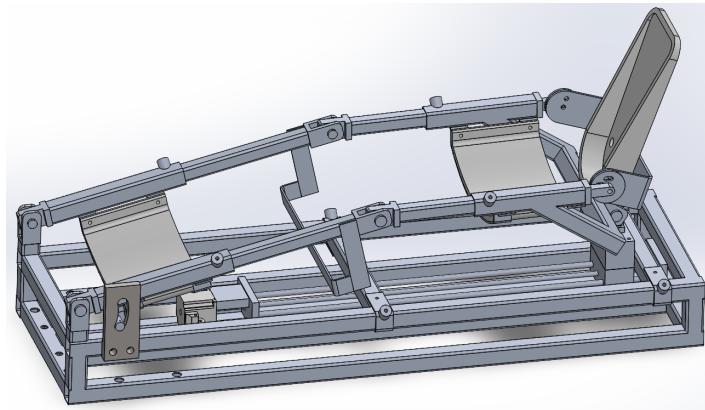


Figura 1.12: Ensamble del mecanismo terminado de flexión y extensión

Para verificar que el mecanismo diseñado sea resistente y factible de implementar con los materiales correspondientes, se realizó un análisis estático en SolidWorks en donde se aplicó una carga sobre los soportes simulando el peso de la pierna del paciente, en este caso el mecanismo debe ser capaz de soportar un peso máximo de 20Kg, sin embargo, para tener un margen de seguridad se aumentó el peso a 23Kg en la simulación para observar si el mecanismo es seguro. En la Fig. 1.13 se muestran las caras sobre las cuales se aplicaron las fuerzas y su



magnitud respectivamente, la primera corresponde a la parte donde reposa el muslo, la segunda corresponde a la pantorrilla y la tercera al pie, las fuerzas aplicadas tienen esas magnitudes porque el peso del muslo es de 14 Kg aproximadamente, el de la pantorrilla es de 4 Kg, y el pie pesa 2 Kg [33], y al multiplicar esas masas por la gravedad ($9.81m/s^2$) obtenemos la fuerza equivalente en newtons, pero en este caso decidimos utilizar una magnitud de la gravedad de $10m/s^2$ y agregamos 1 Kg extra a cada masa para aumentar el margen de seguridad.

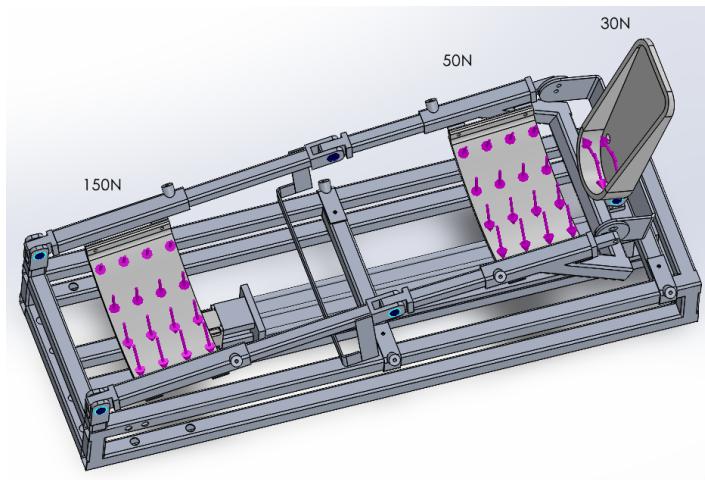


Figura 1.13: Caras del ensamblaje donde se simula una fuerza proporcional a una pierna humana.

Resultado de tensiones

Se presenta una tensión máxima de 24MPa aproximadamente, y los límites elásticos de los materiales utilizados se encuentran arriba de los 50MPa lo que demuestra que este mecanismo es capaz de soportar la carga aplicada y no va a ceder fácilmente [Fig. 1.14].

Resultado de desplazamientos

El desplazamiento máximo del mecanismo al aplicarle la carga ocurre en la zona donde reposa el muslo del paciente y podemos observar que es de 0.213mm, el cual representa un valor muy pequeño y no representa algún peligro para el paciente, además este desplazamiento no

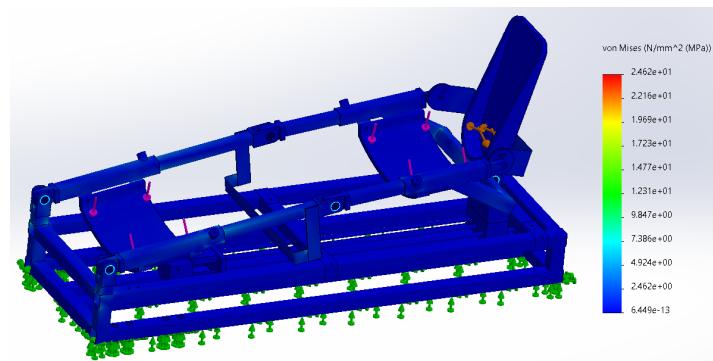


Figura 1.14: Resultados de un estudio de tensiones en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.13.

interfiere en la geometría de la estructura y no afecta a los movimientos de flexión y extensión de la pierna del paciente [Fig. 1.15].

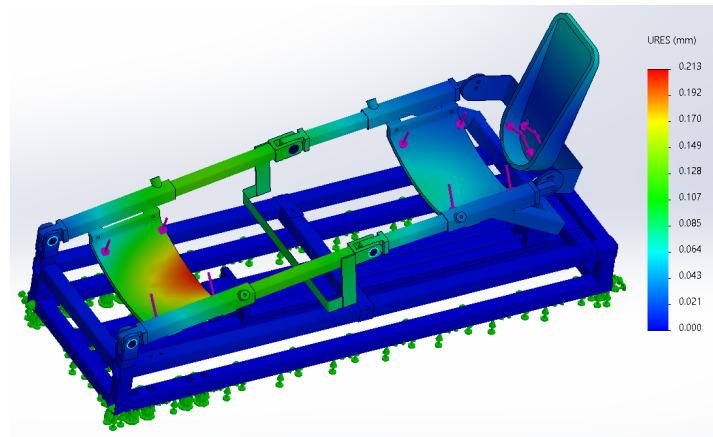


Figura 1.15: Resultados de un estudio de desplazamientos en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.13.

Factor de seguridad

El mecanismo tiene un factor de seguridad mínimo de 11 como se observa en la Fig. 1.16, esto nos permite saber que la estructura del mecanismo es resistente y puede soportar la carga



aplicada sin inconvenientes, por lo que será factible su implementación con los materiales y perfiles seleccionados.

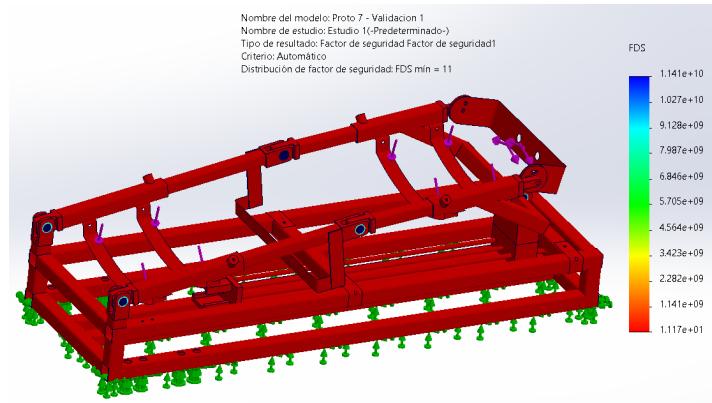


Figura 1.16: Resultados de un estudio para conocer el Factor de Seguridad en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.13.

1.2.1.2. Mecanismo de abducción-aducción

El mecanismo de abducción-aducción va a soportar toda la estructura del mecanismo de flexión-extensión junto con el peso de la pierna del paciente, por lo tanto, debe tener un diseño estructural muy resistente y adecuado para brindar seguridad. En las Figs. 1.17 y 1.18 podemos observar el diseño del mecanismo, el cual consta de un tubo apoyado sobre un rodamiento de carga axial y alineado con 2 chumaceras colocadas en los extremos, en la parte superior el tubo se acopla al mecanismo de flexión-extensión mediante un soporte y una placa perforada. El diseño de este mecanismo se enfoca en que el actuador rotativo no reciba una carga axial de forma directa y que sea capaz de realizar los movimientos de abducción y aducción fácilmente, por esa razón se decidió utilizar en la parte inferior del tubo un rodamiento de carga axial que está diseñado para soportar cargas axiales elevadas y los podemos encontrar de diferentes tamaños, además esto permitirá que el tubo gire libremente sobre su eje y con poca fricción. Las chumaceras se utilizan para poder alinear el tubo con el eje del motor y que no existan vibraciones durante el giro, debido a que las chumaceras evitan que el tubo se desplace hacia

los lados. Al tener las chumaceras y el rodamiento axial nos aseguramos de que la tarea del motor sea únicamente proporcionar el giro de abducción y aducción de la pierna, por lo tanto, no necesitamos un motor robusto y resistente ya que no soportará alguna carga axial directamente.

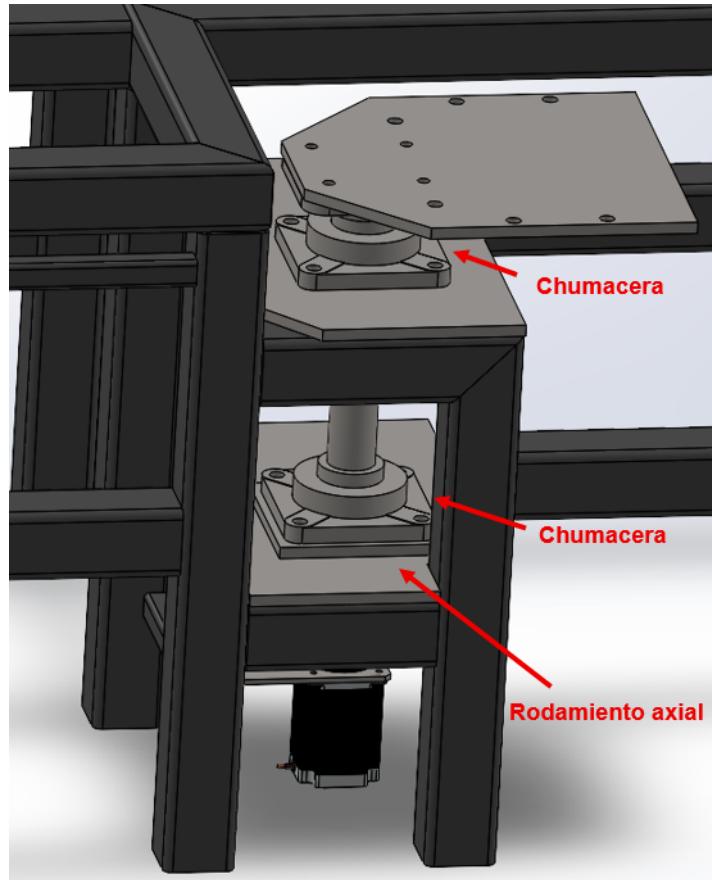


Figura 1.17: Ensamble del mecanismo terminado de abducción y aducción

Se realizó un análisis estático en SolidWorks para verificar que el mecanismo diseñado sea capaz de soportar el peso de la estructura del mecanismo de flexión y extensión y el peso de la pierna de la persona, para ello se aplicó una carga total de 301N sobre 3 puntos diferentes como se observa en la Fig. 1.19. Del lado izquierdo sobre las uniones en donde se colocan los tubos que soportan el muslo de la pierna se aplicaron dos cargas con un valor de 93N cada una, esto

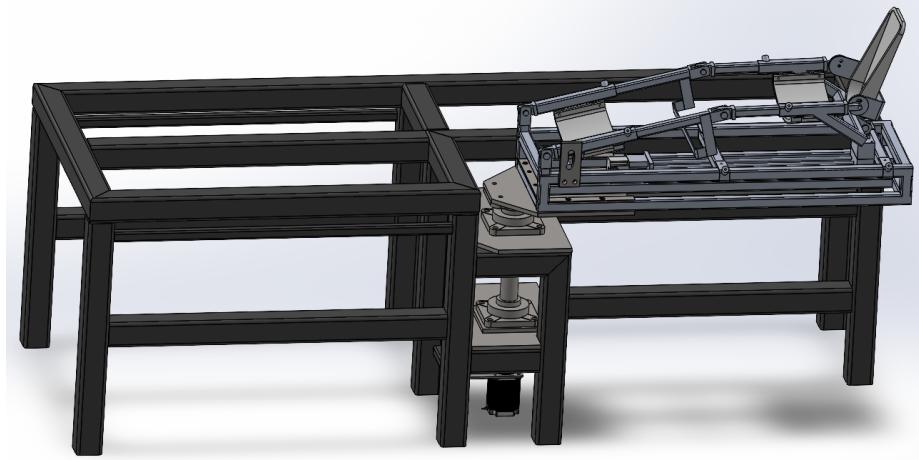


Figura 1.18: Mecanismo de abducción y aducción acoplado al de flexión y extensión

es porque se contempló un peso máximo de la pierna de 230N y el peso de los componentes restantes del mecanismo de flexión y extensión es de 70N aproximadamente que se repartieron en 35N por lado, anteriormente se definió que el peso del muslo es de 150N y al sumarlo con los 35N de la estructura nos da un resultado de 185N que a su vez se reparten en 92.5N para cada unión, pero se decidió fijar la carga en 93N, por otro lado, el peso de la pantorrilla más el peso del pie suman 80N y al añadirle los 35N de la estructura nos da un total de 115N que se concentran en un solo punto que es la pieza móvil que se encuentra sobre el riel.

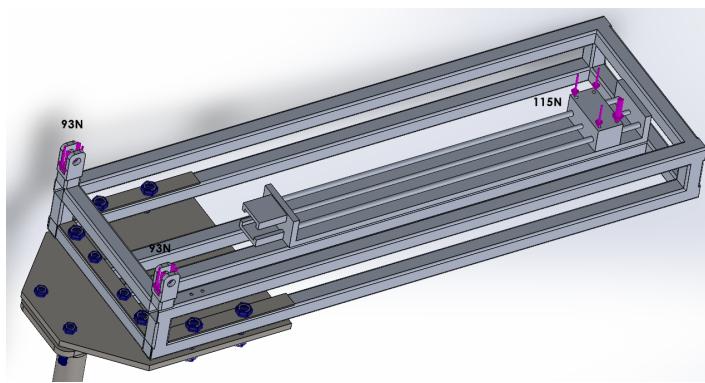


Figura 1.19: Caras del ensamble donde se simula una fuerza proporcional a la pierna y al mecanismo de flexión y extensión.

Para simplificar el análisis estático en SolidWorks solo se consideraron las piezas mostradas en la Fig. 1.20, y se colocaron sujetaciones de rodamiento en los puntos en donde van colocadas las chumaceras y una sujeción de rodillo deslizante que es la cara inferior del tubo porque ahí se coloca el rodamiento axial, de igual manera se agregaron tornillos de acero grado 8.8 para unir el soporte, la placa de acople y la base del mecanismo de flexión y extensión, estos tornillos se eligieron porque están diseñados para ensamblajes que requieren alta resistencia mecánica y precisión, también son accesibles y se pueden conseguir de diferentes tamaños y diámetros.

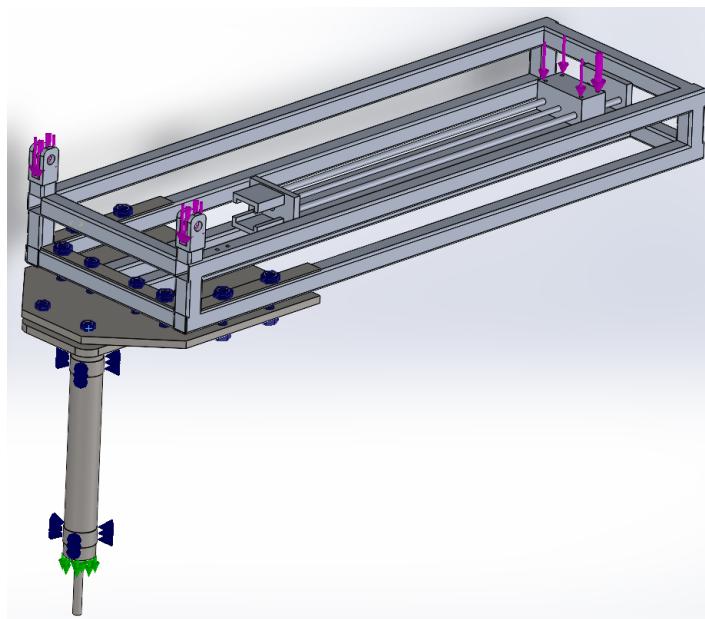


Figura 1.20: Sujeciones del mecanismo de abducción y aducción para su análisis.

Resultado de tensiones

El resultado arroja una tensión máxima de 105MPa y los materiales utilizados en este análisis contienen límites elásticos arriba de los 200MPa, por lo tanto, el mecanismo será capaz de soportar la carga aplicada y no va a presentar inconvenientes [Fig. 1.21].

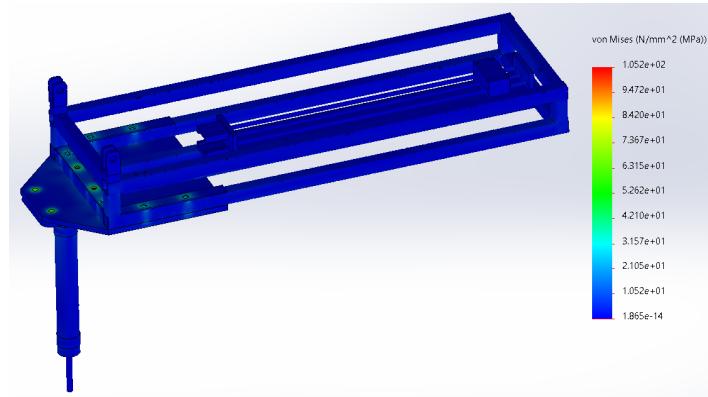


Figura 1.21: Resultados de un estudio de tensiones en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.20.

Resultado de desplazamientos

El desplazamiento máximo del mecanismo ocurre en el extremo derecho como se observa en la Fig. 1.22 y tiene un valor de 1.42mm, en este caso este desplazamiento no representa algún peligro porque no interfiere en el funcionamiento del mecanismo y los movimientos de abducción y aducción se podrán realizar de manera efectiva [Fig. 1.22].

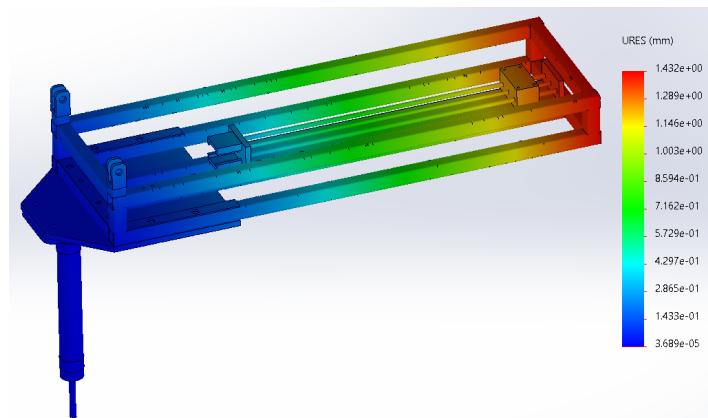


Figura 1.22: Resultados de un estudio de desplazamientos en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.20.

Factor de seguridad

El factor de seguridad del mecanismo es de 2, esto significa que el mecanismo puede ser capaz de soportar el doble de la carga aplicada antes de que el material falle, de esta manera aseguramos que la implementación de este mecanismo con el diseño mostrado es segura y va a resistir el peso de la pierna del paciente sin problemas [Fig. 1.23].

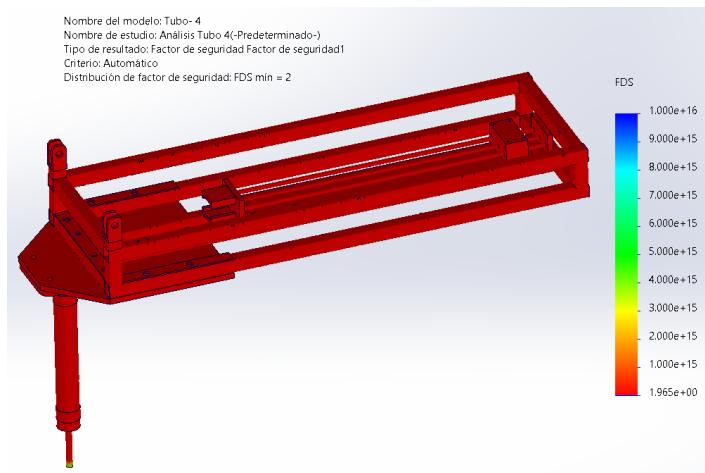


Figura 1.23: Resultados de un estudio para conocer el Factor de Seguridad en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.20.

1.2.1.3. Estructura de la cama

Para la estructura de la cama se eligió un tubo cuadrado de PTR de 3"x3"x0.1875", debido a su alta resistencia a la flexión y a la compresión, además el PTR es comúnmente utilizado en estructuras de muebles y en herrería gracias a que su forma facilita el corte, la soldadura y el ensamblaje, las caras planas de este tipo de tubos nos permiten acoplar o adaptar diferentes componentes con facilidad, ya sea a través de soldadura o tornillos y pernos, y en este caso necesitamos acoplarle los mecanismos de flexión y extensión, abducción y aducción, los diferentes componentes electrónicos, el botón de emergencia, etc., a la estructura, de esta manera el tubo es una opción ideal para realizar el diseño de la cama. Otro punto importante es que



sobre la parte superior de la estructura se va a colocar una superficie plana que abarque todo el perímetro y con el perfil cuadrado esta tarea es más fácil de realizar.

La superficie plana que se va a colocar sobre la estructura de la cama es una tabla de triplay de 18mm de grosor, este material es muy accesible y no es costoso, además gracias a su estructura interna de capas de madera entrecruzadas es resistente a la flexión y torsión, lo que lo convierte en un material adecuado para utilizarse en la cama, por otro lado, sobre la tabla de triplay se va a colocar una colchoneta para terapia de 5cm de grosor para tener ergonomía y que el paciente este cómodo durante las sesiones de rehabilitación, de esta forma la combinación de los tubos de PTR y la tabla de triplay representa una opción viable, funcional y accesible para trabajar, sin embargo, para comprobar que el diseño de la cama sea seguro se realizó un análisis estático en SolidWorks. Para el análisis se aplicó una carga de 835N sobre la cara superior de la tabla de triplay como se observa en la Fig. 1.24, esta carga resulta del peso máximo de la persona que es de 80Kg (sin la pierna derecha) y un peso adicional de 5Kg para tener un margen de seguridad lo que nos da una carga de 833N, pero se decidió fijar en 835N.

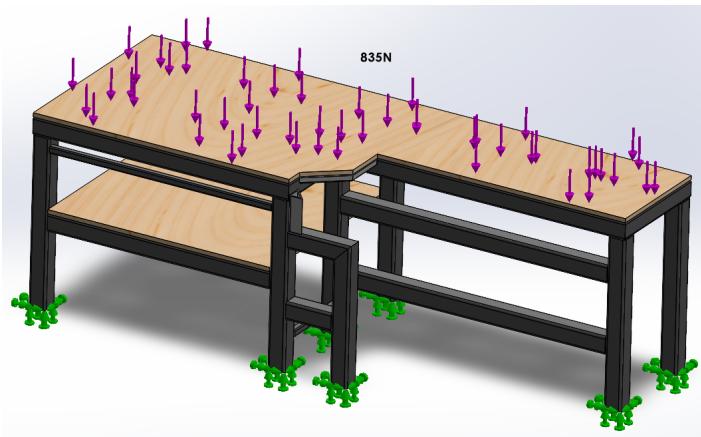
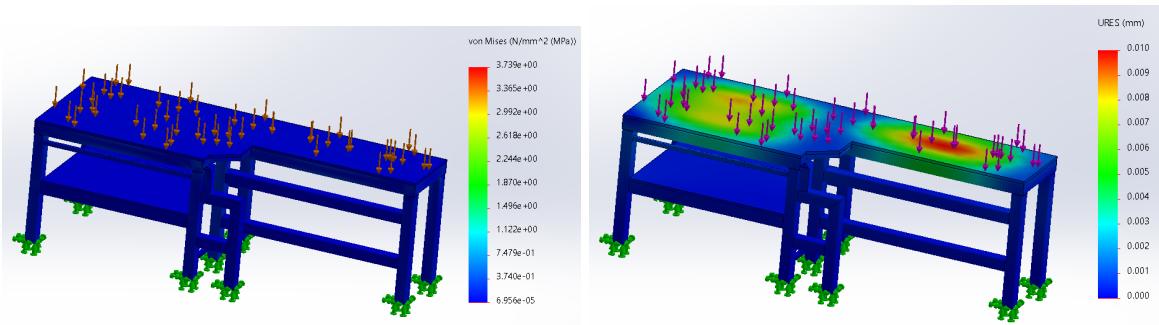


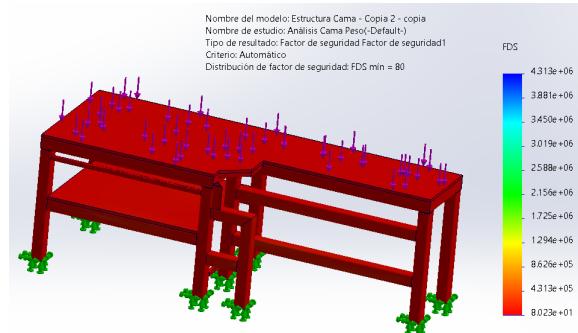
Figura 1.24: Caras del ensamble donde se simula una fuerza proporcional a un cuerpo recostado sobre la cama.

Resultado de tensiones, desplazamientos, y factor de seguridad

El resultado de la tensión máxima es de 3.73 MPa y el límite elástico mínimo de los materiales utilizados se encuentra arriba de los 30 MPa, de tal manera que la estructura de la cama junto con el triplay puede soportar el peso de la persona con total seguridad y no va a fallar [Fig. 1.25a].



(a) Resultados de un estudio de tensiones en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.24 (b) Resultados de un estudio de desplazamientos de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.24



(c) Resultados de un estudio para conocer el Factor de Seguridad en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.24

Figura 1.25: Resultados de estudios en SolidWorks realizados al ensamble de la cama.

Se observa en la Fig. 1.25b que el desplazamiento máximo es de 0.01 mm y se encuentra en la región de la pierna izquierda; sin embargo, este desplazamiento es mínimo y no representa



ningún peligro para el paciente. De igual manera, tampoco afecta a la estructura metálica, por lo que es un resultado favorable.

El factor de seguridad de la estructura de la cama es de 80, de tal forma que este diseño puede soportar el peso del paciente sin presentar inconvenientes y con un margen de seguridad muy amplio [Fig. 1.25c].

1.2.2. S2. Sistema de seguridad eléctrico

El Sistema de Seguridad Eléctrico (S2) está compuesto por dos módulos principales: el módulo de protección contra sobrecorriente (M1) y el módulo de protección contra sobretensión (M2). Su objetivo es preservar la integridad de los componentes electrónicos y el correcto funcionamiento del sistema de energía (S4), actuando de forma pasiva y constante para detectar fallos eléctricos.

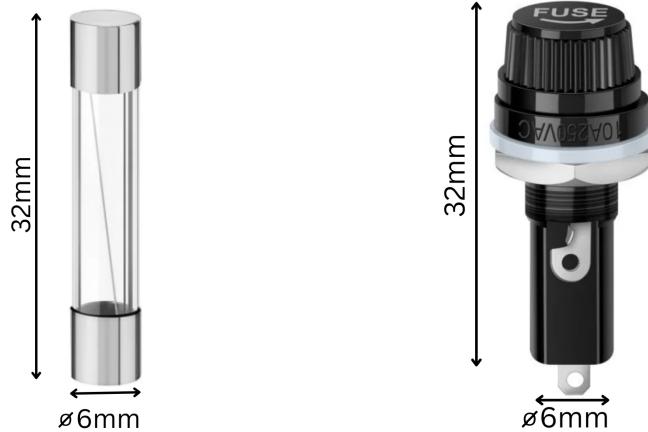
1.2.2.1. M1. Módulo de protección por sobrecorriente

Este módulo se encarga de prevenir el paso de una corriente eléctrica que exceda el límite soportado por la fuente de alimentación y los componentes conectados a ella. Para ello, se emplea un fusible de acción rápida que se instala a la salida directa de la red eléctrica, justo antes de ingresar a la fuente comutada principal ¹.

- **Ubicación:** Entrada del sistema, antes de la fuente de alimentación.
- **Selección del componente:** Se propone el uso de un fusible de 10 A, considerando que la corriente pico de los motores alcanza los 8 A ². En la Fig. 1.26 se muestra el fusible propuesto con su respectivo portafusibles.
- **Función:** Interrumpir el flujo de corriente en caso de cortocircuito o sobrecarga prolongada.

¹La fuente fue seleccionada en la sección S4. Sistema de energía.

²Los motores y drivers son seleccionados en la sección S5. Sistema de movimiento.



(a) Fusible Americano de 10 A 250 (b) Porta fusible de cartucho, tipo Americano.
Vca.

Figura 1.26: Componentes del módulo de protección por sobrecorriente.

- **Relación con el sistema de energía:** Este componente evita que fallas de corriente dañen la fuente comutada que alimenta a los motores y drivers (HSS86 y HSS57).

1.2.2.2. M2. Módulo de protección por sobrevoltaje

El módulo M2 tiene como función evitar que una sobretensión dañe los dispositivos de control, sensores y actuadores de baja potencia³. Para ello, se puede emplear un varistor (MOV) o un TVS (Transient Voltage Suppressor) en paralelo a la salida de la fuente secundaria de 5 V.

- **Ubicación:** A la salida de la fuente secundaria de 5 V, antes de la Raspberry Pi, el sensor VL5310X, la pantalla táctil y el módulo relevador.
- **Selección del componente:** Se propone el uso de un TVS de 5 V unidireccional. Comercialmente se encuentra disponible el diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A. En la

³Los componentes a los que se hace referencia corresponden a la selección que se realiza en las secciones S6. Sistema de comunicación Humano-Máquina y S7. Sistema de control.



Fig. 1.27 se presentan las dimensiones de dicho componente.

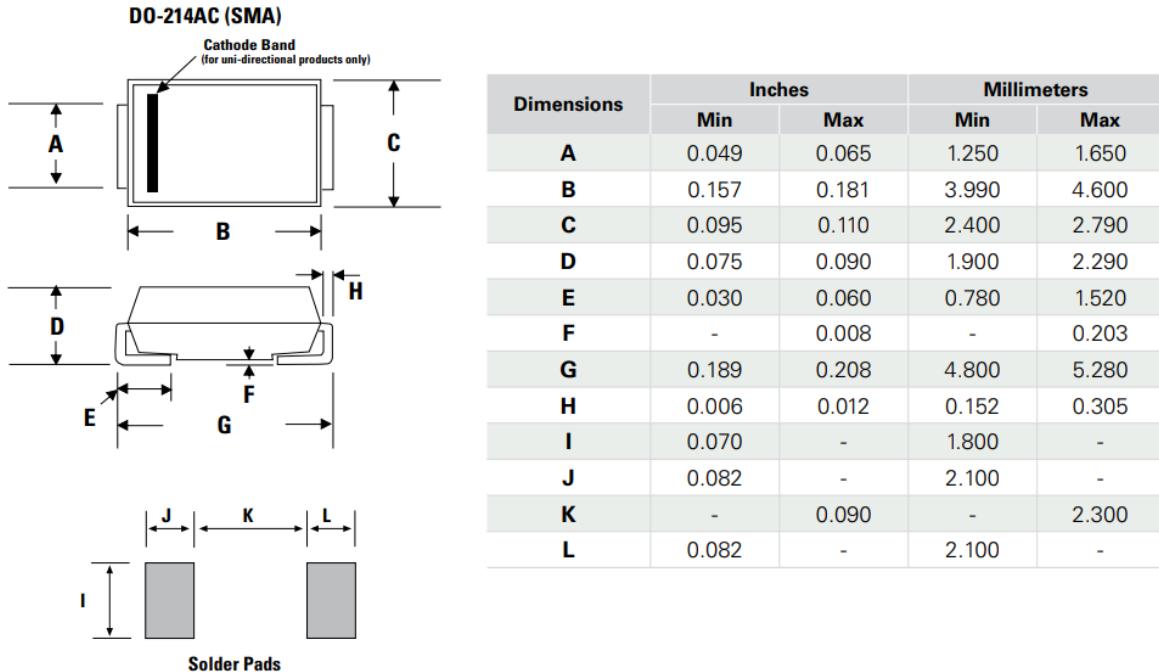


Figura 1.27: Dimensiones del diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A. Recuperado de [35].

Para proteger las líneas de alimentación de 5 V frente a picos de voltaje debidos a ruidos inductivos, conmutación de cargas o descargas electrostáticas, se utilizaría un diodo TVS. El modelo seleccionado es el SMAJ5.0A, un componente unidireccional comúnmente utilizada en sistemas de alimentación de 5 V.

Este componente se eligió considerando los siguientes parámetros eléctricos:

- **Voltaje máximo de operación continua (V_{RWM}):** 5.0 V. Representa la tensión máxima que puede aplicarse continuamente al TVS sin que se active su conducción.
- **Voltaje de ruptura (V_{BR}):** mínimo de 6.4 V. A partir de esta tensión, el dispositivo comienza a conducir de forma significativa.
- **Voltaje de sujeción (V_C):** típico de 9.2 V bajo un pulso de 43 A (estándar

$0.4\mu s$). Este es el valor máximo que alcanzará la línea protegida durante un evento transitorio, antes de que el TVS absorba la energía excedente.

El objetivo de este componente no es regular la tensión de forma continua, sino limitar eventos transitorios de corta duración que podrían dañar equipos sensibles como la Raspberry Pi 4, sensores, pantallas o módulos de comunicación.

Aunque el voltaje de sujeción puede parecer elevado (9.2 V), este sólo se manifiesta durante picos muy breves de alta energía. El dispositivo permanece en estado no conductor durante la operación normal (siempre que la tensión se mantenga por debajo de V_{BR}), evitando interferencias o pérdidas innecesarias.

Se descartan modelos con voltajes de clamping demasiado bajos (por ejemplo, de 5.5 o 6 V) ya que podrían activarse indebidamente durante variaciones normales de carga o ruido, generando fallas prematuras por disipación térmica continua.

- **Relación con el sistema de energía:** Protege la fuente conmutada secundaria de 5 V y 5 A, y los dispositivos del sistema de control y comunicación (módulo M6 y M7).

Protecciones internas de las fuentes de alimentación MEAN WELL

Un punto importante del diseño del sistema de seguridad eléctrico (S2) es la complementariedad con las protecciones integradas en las fuentes de alimentación conmutadas seleccionadas (MEAN WELL LRS-600-48 para los motores y LRS-50-5 para la electrónica de control). Estas fuentes no solo cumplen con los requisitos de tensión y corriente, sino que también incorporan mecanismos de seguridad internos que complementan la robustez general del sistema.

Las fuentes de la serie LRS de MEAN WELL están equipadas con las siguientes protecciones:

- **Protección contra Cortocircuito (SCP):** En caso de un cortocircuito en la salida, la fuente limita automáticamente la corriente o se apaga, previniendo daños a la propia fuente y a los dispositivos conectados.



- **Protección contra Sobrecarga (OLP):** Si la carga conectada excede la capacidad máxima de la fuente, esta reduce su potencia de salida o se apaga para evitar un sobre-esfuerzo, protegiéndola de daños por exceso de consumo prolongado.
- **Protección contra Sobretensión (OVP):** Si por alguna razón la tensión de salida de la fuente excede un límite seguro, la fuente se desactiva para proteger los componentes sensibles aguas abajo de posibles daños por sobretensión.
- **Protección contra Sobretemperatura (OTP):** Si la temperatura interna de la fuente excede los límites operativos seguros, se desactiva para prevenir daños térmicos, prolongando su vida útil y manteniendo la seguridad.

Estas protecciones integradas en las fuentes MEAN WELL actúan como un respaldo a los módulos de protección externa M1 y M2. Por ejemplo, mientras el M1 (fusible) protege la entrada general de la red contra sobrecorrientes severas, la OLP de la fuente protege su propia salida y la carga conectada de sobrecargas específicas. De manera similar, la OVP de la fuente complementa la protección del M2 (TVS) contra sobretensiones transitorias y prolongadas. Esta redundancia y complementariedad son fundamentales para un diseño de seguridad eléctrica robusto y confiable.

Flujo de energía y seguridad

1. La energía eléctrica proveniente de la red pasa por el fusible.
2. La salida protegida alimenta la fuente conmutada que energiza los drivers de los motores (NEMA 23 y 34).
3. En paralelo, una segunda fuente de 5 V es utilizada para alimentar a la Raspberry Pi 4, pantalla táctil, sensor VL5310X, relevador y botón de paro de emergencia (M5).
4. Antes de ingresar a los dispositivos de control, la salida de 5 V pasa por el diodo TVS (M2).

1.3. S3. Sistema de seguridad mecánico

El sistema de seguridad mecánico (S3) se compone de dos módulos: el módulo de topes mecánicos (M4) y el módulo de sujeción y ajuste (M5). Este sistema es de mucha importancia ya que su función principal es proteger al paciente de movimientos que sobrepasen los límites establecidos, en caso de que falle el control o la programación del sistema, o que ocurra algún problema con los movimientos que ejecuten los mecanismos de flexión-extensión y abducción-aducción. De igual manera asegura que la pierna del paciente se encuentre correctamente posicionada y no se mueva durante las sesiones de rehabilitación para que el paciente este cómodo.

1.3.0.1. M3. Módulo de topes mecánicos

Este módulo es el encargado de limitar físicamente el movimiento de los mecanismos de flexión-extensión y abducción-aducción mediante topes mecánicos implementados en la estructura de la ortesis y en la estructura de la cama, evitando que el paciente tenga alguna molestia o sufra una lesión cuando falle el control del sistema general o cuando se presente alguna falla en la programación que cause que la pierna del paciente se vaya a flexionar o extender más allá de los límites definidos.

Topes mecanismo de flexión-extensión

Cuando ocurre el movimiento de flexión de coxofemoral y rodilla la pierna adopta una posición como la mostrada en la Fig. 1.28, y el ángulo que se forma entre la base del mecanismo y la parte inferior del muslo no debe sobrepasar el valor máximo definido por el fisioterapeuta porque esto afectará al paciente. El ángulo máximo se podrá ajustar entre 0° y 50° aproximadamente y al momento de llegar al valor establecido el mecanismo se va a detener gracias al tope que se encuentra atravesado de un lado a otro, el cual se podrá desplazar a lo largo de la estructura para definir el ángulo deseado y se fija mediante unos tornillos de sujeción. Cuando la pierna se extienda del otro lado también se encuentra un tope que atraviesa la estructura



de un lado a otro y este no va a permitir que la pierna se extienda más de lo establecido, y también este tope mecánico se puede mover a lo largo de la estructura para poder definir el límite de acuerdo con las características de cada paciente.

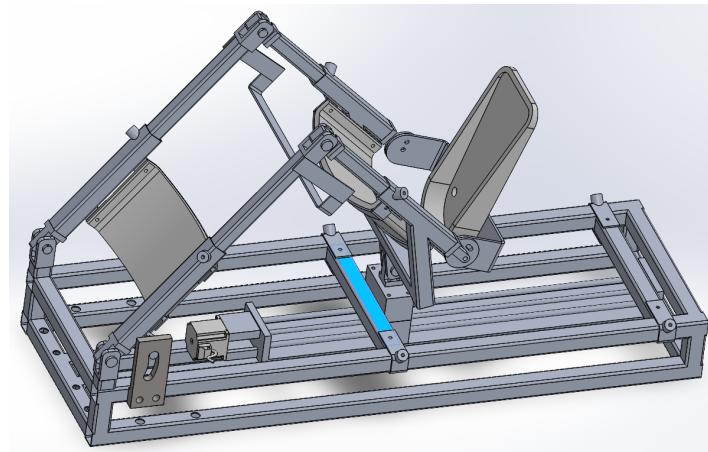


Figura 1.28: Posición donde el mecanismo toca el tope mécanico al hacer flexión de coxofemoral.

Aplicación de fuerzas y resultado de tensiones, desplazamientos y factor de seguridad

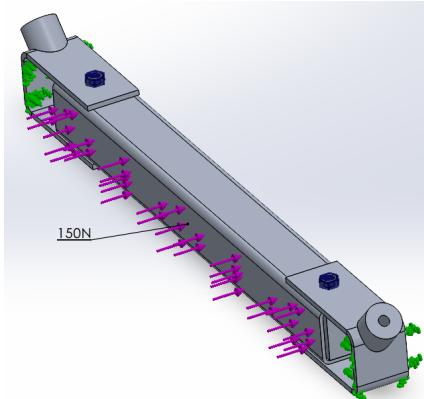
Para verificar que los topes se diseñaron correctamente se realizó un análisis estático en SolidWorks y se aplicó una carga de 150N sobre la cara mostrada en la Fig. 1.29a, esta carga tiene esa magnitud porque se contempló que la pierna del paciente pesa 23Kg y el tope además de soportar ese peso debe soportar el peso de la estructura que es de 7Kg aproximadamente, lo cual da un total de 30Kg que se van a distribuir en 2 puntos (15Kg cada uno), el primero está en las uniones de los tubos del lado izquierdo y el segundo sobre el tope.

Al ejecutar el análisis estático arrojó una tensión máxima de 110MPa y el límite elástico del material utilizado es de 275MPa un poco más del doble, lo que indica que el tope es capaz soportar la carga aplicada y no va a ceder [Fig. 1.29b].

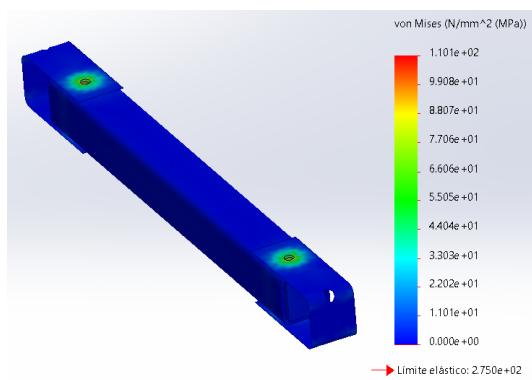
El desplazamiento máximo es de 0.02mm y se encuentra en el centro del tope, este valor es muy pequeño y no afectará la geometría de la estructura, por lo tanto, el resultado es adecuado

para este tope [Fig. 1.29c].

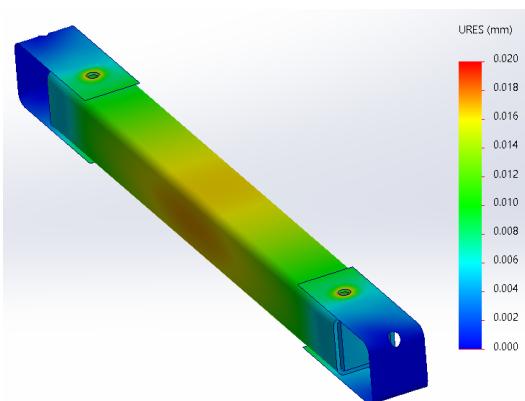
El tope mecánico tiene un factor de seguridad de 2.5, lo que proporciona seguridad al paciente y nos asegura de que puede soportar un poco más del doble de la carga aplicada y no va a fallar [Fig. 1.29d].



(a) Aplicación de fuerzas para estudio de tope mecánico.



(b) Resultado del estudio de tensiones.



(c) Resultado del estudio de desplazamientos. (d) Resultado del estudio de factor de seguridad.

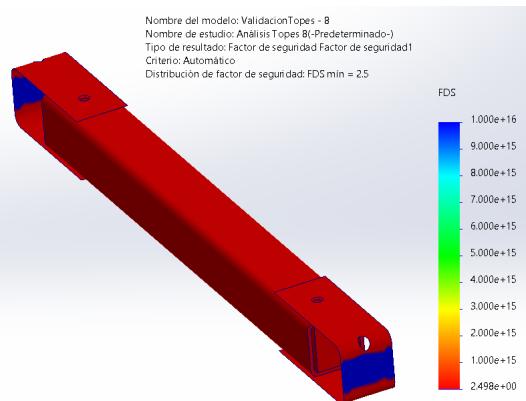


Figura 1.29: Resultados de un estudio de tensiones, desplazamientos, y factor seguridad en SolidWorks de acuerdo a las fuerzas de la Fig. 1.29a

Además de los topes diseñados para definir la flexión y extensión máxima de acuerdo con



las características de cada paciente, se diseñó otro tope para que la flexión máxima permitida en la ortesis sea de 50° aproximadamente y la extensión máxima sea muy cercana a los 0° sin importar el tamaño de la pierna del paciente que vaya a utilizar la ortesis. En la Fig. 1.30 se puede observar que este tope es una pequeña placa con una ranura sobre la cual sobresale un perno, y al momento de llegar a los límites establecidos, este tope no permitirá sobrepasarlos.

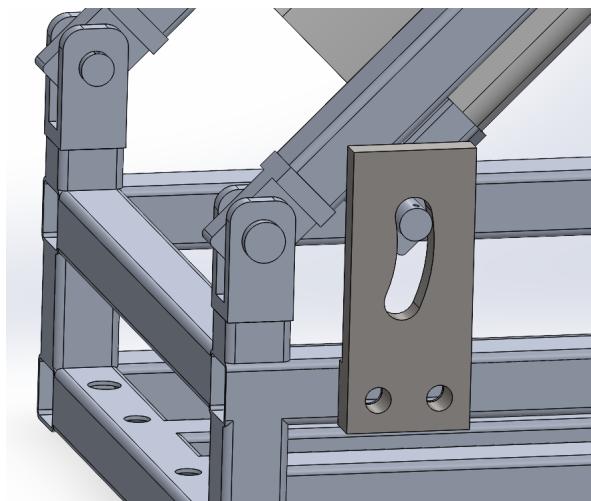


Figura 1.30: Ensamble de tope mecánico para flexión y extensión máximas

El tope mecánico mencionado anteriormente se podrá montar y desmontar gracias a unos tornillos de fijación, idealmente, este tope deberá estar montado en todo momento sobre la ortesis pero en dado caso de que el fisioterapeuta lo requiera se podrá retirar fácilmente. Para verificar que el tope sea seguro se implementó un análisis estático y los resultados obtenidos podemos observarlos en las Figs. 1.31a, 1.31b y 1.31c, los cuales fueron los siguientes: Al aplicarle una carga de 150N como en el tope que atraviesa la estructura, se presenta una tensión máxima de 40.5MPa y el límite elástico se encuentra arriba de los 200MPa, también se presenta un desplazamiento máximo de 0.018mm y un factor de seguridad de 5.1, de tal manera que al analizar los resultados obtenidos comprobamos que este tope es capaz de soportar la carga aplicada y no va a fallar, lo que representa seguridad para el paciente.

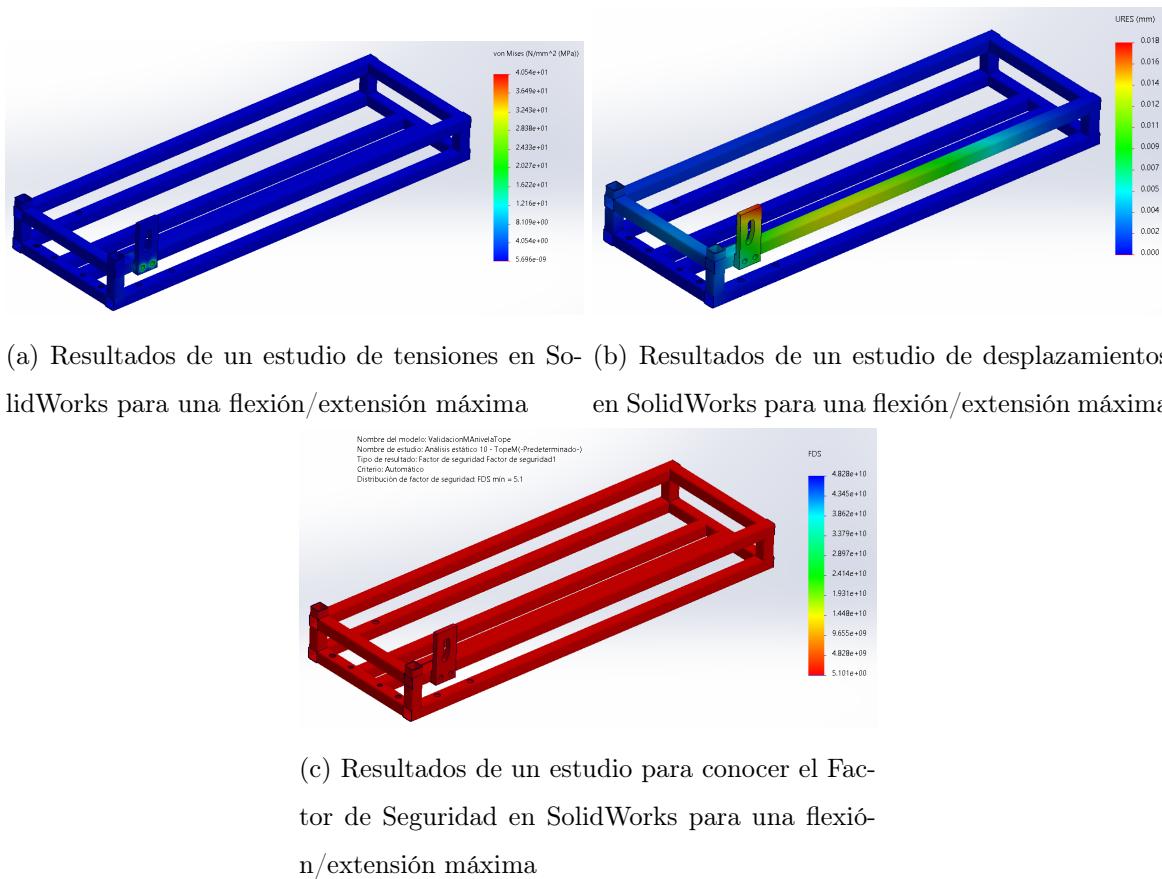


Figura 1.31: Resultados de estudios en SolidWorks para el tope de flexión/extensión máxima

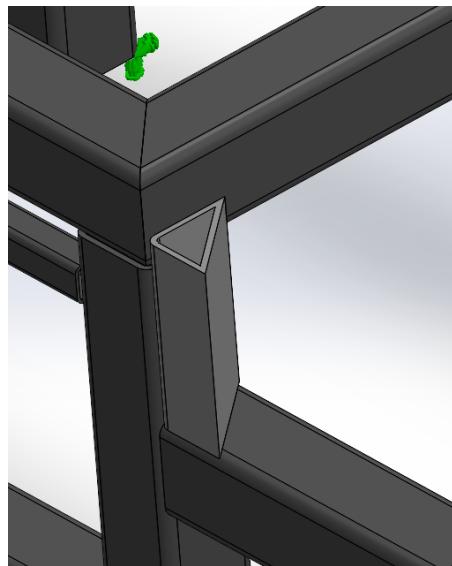
Topes mecanismo de abducción-aducción

El mecanismo de abducción-aducción requiere que el paciente no pueda hacer un movimiento de abducción con un ángulo mayor a 50° , de tal manera que se necesita colocar un tope mecánico para evitar que el paciente sufra algún daño si llega a fallar el control del sistema. En la Fig. 1.32a se observa la forma del tope y la posición en donde se coloca, y en la Fig. 1.32b se muestra que para verificar la seguridad de este tope se realizó un análisis estático en donde se aplicó una carga de 8 N sobre la cara larga del tope.

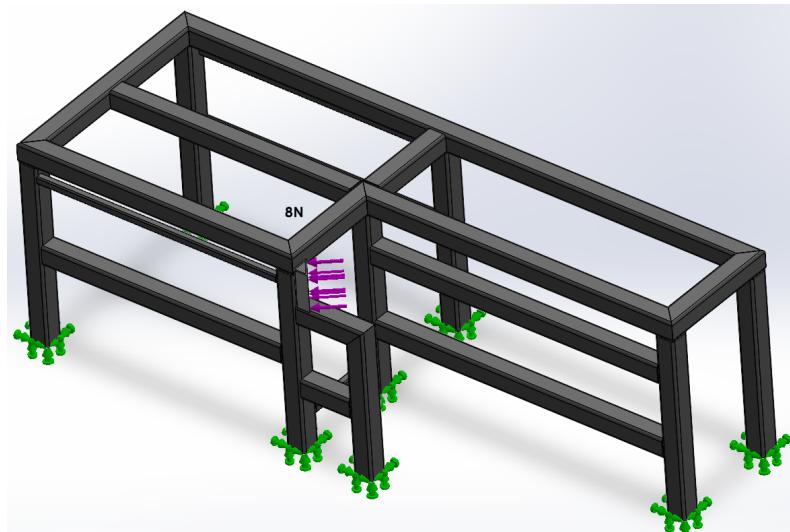
Los resultados obtenidos muestran que existe una tensión máxima de 0.09364 MPa y el límite elástico es de 300 MPa aproximadamente, de igual forma se identifica un desplazamiento



máximo de 4.349E-4 mm y un factor de seguridad de 3.2E3, por lo tanto, la implementación de este tope es aceptable y no va a fallar [Fig. 1.33a, Fig. 1.33b, Fig. 1.33c].

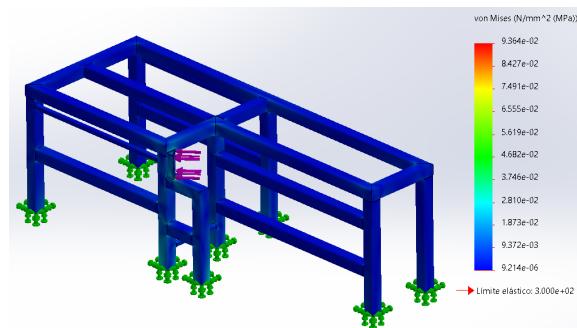


(a) Ensamble de tope mecánico para abducción y aducción

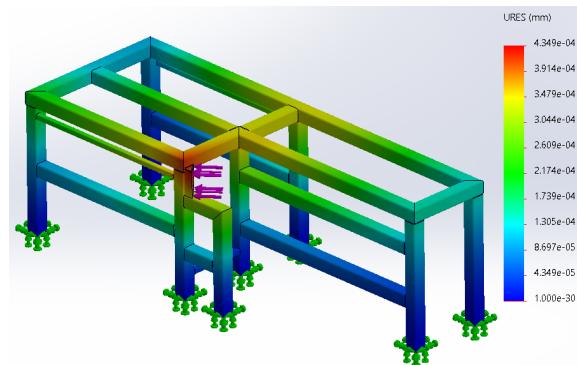


(b) Aplicación de fuerzas sobre el tope mecánico para un análisis

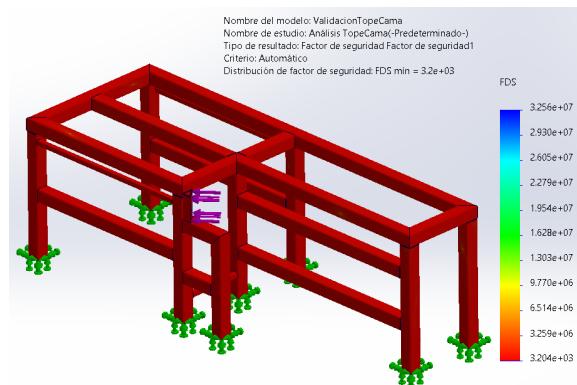
Figura 1.32: Ensamble de tope mecánico sobre estructura de la cama



(a) Resultados de estudio de tensiones en SolidWorks para el tope de abducción y aducción



(b) Resultados de estudio de desplazamientos en SolidWorks para el tope de abducción y aducción.



(c) Resultados de estudio para conocer el Factor de Seguridad en SolidWorks para el tope de abducción y aducción.

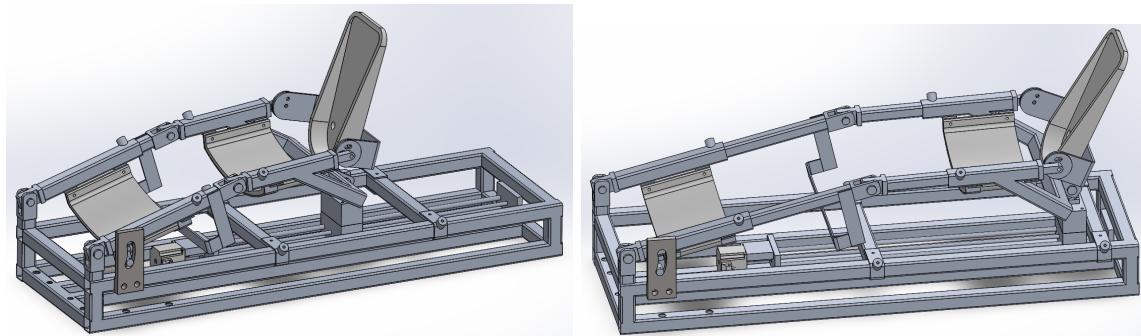
Figura 1.33: Resultados de estudios en SolidWorks para el tope de abducción y aducción



1.3.0.2. M4. Módulo de sujeción y ajuste

Este módulo se encarga de mantener la pierna sujetada firmemente a la ortesis para que no se desvíe o haga movimientos no deseados, además se encarga de que la ortesis se pueda adaptar a la pierna del paciente para garantizar comodidad.

Para implementar el ajuste a diferentes tamaños de pierna se utilizaron tubos telescopicos en la parte del fémur y de la tibia, en la Fig. 1.34a podemos observar la ortesis con las medidas mínimas que tiene, y en la Fig. 1.34b se observa la ortesis con las medidas máximas. El tamaño de los tubos para el fémur y el tamaño de los tubos para la tibia una vez ajustados al tamaño de la pierna del paciente se fijan mediante 4 tornillos uno en cada tubo y de esta manera mantenemos la estructura rígida para que los movimientos se realicen correctamente.



(a) Configuración mínima de los tubos telescopicos. (b) Configuración máxima de los tubos telescopicos.

Figura 1.34: Configuraciones de los tubos telescopicos para el ensamble.

Por otro lado, para sujetar la pierna del paciente a la ortesis se usarán cintas de velcro que se colocarán alrededor de los soportes para el fémur y para la tibia y abrazarán la pierna de la persona, estas cintas no van unidas a la ortesis y se colocan en el momento de la sesión de rehabilitación, en la Fig. 1.35a observamos los tipos de cintas que se planean utilizar.

De igual manera para sujetar el pie del paciente se va a colocar otra cinta que será más pequeña, pero también será de velcro como la que se observa en la Fig. 1.35b.



(a) Cinta que envolverán los sopor- (b) Cinta que envolverán las pier-
tes.

Figura 1.35: Cintas de velcro para sujeción de piernas.

Para brindar una mayor comodidad al momento de sujetar la pierna del paciente, entre el soporte de PVC y la pierna se colocará un pequeño colchón como el que se observa en la Fig. 1.36, este tipo de colchones se pueden recortar y ajustar a la medida del soporte y con diferentes tamaños de grosor, en este caso se usarán colchones de 2cm de grosor aproximadamente, esto permitirá que el paciente no rebose su pierna directamente sobre el soporte de PVC y de esta manera las sesiones de rehabilitación serán más cómodas.



Figura 1.36: Colchón propuesto para comodidad del paciente.



1.3.1. S4. Sistema de energía

Para diseñar el sistema de energía se tomó en consideración todos los dispositivos y componentes que consumen energía eléctrica dentro de cada componente, se consideraron sus especificaciones técnicas, para considerar su etapa de potencia y acondicionamiento de energía. Además, con base en la distribución de energía eléctrica se establece la mejor posición para posicionar y hacer efectivo un paro de emergencia.

1.3.1.1. M5. Módulo de paro de emergencia

El módulo de paro de emergencia permite la desconexión inmediata de la alimentación en caso de una situación de riesgo para el paciente o el equipo. Con base en nuestro concepto solución se propone para este módulo el uso de un botón normalmente cerrado (NC), que al ser presionado interrumpe el paso de corriente hacia la bobina de un relevador de seguridad, deteniendo el funcionamiento del sistema.

El módulo de paro debe cumplir las siguientes funciones:

- Interrumpir inmediatamente la energía de potencia a los actuadores del sistema (S5) ante una pulsación del botón.
- Retener el estado de paro hasta que se realice un rearne manual seguro.
- Emitir una señal de diagnóstico al sistema de control (S7) para el registro del evento.

Para obtener la conmutación del sistema de energía a apagado se propone el uso de un relevador posicionado entre la fuente de tensión y los actuadores. En la Fig. 1.37 se muestra el esquema de conexión para posición del módulo de paro de emergencia. La elección de un botón normalmente cerrado está relacionado con las normas ISO 13850:2015 e IEC 60204-1:2018, las cuales indican que el botón de paro de emergencia debe actuar por apertura de contacto (NC), y su activación debe cortar la energía de manera directa [34].

El botón normalmente cerrado que se propone cuenta con una base amarilla y el botón rojo, lo cual permite su fácil identificación en el sistema al maximizar el contraste entre los colores,

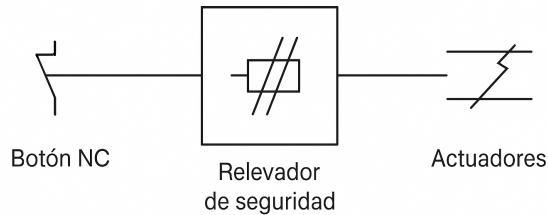


Figura 1.37: Diagrama de conexión para el módulo de paro de emergencia (M5).

además de contar con un mecanismo de liberación que requiera un giro para ser liberado, y debido a que se trata de un botón, el paro de emergencia requeriría de un solo movimiento humano para poder activarlo. Esta selección se fundamenta en la norma ISO 13850:2015, la cual establece los principios y requisitos funcionales para el diseño y la implementación de la función de parada de emergencia en mecanismos, sin importar el tipo de energía utilizada [36]. En la Fig. 1.38 se muestra el paro de emergencia propuesto.

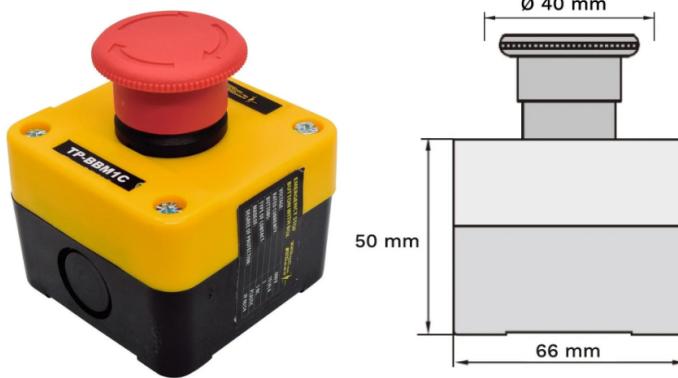
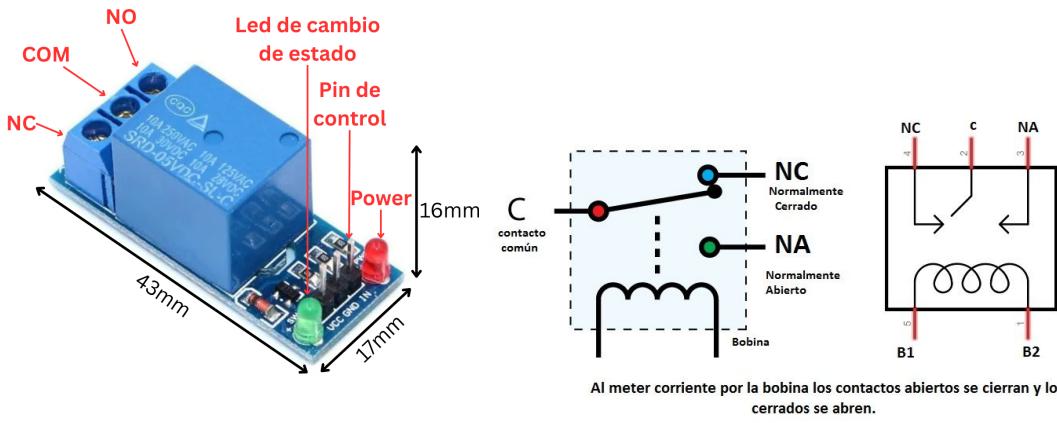


Figura 1.38: Boton Paro De Emergencia Con caja empotrable NC Modelo TP-BBM1C. En la imagen izquierda se muestran los colores del botón, mientras que en la imagen derecha se tienen las dimensiones del mismo.

Sobre el relevador de seguridad se propone el módulo relé relevador de 1 canal a 5V y 10A, el cual se observa en la Fig. 1.39. Para proyectos de electrónica y automatización que requieren la gestión de cargas de alta potencia con un control de bajo voltaje, el módulo relé de 1 canal a 5V



es una opción eficaz. Este dispositivo electromagnético opera como un interruptor accionado eléctricamente, donde una bobina crea un campo magnético para manipular los contactos, facilitando la conmutación de circuitos eléctricos distintos.



(a) Partes del módulo y dimensiones.

(b) Diagrama del relevador.

Figura 1.39: Módulo relé-relevador de 1 canal a 5V y 10A.

El componente elegido tiene dentro de sus ventajas se distingue por su compatibilidad con una amplia gama de microcontroladores y sistemas electrónicos, lo que simplifica su implementación en diversos proyectos. Ofrece una alta capacidad de conmutación, siendo capaz de manejar dispositivos con consumos de hasta 10 amperios y voltajes de hasta 250 voltios de corriente alterna. Para su supervisión incorpora un indicador visual LED que permite identificar el estado operativo del relé.

1.3.1.2. M6. Módulo de etapa de potencia

El módulo de etapa de potencia tiene como función principal suministrar la energía necesaria para el funcionamiento de los actuadores principales del sistema, que en este caso están conformados por dos motores paso a paso: un motor NEMA 34 y un motor NEMA 23. Ambos motores requieren un control, por lo que se emplean drivers específicos para cada uno, el

modelo HSS86 para el NEMA 34 y el HSS57 para el NEMA 23⁴.

Para alimentar esta etapa se contempla el uso de una fuente conmutada, la cual ofrece ventajas como mayor eficiencia energética, menor peso y menor tamaño en comparación con fuentes lineales. La fuente deberá ser capaz de entregar una tensión y corriente adecuadas para ambos motores. En este caso, considerando las especificaciones de los drivers y la demanda de corriente pico de hasta 8A, se recomienda seleccionar una fuente conmutada de al menos 48V y 10A (480W), con margen de seguridad del 20 % para evitar sobrecargas y garantizar un funcionamiento continuo y confiable.

Es importante que esta fuente cuente con protección contra sobrecorriente, sobrevoltaje y sobrecalentamiento. Se sugiere también que incluya una buena regulación de voltaje y bajo rizado para evitar interferencias en la operación de los drivers.

- **Motor NEMA 34** – Alimentado a través del driver HSS86.
- **Motor NEMA 23** – Alimentado mediante el driver HSS57.
- **Fuente conmutada** – 48V, mínimo 10A, con protecciones integradas.

El diseño del cableado de esta etapa debe considerar calibres adecuados de conductores, conectores robustos, disipación térmica suficiente para los drivers, y la correcta separación de líneas de potencia y señal para evitar acoplamientos indeseados.

Para cumplir con estos requerimientos se propone el uso de la fuente conmutada comercial LRS-600-48 [Fig. 1.40].

La fuente de alimentación MEAN WELL LRS-600-48 está diseñada para proporcionar una salida de 48 VDC. Esta tensión se encuentra dentro del rango de operación recomendado para ambos drivers (24-80 VDC para el HSS86 y 20-50 VDC para el HSS57). Utilizar una tensión cercana al límite superior del rango de operación del driver HSS57 (50 VDC) y bien dentro del rango del HSS86 (80 VDC) permite que los motores operen con el par y la velocidad máximos

⁴La selección de estos motores y drivers se detalla en la sección S5. Sistema de movimiento y S7. Sistema de control.



Figura 1.40: Fuente conmutada MEAN WELL LRS-600-48. Las dimensiones de la fuente se encuentran en el anexo , Fig. 7.

posibles, aprovechando sus capacidades sin exceder las especificaciones de los drivers.

En la Fig. 1.41 se presenta el diagrama de bloques de la fuente MEAN WELL LRS-600-48.

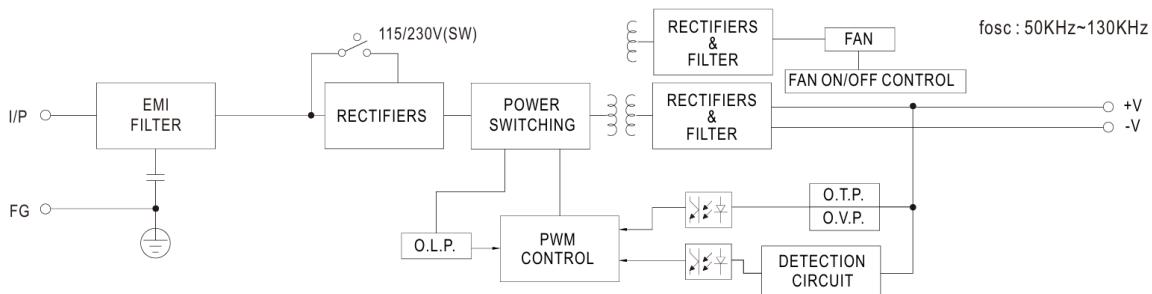


Figura 1.41: Diagrama de bloques de fuente MEAN WELL LRS-600-48.

Sobre la corriente, este es un factor importante, para asegurar que los motores reciban la potencia necesaria para funcionar correctamente, especialmente bajo carga o durante arranques.

- El driver HSS86 (para NEMA 34) puede requerir una corriente pico de hasta 8 A.
- El driver HSS57 (para NEMA 23) puede requerir una corriente pico de hasta 5 A.

Considerando las necesidades de corriente máxima de ambos drivers, la corriente combinada requerida sería de:

$$8 \text{ A} + 5 \text{ A} = 13 \text{ A}$$

La fuente MEAN WELL LRS-600-48 posee una corriente nominal de salida de 12.5 A. Aunque la suma directa de las corrientes pico de los drivers (13A) es ligeramente superior a la corriente nominal de la fuente (12.5A), es fundamental considerar el comportamiento real de los motores y drivers, y es que, con base en la programación detallada en la sección S6. Sistema de comunicación Humano–Máquina, ambos motores no van a operar simultáneamente, por lo que la demanda máxima de corriente de la fuente estará dictada por el driver HSS86, con un pico de hasta 8 A. La fuente MEAN WELL LRS-600-48 provee una corriente nominal de salida de 12.5 A. Al comparar esta capacidad con el requisito máximo de 8 A (para el HSS86), se obtiene que la fuente LRS-600-48 posee un amplio margen de corriente disponible, incluso aplicando un margen de seguridad del 20 % sobre el consumo pico del driver más grande:

$$8 \text{ A} \times 1.20 = 9.6 \text{ A}$$

La fuente de 12.5 A tiene una margen significativo de aproximadamente 2.9 A, lo que asegura mayor fiabilidad bajo las condiciones operativas más demandantes del motor individual. Este margen es importante para absorber picos de corriente transitorios durante el arranque o cambios rápidos de dirección del motor sin provocar caídas de tensión que puedan afectar la estabilidad del sistema durante la ejecución de los movimientos.

1.3.1.3. M7. Módulo de acondicionamiento de energía

El módulo de acondicionamiento de energía se encarga de proporcionar una distribución adecuada y segura de las distintas tensiones requeridas por los componentes electrónicos y de control del sistema. A diferencia del módulo de etapa de potencia, este módulo opera con cargas de baja corriente y requiere tensiones estabilizadas y con bajo nivel de ruido.

El sistema cuenta con una Raspberry Pi 4 como unidad de procesamiento central, la cual requiere una alimentación estable de 5 V y al menos 3 A a través de conector USB-C.



Adicionalmente, se alimentan dispositivos como una pantalla táctil Waveshare de 7 pulgadas, que también opera a 5 V, así como el sensor óptico VL5310X y un módulo relé de 1 canal de 5 V y 10 A, junto con su respectivo botón de paro de emergencia normalmente cerrado:

- Raspberry Pi 4: 5 V / 3 A.
- Pantalla Táctil Waveshare de 7": 5 V (consumo típico <1 A).
- Sensor Óptico VL5310X: 5 V (bajo consumo en mA).
- Módulo Relé de 1 Canal: 5 V (la bobina consume mA, el 10 A es para los contactos).
- Botón de Paro de Emergencia: No requiere alimentación activa.

Para cubrir estos requerimientos, se propone utilizar una segunda fuente conmutada independiente de 5V y al menos 5A, preferentemente con salidas múltiples o borneras de fácil conexión. Esta fuente será la encargada de alimentar el microcontrolador, sensores, la interfaz HMI y los elementos de seguridad de baja potencia. Para satisfacer estos requerimientos se propone el uso de la fuente conmutada comercial MEAN WELL LRS-50-5 [Fig. 1.42].



Figura 1.42: Fuente conmutada MEAN WELL LRS-50-5. Las dimensiones de la fuente se encuentran en el anexo , Fig. 9.

La fuente MEAN WELL LRS-50-5 está diseñada para proporcionar una salida estable y regulada de 5 VDC, eliminando la necesidad de reguladores de voltaje adicionales para cada

componente. Esto simplifica el diseño, reduce la complejidad del circuito y mejora la fiabilidad general. En la Fig. 1.43 se presenta el diagrama de bloques de la fuente MEAN WELL LRS-50-5.

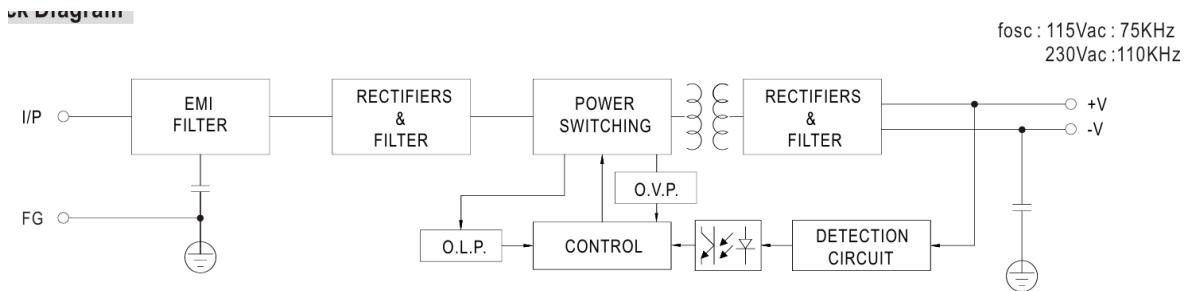


Figura 1.43: Diagrama de bloques de fuente MEAN WELL LRS-50-5.

El requerimiento definido de corriente para el módulo es de un mínimo de 5 A. La fuente MEAN WELL LRS-50-5 tiene una capacidad nominal de salida de 10 A. Esta capacidad de 10 A es el doble del requisito mínimo de 5 A y proporciona un margen de seguridad extremadamente alto para el sistema, lo cual también permite que se puedan integrar futuros componentes o funcionalidades que puedan aumentar el consumo sin necesidad de reemplazar la fuente de alimentación.

Otra de las ventajas de usar esta fuente es que, aunque las fuentes conmutadas generan cierto nivel de ruido inherente, los diseños de MEAN WELL están optimizados para minimizarlo. La hoja de datos del LRS-50-5 especifica un rizado y ruido de 80mVp-p para la salida de 5V.

1.3.2. S5. Sistema de movimiento

Dentro del sistema de movimiento se contemplan motores como los principales actuadores encargados de mover a las estructuras, y en este caso específico, a la estructura que soporta a la región inferior derecha. Se tienen dos módulos, el primero correspondiente a un movimiento lineal y el segundo a un movimiento rotativo.

Y para la implementación de estos motores, se ha optado por utilizar motores paso a paso



controlados por drivers. Esta elección se fundamenta en las características de este tipo de actuadores que se ajustan de manera óptima a requisitos de precisión, control y fiabilidad del sistema de movimiento donde sus ventajas son claras para esta aplicación específica. Los motores paso a paso, por su principio de funcionamiento basado en pasos discretos, ofrecen una precisión inherente en el control de posición, y al enviar un número determinado de pulsos al driver, se logra un desplazamiento angular aún más preciso del eje del motor. Esta característica es fundamental para ejecutar las rutinas de rehabilitación con exactitud, pero sobre todo seguridad.

Además de la precisión, los motores paso a paso permiten un control directo y sencillo de la velocidad al variar la frecuencia de los pulsos. Esto facilita la implementación de una velocidad controlada para el seguimiento de trayectoria, asegurando que los movimientos terapéuticos se realicen a un ritmo adecuado y seguro para el paciente. En comparación con otros tipos de actuadores como los servomotores tradicionales o los motores DC, la combinación de motores paso a paso con drivers ofrece un balance adecuado de precisión, control de posición fiable y parámetros de control explícitos, lo que facilita su integración en el sistema de control general.

Por estas razones, la elección de motores paso a paso con drivers híbridos servo se considera la solución más apropiada para cumplir con los requisitos del sistema de movimiento de la ortesis robótica. La elección específica de los motores y los drivers se detallaran en su módulo.

1.3.2.1. M8. Módulo de actuador lineal

Este actuador será el encargado de realizar el movimiento de flexión y extensión de la pierna.

Para seleccionar el tipo de motor adecuado se evaluaron dos alternativas: motor con tornillo sin fin y motor de vástago. En la tabla 1.44 se presenta la matriz de selección subjetiva, donde se analizaron criterios como carga, estabilidad, durabilidad, adaptabilidad, montaje y otros factores técnicos y prácticos.

La tabla 1.45 muestra la matriz binaria, con la que se jerarquizaron los criterios anteriores, destacando la carga, el espacio y la adaptabilidad como los más relevantes para la elección.

Tabla 1.44: Matriz de selección subjetiva para los motores.

Criterios	Conceptos	
	Tornillo sin fin	Vástago
A Carga	Excelente	Bueno
B Estabilidad	Excelente	Bueno
C Longitud de Carrera	Bueno	Bueno
D Durabilidad	Excelente	Excelente
E Espacio	Bueno	Malo
F Costo	Regular	Bueno
G Nivel de Ruido	Bueno	Bueno
H Mantenimiento	Regular	Bueno
I Montaje	Bueno	Malo
J Estetica	Bueno	Bueno
K Adaptabilidad	Bueno	Malo

Tabla 1.45: Matriz binaria para los motores.

Criterios	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	Total	Rango
A Carga	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	9	1
B Estabilidad	0	0	1	0	1	1	1	0	1	0	0	5	6
C Longitud de Carrera	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	7	4
D Durabilidad	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	3	7
E Espacio	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	9	1
F Costo	0	0	1	0	0	1	1	0	0	0	0	3	7
G Nivel de Ruido	0	0	0	1	0	0	0	1	0	1	0	3	7
H Mantenimiento	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	10
I Montaje	0	1	0	1	0	1	1	1	1	0	0	6	5
J Estetica	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	1	10
K Adaptabilidad	0	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	8	3



Finalmente, en la tabla 1.46 se observa que el motor con tornillo sin fin obtuvo la mayor puntuación ponderada, por lo que fue seleccionado como la opción más conveniente para el sistema.

Tabla 1.46: Matriz de ponderación para los motores.

Criterios		Total	Ponderación	Tornillo sin fin	Vástago
A	Carga	9	0.164	5	4
E	Espacio	9	0.164	4	2
K	Adaptabilidad	8	0.145	4	2
C	Longitud de Carrera	7	0.127	4	4
I	Montaje	6	0.109	4	2
B	Estabilidad	5	0.091	5	4
D	Durabilidad	3	0.055	5	5
F	Costo	3	0.055	3	4
G	Nivel de Ruido	3	0.055	4	4
H	Mantenimiento	1	0.018	3	4
J	Estetica	1	0.018	4	4
				4.24	3.22

Para el actuador lineal se escogió el concepto de tornillo sin fin, a este actuador se busca acoplar un par de rieles que disminuyan la fricción y la torsión necesaria para el movimiento. Por lo que se eligió el uso de un motor a pasos Nema 23, y a partir de esto podemos seleccionar el modelo específico del driver a utilizar.

Especificamente, para un modelo Nema 23, el driver a utilizar será el servocontrolador paso a paso híbrido bifásico **HSS57**, como se muestra en la Fig. 1.44.

El uso de drivers *Hybrid Stepper Servo* (HSS) potencia aún más las ventajas de los motores paso a paso, estos incorporan un encoder en el motor, lo que les permite operar en un modo de lazo cerrado.



Figura 1.44: Driver HSS57. La información del driver se encuentra en el anexo 10

A diferencia de los drivers de lazo abierto, los drivers HSS verifican continuamente la posición real del motor y corrigen cualquier desviación, eliminando la posibilidad de pérdida de pasos y asegurando que el motor alcance la posición comandada incluso bajo cargas variables o perturbaciones.

Esta funcionalidad de lazo cerrado proporcionada por el driver incrementa significativamente la fiabilidad y robustez del sistema de movimiento, importante porque la seguridad del paciente es primordial.

Para el driver HSS57, podemos encontrar sus especificaciones en la tabla 1.47

Tabla 1.47: Especificaciones del driver HSS57

Característica	Especificación
Voltaje de Operación	DC 24 - 50 V
Corriente máxima	Pico de 6 A
Motor compatible	57HSE
Corriente de entrada lógica	7 - 20 mA

Y las medidas del driver se muestran en la Fig.1.45.

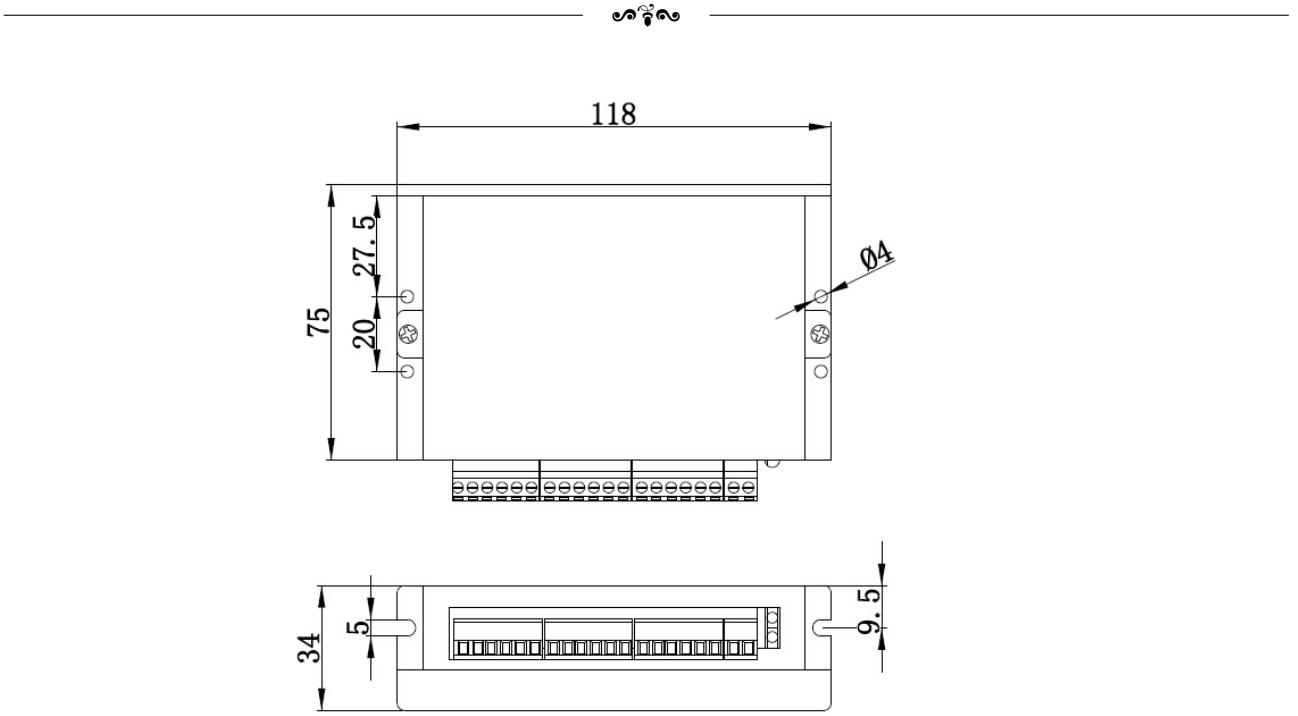


Figura 1.45: Medidas de driver HSS57 (Cotas en mm).

Este driver cuenta con un puerto de control de señales digitales que permite su control. Este puerto es fundamental para recibir los comandos necesarios que dictan el movimiento del motor. Los pines de entrada principales de este puerto son:

- **PUL+ / PUL-** (**Pulse Input**): Pines de entrada para la señal de pulsos. Cada pulso recibido por el driver hace avanzar al motor un micropaso. La frecuencia de estos pulsos determina la velocidad de rotación del motor y, consecuentemente, la velocidad del movimiento lineal o angular de los actuadores.
- **DIR+ / DIR-** (**Direction Input**): Pines de entrada para la señal de dirección. El estado lógico de esta señal define el sentido de rotación del motor (horario o anti-horario).
- **ENA+ / ENA-** (**Enable Input**): Pines de entrada para la señal de habilitación. Esta señal permite activar o desactivar el driver y el motor. Cuando el driver está deshabilitado, el motor queda sin una torsión de retención.

El puerto de control también incluye pines de salida PEND y ALM que proporcionan retroalimentación de estado al microcontrolador, como la finalización de una posición (PEND) o la detección de una alarma o error en el driver (ALM).

Adicionalmente, los drivers HSS incorporan interruptores DIP-Switch que permiten configurar los parámetros con los que trabajará el driver directamente en el hardware. Entre las configuraciones que se ajustan mediante estos switches se encuentra la opción de seleccionar el número de pulsos por revolución (PPR) que el driver interpreta como una revolución completa del motor. La tabla 1.48 ilustra las diferentes combinaciones de estos switches que corresponden a distintos valores de PPR. Otros interruptores DIP permiten configurar el sentido de rotación por defecto y seleccionar el tipo de motor, aunque en este caso específico el driver solo es compatible con el modelo 57HSE, adaptando el driver a las características específicas del motor paso a paso al que está conectado.



Figura 1.46: Motor modelo 57HSE.

Finalmente, a partir de la tabla de especificaciones del driver, podemos elegir el modelo específico del motor con el cual tendremos una óptima respuesta en la combinación entre driver y motor a pasos. Por lo que el modelo de motor a utilizar será el **57HSE**, como se muestra en la Fig. 1.46. Para este motor, podemos encontrar sus especificaciones en la tabla 1.49. De igual manera, tenemos las medidas del motor, como se muestra en la Fig. 1.47.



Tabla 1.48: Configuración de pulsos por revolución del driver mediante DIP Switch

Pulsos por revolución	SW3	SW4	SW5	SW6
Default (400)	ON	ON	ON	ON
800	OFF	ON	ON	ON
1600	ON	OFF	ON	ON
3200	OFF	OFF	ON	ON
6400	ON	ON	OFF	ON
12800	OFF	ON	OFF	ON
25600	ON	OFF	OFF	ON
51200	OFF	OFF	OFF	ON
1000	ON	ON	ON	OFF
2000	OFF	ON	ON	OFF
4000	ON	OFF	ON	OFF
5000	OFF	OFF	ON	OFF
8000	ON	ON	OFF	OFF
10000	OFF	ON	OFF	OFF
20000	ON	OFF	OFF	OFF
40000	OFF	OFF	OFF	OFF

Tabla 1.49: Especificaciones del motor paso a paso modelo 57HSE

Característica	Especificación
Modelo	57HSE2N-D25
No. de Fases	2
Ángulo de Paso	1.8°
Corriente	4.2 A
Torque de Retención	2.0 N.m
Resolución del Encoder	1000 PPR
Peso	1.15 kg

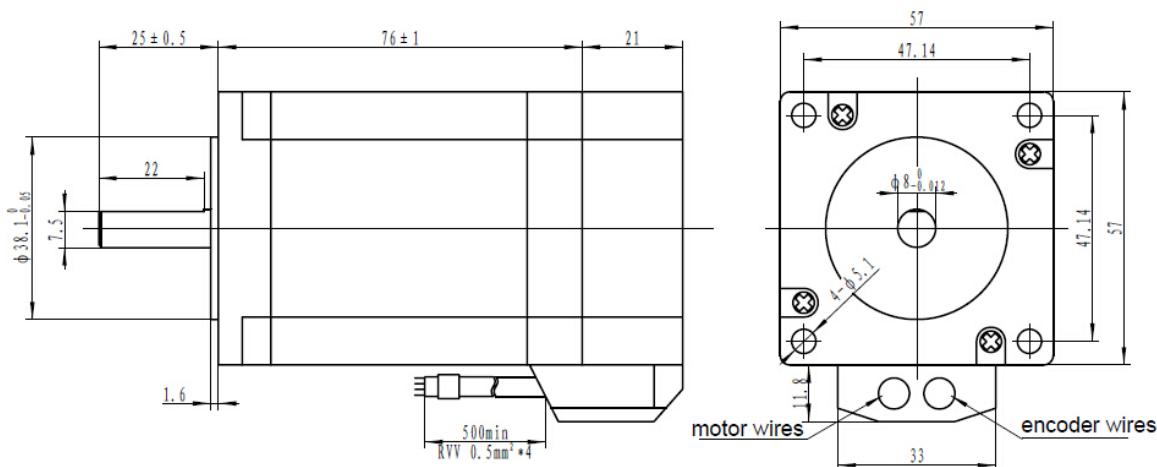


Figura 1.47: Medidas de motor 57HSE (Cotas en mm).



1.3.2.2. M9. Módulo de actuador rotativo

Este actuador será el encargado de realizar el movimiento de abducción y aducción de la pierna.

Por su parte, el actuador rotativo no fue llevado a matrices de selección debido a que, por las características del proyecto, se requiere que esté conectado a un eje para que realice la rotación necesaria del mecanismo. (tabla 1.50)

Tabla 1.50: Selección de actuador rotativo.

Movimiento rotativo	Por las características del proyecto
----------------------------	--------------------------------------

La selección de motor y driver se hizo de manera análoga al actuador lineal. Ya que se escogió el concepto de movimiento axial, será el encargado de mover toda la estructura, por lo que se eligió el uso de un motor a pasos Nema 34, ya que es un modelo más robusto que el Nema 23, siendo capaz de soportar más peso y tiene un torque de retención más alto, y a partir de esto podemos seleccionar el modelo específico del driver a utilizar.

Especificamente, para un modelo Nema 34, el driver a utilizar será el servocontrolador paso a paso híbrido bifásico **HSS86**, como se muestra en la Fig. 1.48.



Figura 1.48: Driver HSS86. La información del driver se encuentra en el anexo 11

Cuyo comportamiento es casi idéntico al driver HSS57, los cambios más relevantes se encuentran en sus especificaciones, como se muestra en la tabla 1.51.

Tabla 1.51: Especificaciones del driver HSS86

Característica	Especificación
Voltaje de Operación	DC 30 - 110 V / AC 20 - 80 V
Corriente máxima	Pico de 8 A
Motor compatible	86HSE12N, 86HSE8N, 86HSE4N

Este driver cuenta con un puerto de control de señales digitales que permite su control y se comporta exactamente igual al driver HSS57 mencionado previamente. Asimismo, el interruptor DIP-Switch que permite configurar los parámetros de pulsos por revolución con los que trabajará el driver sigue la misma lógica marcada en la tabla 1.48. Y las medidas del driver se muestran en la Fig.1.49.

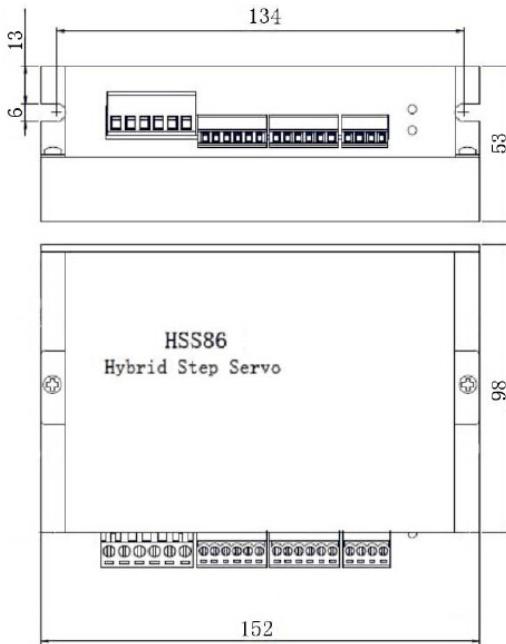


Figura 1.49: Medidas de driver HSS86 (Cotas en mm).



De igual manera, a partir de la tabla de especificaciones del driver, podemos elegir el modelo específico del motor para una óptima respuesta en la combinación entre driver y motor a pasos. Por lo que el modelo de motor a utilizar será el 86HSE, como se muestra en la Fig. 1.50.



Figura 1.50: Motor modelo 86HSE (Cotas en mm).

Para este caso, el driver nos permite hacer la selección entre tres distintos tipos de motor: 86HSE12N, 86HSE8N, 86HSE4N. La principal diferencia entre estos motores es su torque de retención, lo que hace variar sus especificaciones como se muestra en la tabla 1.52:

Tabla 1.52: Parámetros de motores paso a paso serie 86HSE

Característica	86HSE4N-BC38	86HSE8N-BC38	86HSE12N-BC38
No. de Fase	2	2	2
Ángulo de Paso (°)	1.8	1.8	1.8
Corriente (A)	6.0	6.0	6.0
Torque de Retención (N.m)	4.5	8.0	12.0
Longitud [L] del Motor (mm)	82	118	156
Resolución del Encoder (PPR)	1000	1000	1000
Peso (kg)	2.65	4.0	5.65

De igual manera, tenemos las medidas del motor, como se muestra en la Fig. 1.51.

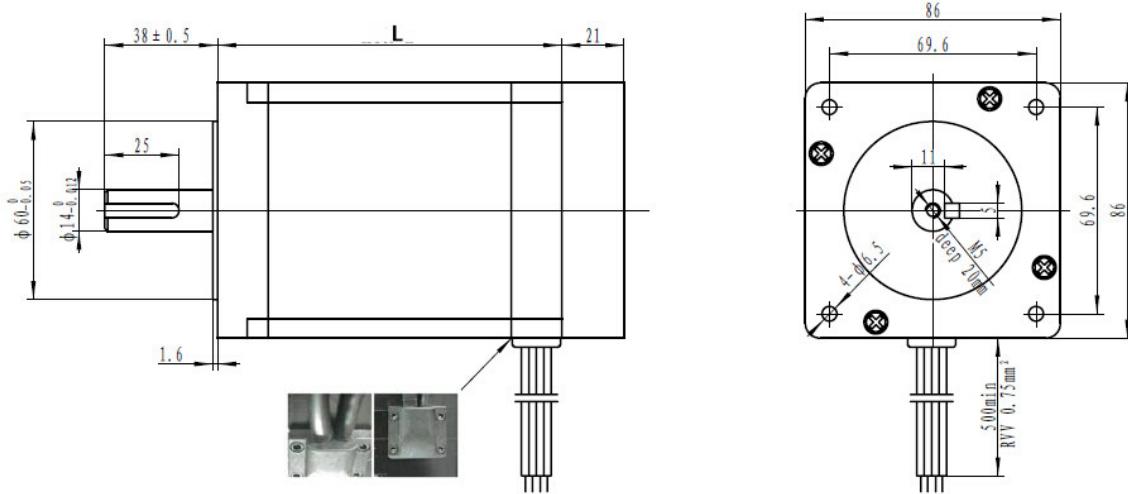


Figura 1.51: Medidas de motor 86HSE (Cotas en mm).

Para determinar el motor paso a paso adecuado para el actuador rotativo, fue necesario estimar el torque máximo requerido durante la operación. El torque (T) necesario para acelerar una masa rotacional está dado por:

$$T = I \times \alpha$$

Donde I es el momento de inercia de la masa rotacional y α es la aceleración angular.

El momento de inercia (I_{xx}) del conjunto móvil (pierna del paciente + estructura de la ortesis) alrededor del eje de rotación del actuador fue estimado en 3.01044 kg/m^2 (según análisis en SolidWorks).

La aceleración angular (α) se calcula a partir del cambio en la velocidad angular (ω) a lo largo del tiempo:

$$\alpha = \frac{\omega_f - \omega_i}{t_f - t_i}$$

La velocidad angular (ω) se relaciona con la velocidad lineal (v) y la distancia al centro de masa (r) mediante la fórmula $\omega = v/r$. Considerando una velocidad lineal baja, aproximada-



mente de 2 cm/s (0.02 m/s) y una distancia al centro de masa estimada de 0.53022 m (según SolidWorks), la velocidad angular correspondiente es:

$$\omega = \frac{0.02 \text{ m/s}}{0.53022 \text{ m}} \approx 0.03772 \text{ rad/s}$$

Asumiendo que esta velocidad se alcanza desde el reposo ($\omega_i = 0$) en un tiempo de 1 segundo ($t_f - t_i = 1 \text{ s}$), la aceleración angular es:

$$\alpha = \frac{0.03772 \text{ rad/s} - 0}{1 \text{ s}} \approx 0.03772 \text{ rad/s}^2$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación de torque:

$$T = (3.01044 \text{ kg/m}^2) \times (0.03772 \text{ rad/s}^2) \approx 0.11355 \text{ N.m}$$

El cálculo estimado indica que el torque mínimo requerido para acelerar el conjunto móvil a la velocidad deseada es aproximadamente 0.11355 N.m.

Basandonos en este requerimiento calculado y considerando la tabla 1.52, se seleccionará un modelo de motor paso a paso NEMA 34 que sea capaz de proporcionar un torque de retención significativamente mayor que el torque calculado. El modelo con menor torque, el 86HSE4N-BC38, es capaz de otorgar hasta 4.5 N.m, lo cual es más que suficiente para nuestra aplicación, proporcionando un amplio margen de seguridad para manejar cargas dinámicas, fricción en la transmisión mecánica y cualquier variación en el momento de inercia del sistema. Por lo tanto, se seleccionará el modelo **86HSE4N-BC38** para el actuador rotativo.

1.3.3. S6. Sistema de comunicación Humano–Máquina

Este sistema está compuesto por dos módulos. El primero de ellos referido a las entradas y salidas del sistema, y está pensado principalmente para interactuar con el responsable de la sesión, en este caso, el fisioterapeuta es quien será el responsable de programar los ejercicios al inicio de cada sesión. El segundo módulo está dirigido a almacenar la información que el usuario declare al inicio de la sesión.

1.3.3.1. M10. Módulo E/S

Una vez establecidas las características esenciales para la selección de la pantalla táctil, el siguiente paso consistió en evaluar las opciones disponibles para determinar cuál se adapta mejor al proyecto. Para ello, se empleó un proceso estructurado que permite comparar cada alternativa con base en criterios clave.

El primer paso en esta evaluación fue la identificación de los criterios fundamentales, los cuales se agrupan en categorías como técnicas, de usabilidad, de diseño y económicas. Estos criterios reflejan las necesidades del proyecto y garantizan que la pantalla seleccionada cumpla con los requisitos funcionales y no funcionales (tabla 1.53).

La tabla 1.54 presenta un análisis comparativo entre varias opciones de pantallas táctiles en función de criterios esenciales para su implementación. Se evaluaron aspectos como calidad de imagen y resolución, precisión del panel táctil, compatibilidad con Raspberry Pi, diseño físico, precio y disponibilidad, y tamaño útil de la pantalla.

Después de realizar la matriz de selección subjetiva se compararon cada uno de los criterios en una matriz binaria para poder determinar la prioridad de cada criterio frente a los otros, y así determinar su prioridad para poder elegir la pantalla más apropiada. La matriz binaria se presenta en la tabla 1.55.

Posteriormente, se completó la matriz de ponderación donde se procedió a calcular el porcentaje total de viabilidad para cada una de las opciones de pantalla. Esto se hizo multiplicando la calificación asignada a cada criterio por su ponderación correspondiente tomando en cuenta los valores asignados en la matriz de selección subjetiva y en la matriz binaria. En la tabla 1.56 se muestran dichos valores y ponderaciones asignadas.

Una vez realizadas todas las multiplicaciones, se sumaron los resultados para cada opción. Los puntajes indican que la opción **Waveshare 7"** es la más viable y eficaz para integrar al sistema, por lo tanto, se seleccionó esta pantalla para el desarrollo de la interfaz humano-máquina en el siguiente paso del proyecto.



Tabla 1.53: Requerimientos para la interfaz humano-máquina.

Criterio	Descripción	Tipo
Calidad de imagen y resolución	La pantalla debe mostrar imágenes nítidas y claras con una resolución adecuada para la GUI médica.	Técnico / Visual
Precisión y respuesta táctil	El panel táctil debe ser sensible, con respuesta rápida y reconocimiento multitouch preciso.	Usabilidad / Funcional
Compatibilidad con Raspberry Pi	Debe ser compatible con Raspberry Pi sin problemas de drivers, conectividad plug-and-play ideal.	Técnico / Hardware
Diseño físico y montaje externo	La pantalla debe ser externa, sin montaje directo sobre la Raspberry Pi, para flexibilidad y ergonomía.	Diseño / Ergonomía
Precio y disponibilidad	Debe ser accesible, con buen balance costo-beneficio y fácil de adquirir en México.	Económico / Logístico
Tamaño útil de pantalla	El tamaño debe permitir visualizar bien la interfaz y los controles, sin ser demasiado grande o pequeño.	Técnico / Diseño

Tabla 1.54: Matriz de selección subjetiva de pantallas.

Criterios	Waveshare 7" HDMI Capacitiva	DFRobot 7" Touch Display (HDMI)	Raspberry Pi Official 7" Display
Calidad de imagen y resolución	Excelente (1024×600)	Excelente (1024×600)	Regular (800×480)
Precisión y respuesta táctil	Excelente (multitouch)	Excelente (multitouch)	Buena (capacitiva, menos sensible)
Compatibilidad con Raspberry Pi	Excelente (HDMI + USB, plug & play)	Buena (requiere configuración)	Excelente (DSI oficial)
Diseño físico y montaje externo	Excelente (pantalla externa)	Buena (requiere montaje extra)	Bajo (se monta sobre Pi)
Precio y disponibilidad en México	Buena (accesible)	Regular (menos común)	Excelente (muy accesible)
Tamaño útil de pantalla	Buena (7" widescreen)	Buena (7" widescreen)	Regular (7" pero menor área útil)

Tabla 1.55: Matriz binaria de pantallas.

Criterios	Calidad de imagen y resolución	Precisión y respuesta táctil	Compatibilidad con Raspberry Pi	Diseño físico y montaje externo	Precio y disponibilidad	Tamaño útil de pantalla	Total Rango
Calidad de imagen y resolución	1	1		1	1	1	5
Precisión y respuesta táctil	0		1	1	1	1	4
Compatibilidad con Raspberry Pi	0	0		1	1	1	3
Diseño físico y montaje externo	0	0	0		1	1	2
Precio y disponibilidad	0	0	0	0		1	1
Tamaño útil de pantalla	0	0	0	0	0		0

Tabla 1.56: Matriz de ponderación de pantallas.

Total	Criterio	Ponderación	Waveshare	DFRobot	Raspberry Pi Oficial
5	Calidad de imagen y resolución	0.333	5	5	3
4	Precisión y respuesta táctil	0.267	5	5	5
3	Compatibilidad con Raspberry Pi	0.200	5	4	5
2	Diseño físico y montaje externo	0.133	5	4	2
1	Precio y disponibilidad	0.067	4	3	5
0	Tamaño útil de pantalla	0.000	4	4	3
	Puntaje total (%)		4.933	4.8	3.935

Desarrollo de la propuesta solución

El sistema propuesto incluye una interfaz física compuesta por tres elementos principales:

- **Elemento 1 – Carcasa:** Diseñada para alojar y proteger la pantalla Waveshare de 7”, ofreciendo estabilidad y un montaje seguro en el entorno terapéutico.
- **Elemento 2 – Tapa de protección:** Cubre y resguarda los componentes internos, evitando el contacto directo con el usuario y posibles daños por uso continuo.
- **Elemento 3 – Pantalla Waveshare de 7”:** Actúa como interfaz HMI, permitien-



do visualizar parámetros, seleccionar terapias y enviar instrucciones directamente a los motores de la ortesis robótica.

Esta estructura facilita una interacción segura y eficiente con el sistema, centralizando el control de la terapia desde una unidad compacta y funcional [Fig. 1.52].

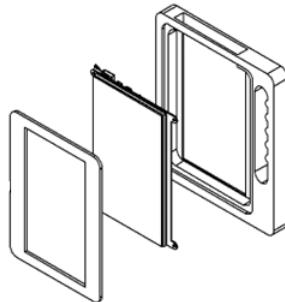


Figura 1.52: Módulo E/S.

En la Fig. 1.53 se muestra una Raspberry Pi 4 conectada a una pantalla táctil Waveshare de 7 pulgadas. La conexión se realiza mediante un cable HDMI para video y un cable USB para la función táctil. Ambos dispositivos están alimentados externamente. Este montaje permite usar la pantalla como interfaz gráfica (HMI) para aplicaciones como control de sistemas o rehabilitación robótica.



Figura 1.53: Conexiones Waveshare 7 in con microcontrolador.

A continuación, en la tabla 1.57 se describen las características destacadas de la pantalla Waveshare 7", mientras que en la Fig. 1.54 se muestran las partes relacionadas con la numeración descrita en la tabla ya mencionada.

Tabla 1.57: Características técnicas de la pantalla Waveshare 7".

Nº	Descripción
1	Diseño anti-interferencias del cable FFC para LCD. Mejora la estabilidad del sistema, especialmente en aplicaciones industriales.
2	Protección EMI y ESD. Protege contra interferencias electromagnéticas y descargas electrostáticas, cumpliendo con la certificación CE.
3	Ajuste de voltaje VCOM. Permite optimizar el efecto visual de la pantalla ajustando el voltaje de operación del cristal líquido.
4	Traductor de protocolo USB. Convierte la señal táctil a un protocolo estándar multitáctil para un control fluido y preciso.
5	Puntos de soldadura para USB y alimentación. Facilitan la conexión de una fuente de alimentación externa mediante ruptura de interfaz USB.
6	Puntos de ajuste para retroiluminación con señal PWM. Permiten controlar el brillo de la retroiluminación mediante PWM.

Detallando el funcionamiento de la interfaz de usuario propuesta se tiene lo siguiente:



Figura 1.54: Características destacadas de Waveshare 7".

Pantalla de inicio

Esta pantalla representa la interfaz principal del sistema de rehabilitación con ortesis robótica. Se muestra al usuario después de encender y calibrar el equipo, y funciona como punto de partida para iniciar la terapia.

Incluye un botón central con la leyenda “Comenzar rehabilitación”, que permite avanzar a la selección del tipo de ejercicio. El diseño es intuitivo, con elementos gráficos que representan el objetivo terapéutico y el logotipo de UPIITA-IPN, que identificará la institución.

En la Fig. 1.55a se muestra dicha pantalla.

Pantalla de calibración

Esta pantalla indica que el sistema de ortesis robótica se encuentra en proceso de calibración automática, una etapa esencial antes de comenzar la rehabilitación. En esta fase, el sistema ajusta sus parámetros para garantizar un funcionamiento preciso, seguro y personalizado.

Esta interfaz mantiene informado al usuario mientras el sistema se prepara para iniciar la sesión terapéutica. En la Fig. 1.55b se muestra la pantalla de calibración.

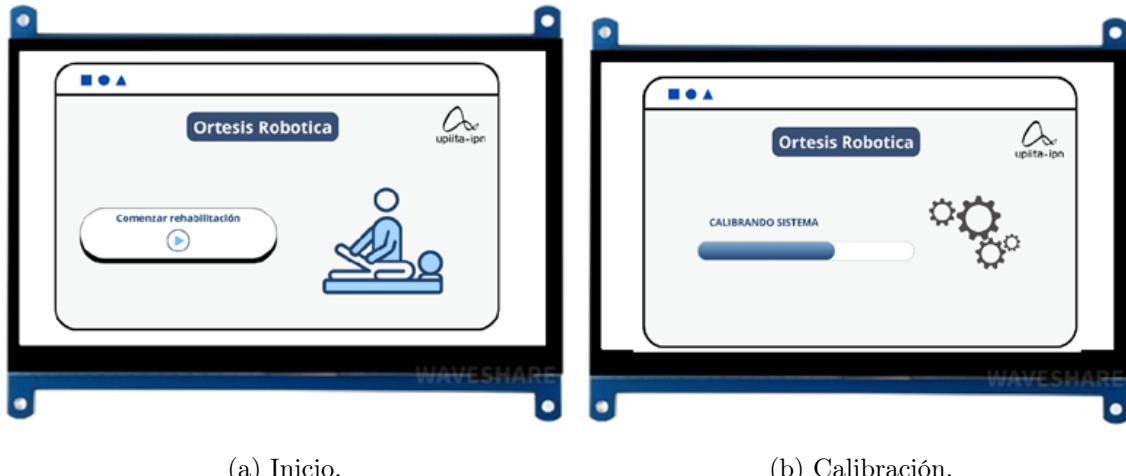


Figura 1.55: Interfaz gráfica - Inicio.

Pantalla de confirmación de calibración

Esta pantalla aparece una vez que el sistema ha completado correctamente el proceso de auto calibración. Muestra el mensaje “Sistema calibrado”, indicando que el dispositivo está listo para iniciar la sesión de rehabilitación.

Además, se presenta un botón con la leyenda “Comenzar sesión”, que permite al usuario avanzar hacia la ejecución de los ejercicios previamente configurados. Esta interfaz proporciona una transición clara entre la etapa de preparación técnica y el inicio de la terapia, asegurando que el usuario sepa que todo está listo para proceder. Esta pantalla se muestra en la Fig. 1.56a.

Pantalla de selección de tipo de rehabilitación

Permite elegir entre ejercicios de flexión/extensión o abducción/aducción, según las necesidades del paciente. Cada opción representa un tipo de ejercicio terapéutico específico, permitiendo adaptar el sistema a las necesidades funcionales del paciente. Esta selección es clave para configurar correctamente los parámetros del entrenamiento que se ingresarán en el siguiente paso. [Fig. 1.56b].



(a) Sistema calibrado.

(b) Selección de ejercicios.

Figura 1.56: Interfaz gráfica - Calibración.

Pantalla de configuración del ejercicio de abducción/aducción

Esta pantalla permite al usuario configurar los parámetros del ejercicio de abducción y aducción antes de iniciar la terapia. La interfaz está organizada en tres secciones principales que facilitan la personalización del entrenamiento [Fig. 1.57a]:

- **Sección izquierda:** Sección izquierda – Control de ángulo: Incluye dos botones para aumentar o disminuir el valor del ángulo de abducción/aducción. El valor ajustado se muestra en un cuadro de texto ubicado sobre los botones, permitiendo verificar el ángulo configurado en todo momento.
- **Sección central:** Se encuentran tres botones funcionales:
 - Un botón para agregar un paso de abducción/aducción, lo que permite combinar ejercicios en una misma rutina.
 - Un botón para comenzar la terapia con los parámetros definidos.
 - Un botón para salir del menú actual y regresar a la pantalla anterior.
- **Sección derecha:** Incluye un teclado numérico en pantalla y un cuadro de texto donde

se ingresa el número de repeticiones deseadas. Esto permite establecer con precisión la cantidad de veces que se realizará el movimiento durante la sesión.

Pantalla de configuración del ejercicio de flexión/extensión

Esta pantalla permite configurar los parámetros necesarios para realizar el ejercicio de flexión y extensión, adaptando el movimiento a las necesidades específicas del paciente antes de iniciar la terapia [Fig. 1.57b].

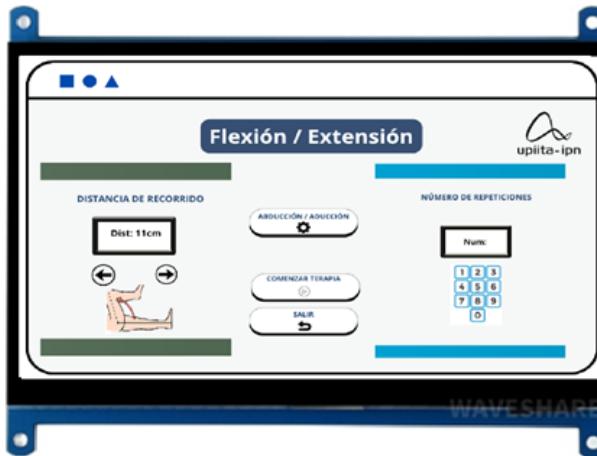
- **Sección izquierda:** Incluye dos botones para incrementar o decrementar la distancia de flexión/extensión. El valor configurado se muestra en un cuadro de texto ubicado justo encima de los botones, permitiendo visualizar en tiempo real la distancia establecida.
- **Sección central:** Se encuentran tres botones funcionales:
 - Agregar paso de flexión/extensión, lo que permite combinar diferentes tipos de ejercicios en una misma rutina.
 - Comenzar terapia, que inicia la sesión con los parámetros configurados.
 - Salir del menú, para cancelar o modificar la selección actual.
- **Sección derecha:** Contiene un teclado numérico virtual y un cuadro de texto para ingresar el número de repeticiones que se desea ejecutar durante la sesión terapéutica.

Pantalla de rehabilitación en curso

Presenta datos en el tiempo de ejecución: ángulo de movimiento, tipo de terapia, repeticiones. En la parte inferior derecha se encuentra un botón con la función de cancelar la rutina actual, el cual permite detener el ejercicio y regresar el sistema a la pantalla principal (Home). Esto procurando la seguridad del paciente en caso de incomodidad o necesidad de detener el proceso [Fig. 1.58a].



(a) Programación de abducción/aducción.



(b) Programación de flexión/extensión.

Figura 1.57: Interfaz gráfica - Programación.

Pantalla de rehabilitación completada

Esta pantalla indica que la sesión de rehabilitación ha finalizado exitosamente, mostrando el mensaje “Rehabilitación completada”. La interfaz presenta un resumen del estado general del ejercicio, incluyendo valores significativos que permiten al usuario y al terapeuta tener una referencia del desempeño durante la sesión.

En la parte inferior central se encuentra un botón que permite regresar al menú principal,

cerrando el ciclo de la terapia y dejando el sistema listo para futuras sesiones. En la Fig. 1.58b se muestra dicha pantalla.



(a) Sesión en curso.



(b) Sesión finalizada.

Figura 1.58: Interfaz gráfica - Funcionamiento.

Propuesta de desarrollo de interfaz con PyQt5

Se recomienda usar la biblioteca PyQt5 para el desarrollo de la HMI debido a las siguientes ventajas:



- **Compatibilidad:** Funciona en Raspberry Pi sin necesidad de software adicional.
- **Flexibilidad:** Permite diseñar interfaces adaptadas a sistemas de rehabilitación.
- **Manejo de eventos:** Facilita la interacción entre componentes y funciones.
- **Integración:** Compatible con bibliotecas de control de motores y sensores.

Esta propuesta representa una opción para crear interfaces funcionales y mantenibles en sistemas embebidos, sin requerir hardware adicional ni licencias costosas.

1.3.3.2. M11. Módulo de almacenamiento

Este módulo tiene como función principal permitir el almacenamiento de datos. Esto incluye la información necesaria para la operación del Raspberry Pi 4 y los archivos de configuración que definen todo el funcionamiento. Un almacenamiento fiable es crucial para la funcionalidad del sistema y para el seguimiento del progreso del paciente.

El medio de almacenamiento principal para el sistema reside directamente en la unidad de procesamiento, la Raspberry Pi 4. Se utiliza una tarjeta MicroSD insertada en la ranura correspondiente de la tarjeta.

El contenido almacenado en la tarjeta MicroSD es diverso y abarca los elementos esenciales para el funcionamiento completo de la ortesis robótica:

- **Sistema Operativo y Software del Sistema:** La tarjeta MicroSD contiene el sistema operativo principal (Raspberry Pi OS), que es la base sobre la cual se ejecuta todo el software de control. Esto incluye los códigos a implementar en la programación, las librerías necesarias, la interfaz gráfica y la comunicación entre los módulos.
- **Archivos de Configuración:** Se almacenan archivos que contienen parámetros de configuración del sistema y de los ejercicios. Esto puede incluir los valores de pulsos por revolución (PPR) de los drivers, el paso del tornillo, límites de rangos de movimiento, entre otros ajustes que permiten adaptar el sistema a las necesidades del software.

Para asegurar un rendimiento adecuado, la elección de la tarjeta MicroSD es importante. Por lo que buscamos utilizar una tarjeta de una clase que garantice velocidades de lectura y escritura suficientes para el sistema operativo y el guardado de datos, como una tarjeta MicroSD de clase 10 o superior, cuya velocidad de lectura mínima es de 10 MB/s. La capacidad de almacenamiento necesaria se determina considerando el espacio que requiere el sistema operativo y el software. Una capacidad recomendada para el sistema operativo Raspberry Pi OS es de 32GB, pero para el software puede llegar a ser necesario tener capacidades mayores pueden ofrecer un margen adicional y la Raspberry Pi 4 es capaz de soportar un almacenamiento de hasta 128 GB, por lo que tenemos la posibilidad de elegir entre una MicroSD entre 32 GB y 128 GB sin problema.

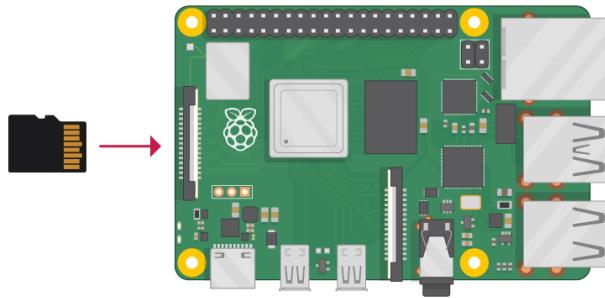


Figura 1.59: Tarjeta MicroSD y ranura en la Raspberry Pi

1.3.4. S7. Sistema de control

Este sistema está compuesto por tres módulos. El primero de ellos referido a sensores que nos ayudará a conocer la posición de inicio de los actuadores, permitiéndonos calibrar el mecanismo y tener una correcta dirección al mover los actuadores lineal y rotativo. El segundo módulo está dirigido a controlar la salida o respuesta de estos sensores de ser necesario, con esto evitamos interferencias y aseguramos una correcta entrada de datos de los motores. Finalmente, el tercer modulo se refiere a la unidad de procesamiento que utilizaremos para realizar el control de todo nuestro proyecto.



1.3.4.1. M12. Módulo de sensores

El módulo de sensores cumplirá con dar las especificaciones de los sensores a utilizar, de igual manera se darán las razones del porqué se sugirieron estos sensores.

Principalmente, el objetivo de los sensores es localizar los límites de carrera que indicaran el movimiento máximo de los actuadores en uno de sus extremos, la calibración será automática y moverá los actuadores lentamente hasta que sean detectados por estos sensores para definir un punto de inicio.

Debido al funcionamiento del proyecto, se decidió capturar el extremo lejano del actuador lineal como fin de carrera (Cuando la pierna se encuentra extendida de acuerdo con sus dimensiones únicas y apoyado de un tope mecánico) y para el actuador rotativo su ángulo mínimo como inicio de carrera (Cuando se realiza una abducción/aducción de 0°).

Para el actuador lineal se decidió en utilizar un sensor óptico ubicado en la base del motor, con esto se proporcionará la distancia total en la que se ha recorrido el actuador lineal, se eligió un pequeño sensor de distancia por tiempo de vuelo (ToF) "VL5310X" como se ve en la Fig. 1.60 cuyas especificaciones primordiales se muestran en la tabla 1.58.



Figura 1.60: Sensór Óptico VL53L1X. Sus especificaciones se encuentran en anexo 12

Tabla 1.58: Especificaciones del sensor VL5310X

Característica	Especificación
Voltaje de Operación	3V - 5V
Rango de medición	4 cm a 400 cm
Precisión	+/-20mm
Compatibilidad I2C	Sistemas de 3.3V y 5V

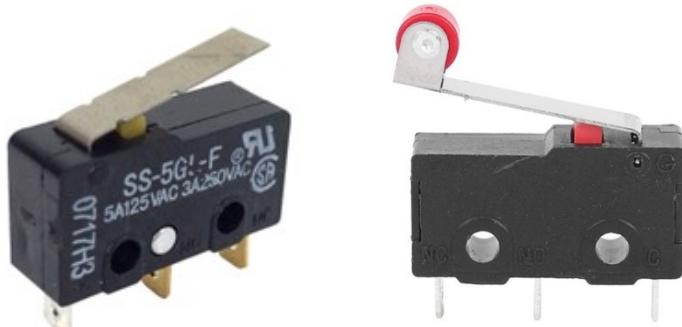
Este sensor opera a tres modos de distancia (corto, medio y largo), dentro de la hoja de especificaciones del sensor, podemos encontrar las distancias que el sensor puede detectar bajo una fuerte exposición a luz ambiental, como se ve en la tabla 1.59.

Tabla 1.59: Máxima distancia vs. Máxima distancia bajo fuerte luz ambiental

Modo de distancia	Máxima distancia en oscuridad	Máxima distancia bajo fuerte luz ambiental
Corto	136 cm	135 cm
Medio	290 cm	76 cm
Largo	360 cm	73 cm

Para nuestro proyecto, la distancia máxima que buscamos medir para el actuador lineal se encuentra por debajo de los 100 cm, por lo que podemos usar este sensor a un modo de distancia corto aún debajo de fuerte luz ambiental sin ningún problema. De igual manera podemos observar que la lectura del sensor puede operar con valores lógicos compatibles con la *Raspberry Pi 4*.

Para el actuador rotativo, optamos por utilizar un interruptor de límite (*Limit Switch*), que actuará como un sensor de inicio de carrera, este se planea colocar en un límite de la cama, en el área donde reposarían las piernas, de lado interno de las piernas, esto reflejaría un estado de reposo donde el cuerpo se encuentra recostado y con ángulo de 0° de abducción/aducción de cadera. En la Fig. 1.61. Se muestran representaciones de este interruptor.



(a) Limit switch con palanca. (b) Limit switch con rodillo.

Figura 1.61: Diferentes modelos de Limit switch.

Este tipo de interruptores cuentan con un contacto normalmente abierto “NO” y uno normalmente cerrado “NC”, para aplicaciones de seguridad, usaremos el contacto “NC” del switch, porque una falla en el cableado, como un cable roto, podría detectar como una activación del límite en un contacto “NO”.

Además, si bien hemos decidido por un sensor óptico para el límite de carrera del actuador lineal, también la idea de intercambiarlo a un interruptor de límite acoplado en el tope mecánico ubicado en el extremo alejado de la pierna, de esta manera no dependemos de la precisión del sensor óptico, que, dependiendo las condiciones, podría fallar. O incluso, unir estas dos ideas para mejorar la condición inicial en el actuador lineal.

1.3.4.2. M13. Módulo de acondicionamiento de señales

En este módulo detallamos el acondicionamiento que necesitarían las señales de salida de los sensores previamente mencionados.

Para el interruptor de límite tenemos un tipo de señal digital ya que solo leemos un estado abierto/cerrado, por lo que necesitamos asegurar que la señal digital sea clara y estable para el modulo evitando estados indefinidos y, opcionalmente, manejar el rebote mecánico.

Cuando un interruptor está abierto, el pin de entrada del microcontrolador al que está

conectado puede quedar en un estado de alta impedancia, susceptible al ruido eléctrico. Una resistencia de pull-up (conectada entre el pin de entrada y el voltaje de alimentación) o pull-down (conectada entre el pin de entrada y tierra) le da al pin de entrada un estado definido cuando el interruptor está abierto, como se observa en la Fig. 1.62.

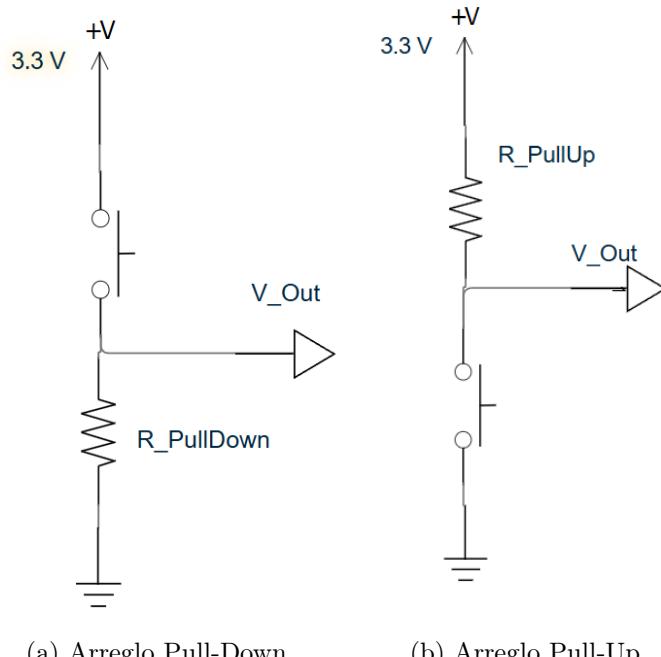


Figura 1.62: Arreglo de resistencias Pull-up y Pull-down.

Debido a que optamos por el uso de un contacto NC, la opción que escogeríamos sería usar una resistencia Pull-up, de manera que, al presionar el interruptor, se reciba una entrada lógica positiva.

En la configuración con resistencia pull-up, como la ilustrada en la 1.62b, la corriente que fluye a través de la resistencia de pull-up y hacia el pin de entrada del microcontrolador es un factor a considerar. Esta corriente se puede calcular directamente aplicando la Ley de Ohm:

$$I_{\text{entrada}} = \frac{V_{cc}}{R_{\text{PullUp}}}$$

Es deseable que esta corriente sea relativamente baja, por esta razón, los valores típicos



para las resistencias de pull-up suelen ser relativamente altos.

Para determinar el valor adecuado de la resistencia de pull-up, es posible definir una corriente máxima deseada que fluirá en el sistema. Consideramos un voltaje de alimentación de 3.3 V para la lógica del microcontrolador y buscamos una corriente máxima de entrada de 16 mA. Aplicando la Ley de Ohm, la resistencia teórica necesaria se calcula como la relación entre el voltaje y la corriente:

$$R_{\text{PullUp}} = \frac{V_{\text{cc}}}{I_{\text{entrada}}}$$

Sustituyendo los valores deseados:

$$R_{\text{PullUp}} = \frac{3.3\text{V}}{16\text{mA}} = \frac{3.3\text{V}}{0.016\text{A}} = 206.25\Omega$$

El valor teórico calculado es de 206.25 Ω. Dado que no es común encontrar resistencias comerciales con este valor exacto, se puede seleccionar una resistencia comercial disponible que sea mayor a este, para que no sobrepase la corriente máxima.

Sin embargo, no es necesario que la corriente a través de la resistencia sea la máxima de 16 mA. Eso podría considerarse un desperdicio de energía. La función de la resistencia es simplemente definir el estado bajo cuando no hay entrada.

Un valor más seguro para la corriente que pasa por la resistencia pull-down la definimos entre 0.1 mA y 1 mA. Usar una corriente más baja consume menos energía. Así que propondremos una resistencia pull-down de 10 kΩ.

Sustituyendo los nuevos valores:

$$I_{\text{entrada}} = \frac{3.3\text{V}}{10\text{k}\Omega} = \frac{3.3\text{V}}{10,000\text{k}\Omega} = 0.33\text{mA}$$

Esta corriente de 0.33 mA es baja, segura y suficiente para que la resistencia haga su trabajo.

Pero también hay que tener en cuenta que en la *Raspberry Pi 4*, se pueden usar resistencias pull-up y pull-down internas, aunque a veces una resistencia externa es preferible por robustez o valores específicos. Por lo que uso podría depender del comportamiento del interruptor físico.

Por otro lado, un interruptor mecánico puede rebotar al ser activado, generando varios pulsos rápidos en lugar de uno solo. Esto puede hacer que se detecte múltiples activaciones. El anti rebote puede hacerse en hardware con un simple circuito RC acoplado al arreglo de resistencias pull-up como se observa en la Fig. 1.63.

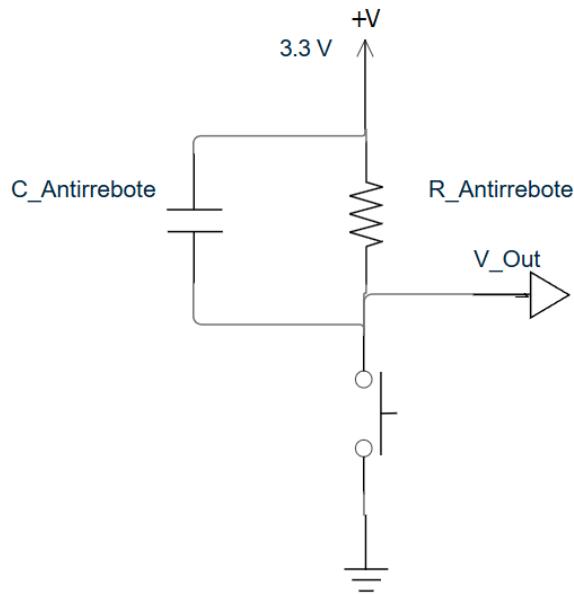


Figura 1.63: Circuito antirrebote acoplado a un arreglo Pull-up.

El funcionamiento de este circuito es el siguiente: cuando el botón está suelto, la resistencia conecta el pin a Vcc, manteniéndolo en un nivel alto y el capacitor está cargado a través de la resistencia.

Cuando se presiona el botón, conectas el pin a tierra y el voltaje en el pin intenta bajar a 0V. El capacitor comienza a descargarse a tierra.

Durante los rebotes, el botón se conecta y desconecta rápidamente de tierra. Pero el capacitor ya ha comenzado a descargarse. Aunque haya desconexiones momentáneas, el capacitor retiene algo de carga y evita que el voltaje en el pin suba instantáneamente a Vcc. El voltaje en



el pin sigue bajando gradualmente a medida que el capacitor se descarga y solo cuando el rebote termina y el botón hace un contacto firme con tierra, el capacitor termina de descargarse y el voltaje en el pin alcanza los 0V.

El capacitor y la resistencia actúan como un filtro de paso bajo que suaviza las transiciones rápidas causadas por el rebote, asegurando que el voltaje en el pin de la Raspberry Pi cambie de nivel lógico solo después de que el rebote haya terminado y el voltaje se haya estabilizado.

Para el cálculo del capacitor nos basamos en el tiempo de carga y descarga del capacitor a través de la resistencia, que está determinado por la constante de tiempo τ . La fórmula es:

$$\tau = R_{\text{Antirrebote}} \times C_{\text{Antirrebote}}$$

Donde τ se mide en segundos, la resistencia en Ohms y el capacitor en Faradios.

Para fines prácticos, se considera que el capacitor está completamente cargado o descargado después de un tiempo igual a 5 veces la constante de tiempo.

Queremos que este tiempo de estabilización sea mayor que el tiempo máximo de rebote del botón. Los tiempos de rebote varían según el tipo y la calidad del botón, pero típicamente están en el rango de unos pocos milisegundos.

Para elegir el valor del capacitor, ya elegimos un valor de resistencia de $10\text{ k}\Omega$, además estimamos un tiempo máximo de rebote de 1 ms, a partir de este tiempo elegimos un tiempo de estabilización deseado mayor que el tiempo máximo de rebote estimado. Usaremos 5 ms como ejemplo, pero de acuerdo al comportamiento del antirrebote, este tiempo puede cambiar.

Ahora, podemos calcular el valor de la capacitancia:

$$5 \times (R_{\text{antirrebote}} \times C_{\text{antirrebote}}) = T_{\text{Estabilización}}$$

Despejando el valor del capacitor:

$$C_{\text{antirrebote}} = \frac{T_{\text{Estabilización}}}{5 \times R_{\text{antirrebote}}}$$

Finalmente, despejando los valores de resistencia y de tiempo de estabilización calculamos el valor del capacitor:

$$C_{\text{antirrebote}} = \frac{0.005\text{s}}{5 \times 10,000\Omega} = \frac{0.005\text{s}}{50,000\Omega} = 0.0000001 \text{ Faradios}$$

Dado que el Faradio es una unidad de capacitancia muy grande, este resultado se expresa más convenientemente en microfaradios (μF , 10^{-6} F) o nanofaradios (nF, 10^{-9} F). Así, 0.0000001 F equivale a 0.1, μF o 100, nF. Un capacitor con un valor de 0.1, μF sería una opción comercial adecuada para este circuito, lo cual, combinado con una resistencia de 10 k Ω , proporcionaría un tiempo de estabilización de aproximadamente 5 ms, suficiente para filtrar la mayoría de los rebotes de un interruptor mecánico.

El antirrebote también se puede implementar en software, ignorando cambios rápidos después de la primera detección, este comportamiento se observa en la Fig. 1.64.

Dado que la calibración a realizar moverá los actuadores de forma lenta, el antirrebote por software puede ser suficiente y elimina la necesidad de hardware adicional.

Para el sensor óptico *VL5310X*, que proporciona una señal digital a través de la comunicación I2C, el acondicionamiento necesario es mínimo. Como se detalla en la tabla 1.58, este sensor presenta compatibilidad con sistemas que operan a 3.3V y la unidad de procesamiento principal, la *Raspberry Pi*, utiliza lógica de 3.3V en sus pines, y el sensor es capaz de operar sus entradas y salidas a este mismo voltaje, sus señales digitales de distancia son directamente compatibles y legibles por el microcontrolador. Por consiguiente, no se requiere la implementación de hardware de acondicionamiento adicional, como conversores de nivel de voltaje.

1.3.4.3. M14. Módulo de procesamiento

Este módulo constituye la unidad central de procesamiento del sistema de control. Su función principal es ejecutar la lógica de control, procesar la información recibida de los sensores, interpretar las instrucciones del usuario, calcular y generar las señales de pulso para los actuadores, y gestionar el estado general del sistema. Es el encargado de implementar

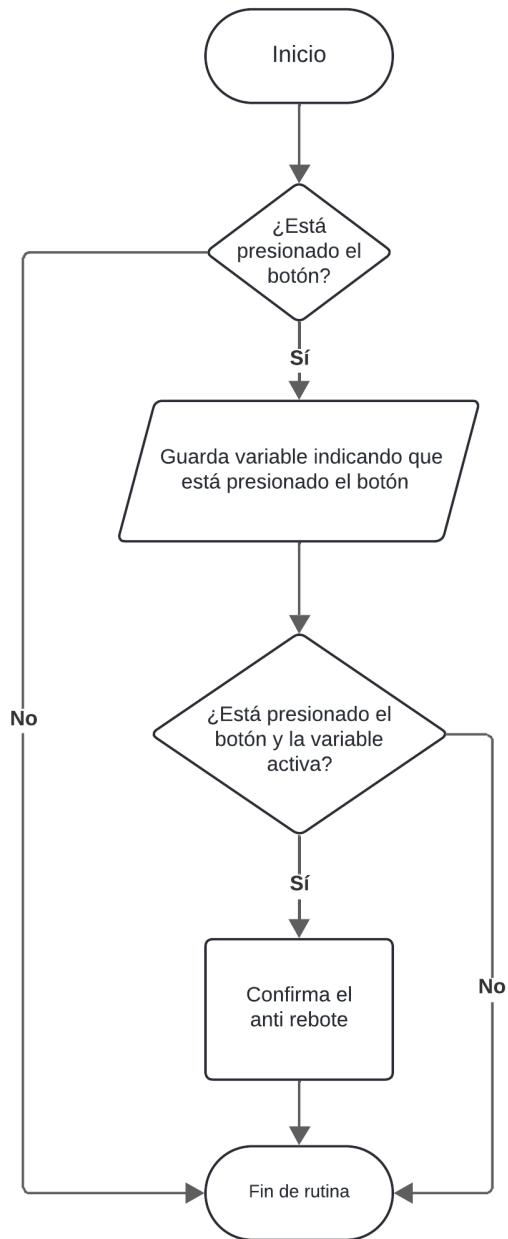


Figura 1.64: Diagrama de flujo para un programa antirrebote.



el seguimiento de trayectoria y coordinar todos los subsistemas para lograr los movimientos articulares deseados.

Basándose en el análisis y la matriz de selección conceptual, se ha seleccionado la *Raspberry Pi 4*, como se ve en la Fig. 1.65, como la plataforma principal para este módulo, debido a su gran flexibilidad en programación y integración con los distintos sistemas, además de que es capaz de gestionar interfaces gráficas.



Figura 1.65: Raspberry Pi 4.

Entre las especificaciones de la *Raspberry Pi* podemos encontrar:

- Procesador: Broadcom BCM2711, Cortex-A72 de cuatro núcleos (ARM v8) SoC de 64 bits a 1,5 GHz.
- Memoria RAM: De hasta 8GB LPDDR4.
- 2 puertos USB 3.0.
- 2 puertos USB 2.0.
- Entrada/Salida de Propósito General (GPIO): estándar de 40 pines.
- 2 puertos micro HDMI (hasta 4Kp60 admitidos).
- Soporte de tarjeta SD.
- Potencia de entrada de 5V DC a través del conector USB-C.



- 5V DC a través de los GPIO.
- Temperatura de funcionamiento 0–50°C.
- Dimensiones: (88 x 58 x 18,5) mm.

El software se desarrollará sobre el sistema operativo *Linux (Raspberry Pi OS)*, que es el sistema operativo en el que trabaja esta tarjeta. El lenguaje de programación a utilizar será *Python* debido a que es un lenguaje con el que hemos trabajado y es posible de utilizar en la *Raspberry*.

Para las entradas consideradas en el módulo tenemos:

- Datos de Sensores
 1. Distancia/Posición lineal del sensor óptico.
 2. Estado del Limit Switch.

Para las salidas consideradas en el módulo tenemos:

- Señales de control para actuadores, como son los pulsos de paso y dirección para los drivers de los motores paso a paso. De igual manera, si es necesario, usaremos las señales de enable y de alarma de cada driver.
- Datos y Estado para la Interfaz
 1. Posición o ángulo actual de las articulaciones.
 2. Progreso de la rutina (repeticiones completadas).
 3. Estado del sistema (calibrando, en ejecución, pausado, detenido, errores).
 4. Trayectoria de movimiento actual.

Funcionalidad y procesos clave

Para detallar el funcionamiento del sistema, creamos un diagrama de flujo, como se muestra en la Fig. 1.66, donde se expresan los principales procesos a ejecutar.

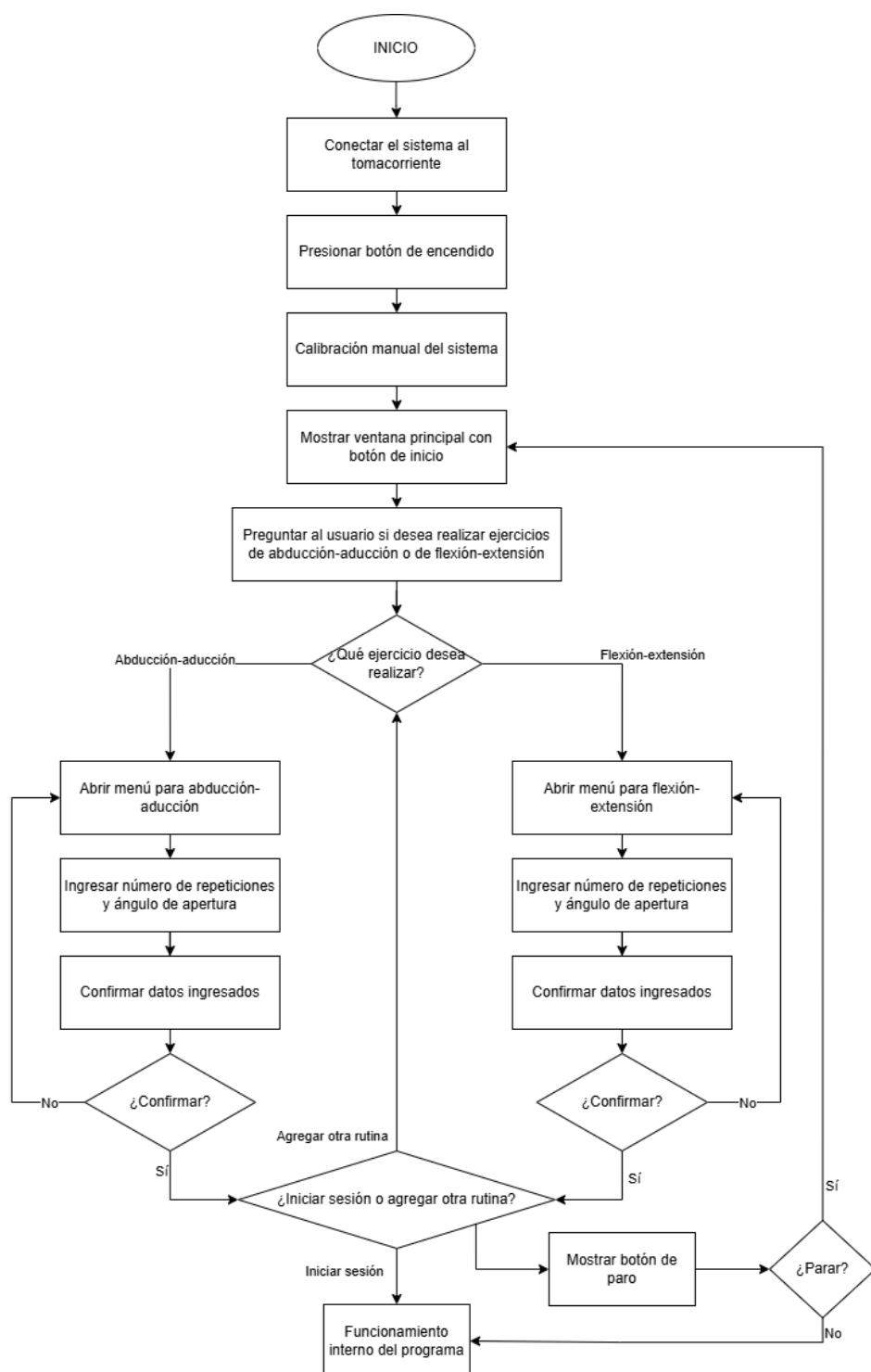


Figura 1.66: Diagrama de flujo de los procesos a realizar por sistema.



A partir de este diagrama de flujo, también realizamos una máquina de estados, como se muestra en la Fig. 1.67, que describe el comportamiento de un sistema mediante un número de estados y las transiciones entre ellos:

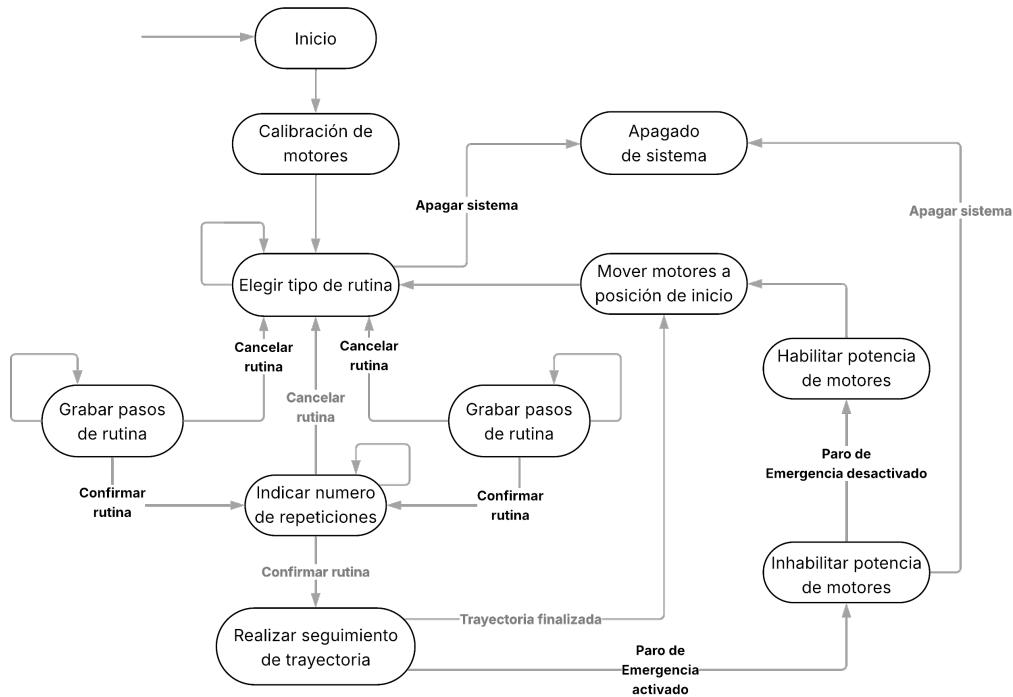


Figura 1.67: Máquina de estados del sistema.

La *Raspberry Pi 4*, como unidad central de procesamiento del sistema, es responsable de ejecutar los algoritmos y la lógica de control que permiten el movimiento asistido de la ortesis. Esto incluye la interpretación de las señales de los sensores, el procesamiento de las instrucciones del usuario, el cálculo de las trayectorias de movimiento deseadas y la generación de los pulsos para los drivers de los motores.

Uno de los procesos que se llevan a cabo en este módulo son los cálculos cinemáticos. Estos cálculos permiten relacionar el movimiento rotacional de los motores paso a paso con el movimiento lineal o angular de las articulaciones de la ortesis, y viceversa. Son esenciales tanto para determinar la posición y velocidad actual a partir de los pulsos enviados como para

calcular los pulsos necesarios para alcanzar una posición o velocidad deseada.

- Cálculo de la Velocidad Lineal del Actuador (cm/s):

Este cálculo permite determinar la velocidad de desplazamiento del actuador lineal basándose en la frecuencia de los pulsos que envía al controlador del motor lineal. Para estos cálculos se planteará una velocidad lineal lenta, propuesta por un fisioterapeuta entre 1 y 5 cm/s, pero para métodos prácticos, la usaremos como una variable que podremos despejar.

Los datos necesarios para este cálculo son la frecuencia de pulsos (Frecuencia_Pulsos), los pulsos configurados por revolución en el driver del actuador lineal (LPPRev_driver), y el paso del tornillo que convierte la rotación del motor en movimiento lineal (Paso_cm). La fórmula para obtener la velocidad lineal es:

$$V_{\text{lineal (cm/s)}} = \left(\frac{\text{Frecuencia_Pulsos}}{\text{LPPRev_driver}} \right) \times \text{Paso_cm}$$

$$\left[\frac{\text{cm}}{\text{s}} \right] = \left[\frac{\text{Pulsos/s}}{\text{Pulsos/rev}} \right] \times \left[\frac{\text{cm}}{\text{rev}} \right]$$

A la inversa, para lograr una velocidad lineal objetivo ($V_{\text{lineal (cm/s)}}$), se calcula la frecuencia de pulsos requerida de la siguiente manera:

$$\text{Frecuencia}_{\text{Pulsos}} = \frac{(V_{\text{lineal (cm/s)}} \times \text{LPPRev}_{\text{driver}})}{\text{Paso}_{\text{cm}}}$$

$$\left[\frac{\text{Pulsos}}{\text{s}} \right] = \left[\frac{(\text{cm/s}) \times (\text{Pulsos/rev})}{\text{cm/rev}} \right]$$

- Cálculo de la Distancia Lineal Recorrida por el Actuador (cm):

Para conocer la posición lineal actual del actuador, el procesador llevará un conteo de los pulsos enviados al motor lineal desde un punto de referencia conocido (la posición de inicio), y multiplicando el número total de pulsos enviados por la distancia lineal que corresponde a cada pulso (determinada por el LPPRev_driver y el Paso_cm), se obtiene la distancia total recorrida. La fórmula a utilizar es:

$$D_{\text{lineal_cm}} = \left(\frac{\text{LPulsos_Enviados}}{\text{LPPRev}_{\text{driver}}} \right) \times \text{Paso}_{\text{cm}}$$



$$[\text{cm}] = \left[\frac{\text{Pulsos}}{\text{Pulsos/rev}} \right] \times \left[\frac{\text{cm}}{\text{rev}} \right]$$

Para la inicialización del conteo de pulsos durante la rutina de calibración lineal, se utiliza la lectura del sensor óptico *VL53L1X*. Este sensor proporciona una lectura de distancia en milímetros (Lectura_mm) en la posición de inicio, esta lectura se utiliza para establecer el conteo inicial de pulsos (LPulsos_inicial) que corresponde a esa posición. La conversión de la lectura del sensor a un equivalente en pulsos se realiza considerando el paso del tornillo y la configuración de pulsos por revolución en el driver del actuador lineal. Por lo que, si se desea convertir una lectura en mm a pulsos equivalentes a esa distancia tenemos la siguiente conversión:

$$\begin{aligned} \text{LPulsos}_{\text{inicial}} &= \text{Lectura}_{\text{mm}} \times \frac{10 \text{ cm}}{1 \text{ mm}} \times \frac{\text{LPPRev}_{\text{driver}}}{\text{Paso}_{\text{cm}}} \\ [\text{Pulsos}] &= [\text{mm}] \times [\text{cm/mm}] \times \left[\frac{\text{Pulsos/rev}}{\text{cm/rev}} \right] \end{aligned}$$

- Cálculo de la Posición Angular del Motor Rotativo (Grados):

Similar al actuador lineal, para el movimiento rotacional se calcula la posición angular actual del motor rotativo manteniendo un conteo neto de los pulsos enviados desde una posición angular de referencia (0° , definida durante la calibración). Conociendo los pulsos por revolución configurados en el driver del actuador rotativo (RPPR_driver) y sabiendo que una revolución equivale a 360 grados, se puede determinar la posición angular actual mediante la fórmula:

$$\begin{aligned} \text{PosAngular}_{\text{grados}} &= \left(\frac{\text{RPulsos_Enviados}}{\text{RPPR}_{\text{driver}}} \right) \times 360^\circ \\ [^\circ] &= \left[\frac{\text{Pulsos}}{\text{Pulsos/rev}} \right] \times [^\circ/\text{rev}] \end{aligned}$$

Este cálculo permite al sistema conocer la orientación angular del eje rotatorio.

La ejecución de los movimientos se basa en un algoritmo de control implementado en el módulo de procesamiento. Este algoritmo tiene como objetivo principal lograr que el actuador lineal y rotativo sigan una trayectoria de movimiento, ajustando continuamente las señales de pulso enviadas a los drivers de motor. Esta ajuste se realiza basándose en la posición actual de los actuadores.

La lógica de control se fundamenta en la retroalimentación, el sistema compara la posición deseada en un instante dado con el estado actual del actuador. La diferencia entre estos dos valores constituye el error de seguimiento. Este error es el que se utiliza para calcular la siguiente acción que se aplicará a los actuadores, con el fin de reducir el error y hacer que el estado actual se acerque al estado deseado.

La relación fundamental se puede expresar de manera conceptual como:

$$\text{Error} = \text{Valor deseado} - \text{Valor actual}$$

$$\text{Acción de Control} = f(\text{Error})$$

Donde el valor deseado es la posición objetivo, y el "Valor actual" es la información correspondiente utilizada por el controlador principal. La acción de control es la señal (en este caso, la frecuencia y dirección de pulsos para los drivers) que se envía a los actuadores para corregir el movimiento.

Para nuestro sistema, el control se implementa para cada eje de movimiento (lineal y rotacional) de manera coordinada:

1. Define la trayectoria deseada: A partir de los parámetros de ejercicio ingresados por el usuario, se genera una secuencia de puntos de posición objetivo para cada actuador.
2. Obtiene información del estado actual: Utiliza la información procesada de los sensores de límite de carrera, en conjunto con el conteo de pulsos comandados a los drivers, para determinar la posición actual del actuador respecto a la referencia de inicio. La operación de lazo cerrado a nivel del motor es gestionada internamente por los drivers HSS utilizando la retroalimentación de sus encoders.
3. Calcula el error de posición: En cada ciclo de control, se compara la posición actual con la posición deseada en ese instante de la trayectoria.



4. Determina la acción de control (pulsos): Basándose en el error de posición, se calcula la frecuencia y dirección de los pulsos que deben enviarse a los drivers de motor.
5. Envía los pulsos a los drivers: La frecuencia y dirección de pulsos calculadas se envían a los drivers HSS para mover los motores y corregir la posición del actuador.

Este ciclo de obtención de información del estado, cálculo del error, determinación de la acción de control y envío de pulsos se repite a una frecuencia de control alta y constante, lo que permite que el mecanismo siga suavemente la trayectoria deseada.

1.4. Integración de sistemas de ortesis

Después de haber desarrollado y detallado los diversos sistemas y módulos que componen la ortesis robótica, es fundamental visualizar cómo estos elementos se integran para formar el dispositivo completo. Esta sección presenta la interconexión de los componentes electrónicos y de control, así como el ensamblaje físico de la estructura y los mecanismos.

La integración de los sistemas electrónicos y de control se visualiza en un diagrama que muestra las conexiones entre la unidad de procesamiento principal, los módulos de sensado, los drivers de motor, los actuadores, la interfaz humano-máquina y el almacenamiento. La Fig. 1.68 ilustra este esquema de interconexión. En este diagrama se observa cómo la Raspberry Pi actúa como eje central, recibiendo información de los sensores óptico y limit switch, interactuando con la pantalla Waveshare para la interfaz con el usuario, y enviando señales de comando a los drivers HSS86 y HSS57 para controlar los motores paso a paso Nema 34 y Nema 23. La tarjeta Micro-SD, insertada en la Raspberry Pi, es el medio de almacenamiento principal para el sistema operativo y los datos. Este arreglo electrónico y de control es la base para ejecutar la lógica de movimiento y las rutinas de rehabilitación.

A nivel físico, la integración de los sistemas se materializa en el ensamblaje de la ortesis. Después de tener todos los sistemas diseñados a detalle, se realizó un modelo tridimensional en SolidWorks para visualizar la disposición física de los componentes y validar su integración

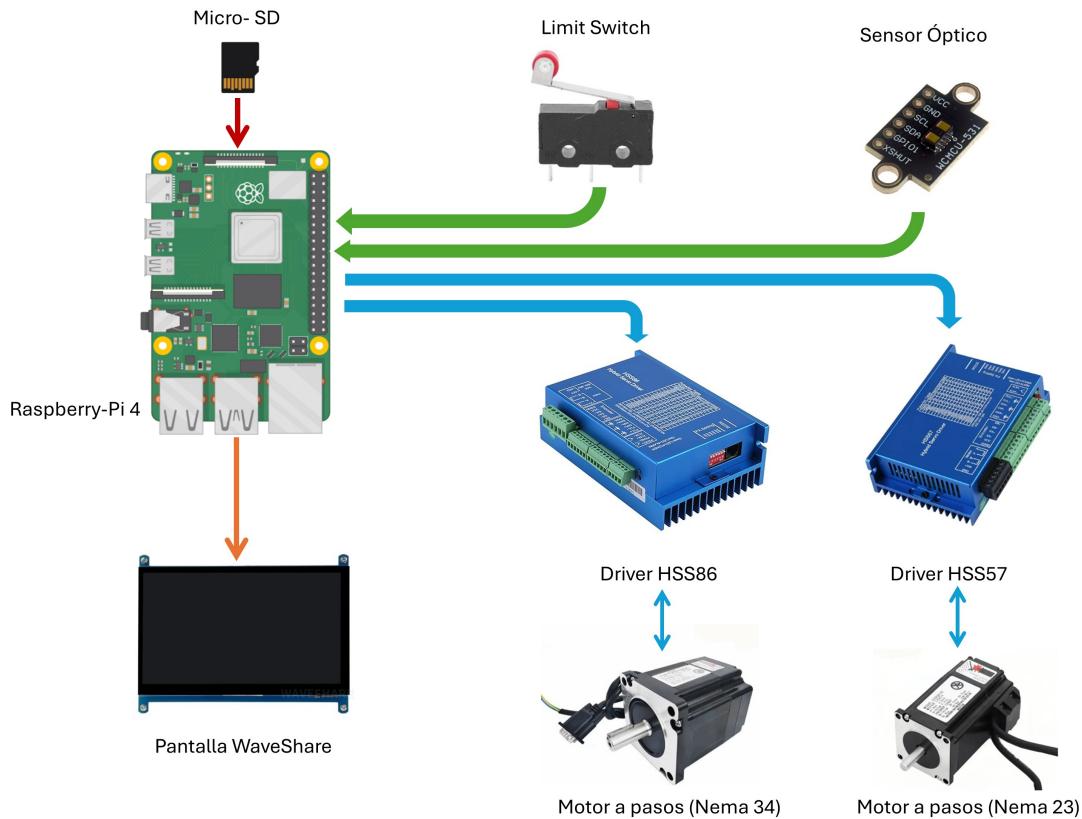


Figura 1.68: Diagrama de Integración de Componentes Electrónicos y de Control.

espacial. La Fig. 1.69 muestra una vista donde se pueden observar los mecanismos de movimiento (flexión-extensión y abducción-aducción) integrados a la estructura de la cama, así como los soportes para la pierna, los topes mecánicos y los puntos de apoyo como las chumaceras. De igual manera, se identifica el espacio destinado para colocar la caja de componentes electrónicos, la ubicación de la interfaz HMI y la ubicación del botón de paro de emergencia.

Este ensamblaje en SolidWorks nos ofrece una visión clara de la estructura general de la ortesis robótica y de cómo se integran físicamente los diferentes sistemas que la componen. Además de ser una herramienta de validación del diseño, sirve como referencia detallada para poder implementar la ortesis físicamente en la siguiente fase del proyecto (Trabajo Terminal II).

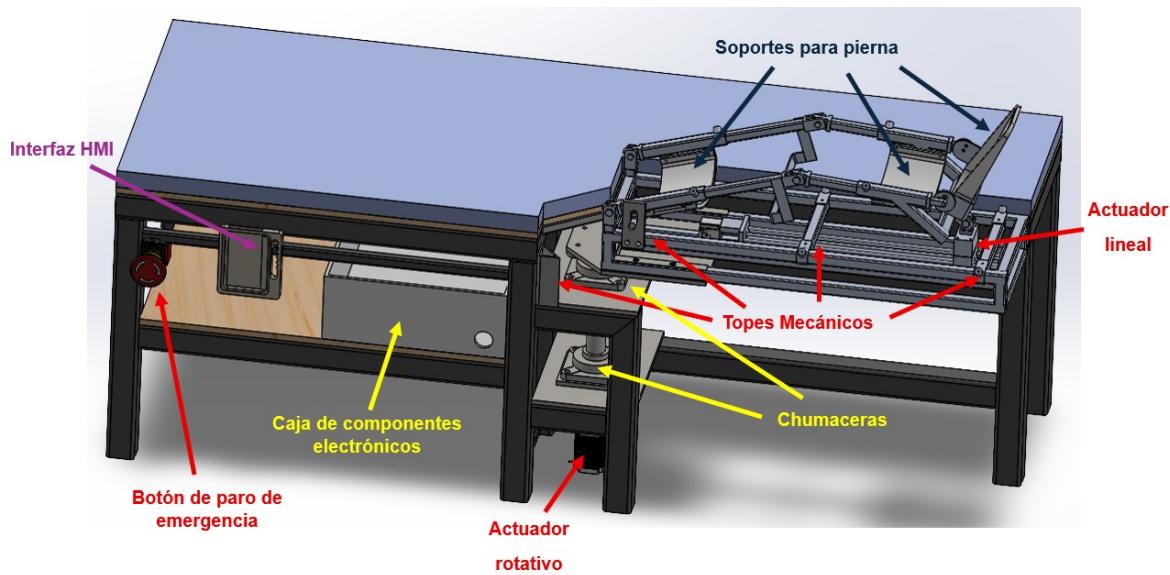


Figura 1.69: Ensamble de la Ortesis Robótica en SolidWorks.

1.5. Plan de pruebas y validación

El objetivo de las pruebas es verificar el funcionamiento integral del sistema, incluyendo los subsistemas eléctrico, mecánico y de control, buscando la seguridad del usuario.

1.5.1. Entorno de prueba

- Laboratorio de Trabajo Terminal en instalaciones de la unidad académica UPIITA, así como en taller donde se realizará parte de la construcción del prototipo.
- Alimentación eléctrica de 120 V CA regulada.

1.5.2. Pruebas a realizar

1. **Prueba de movimiento completo:** verificar el rango de flexión y extensión del actuador lineal y rotativo en ciclos repetidos.
2. **Prueba de respuesta del paro de emergencia:** verificar que la etapa de potencia se

desconecta al presionar el botón de emergencia.

3. **Prueba de carga máxima:** aplicar un peso de 90 kg en la estructura para comprobar la resistencia y detectar deformaciones.
4. **Prueba de protecciones eléctricas:** poner en marcha motores y medir corriente para verificar que el consumo se encuentra dentro del rango esperado.
5. **Prueba de comunicación y control:** evaluar la interfaz táctil y el microcontrolador con los motores NEMA 23 y 34, verificando que existe comunicación entre ambos al ingresar instrucciones en la pantalla táctil para ser transmitidas al microcontrolador y éste a su vez a los actuadores.

1.5.3. Criterios de aceptación

- Los movimientos y repeticiones realizados por la ortesis sean los que se ingresan a través de la pantalla táctil.
- Corriente máxima en actuadores dentro del rango de 8 A pico.
- Ortesis soporte el peso del sujeto de prueba⁵.

Los resultados de cada prueba se registrarán en una bitácora técnica con fotografías, gráficas y conclusiones para validación final del prototipo.

⁵Se contempla como sujeto de prueba a integrante del equipo que se encuentre dentro de las dimensiones establecidas para el usuario

CAPÍTULO 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 describen los cambios realizados al diseño planteado en Trabajo Terminal I, ya que, al trabajar la construcción de la estructura fue necesario realizar modificaciones al diseño planteado originalmente debido a limitaciones en cuanto a disponibilidad de recursos materiales, herramientas y limitaciones de tiempo, así como a factores no previstos en el diseño mecánico. A continuación se describen dichas modificaciones y se realizan pruebas para verificar el funcionamiento de cada sistema.

2.1. 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.

2.1.1. Modificaciones al diseño del sistema estructural

Al construir la placa de acople para el mecanismo de flexión-extensión se encontró que la placa de acero tenía una superficie de $89,420 \text{ mm}^2$ que no tenía contacto con el mecanismo, por lo que se optó por recortar la placa con la finalidad de reducir el par torsor generado sobre el eje. Además, se optó por soldar directamente la placa al eje sin aletas. En la Fig. 2.1 se muestra el antes y después de la modificación realizada.

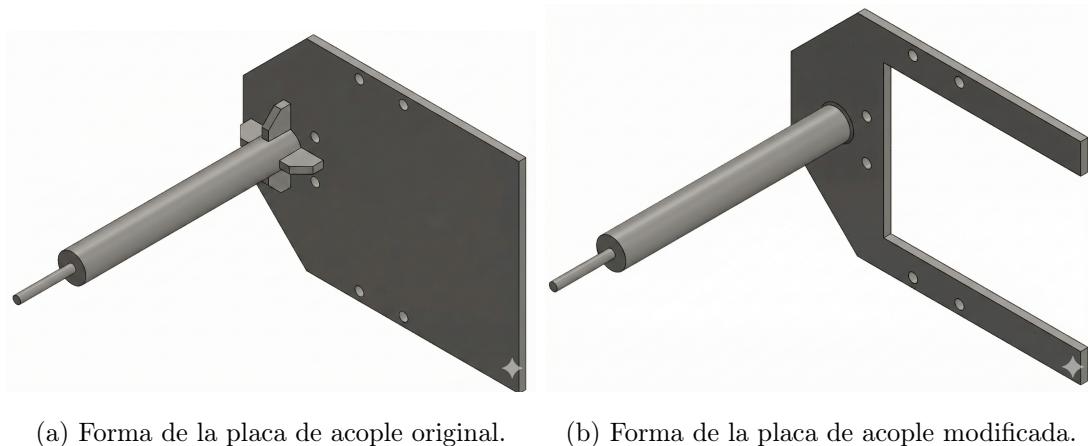


Figura 2.1: Modificación en el diseño de la placa de acople para el mecanismo de flexión-extensión.

2.1.2. Construcción de la cama de soporte

El soporte principal se construyó utilizando perfiles PTR soldados con la finalidad de obtener una base rígida ante la carga vertical del paciente y los mecanismos que soportará la estructura. En la Fig. 2.2 se muestra el perfil del PTR con dimensiones 2x2 pulgadas y grosor de calibre 12.

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



Figura 2.2: Perfil PTR de dimensión 2x2 pulgadas y calibre 12, para construcción de la cama soporte.

un espesor de 45 mm [Fig. 2.3].

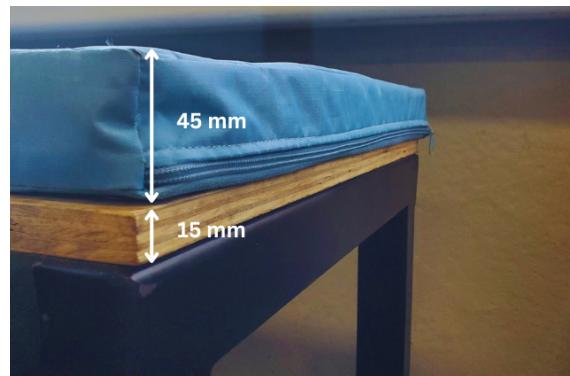


Figura 2.3: Implementación física con colchoneta y placa de triplay sobre la base del sistema estructural.

2.1.3. Construcción del mecanismo de flexión-extensión

El mecanismo se manufacturó utilizando perfiles de aluminio 6061-T6 para reducir la dificultad del movimiento relacionada con la inercia del mecanismo. El mecanismo se conforma

de una parte ajustable para poder acoplar la pierna del paciente y realizar el movimiento de flexión-extensión; y una segunda parte estática de dimensiones fijas que actúan como soporte para la parte móvil ajustable. En la Fig. 2.4 se observan las partes del mecanismo, así como las dimensiones fijas de la parte estática.

Las uniones que integran la parte ajustable del mecanismo son las uniones Clevis, las cuales fueron seleccionadas por medio de matrices de decisión en la fase de diseño. Se utilizó tornillería de acero galvanizado para dichas uniones. En la Fig. 2.5 y en la Fig. 2.12 se muestran las uniones en la articulación del coxofemoral y rodilla respectivamente.



Figura 2.4: Partes del mecanismo de flexión-extensión.

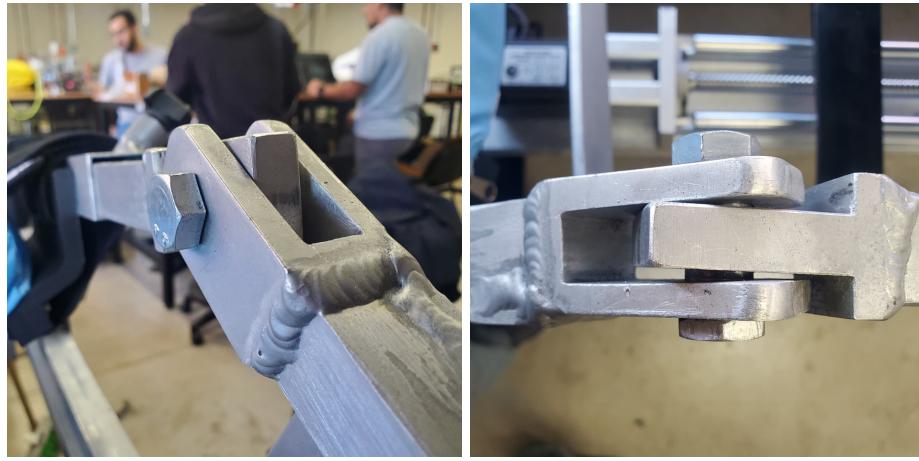


(a) Vista lateral frontal.

(b) Vista lateral trasera.

Figura 2.5: Uniones Clevis en articulación de coxofemoral en mecanismo ajustable.

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



(a) Vista lateral trasera.

(b) Vista superior.

Figura 2.6: Uniones Clevis en articulación de rodilla en mecanismo ajustable.

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

El mecanismo de flexión-extensión se colocó sobre una placa de acero al carbón de $1/2"$. La longitud de la placa fue acotada al área de transmisión de esfuerzos del actuador lineal en lugar de cubrir toda la base con la finalidad de reducir la deflexión del eje debido al peso de la pierna. Además, se implementaron múltiples puntos de apoyo (chumaceras) que fueron distribuidos a lo largo del eje de transmisión, reduciendo así el momento flector en los extremos. Sin embargo, durante el proceso de manufactura, las placas de acero fueron cortadas mediante láser. Se observó que el calor térmico generado al momento del corte provocó una curvatura, lo que dificultó el alineamiento de las placas con los rieles de la guía. Para corregir el ensamblaje se realizó una alineación activa, es decir, se montaron el eje, las chumaceras y la placa simultáneamente, y se ajustó la posición con esfuerzo manual antes de aplicar los puntos de soldadura y fijación final. En la Fig. 2.7 se muestra la forma y dimensiones de la placa sobre la cual se montó la estructura de aluminio, así como sus dimensiones, así como la distribución de los componentes sobre el eje de transmisión.



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

Figura 2.7: Eje de transmisión y placa para montaje del mecanismo de flexión-extensión.

2.1.3.2. Implementación de sujeción y ajuste

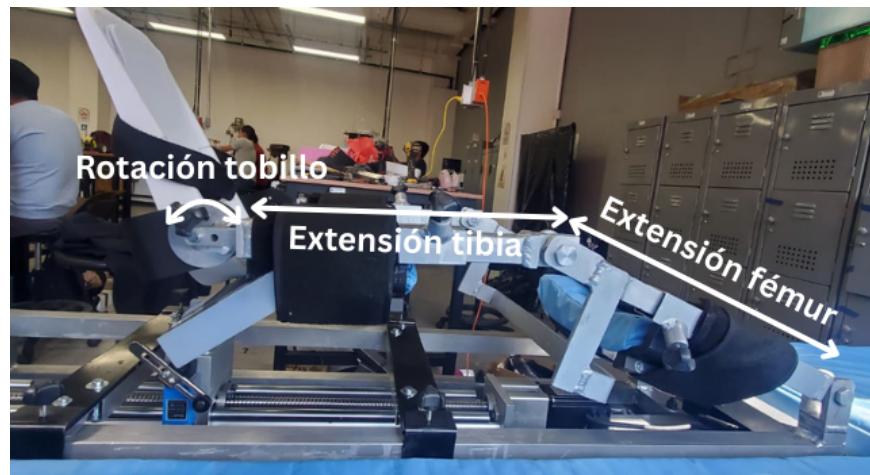


Figura 2.8: Vista lateral del mecanismo de flexión-extensión.

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

implementó el sistema de ajuste telescopico en los eslabones correspondientes al fémur y la tibia, de modo que al inicio de la sesión se realice el ajuste de los tubos telescopicos a la longitud de la pierna del paciente. En la Fig. 2.8 se muestra el mecanismo de flexión-extensión cuyos rangos de extensión son:

- Extensión de tibia:

- Extensión de fémur:

Para ajustar y fijar la longitud de los tubos telescopicos se emplearon tornillos tipo estrella. En la Fig. 2.9 cada un tornillo por lado, sin embargo, estos fueron colocados en pares (uno en el extremo derecho y uno en el extremo izquierdo).



(a) Tornillo para tubo telescopí- (b) Tornillo para tubo telescopí- (c) Tornillo para ajuste de rota-
co de fémur. co de tibia. ción del tobillo.

Figura 2.9: Tornillos tipo estrella para sujeción y ajuste de longitud del mecanismo de flexión-extensión.



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

Soporte distal (pie). Durante el ensamblaje del soporte distal (pie)¹, se encontró una interferencia dimensional en la unión de la impresión 3D plegada que actúa como soporte del pie con la estructura de aluminio, por lo que se aplicó un proceso de ajuste mecánico (desbaste de 3 mm) en las caras laterales para lograr un acople deslizante.

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

2.1.4. 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 fletor en los extremos.

Selección de elementos de rotación

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

- 1. Eje inferior (carga principal):** Se implementaron chumaceras de bolas y un rodamiento axial en la base. Esto para soportar la carga axial combinada (aprox. 25 kg) con mínima fricción.

¹Se proporciona mayor información de la manufactura de los soportes en la subsección Implementación del sistema de seguridad mecánico (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.

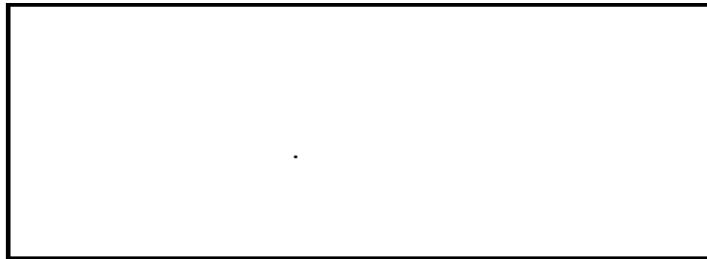


Figura 2.10: Eje principal de abducción maquinado con cuñero para acople directo al motor Nema 34.

2.1.5. 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.

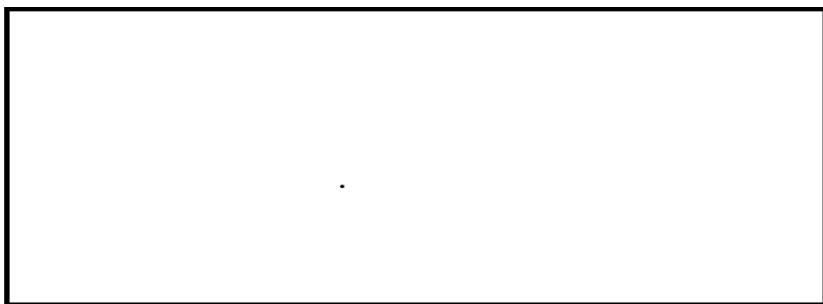


Figura 2.11: Ajuste dimensional a estructura para montaje de interruptores de límite.

2.1.6. Verificación del sistema estructural

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

2.1.6.1. Prueba S1-01: Integridad estructural bajo carga

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

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

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

2.1.7. Implementación del sistema de seguridad mecánico (S3)

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

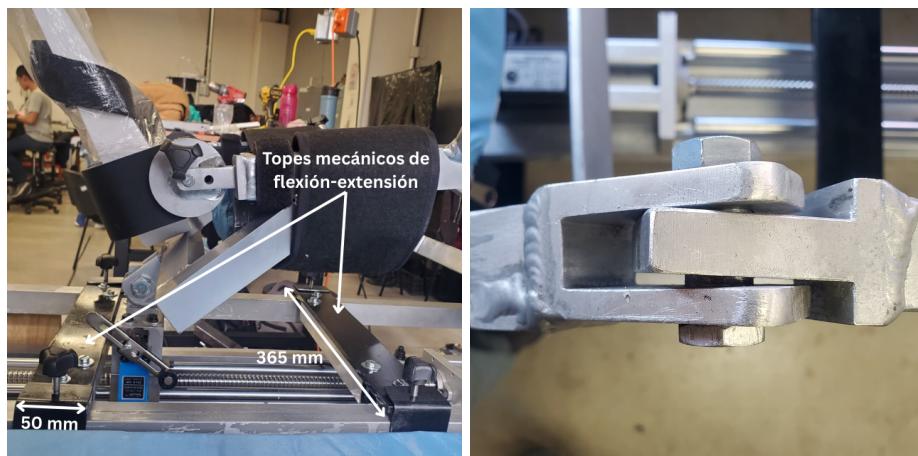
mecanismo, existía un riesgo de daño mecánico en caso de colisión por fallo de control.

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

2.1.7.1. Implementación de topes mecánicos (M3)

Se integraron al sistema estructural los topes mecánicos que impiden el descarrilamiento del mecanismo de flexión-extensión, o la apertura excesiva del ángulo de abducción-aducción más allá de los límites permitidos (0° a 40°). Los topes fueron realizados con el material PTR, mismo que comparte con la estructura de la cama soporte, cuyo perfil se mostró en la Fig. 2.2.

Para el movimiento de flexión-extensión se cuenta con dos topes mecánicos que limitan su rango de movimiento.



(a) Topes para movimiento lineal. (b) Tope para movimiento angular.

Figura 2.12: Topes para mecanismo de flexión-extensión.

2.1.7.2. Implementación de módulos de sujeción (M4)

Los soportes directos para la pierna y pie se fabricaron mediante impresión 3D (manufactura aditiva) utilizando PLA para permitir geometrías ergonómicas complejas que no serían

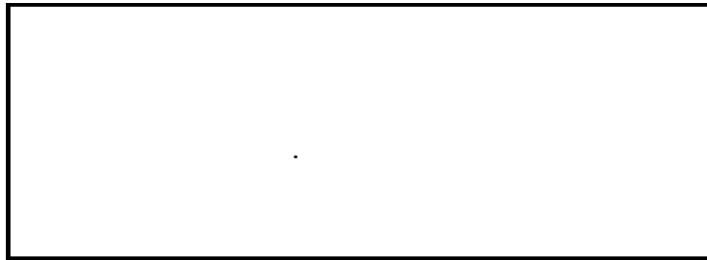


Figura 2.13: Tope mecánico para mecanismo de flexión-extensión.

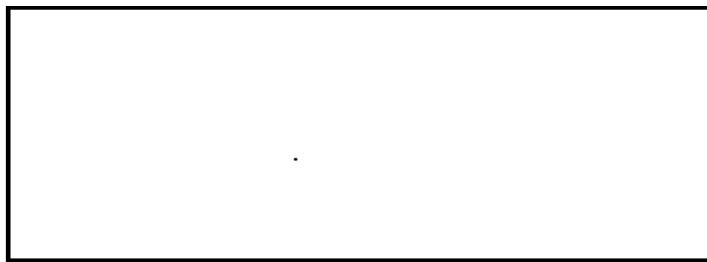


Figura 2.14: Tope mecánico para mecanismo de abducción-aducción.

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.

2.1.8. Verificación de seguridad mecánica

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

2.1.8.1. Prueba S3-01: Resistencia al impacto controlado

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

Justificación de Seguridad: Debido al alto par del actuador Nema 23 seleccionado, existe

el riesgo de que el motor venza la estructura si no se limita su avance.

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

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

2.1.8.2. Verificación (M1)

2.2. Implementación módulo 2 (M2)

2.2.0.1. Verificación (M2)

.....

2.3. Implementación módulo 2 (Mn)

2.3.0.1. Verificación (Mn)

2.4. Implementación módulo 1 (Ml)

2.4.0.1. Verificación (Ml)

CAPÍTULO 3

Discusión / Análisis de resultados

3.1. Análisis de ingeniería

3.2. Análisis de costos

3.3. Análisis de valor y costos

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

3.3.1. Costos de dispositivos electrónicos y control

La Tabla 3.1 enumera los elementos activos encargados del procesamiento, control de movimiento e interfaz con el usuario. Se destaca la inversión en la interfaz HMI y los sistemas de

actuación de lazo cerrado.

Tabla 3.1: Costos de dispositivos electrónicos y de control.

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

3.3.2. Costos de componentes mecánicos y estructurales

En la Tabla 3.2 se detallan los costos asociados a la estructura de soporte, mecanismos de transmisión y el actuador principal de abducción.

3.3.3. Costos de insumos y manufactura

Finalmente, la Tabla 3.3 contempla los materiales consumibles utilizados para el ensamblaje, cableado y acabados estéticos, así como los elementos de sujeción (tornillería).

3.3.4. Costo total del proyecto

El costo total de implementación del prototipo funcional asciende a:

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



Tabla 3.2: Costos de componentes mecánicos.

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

Tabla 3.3: Costos de insumos, herramientas y manufactura.

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

3.4. Análisis de valor

Tabla 3.4: Resumen del costo total del prototipo.

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

Conclusiones

una conclusión

Recomendaciones y trabajo futuro

Referencias

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

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



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

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

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



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

Apéndices

Hojas de especificaciones de componentes

Sistema estructural

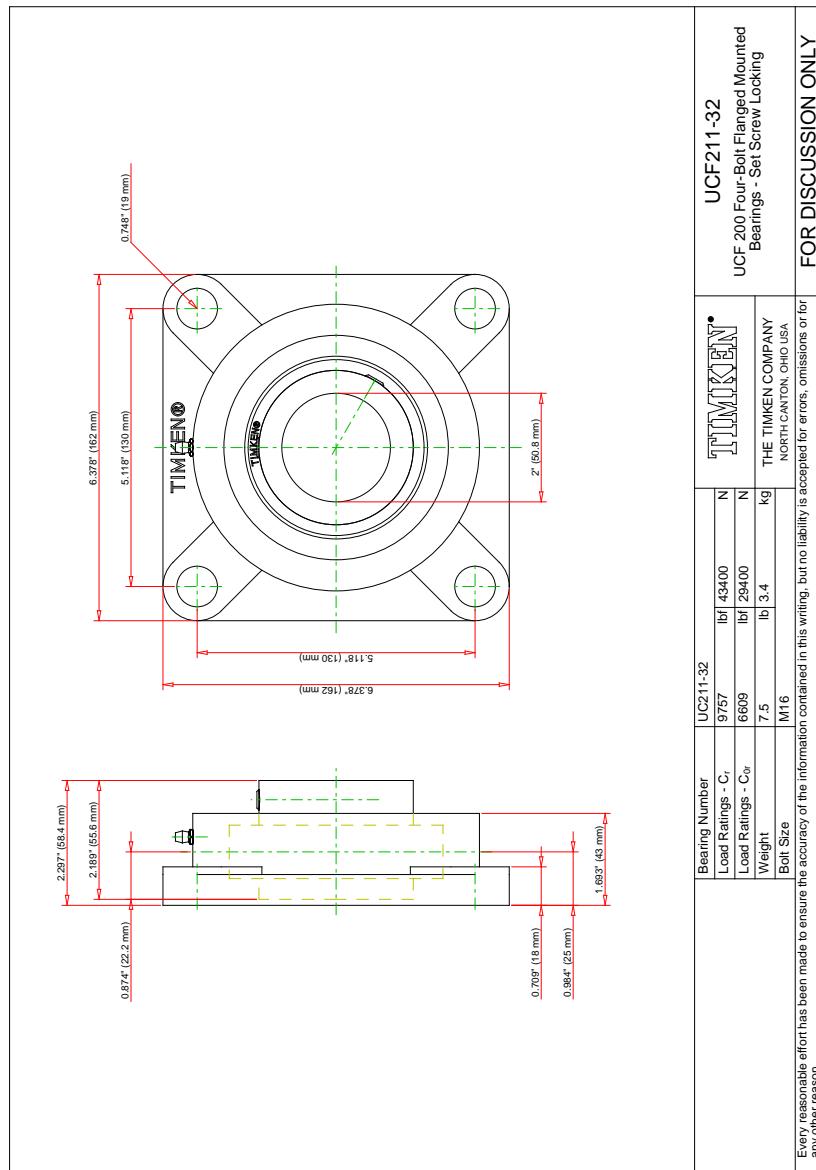
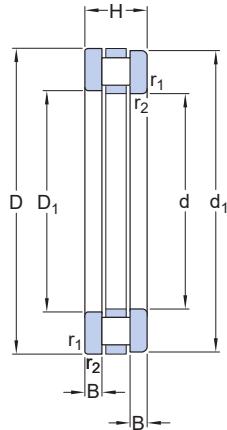


Figura 1: Chumacera.

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

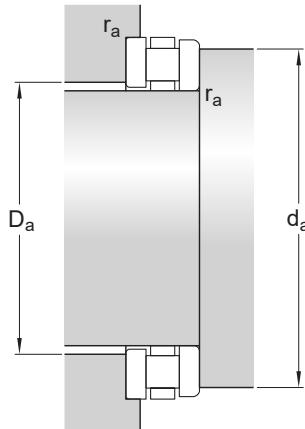
<https://www.skf.com/mx/products/rolling-bearings/roller-bearings/cylindrical-roller-thrust-bearings/productid-81107 TN>

3/8

Figura 2: Rodamiento axial.

14/6/25, 7:53

81107 TN - Rodamientos axiales de rodillos cilíndricos | SKF



Dimensiones de los resaltos

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

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 3: Rodamiento axial (Parte 2).

Sistema de seguridad eléctrico

<http://www.agelectronica.com>

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



Descripción

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

Especificaciones

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

Aplicaciones

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

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



AE Electrónica
¿Qué vamos a innovar hoy?

<http://www.agelectronica.com>

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

TVS Diodes Datasheet

SMAJ Series
 Surface Mount – 400W



Additional Information

-  Resources
-  Accessories
-  Samples

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

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

Notes:

- Non-repetitive current pulse, per Fig.4 and derated above T_J (initial) $>25^\circ\text{C}$ per Fig.3.
- Mounted on 0.050mm copper pad to each terminal.
- Measured on 8.3ms single half sine wave or equivalent square wave for unidirectional device only.
- $V_F < 3.5V$ for single die parts and $V_F < 5.0V$ for stacked-die parts.
- For stacked die component details, please refer to part numbers labeled * in Electrical Characteristics.

Description

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

Features

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

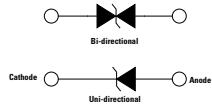
Applications

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

Agency Approvals

Agency	Agency File Number
	E230531

Functional Diagram



Bi-directional: Cathode (left) and Anode (right) are connected to two terminals. The central symbol is a diode with arrows pointing in opposite directions.

Uni-directional: Cathode (left) is connected to one terminal, and the central symbol is a diode with an arrow pointing to the right (Anode).

 Littelfuse

1

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

Figura 5: Características del diodo TVS unidireccional SMAJ5.0A.

40

IPN

Ing. Mecatrónica

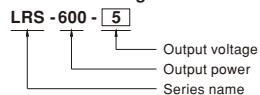
Sistema de energía



■ Description

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

■ Model Encoding



File Name:LRS-600-SPEC_2025-04-07

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

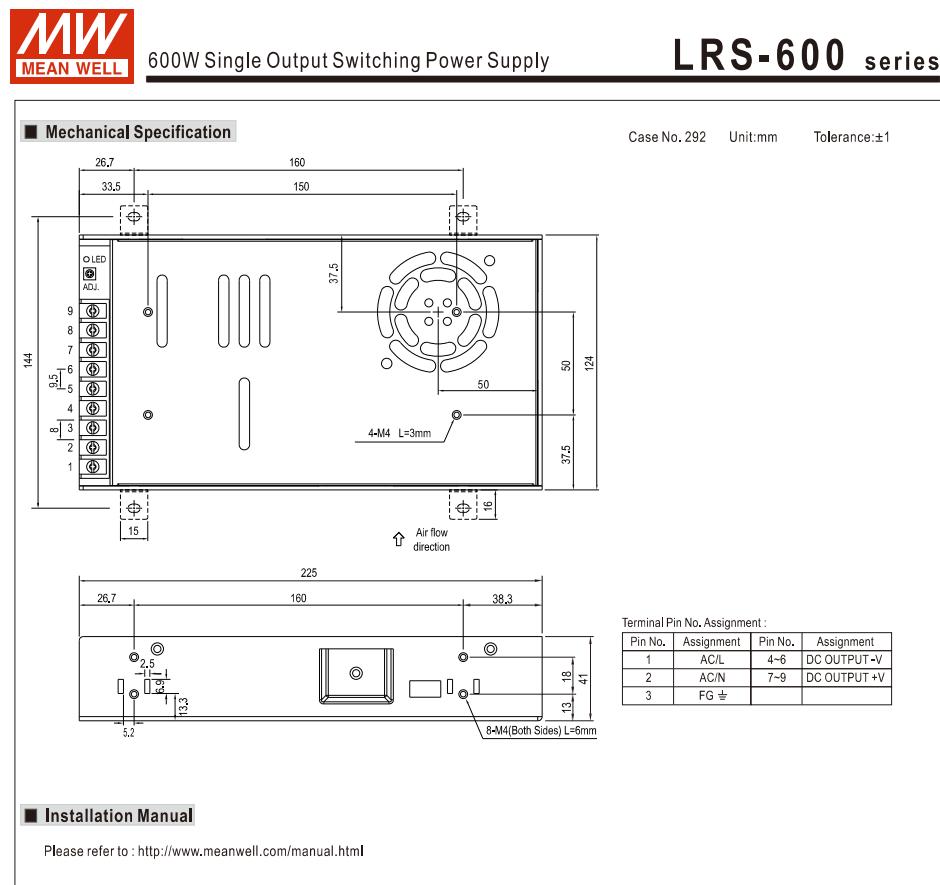


Figura 7: Dimensiones de fuente conmutada MEAN WELL LRS-600-48.



50W Single Output Switching Power Supply

LRS-50 series

IS 13252
(NOTE 12)AS/NZS60950-1
GB 4943.1

(NOTE 12)



UL62368-1



TP TC094



IEC62368-1



(for LRS-50-1224 only)



■ Features

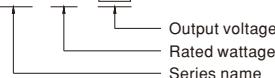
- Universal AC input / Full range
- Withstand 300VAC surge input for 5 second
- No load power consumption<0.3W
- Miniature size and 1U low profile
- High operating temperature up to 70°C
- Protections: Short circuit / Overload / Over voltage
- Cooling by free air convection
- Compliance to IEC/BS EN/EN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

■ Description

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

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

■ Model Encoding

LRS - 50 - 3.3

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

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

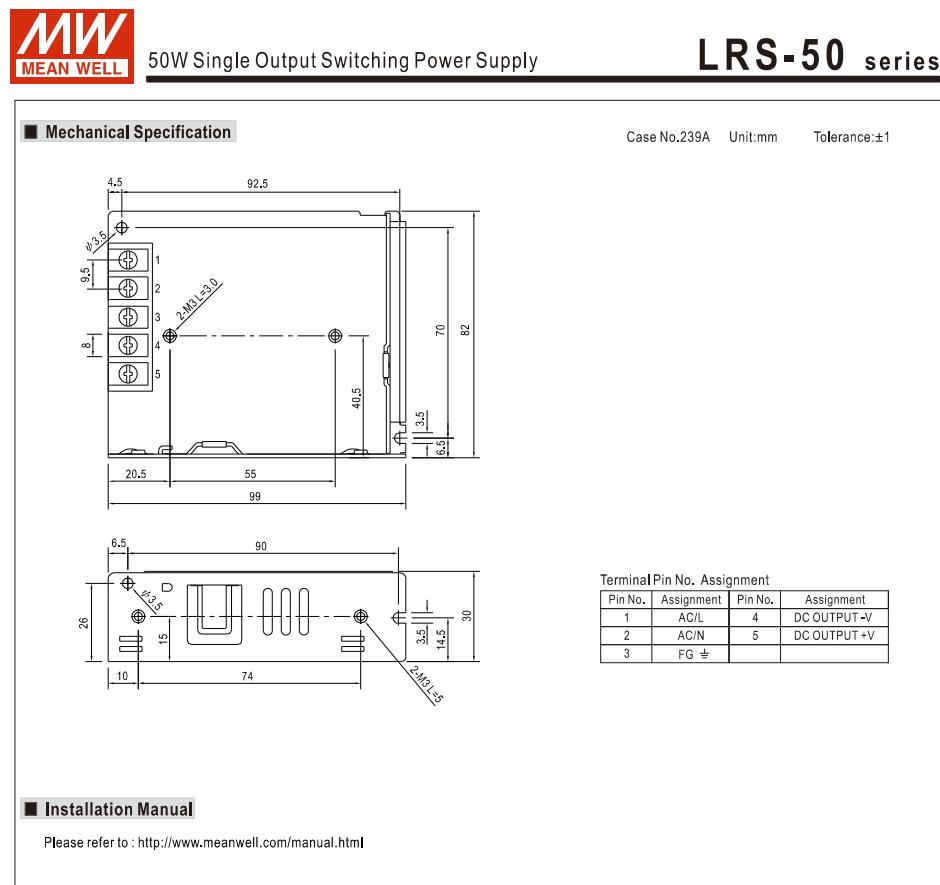


Figura 9: Dimensiones de fuente conmutada MEAN WELL LRS-50-5.

Sistema de movimiento

1. Instruction

1.1 Overview

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

1.2 Features

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

1.3 Applications

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

2. Electrical, mechanical, environment Parameter

2.1 Electrical Parameter

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

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

Sistema de control

ST life.augmented

VL53L1X

Datasheet

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



Features

Fully integrated miniature module

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

Fast, accurate distance ranging

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

Product status link
VL53L1X

Eye safety

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

Easy integration

- Software driver and code example for turnkey ranging
- Single reflowable component
- Single power supply 2V_B
- Can be hidden behind many cover glass materials
- I_C 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 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 13: Hoja de datos de Raspberry Pi 4 Model B (Página 2).

Planos de manufactura

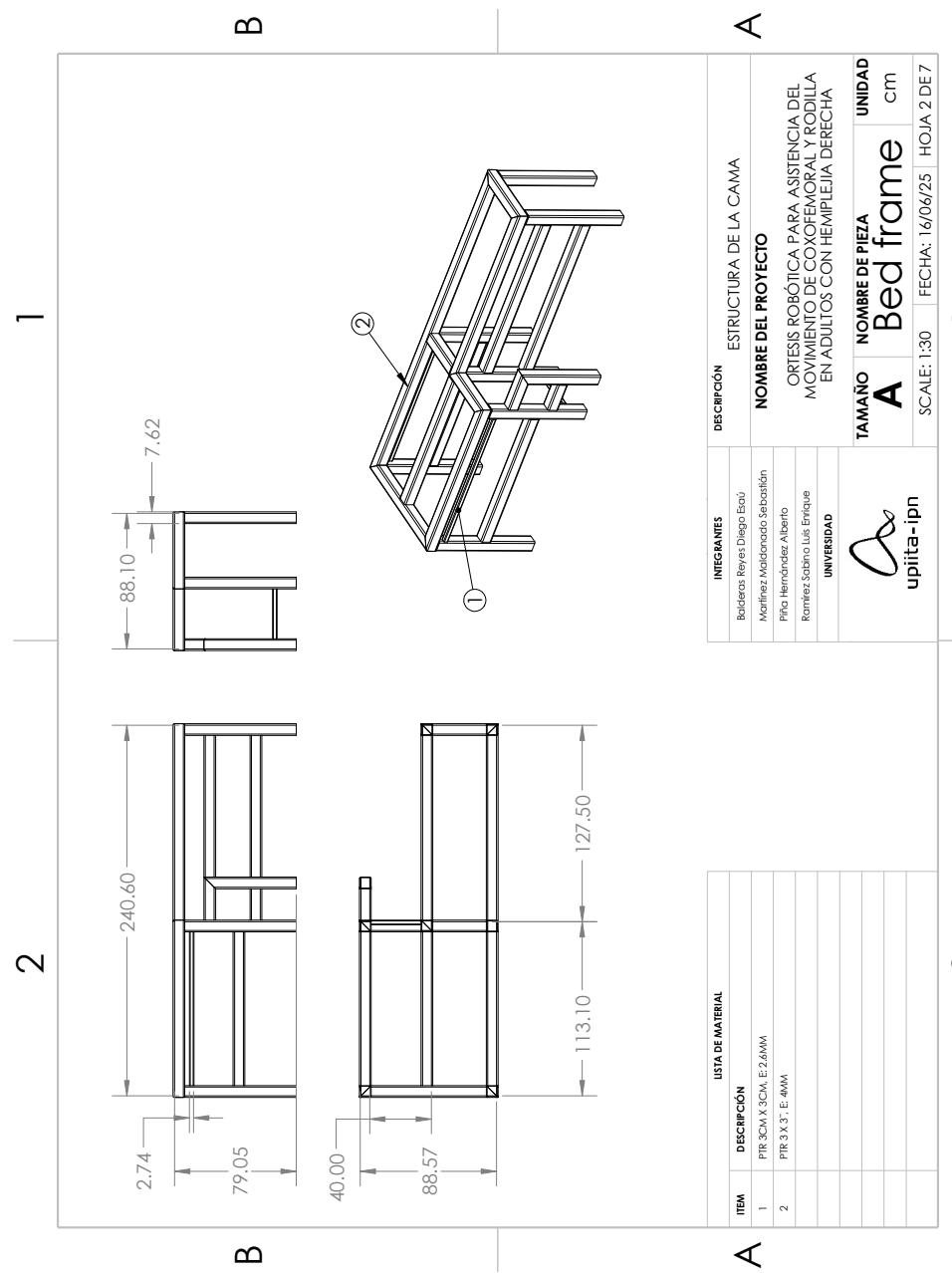


Figura 14: Estructura de la cama.

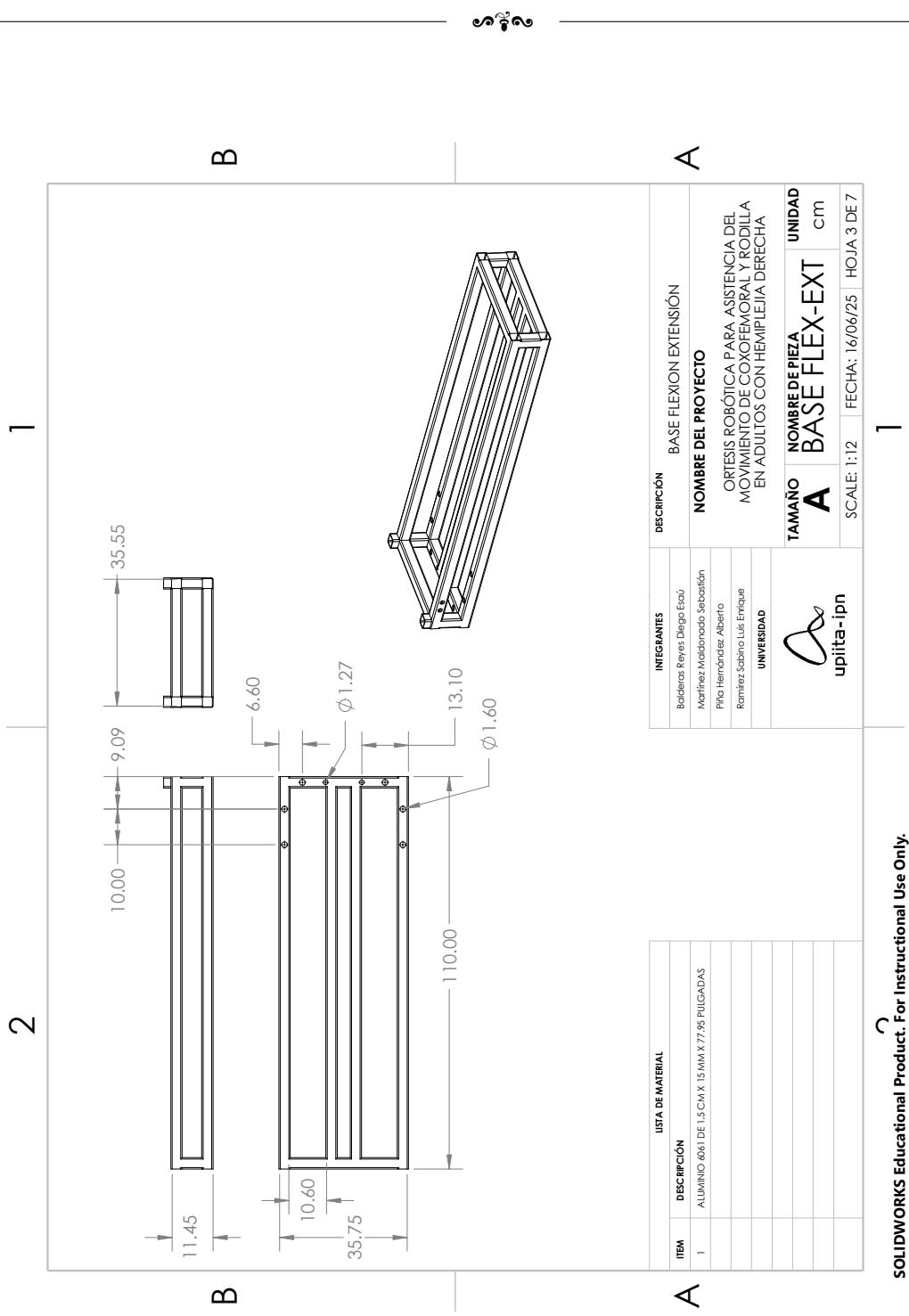
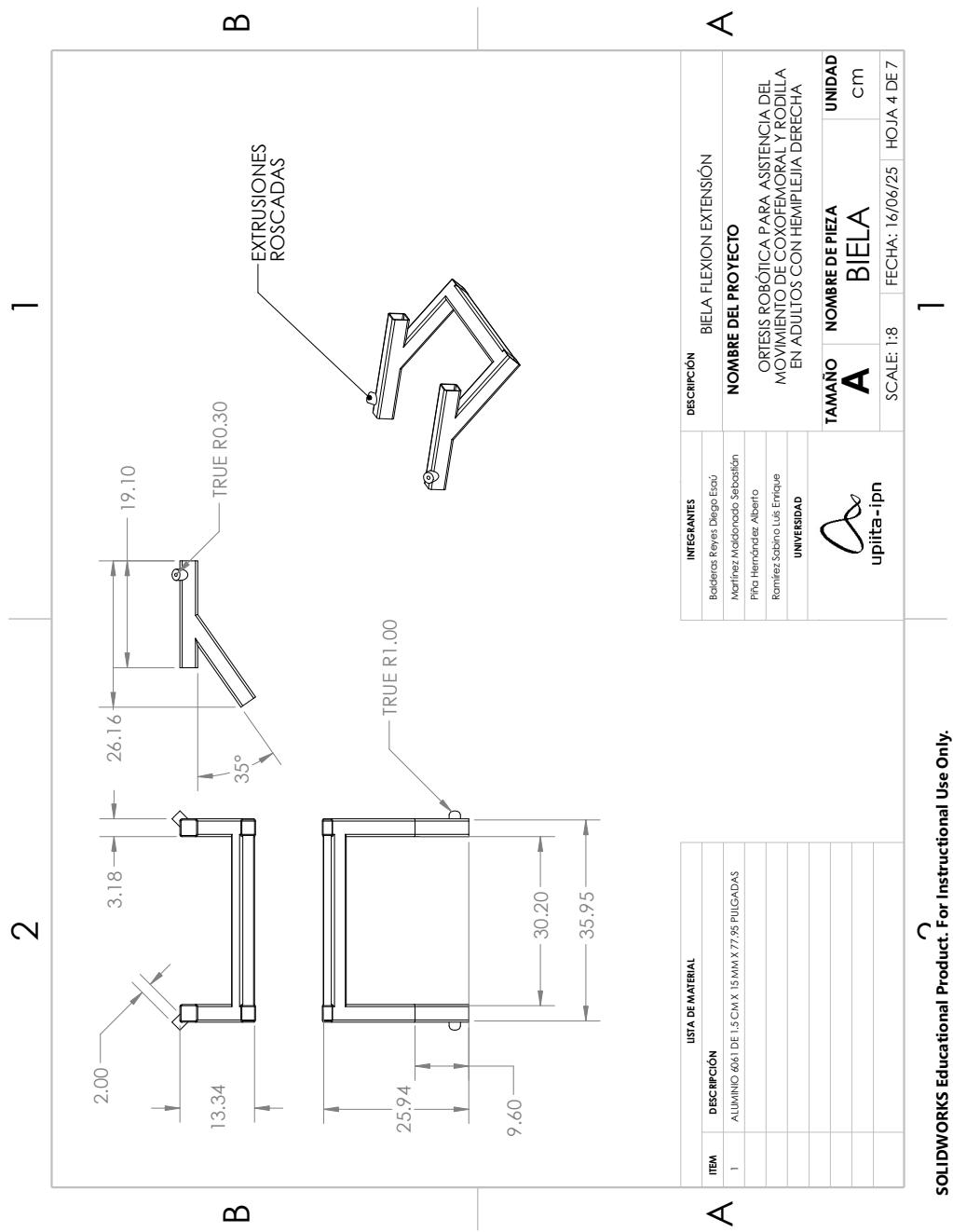


Figura 15: Base flexión-extensión.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura 16: Biela flexión-extensión.

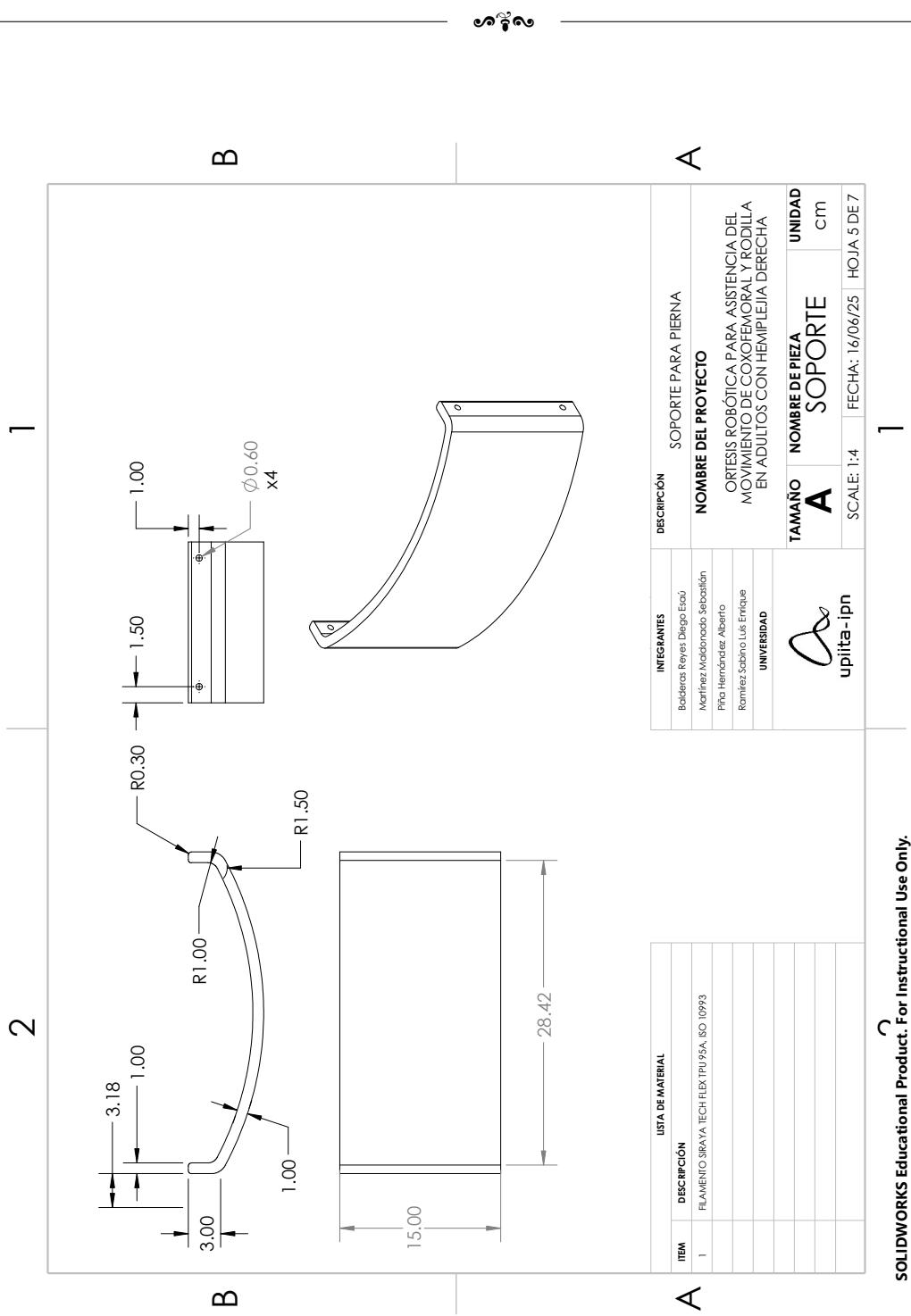


Figura 17: Soporte para pierna.

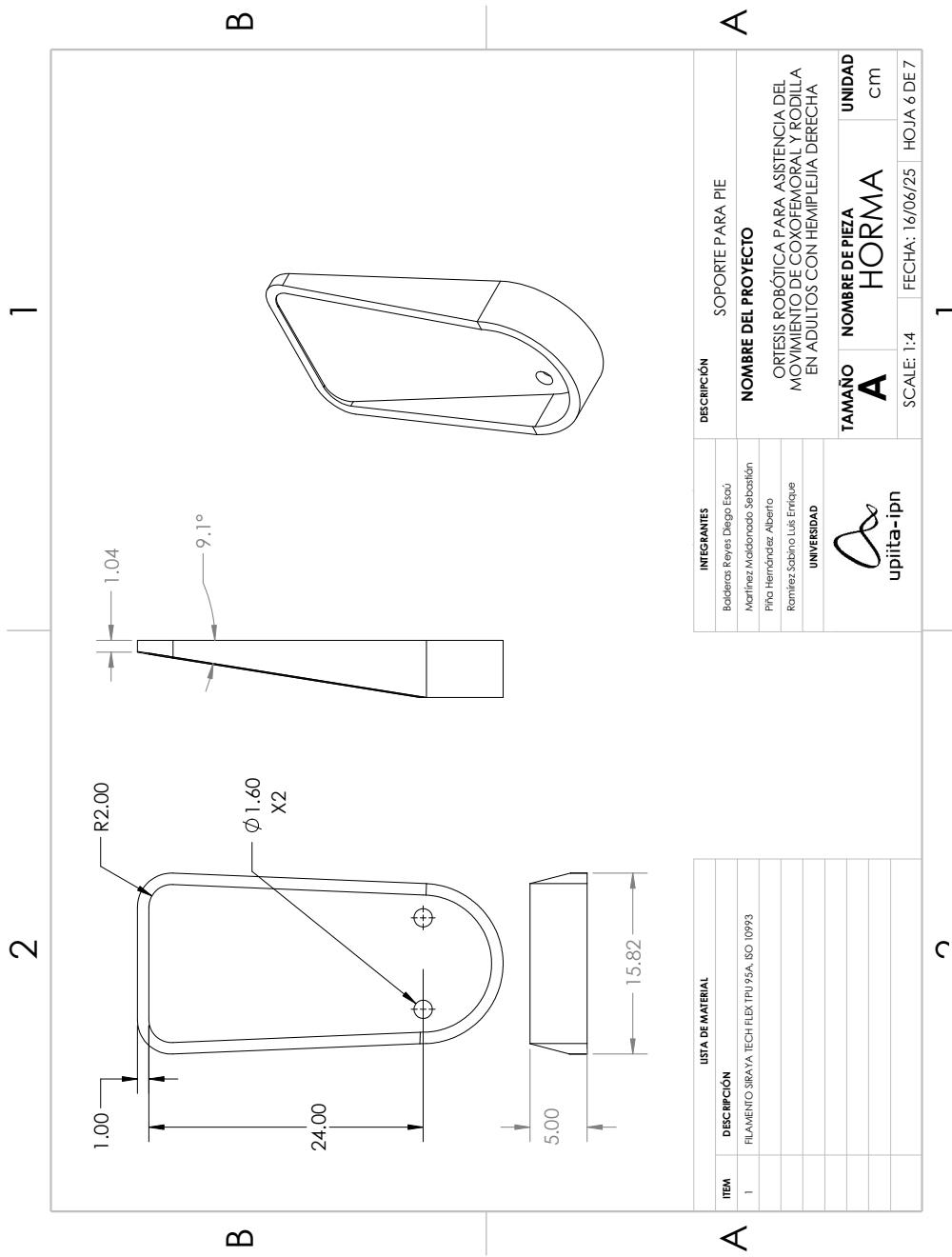


Figura 18: Soporte para pie.

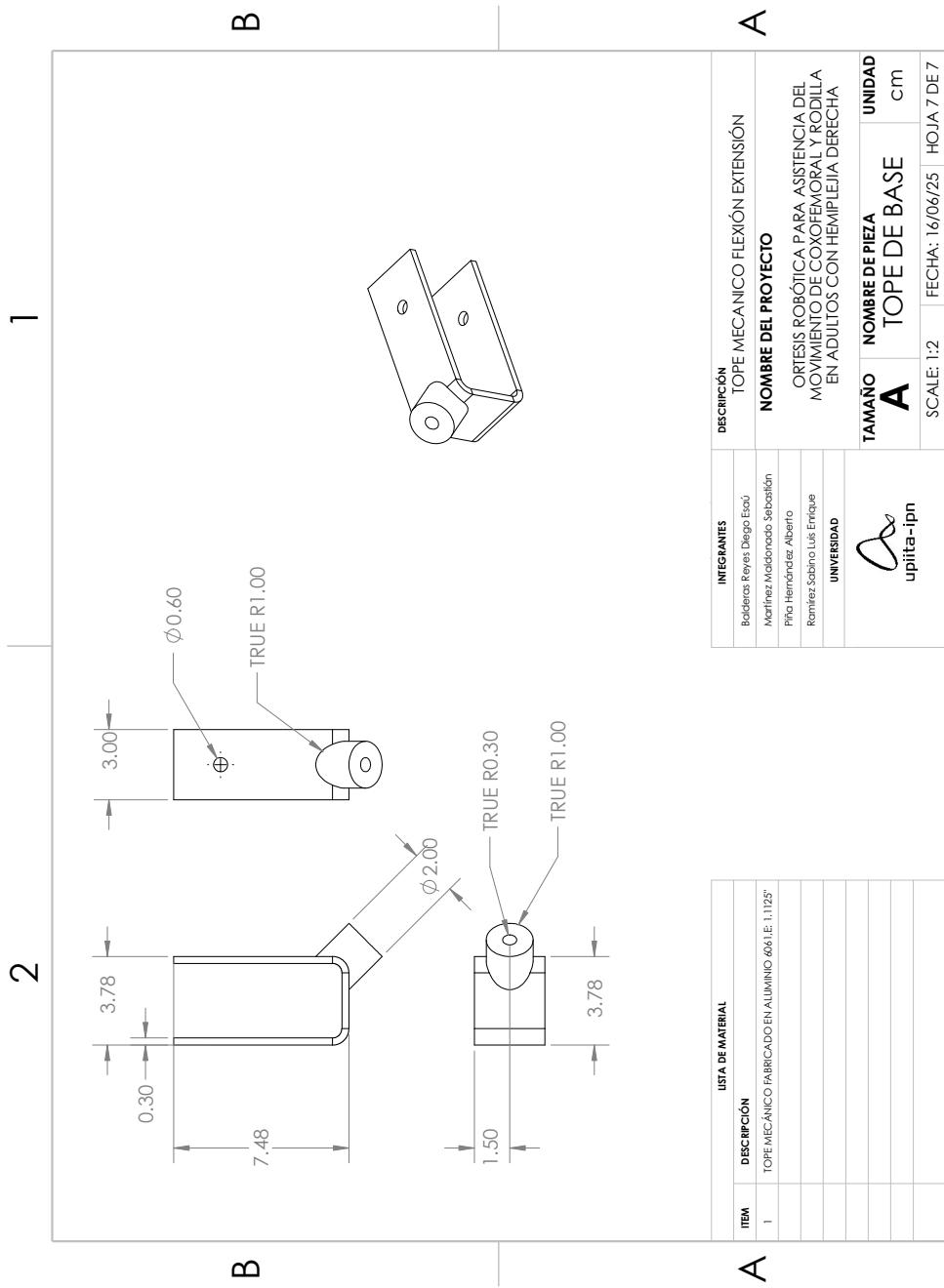
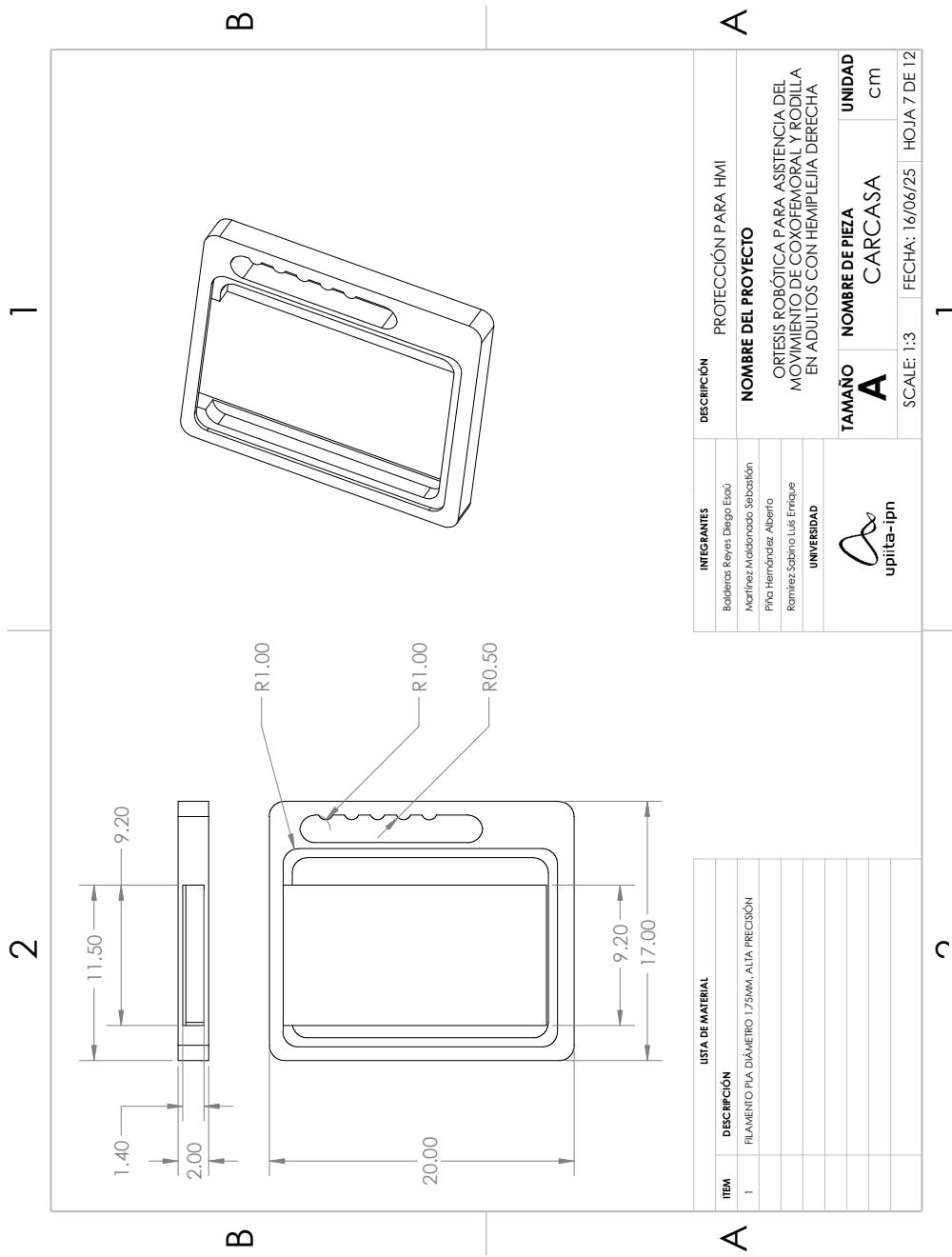


Figura 19: Tope mecánico de flexión-extensión.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

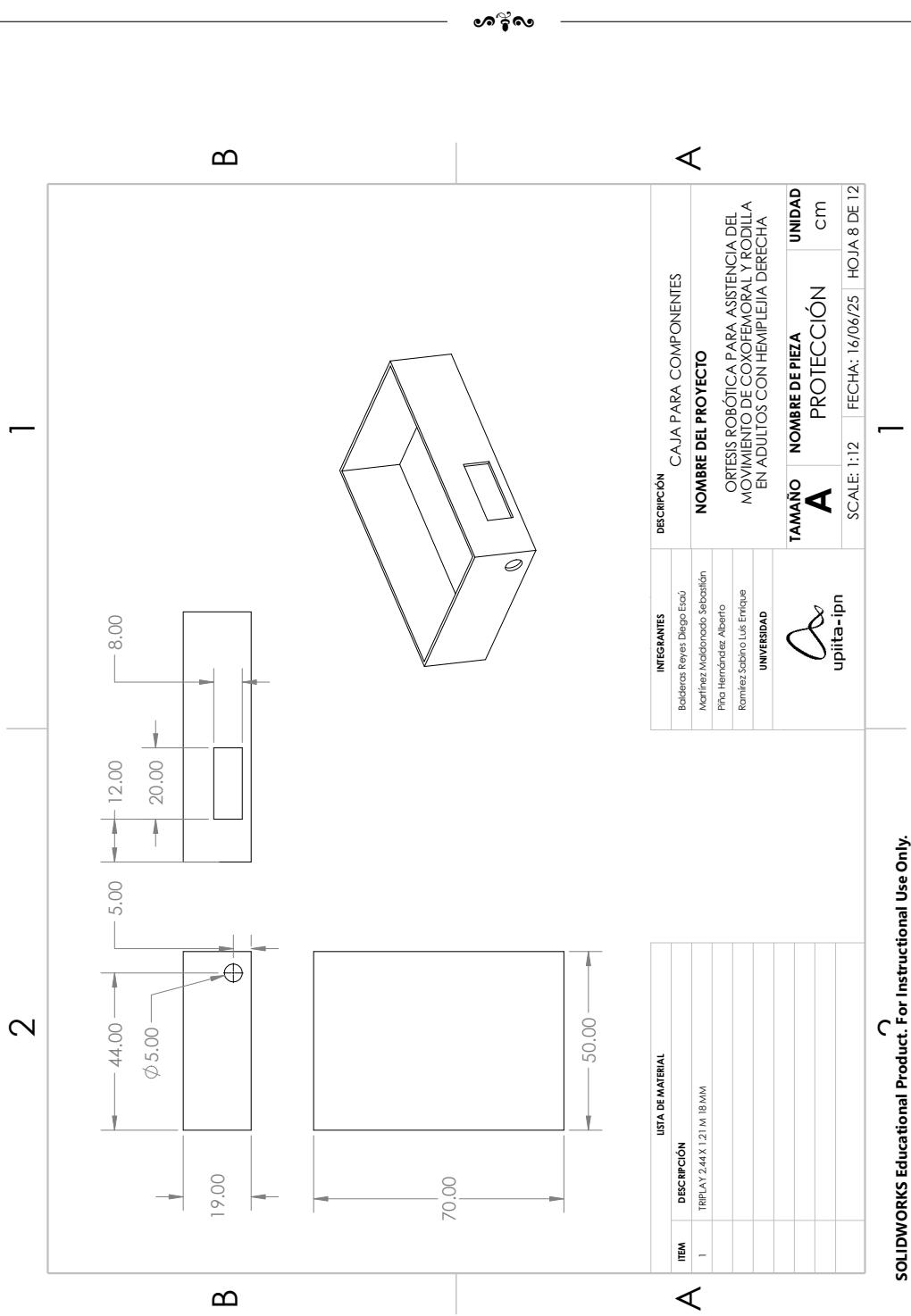


Figura 21: Caja para componentes.

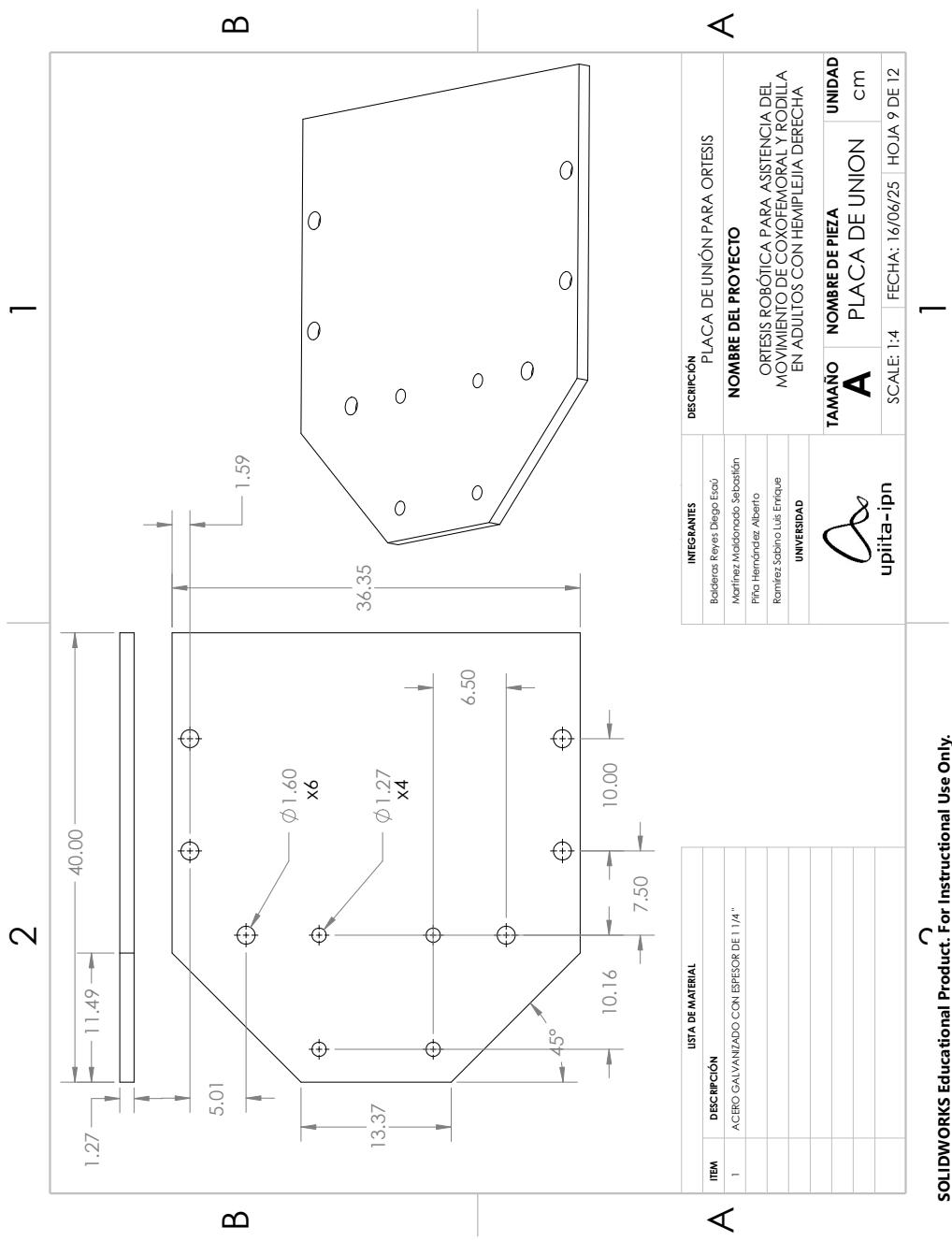


Figura 22: Placa para unión de ortesis.

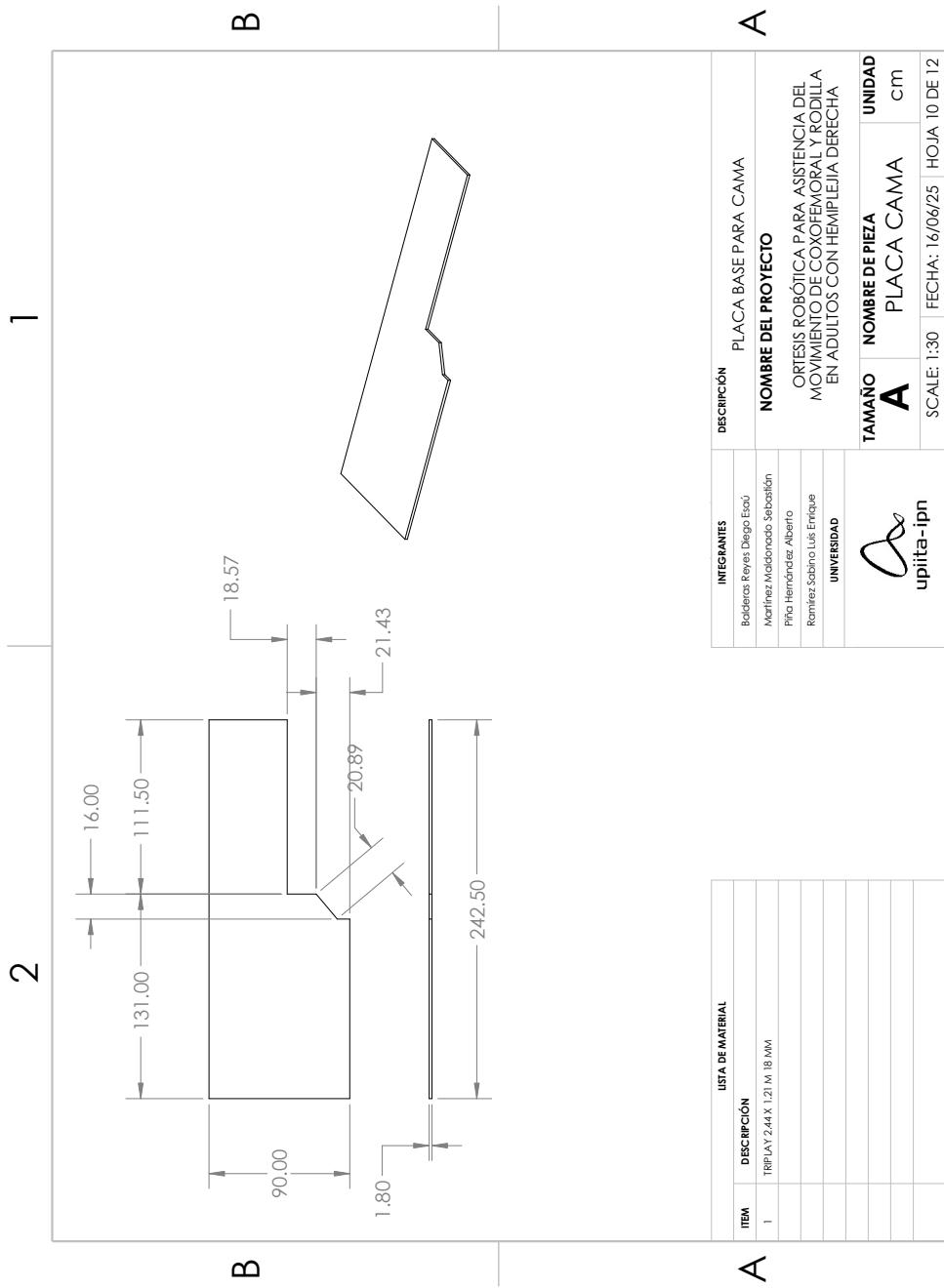


Figura 23: Protección para HMI.

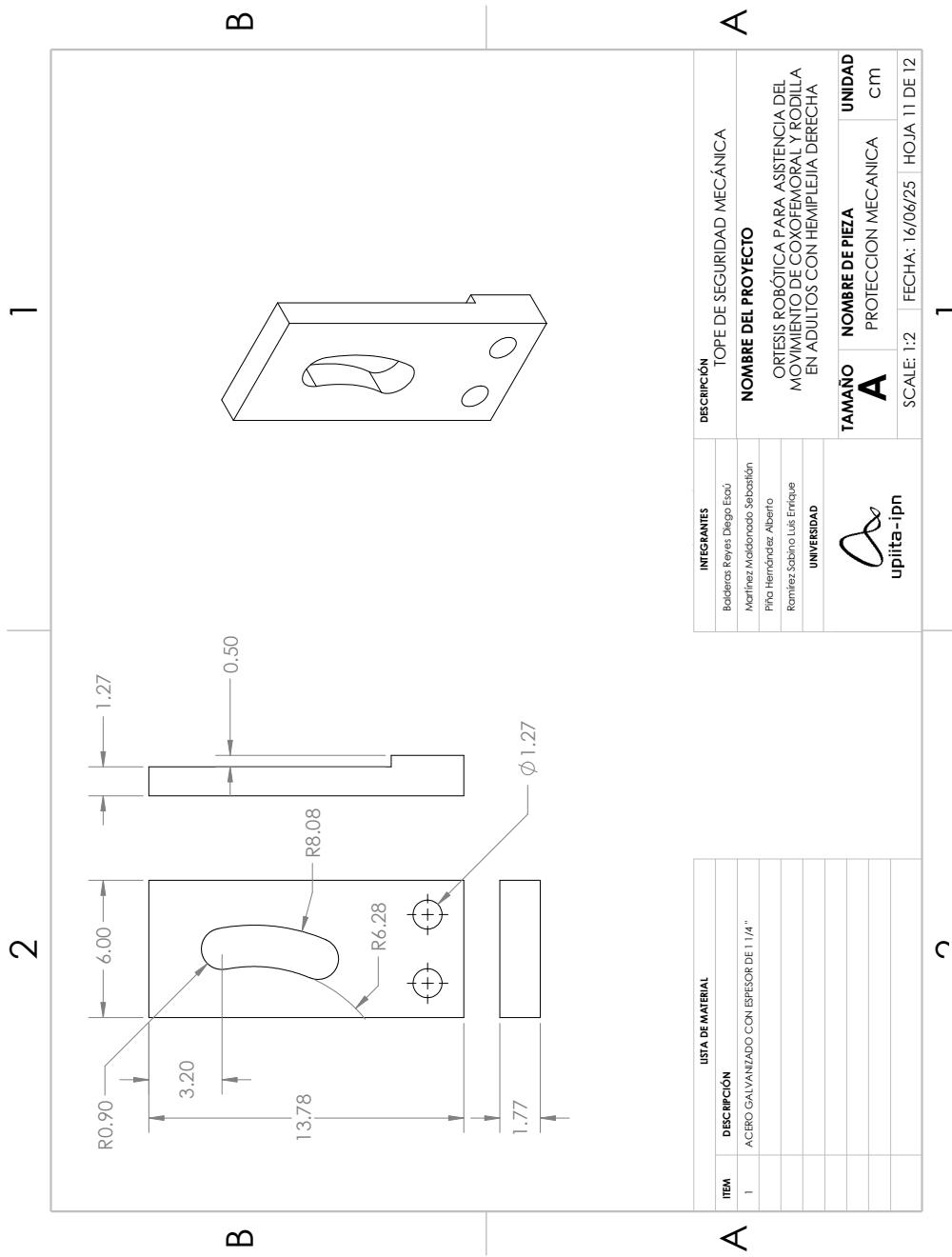


Figura 24: Placa base para cama.

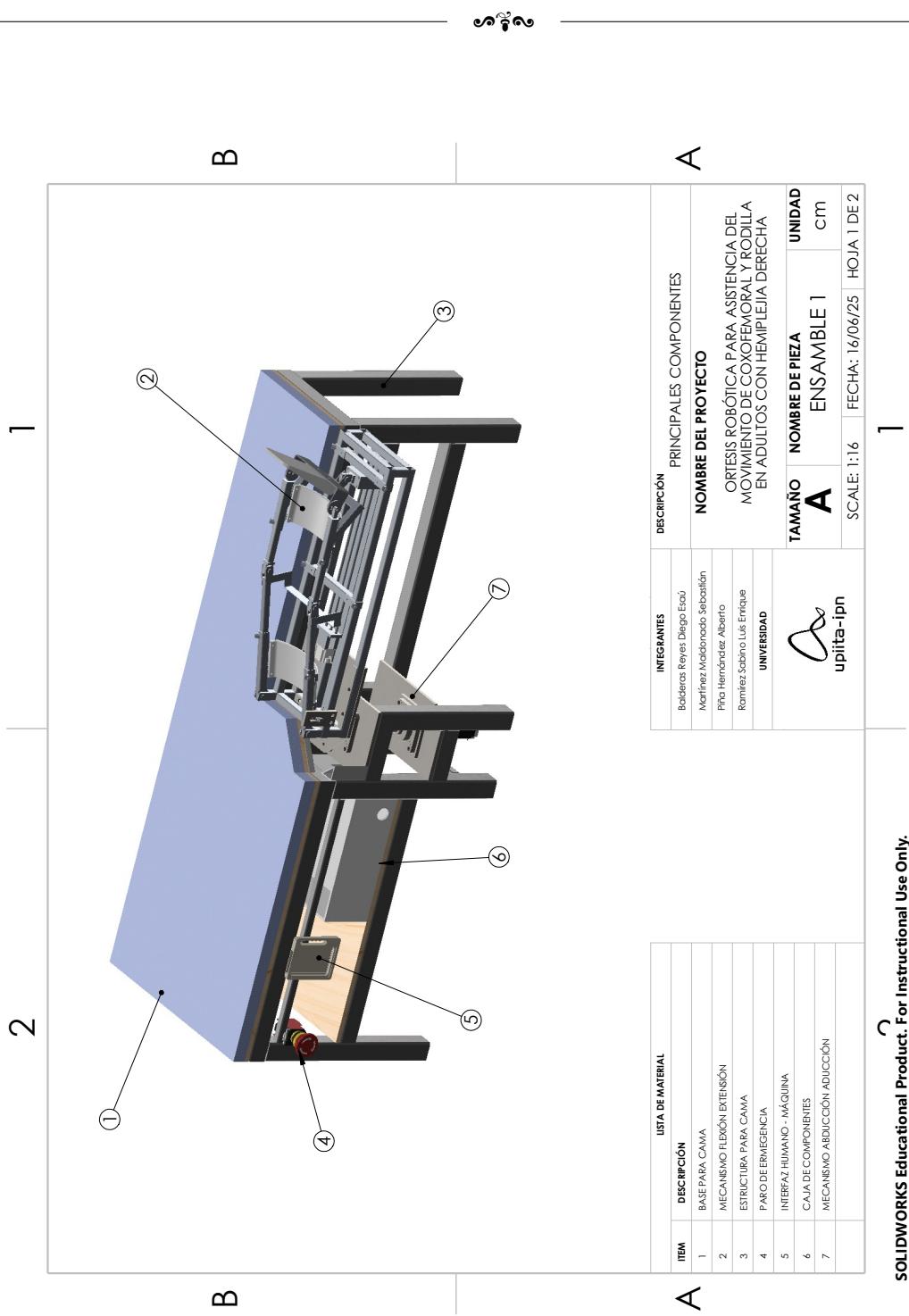


Figura 25: Ensamble del proyecto - Primera parte.

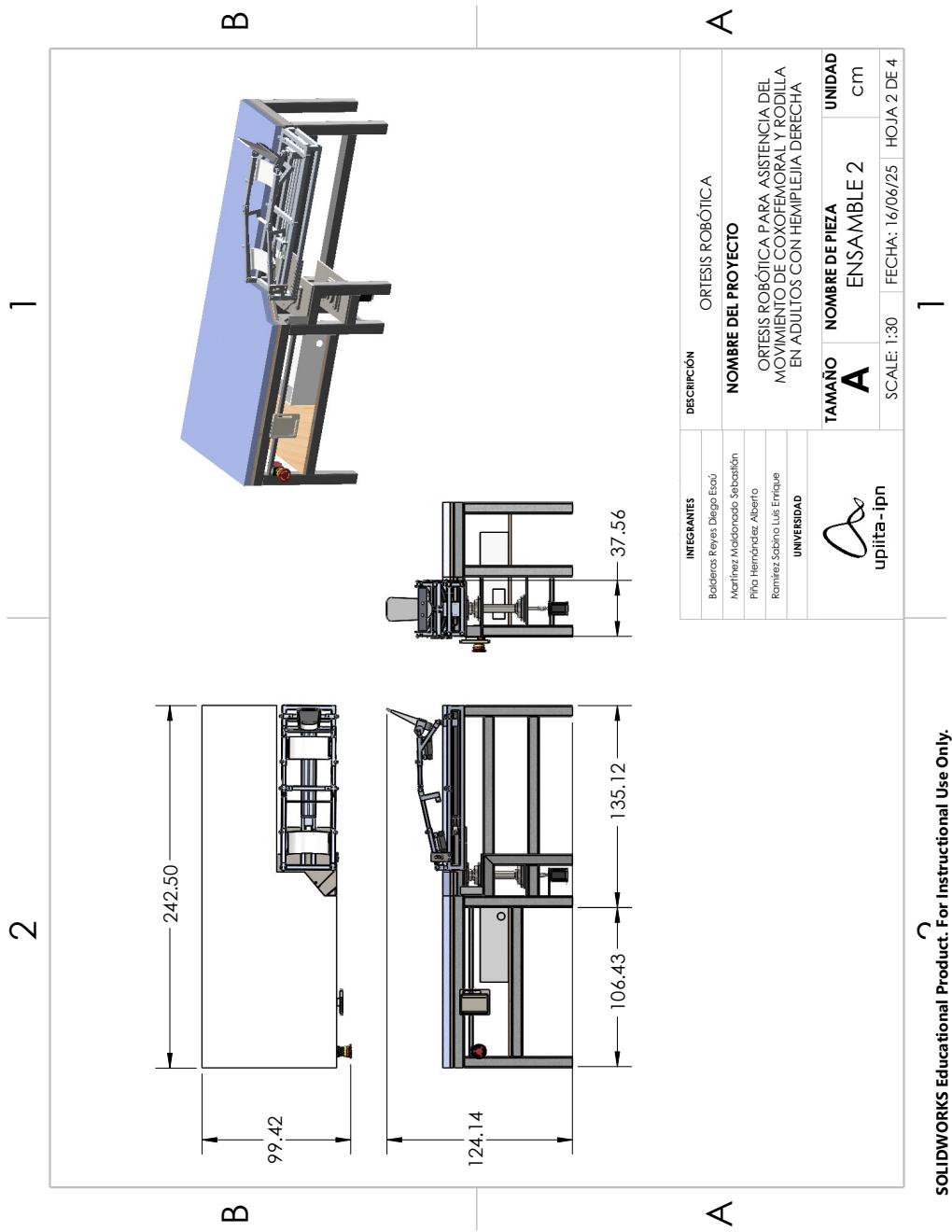


Figura 26: Ensamble del proyecto - Segunda parte.

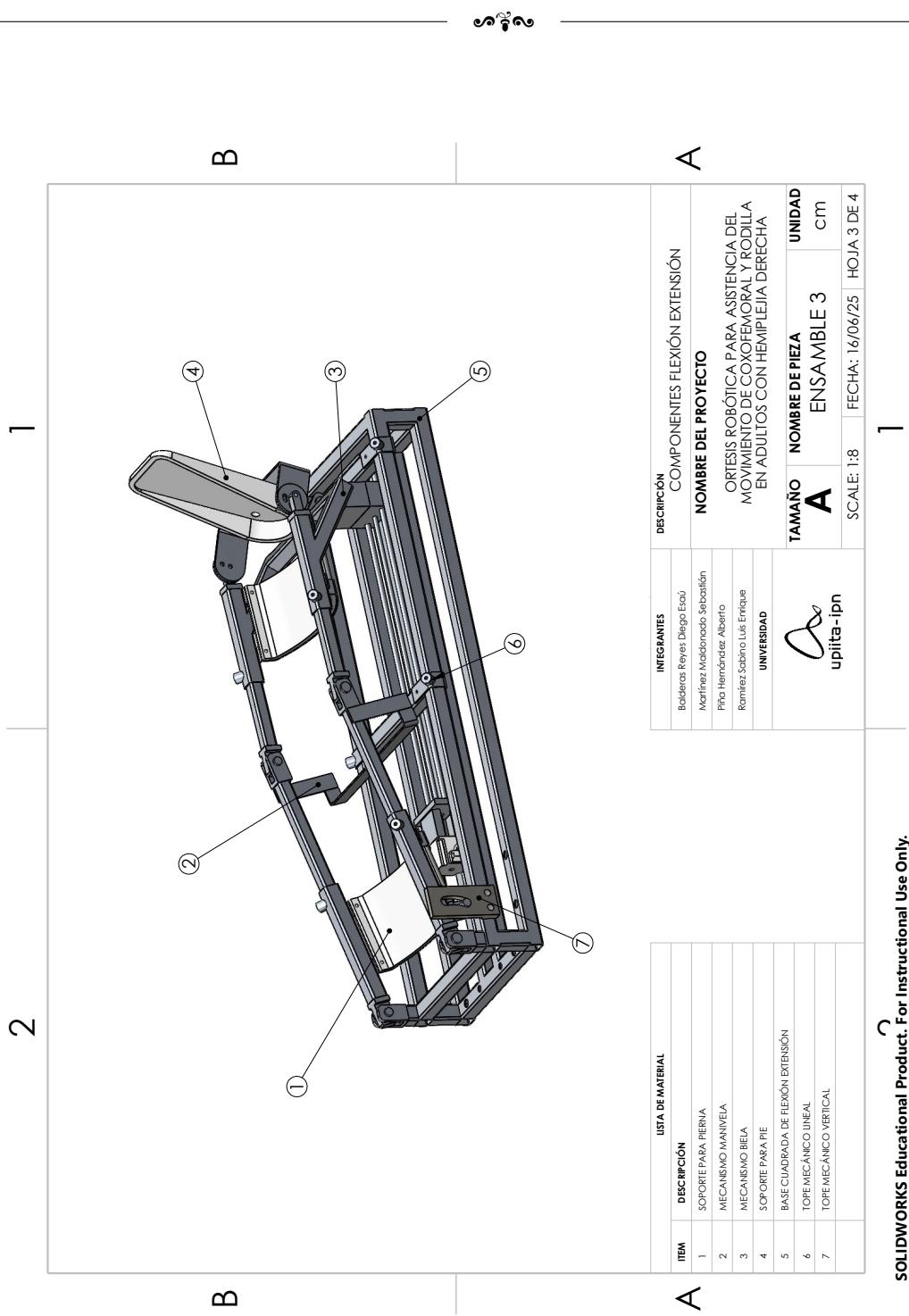


Figura 27: Componentes flexión-extensión.

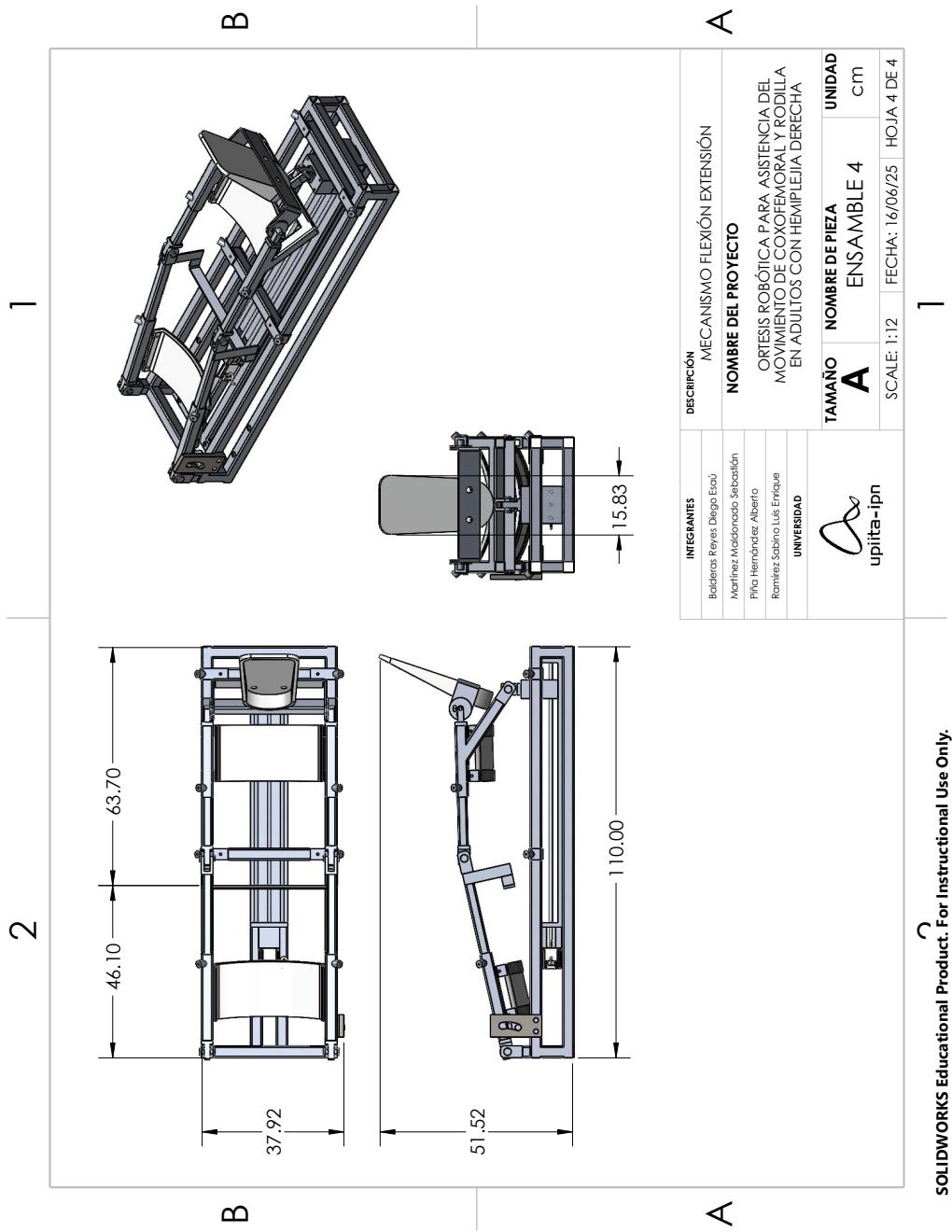


Figura 28: Mecanismo de flexión-extensión.

Anexos

Hoja de datos

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

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

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

Tabla .1: Especificaciones del componente

Parámetro	Valor
Voltaje	12V
Corriente	2A

Anexo 2. Hoja de datos

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

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

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

\bigskip

Anexo 3 (Anexo título 3)

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

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

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

\bigskip