UNIVERSIDAD NACIONAL DE JAÉN

FACULTAD DE INGENIERÍA

UNIVERSIDAD NACIONAL DE JAÉN

CARRERA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

"DESARROLLO DE UNA MÁQUINA PARA REHABILITACIÓN Y FORTALECIMIENTO DE RODILLA EN LA CLÍNICA BELÉN - JAÉN"

TESIS PARA OPTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA

Autores:	**Bach. Carlos Enrique Concha Santos**
	Bach. Anderson Miguel Coronado Cieza
Asesor:	**Mg. Lenin Franchescoleth Núñez Pintado**
Co-asesor:	**Dr. Wilder Pinedo Tapia**
Línea de investigación:	**Automatización y control Industrial**

JAÉN – PERÚ

2026

Concha Santos Carlos E. Y Coronado Cieza Anderso...

DESARROLLO DE UNA MÁQUINA PARA REHABILITACIÓN Y FORTALECIMIENTO DE RODILLA EN LA CLÍNICA BELÉN - JA...

Quick Submit

Quick Submit

Universidad Nacional de Jaen

Detalles del documento

Identificador de la entrega
trn:oid:::1:3627442735

Fecha de entrega
14 ago 2026, 11:54 a.m. GMT-5

Fecha de descarga
14 ago 2026, 11:58 a.m. GMT-5

Nombre del archivo
DILLA_EN_LA_CLNICA_BELN_-_JAN_-_CARLOS_ENRIQUE_CONCHA_SANTOS.pdf

Tamaño del archivo
7.0 MB

140 páginas

24.936 palabras

160.601 caracteres

UNIVERSIDAD NACIONAL DE JAÉN
Dra. María Marleni Torres Cruz
Responsable de la Unidad de Investigación
de la Facultad de Ingeniería

2% Similitud general

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para ca...

Filtrado desde el informe

- Bibliografía
- Texto citado
- Texto mencionado
- Coincidencias menores (menos de 15 palabras)

Fuentes principales

2%	Fuentes de Internet
0%	Publicaciones
2%	Trabajos entregados (trabajos del estudiante)

Marcas de integridad

N.° de alerta de integridad para revisión

Caracteres reemplazados
49 caracteres sospechosos en N.° de páginas
Las letras son intercambiadas por caracteres similares de otro alfabeto.

Los algoritmos de nuestro sistema analizan un documento en profundidad para buscar inconsistencias que permitirían distinguirlo de una entrega normal. Si advertimos algo extraño, lo marcamos como una alerta para que pueda revisarlo.

Una marca de alerta no es necesariamente un indicador de problemas. Sin embargo, recomendamos que preste atención y la revise.

UNIVERSIDAD NACIONAL DE JAÉN

Dra. María Marleni Torres Cruz
Responsable de la Unidad de Investigación
de la Facultad de Ingeniería

FORMATO 03: ACTA DE SUSTENTACIÓN

En la ciudad de Jaén, el día 04 de agosto del año 2026, siendo las 17:00 horas, se reunieron de manera presencial los integrantes del Jurado:
Presidente: Dr. Mario Félix Olivera Aldana
secretario: Dr. Edwin Carlos Lenin Felix Poicon
Vocal: Mg. Juan Antonio Labrin Romero
para evaluar la Sustentación del Informe Final:
( ) Trabajo de Investigación
(**X**) Tesis
( ) Trabajo de Suficiencia Profesional

Titulado:
"DESARROLLO DE UNA MÁQUINA PARA REHABILITACIÓN Y FORTALECIMIENTO DE RODILLA EN LA CLÍNICA BELÉN - JAÉN", presentado por los bachilleres: **Carlos Enrique Concha Santos y Anderson Miguel Coronado Cieza**, de la Carrera Profesional de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Nacional de Jaén.

Después de la sustentación y defensa, el Jurado acuerda:

(X) Aprobar ( ) Desaprobar (X) Unanimidad ( ) Mayoría

Con la siguiente mención:

a) Excelente	18, 19, 20	( )
b) Muy bueno	16, 17	(17)
c) Bueno	14, 15	( )
d) Regular	13	( )
e) Desaprobado	12 ò menos	( )

Siendo las 17:00 horas del mismo día, el Jurado concluye el acto de sustentación confirmando su participación con la suscripción de la presente.

Dr. Mario Félix Olivera Aldana
Presidente Jurado Evaluador

Dr. Edwin Carlos Lenin Felix Poicon
Secretario Jurado Evaluador

Mg. Juan Antonio Labrin Romero
Vocal Jurado Evaluador

"Año De La Esperanza Y El Fortalecimiento De La Democracia"

ANEXO N°06:

DECLARACIÓN JURADA DE AUTENTICIDAD Y DE NO PLAGIO

DE LA TESIS (PREGRADO)

Yo, **Anderson Miguel Coronado Cieza**, egresado de la carrera Profesional de **Ingeniería Mecánica y Eléctrica** de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Jaén, identificado (a) con DNI **71663775**.

Declaro bajo juramento que:

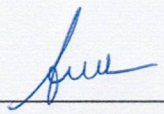
1. Soy Autor del trabajo titulado:

   "**DESARROLLO DE UNA MÁQUINA PARA REHABILITACIÓN Y FORTALECIMIENTO DE RODILLA EN LA CLÍNICA BELÉN - JAÉN**".
   Asesorado por el **Mg. Lenin Franchescoleth Núñez Pintado**.
   El mismo que presento bajo la modalidad de tesis para optar; el Título Profesional/Grado Académico de **Ingeniero Mecánico Electricista.**

2. El texto de mi trabajo final respeta y no vulnera los derechos de terceros, incluidos los derechos de propiedad intelectual. En el sentido, el texto de mi trabajo final no ha sido plagiado total ni parcialmente, para la cual he respetado las normas internacionales de citas y referencias de las fuentes consultadas.
3. El texto del trabajo final que presento no ha sido publicado ni presentado antes en cualquier medio electrónico o físico.
4. La investigación, los resultados, datos, conclusiones y demás información presentada que atribuyo a mi autoría son veraces.
5. Declaro que mi trabajo final cumple con todas las normas de la Universidad Nacional de Jaén.
6. Soy consciente de que el hecho de no respetar los derechos de autor y hacer plagio, es objeto de sanciones universitarias y/o legales.

El incumplimiento de lo declarado da lugar a responsabilidad del declarante, en consecuencia; a través del presente documento asumo frente a terceros, la Universidad Nacional de Jaén y/o la Administración Pública toda responsabilidad que pueda derivarse por el trabajo final presentado. Lo señalado incluye responsabilidad pecuniaria incluido el pago de multas u otros por los daños y perjuicios que se ocasionen.

Fecha: Jaén, 12, agosto de 2026.



Anderson Miguel Coronado Cieza

"Año De La Esperanza Y El Fortalecimiento De La Democracia"

ANEXO N°06:

DECLARACIÓN JURADA DE AUTENTICIDAD Y DE NO PLAGIO

DE LA TESIS (PREGRADO)

Yo, **Carlos Enrique Concha Santos**, egresado de la carrera Profesional de **Ingeniería Mecánica y Eléctrica** de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Jaén, identificado (a) con DNI **70030736**.

Declaro bajo juramento que:

1. Soy Autor del trabajo titulado:

   "**DESARROLLO DE UNA MÁQUINA PARA REHABILITACIÓN Y FORTALECIMIENTO DE RODILLA EN LA CLÍNICA BELÉN - JAÉN**".
   Asesorado por el **Mg. Lenin Franchescoleth Núñez Pintado**.
   El mismo que presento bajo la modalidad de tesis para optar; el Título Profesional/Grado Académico de **Ingeniero Mecánico Electricista.**

2. El texto de mi trabajo final respeta y no vulnera los derechos de terceros, incluidos los derechos de propiedad intelectual. En el sentido, el texto de mi trabajo final no ha sido plagiado total ni parcialmente, para la cual he respetado las normas internacionales de citas y referencias de las fuentes consultadas.

3. El texto del trabajo final que presento no ha sido publicado ni presentado antes en cualquier medio electrónico o físico.

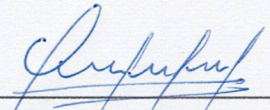
4. La investigación, los resultados, datos, conclusiones y demás información presentada que atribuyo a mi autoría son veraces.

5. Declaro que mi trabajo final cumple con todas las normas de la Universidad Nacional de Jaén.

6. Soy consciente de que el hecho de no respetar los derechos de autor y hacer plagio, es objeto de sanciones universitarias y/o legales.

El incumplimiento de lo declarado da lugar a responsabilidad del declarante, en consecuencia; a través del presente documento asumo frente a terceros, la Universidad Nacional de Jaén y/o la Administración Pública toda responsabilidad que pueda derivarse por el trabajo final presentado. Lo señalado incluye responsabilidad pecuniaria incluido el pago de multas u otros por los daños y perjuicios que se ocasionen.

Fecha: Jaén, 12, agosto de 2026.



Carlos Enrique Concha Santos

INDICE DE CONTENIDO

RESUMEN *8*

ABSTRACT *9*

I. INTRODUCCIÓN *10*

1.1 Antecedentes de la investigación 11
1.1.1 Antecedentes Internacionales 12
1.1.2 Antecedentes Nacionales 14

1.2 Problema 15
1.2.1 Realidad problemática 15
1.2.2 Formulación del problema 16

1.3 Justificación 16
1.3.1 Justificación social 16
1.3.2 Justificación económica 17
1.3.3 Justificación tecnológica 18

1.4 Objetivos 18
1.4.1 Objetivo General 18
1.4.2 Objetivos Específicos 19

II. MATERIAL Y METODO *19*

2.1 Ubicación geográfica de la clínica Belén 19

2.2 Métodos, técnicas y procedimientos utilizados 20
2.2.1 Tipo de Investigación 20
2.2.2 Diseño de la investigación 20
2.2.3 Método 21
2.2.4 Técnicas e instrumentos 21
2.2.5 Procedimiento metodológico 22

2.3 Determinar los parámetros para el diseño de la máquina. 24
2.3.1 Revisar bibliografía respecto a máquinas de rehabilitación. 24
2.3.2 Recibir asesoramiento de un especialista en rehabilitación. 26
2.3.2.1 Entrevista a Especialista en Rehabilitación 26
2.3.3 Revisar normativa relacionada a diseño de equipamiento médico. 28
2.3.3.1 Sistemas de gestión de calidad para dispositivos médicos - ISO 13485:2016 28
2.3.3.2 Gestión de riesgos en dispositivos médicos - ISO 14971:2019 29
2.3.3.3 IEC 60601-1-2 (y NTP-IEC 60601-1-2) – Compatibilidad electromagnética 31
2.3.3.4 ISO 9241 – Ergonomía de la interacción humano-sistema 31
2.3.4 Obtener requerimientos finales. 32

III. RESULTADOS *34*

3.1 Diseñar y seleccionar los componentes para la máquina 34
3.1.1 Diseño conceptual de la máquina 34
3.1.1.1 Descripción Funcional 34
3.1.1.2 Arquitectura Conceptual 35
3.1.1.3 Integración de Subsistemas 35
3.1.1.4 Justificación del concepto seleccionado 36
3.1.2 Selección de componentes mecánicos 37
3.1.2.1 Sistema Mecánico 37
3.1.2.1.1 Motor electrico 37
3.1.2.1.2 Tornillo de potencia 40
3.1.2.1.3 Estructura Metálica 43
3.1.2.1.4 Componentes adicionales 44

3.1.2.2 Componentes de automatización y control 45
3.1.2.2.1 Microcontrolador 45
3.1.2.2.2 Driver 47
3.1.2.2.3 Sensor final de carrera 48
3.1.2.2.4 Pantalla TFT 49
3.1.2.2.5 Sensor de distancia laser (Torque) 50
3.1.2.2.6 Botonera y parada de emergencia 51
3.1.2.2.7 Sensor Ultrasónico 51
3.1.2.3 Sistema de alimentación eléctrica 53
3.1.2.3.1 Fuente de alimentación 220v-24v 53
3.1.2.3.2 Reductor DC-DC de 24v-5v 54
3.1.3 Modelado 3D de la estructura 55
3.1.3.1 Esbozo conceptual inicial 55
3.1.3.2 Consideraciones de material para el diseño 56
3.1.3.3 Barras estabilizadoras 56
..... 56
3.1.3.4 Placas base estructural 57
3.1.3.5 Barras de soporte 59
3.1.3.6 Barras de extensión del muslo 59
3.1.3.7 Varilla reguladora de longitud del muslo 60
3.1.3.8 Barras de extensión de la pierna 61
3.1.3.9 Varilla reguladora de longitud de la pierna 62
3.1.3.10 Perno móvil 63
3.1.3.11 Soporte en U 64
3.1.3.12 Topes de unión 65
3.1.3.13 Motor paso a paso nema 24 66
3.1.3.14 Tornillo de potencia 67
3.1.3.15 Diseño electrónico 68
3.1.3.16 Funcionamiento 69
3.1.3.17 Diagrama de flujo 71
3.1.3.18 Conexionado de componentes 72
3.1.3.19 Programación 72
3.1.3.20 Código de programación 73
3.1.4 Ensamblaje y simulación de movimientos 87
3.1.4.1 Vista de planta 87
3.1.4.2 Vista frontal 88
3.1.4.3 Vista Lateral 88
3.1.4.4 Vista Isométrica 89
3.1.4.5 Movimiento de flexión 89
3.1.4.6 Movimiento de extensión 90
3.1.4.7 Integración de componentes mecánicos 90
3.1.5 Análisis de esfuerzos 91
3.1.5.1 Ensamblaje de la maquina rehabilitadora 93
3.1.5.2 Estudio – Análisis estático 93
..... 93
3.1.5.3 Sujeciones/restricciones 94
3.1.5.4 Carga aplicada (15kg = 150N) 94
3.1.5.5 Mallado 95
3.1.5.6 Resultado – Tensión de VON MISES 95
..... 95
3.1.5.7 Resultado – desplazamiento 96
3.1.5.8 Resultado – factor de seguridad 96
..... 96
3.1.5.9 Información del estudio 97
3.1.5.10 Conclusión del análisis de esfuerzos 98
3.1.6 Evaluación de diseño por expertos 98

3.1.6.1 Análisis de resultados 99
3.1.7 Planos de fabricación 100
3.2 Fabricación y ensamblaje de la máquina 101
3.2.1 Maquinado y manufactura de piezas estructurales. 102
3.2.1.1 Corte de tubos estructurales de acero inoxidable AISI 304 102
3.2.1.2 Verificación dimensional de las piezas estructurales 104
3.2.1.3 Corte en maquina CNC 105
3.2.1.4 Soldadura Laser 107
3.2.1.5 Mecanizado del tornillo de potencia 107
3.2.2 Integración de componentes mecánicos, electrónicos y de control 108
3.2.3 Ensamblaje completo del prototipo 112
3.2.4 Verificación dimensional y funcional básica del ensamblaje 114
3.3 Validar su funcionamiento mediante pruebas en un entorno clínico controlado 115
3.3.1 Definir parámetros y condiciones para las pruebas 115
3.3.2 Ejecutar pruebas de funcionamiento con carga mecánica equivalente al uso real 116
3.3.3 Medir parámetros de desempeño 116
3.3.3.1 Condición de carga en 10kg 117
3.3.3.2 Condición de carga en 12 kg 117
3.3.3.3 Condición de carga en 15 kg 118
3.3.3.4 Condición de carga en usuario real 118
3.3.4 Identificar posibles fallos o desviaciones respecto al diseño previsto. 119
3.3.5 Registrar y analizar los resultados para determinar si cumple los requerimientos 119
3.4 Evaluar el costo de fabricación del prototipo en comparación con dispositivos comerciales similares 120
3.4.1 Calcular el costo total del prototipo (materiales, manufactura y ensamblaje). 121
3.4.2 Identificar y caracterizar equipos comerciales equivalentes. 122
3.4.2.1 Artromotor K1 Standard 122
3.4.2.2 Kinetec Spectra Essencial 123
3.4.2.3 Farmatek L-1 124
3.4.3 Comparar costos y prestaciones técnicas entre el prototipo y los equipos comerciales. 126
3.4.4 Realizar un análisis de viabilidad técnica-económica 126
IV. DISCUSIÓN 128
V. RECOMENDACIONES Y CONCLUSIONES 132
5.1 Conclusiones 132
5.2 Recomendaciones 133
VI. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS 135
DEDICATORIA 139
AGRADECIMIENTO 140

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: UBICACIÓN DE LA CLÍNICA BELÉN EN JAÉN 19
FIGURA 2: UBICACIÓN DE JAÉN DENTRO DEL DEPARTAMENTO DE CAJAMARCA 20
FIGURA 3: DIAGRAMA DE FLUJO PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO 22
FIGURA 4: MOTOR DC PASO A PASO NEMA24 40
FIGURA 5: TORNILLO DE POTENCIA COMERCIABLE 43
FIGURA 6: TUBOS DE ACERO INOXIDABLE ANSI 304 44
FIGURA 7: ACOPLE DE QUIJADA 45
FIGURA 8: RODAMIENTO DE 1/2 PULGADA 45
FIGURA 9: ARDUINO MEGA2560 47
FIGURA 10: DRIVER TB6600 48
FIGURA 11: SENSOR FINAL DE CARRERA 49
FIGURA 12: PANTALLA TFT TOUCH 2.4 PULGADAS 50
FIGURA 13: SENSOR VL53L0X (TOF) 51
FIGURA 14: SENSOR ULTRASÓNICO 52
FIGURA 15: FUENTE DE ALIMENTACIÓN DE 220-24V 54
FIGURA 16: REGULADOR DE VOLTAJE DC-DC STEP DOWN LM2596 54
FIGURA 17: ESBOZO INICIAL DE LA MAQUINA REHABILITADORA DE RODILLA 55
FIGURA 18: DISEÑO INICIAL DE LAS BARRAS ESTABILIZADORAS 56
FIGURA 19: BARRA ESTABILIZADORA EN SOLIDWORKS 57
FIGURA 20: PLACA BASE ESTRUCTURAL 1 EN SOLIDWORKS 58
FIGURA 21: PLACA BASE ESTRUCTURAL 2 EN SOLIDWORKS 58
FIGURA 22: BARRAS DE SOPORTE EN SOLIDWORKS 59
FIGURA 23: BARRA DE EXTENSIÓN DEL MUSLO EN SOLIDWORKS 60
FIGURA 24: VARILLA REGULADORA DE LONGITUD DEL MUSLO 61
FIGURA 25: BARRA DE EXTENSIÓN DE LA PIERNA EN SOLIDWORKS 62
FIGURA 26: VARILLA REGULADORA DE LONGITUD DE LA PIERNA EN SOLIDWORKS 63
FIGURA 27: PERNO MÓVIL EN SOLIDWORKS 64
FIGURA 28: SOPORTE EN U EN SOLIDWORKS 65
FIGURA 29: TOPE DE UNIÓN EN SOLIDWORKS 66
FIGURA 30: MOTOR NEMA24 EN SOLIDWORKS 67
FIGURA 31: TORNILLO DE POTENCIA EN SOLIDWORKS 68
FIGURA **32:** DIAGRAMA DE FLUJO 71
FIGURA 33: CONEXIONADO DE COMPONENTES 72
FIGURA 34: VISTA DE PLANTA DE ENSAMBLAJE DE LA MAQUINA 87
FIGURA 35: VISTA FRONTAL DE LA MAQUINA 88
FIGURA 36: VISTA LATERAL DE LA MAQUINA 88
FIGURA 37: VISTA ISOMÉTRICA DE LA MAQUINA 89
FIGURA 38: FLEXIÓN DE LA MAQUINA 89
FIGURA 39: EXTENSIÓN DE LA MAQUINA 90
FIGURA 40: INTEGRACIÓN DE COMPONENTES 90
FIGURA 41: ENSAMBLAJE DEL MECANISMO EN SOLIDWORKS 93
FIGURA 42: ESTUDIO - ANALÍTICO ESTÁTICO 93
FIGURA 43: SUJECIONES/RESTRICCIONES 94
FIGURA 44: CARGA APLICADA 94
FIGURA 45: MALLA 95
FIGURA 46: TENSIÓN DE VON MISES 95
FIGURA 47: DESPLAZAMIENTO 96
FIGURA 48: FACTOR DE SEGURIDAD 96
FIGURA 49: PLANO DE FABRICACIÓN 101
FIGURA 50: MEDICIÓN DE TUBOS DE ACERO 103
FIGURA 51: CORTE DE TUBOS DE ACERO 104

FIGURA 52: VERIFICACIÓN DE MEDIDAS 105
FIGURA 53: CORTE DE PLACAS EN MAQUINA CNC 106
FIGURA 54: MECANIZADO DE TORNILLO DE POTENCIA 108
FIGURA 55: INTEGRACIÓN DE COMPONENTES 110
FIGURA 56: INTEGRACIÓN DE COMPONENTES 110
FIGURA 57: ALINEACIÓN DE COMPONENTES 111
FIGURA 58: ALINEACIÓN DE COMPONENTES 111
FIGURA 59: INTEGRACIÓN DE TOPES DE GIRO 111
FIGURA 60: INTEGRACIÓN DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS 112
FIGURA 61: CONEXIÓN DE CIRCUITOS ELÉCTRICOS 112
FIGURA 62: ENSAMBLAJE COMPLETO DE LA MAQUINA 113
FIGURA 63: FUNCIONAMIENTO DE LA MAQUINA REHABILITADORA DE RODILLA 114
FIGURA 64: ARTROMOT K1 STANDARD 123
FIGURA 65: KINETEC SPECTRA ESSENTIAL 124
FIGURA 66: FARMATEK L-1 125

INDICE DE TABLAS

TABLA 1: REQUERIMIENTOS FINALES 33
TABLA 2: SELECCIÓN DE MOTOR DC 39
TABLA 3: SELECCIÓN DE TORNILLO DE POTENCIA COMERCIABLE 42
TABLA 4: SELECCIÓN DEL MATERIAL ESTRUCTURAL 43
TABLA 5: COMPONENTES COMERCIALES ADICIONALES 44
TABLA 6: SELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR 46
TABLA 7: SELECCIÓN DE DRIVER CONTROLADOR DE MOTOR 47
TABLA 8: SELECCIÓN DEL SENSOR FINAL DE CARRERA 48
TABLA 9: SELECCIÓN DE LA PANTALLA TÁCTIL 49
TABLA 10: SELECCIÓN DE SENSOR DE TORQUE 50
TABLA 11: SELECCIÓN DE BOTONERA Y PARADA DE EMERGENCIA 51
TABLA 12: SENSOR ULTRASÓNICO 52
TABLA 13: SELECCIÓN DE FUENTE 220-24V 53
TABLA 14: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA BARRA ESTABILIZADORA 56
TABLA 15: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LAS PLACAS BASE ESTRUCTURAL 1 57
TABLA 16: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE PLACA BASE ESTRUCTURAL 2 58
TABLA 17: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LAS BARRAS DE SOPORTE 59
TABLA 18: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA BARRA DE EXTENSIÓN DEL MUSLO 60
TABLA 19: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA VARILLA REGULADORA DE LONGITUD DEL MUSLO 61
TABLA 20: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA BARRA DE EXTENSIÓN DE LA PIERNA 62
TABLA 21: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA VARILLA REGULADORA DE LONGITUD DE LA PIERNA 63
TABLA 22: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL PERNO MÓVIL 64
TABLA 23: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL SOPORTE EN U 65
TABLA 24: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LOS TOPES 65
TABLA 25: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL MOTOR NEMA24 66
TABLA 26: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL TORNILLO DE POTENCIA 67
TABLA 27: INFORMACIÓN DEL ESTUDIO 97
TABLA 28: EVALUACIÓN DE CRITERIOS 99
TABLA 29: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO 116
TABLA 30: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO CON 10KG 117
TABLA 31: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO CON 12KG 117
TABLA 32: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO CON 15KG 118
TABLA 33: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO CON USUARIO REAL 118
TABLA 34: ANÁLISIS DE RESULTADOS 119
TABLA 35: COSTO TOTAL DE LA MAQUINA REHABILITADORA DE RODILLA 121
TABLA 36: COMPARACIÓN DE COSTOS Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS 126

RESUMEN

La presente investigación tuvo como objetivo diseñar e implementar una máquina para la rehabilitación y fortalecimiento de rodilla en la Clínica Belén de Jaén, debido a la limitada disponibilidad de equipos especializados para la atención de pacientes con lesiones articulares en la provincia. La investigación fue de tipo aplicada tecnológica, con diseño proyectivo y enfoque cuantitativo, empleándose el método analítico-sintético para el desarrollo de la propuesta. El proceso comprendió la determinación de requerimientos técnicos, el diseño mecánico y electrónico mediante software de modelado y simulación, la selección de componentes, la fabricación del prototipo y su posterior validación experimental. Como resultado, se obtuvo una máquina de movimiento pasivo continuo capaz de operar en un rango de movimiento de 0° a 120° y una velocidad ajustable entre 0.5°/s y 5°/s, accionada por un motor paso a paso NEMA 24 con un torque de 3.2 N·m. Las pruebas de funcionamiento realizadas con cargas de 10 kg, 12 kg y 15 kg demostraron un comportamiento estable y seguro, obteniéndose un error angular aproximado del 5 %, valor considerado aceptable para la aplicación propuesta. Asimismo, el costo total de fabricación fue de S/ 6,000, monto inferior al de equipos comerciales equivalentes cuyos precios oscilan entre S/ 8,925.62 y S/ 15,840. Se concluye que la máquina diseñada e implementada cumple los requerimientos funcionales establecidos para la rehabilitación y fortalecimiento de rodilla, constituyendo una alternativa técnicamente viable, económicamente accesible y adecuada para su aplicación en centros de rehabilitación con recursos limitados.

Palabras clave: Rehabilitación de rodilla, automatización, máquina terapéutica, movimiento pasivo continuo, diseño mecánico.

ABSTRACT

This research aimed to design and implement a machine for knee rehabilitation and strengthening at the Belén Clinic in Jaén, due to the limited availability of specialized equipment for treating patients with joint injuries in the province. The research was applied technological in nature, with a projective design and a quantitative approach, employing the analytical-synthetic method for developing the proposal. The process included determining technical requirements, mechanical and electronic design using modeling and simulation software, component selection, prototype fabrication, and subsequent experimental validation. The result was a continuous passive motion machine capable of operating within a range of motion from 0° to 120° and an adjustable speed between 0.5°/s and 5°/s, powered by a NEMA 24 stepper motor with a torque of 3.2 N·m. Functional tests conducted with loads of 10 kg, 12 kg, and 15 kg demonstrated stable and safe behavior, achieving an approximate angular error of 5%, a value considered acceptable for the proposed application. Furthermore, the total manufacturing cost was S/ 6,000, an amount lower than that of equivalent commercial equipment, whose prices range from S/ 8,925.62 to S/ 15,840. It is concluded that the designed and implemented machine meets the established functional requirements for knee rehabilitation and strengthening, constituting a technically viable, economically accessible, and suitable alternative for use in rehabilitation centers with limited resources.

Keywords: knee rehabilitation, automation, therapeutic machine, continuous passive motion, mechanical design.

I. INTRODUCCIÓN

Las lesiones de rodilla constituyen una de las principales causas de limitación funcional, afectando la movilidad y calidad de vida de las personas. A nivel mundial y nacional, estas lesiones han incrementado su incidencia, generando una alta demanda de servicios de rehabilitación, especialmente en casos de esguinces, lesiones ligamentarias y enfermedades degenerativas que requieren tratamientos prolongados. (Organización Mundial de la Salud, 2021)

En el Perú, y particularmente en la provincia de Jaén, la atención de estas afecciones se realiza principalmente mediante terapias convencionales, debido a la limitada disponibilidad de equipos especializados. Esta situación restringe la eficiencia del proceso de recuperación, prolonga los tiempos de rehabilitación y aumenta el riesgo de secuelas en los pacientes.

Ante esta problemática, el uso de máquinas de movimiento pasivo continuo (MPC) representa una alternativa tecnológica que permite realizar movimientos controlados de la articulación, mejorando la precisión del tratamiento y favoreciendo la recuperación funcional.(Jia et al., 2024)

En este contexto, el presente trabajo tiene como objetivo desarrollar una máquina para rehabilitación y fortalecimiento de rodilla en la Clínica Belén – Jaén, mediante el diseño, selección de componentes y validación de un prototipo funcional. De esta manera, se busca aportar una solución accesible que contribuya a mejorar los procesos de rehabilitación en el entorno local.

1.1 Antecedentes de la investigación

Antes de abordar los antecedentes de la presente investigación, es necesario precisar el alcance del desarrollo propuesto. El proyecto contempla el diseño, fabricación y ensamblaje de un prototipo funcional de máquina para rehabilitación de rodilla, el cual será evaluado en un entorno controlado, considerando parámetros mecánicos, eléctricos y de operación del sistema.

Sin embargo, es importante señalar que la validación del prototipo no incluirá su aplicación directa en pacientes con lesiones reales. Esto se debe a que un proceso de rehabilitación clínica requiere un periodo prolongado de evaluación, seguimiento médico especializado y comparación con técnicas terapéuticas convencionales, lo cual excede los alcances temporales y metodológicos de la presente investigación.

En ese sentido, las pruebas estarán orientadas a verificar el correcto funcionamiento del sistema, evaluando aspectos como el rango de movimiento, estabilidad, repetibilidad y respuesta mecánica bajo condiciones simuladas de carga. De esta manera, se busca garantizar que el prototipo cumpla con los requerimientos técnicos establecidos, dejando la validación clínica como una etapa futura de investigación.

Esta delimitación no representa una limitación del proyecto, sino una etapa necesaria dentro del proceso de desarrollo tecnológico, permitiendo establecer una base sólida para posteriores estudios orientados a su aplicación en entornos reales de rehabilitación.

1.1.1 Antecedentes Internacionales

En la Universidad Tecnológica Centroamericana de Honduras, López (2021) desarrolló la investigación titulada "Elaboración de un mecanismo pasivo continuo para la rehabilitación de la rodilla", cuyo objetivo fue diseñar e implementar un dispositivo capaz de asistir el proceso de rehabilitación mediante movimientos pasivos controlados de la articulación. Para el desarrollo del prototipo empleó una estructura fabricada en aluminio 6061 y acero inoxidable AISI 430, incorporando un sensor final de carrera TM1701, un encoder incremental para el control de posición, un driver puente H L298N, un microcontrolador ATmega 2560, una pantalla táctil TFT LCD como interfaz de usuario y un motor DC SL80BF60 como sistema de accionamiento, alimentado mediante una batería de litio Talentcell PB120B2. Como resultado, obtuvo un prototipo funcional que integró adecuadamente el sistema mecánico, electrónico y de control.

En la Universidad Técnica del Norte en Ibarra, Ecuador, el estudiante de ingeniería en mecatrónica Grijalva (2020) desarrolló una investigación titulada "Desarrollo de un Dispositivo para Cinesiterapia Pasiva de Rodilla con Mecanismo de Articulación Policéntrica" como parte de los requisitos para obtener el título profesional. Para el desarrollo del prototipo empleó una estructura fabricada en acero inoxidable AISI 304, un tornillo de potencia ACME de acero AISI 1018 como sistema de transmisión, chumaceras y un acople de mandíbula Lovejoy L070. El sistema de accionamiento estuvo conformado por un motor paso a paso NEMA 23 (23HS45-3504S), controlado mediante un driver TB6560 y un microcontrolador Arduino Mega 2560 programado en C++, incorporando además una pantalla GLD de 320 × 240 píxeles como interfaz de usuario. Como resultado, el dispositivo alcanzó un rango de movimiento de 0° a 120° y presentó un costo de fabricación aproximadamente 75 %

menor en comparación con equipos comerciales de características similares, demostrando su viabilidad técnica y económica.

El estudio de investigación titulado "Elaboración de un mecanismo activo para asistencia en la rehabilitación mediante movimientos de flexión-extensión en pacientes con lesión de tejido blando en la rodilla" fue desarrollado por Sguerra (2022) en la Universidad Autónoma de Bucaramanga, Colombia, con el objetivo de diseñar e implementar un mecanismo activo que asistiera el proceso de rehabilitación de pacientes con lesiones de tejido blando en la rodilla. Para ello diseñó un sistema de transmisión tornillo-tuerca accionado por un motorreductor POLOLU GB37-131/12V de 60 W, complementado con balineras lineales para mejorar la estabilidad del desplazamiento. El modelado mecánico se realizó en SolidWorks, mientras que la determinación de los ángulos de trabajo se efectuó mediante GeoGebra. El sistema de control incorporó un módulo puente H BTS7960 y un sensor inercial MPU6050 para la retroalimentación de la posición. Como resultado, el prototipo soportó una carga máxima de 15 kg y demostró un funcionamiento estable durante la ejecución de los movimientos de flexión y extensión de la rodilla.

En la Universidad Politécnica Salesiana, sede Quito, Flor (2022) desarrolló la investigación titulada “Diseño y construcción de un prototipo rehabilitador postoperatorio pasivo de rodilla para rotura de meniscos”. Para el desarrollo del prototipo empleó una estructura fabricada en acero ASTM A36, un tornillo de potencia de acero AISI 1020 como sistema de transmisión, cojinetes de bolas para facilitar el movimiento y soportes elaborados en madera. El sistema de control estuvo basado en un microcontrolador ATmega328P, un driver TB6600 para el accionamiento del motor paso a paso y un módulo Bluetooth HC-06 que permitió la comunicación con dispositivos Android para el control de la terapia. Como resultado, obtuvo un equipo

ajustable para pacientes con estaturas comprendidas entre 1,50 m y 1,80 m, capaz de ejecutar movimientos pasivos de rehabilitación de rodilla mediante una interfaz inalámbrica.

1.1.2 Antecedentes Nacionales

Franco (2020) en la Pontificia Universidad Católica del Perú, desarrolló la investigación titulada “Diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación pasiva de la rodilla”, orientada al diseño de un equipo que facilitara la rehabilitación mediante movimiento pasivo continuo. El sistema mecánico fue diseñado con un peso de 18 kg y dimensiones de 47 cm de alto, 33 cm de ancho y 128 cm de largo, características que favorecen su transporte y almacenamiento. Asimismo, el equipo operó mediante un reductor de voltaje de 220 V a 12 V, alcanzó un rango de movimiento de 0° a 120° y permitió regular la velocidad entre 5° y 150°/min para pacientes con estaturas comprendidas entre 1,59 m y 1,90 m.

Huaman (2023), en la Universidad Señor de Sipán, presentó la investigación titulada “Diseño de un mecanismo de movimiento paralelo con dos grados de libertad para la rehabilitación pasiva postquirúrgica de la rodilla”. La propuesta consistió en el diseño de un mecanismo destinado a asistir el proceso de rehabilitación mediante movimientos pasivos, considerando parámetros antropométricos de pacientes con una estatura promedio de 164 cm. Para el desarrollo del sistema se empleó acero inoxidable AISI 304 como material estructural y el software SolidWorks para el modelado y la validación del diseño. El mecanismo obtuvo un rango máximo de flexión de 120° y un costo estimado de fabricación de S/ 1 024,17, demostrando su viabilidad para aplicaciones de rehabilitación.

Del análisis de los antecedentes internacionales y nacionales se observa que las investigaciones coinciden en el desarrollo de dispositivos para la rehabilitación pasiva de la rodilla mediante la integración de sistemas mecánicos, electrónicos y de control. Asimismo, la mayoría emplea mecanismos de transmisión basados en tornillo de potencia y motores eléctricos, aunque presentan diferencias en los materiales estructurales, sistemas de accionamiento, interfaces de usuario y criterios de diseño. En el ámbito nacional, los estudios se orientan principalmente al diseño mecánico y al análisis de parámetros funcionales, mientras que los antecedentes internacionales incorporan con mayor frecuencia sistemas electrónicos y estrategias de control para automatizar el proceso de rehabilitación. Estas diferencias evidencian la necesidad de desarrollar propuestas que integren de manera conjunta el diseño mecánico, el sistema de control y la validación funcional del prototipo, contribuyendo al desarrollo de dispositivos de rehabilitación más completos y adaptados a las necesidades del contexto de aplicación.

1.2 Problema

1.2.1 Realidad problemática

La Organización Mundial de la Salud (2021) señala que las caídas ocasionan aproximadamente 37,3 millones de lesiones que requieren atención médica cada año, siendo los adultos mayores la población más afectada. Por su parte Chen et al. (2024) reportaron un incremento en los casos de luxación de rodilla a nivel mundial entre 1990 y 2019. De igual manera, Ren et al. (2025) señalaron que la osteoartritis de rodilla continúa en aumento, generando una mayor demanda de servicios de rehabilitación.

En el Perú, las lesiones de rodilla constituyen un problema de salud pública por su alta incidencia en distintos grupos poblacionales. Vargas (2018) reportó una elevada

incidencia de limitación funcional en pacientes atendidos en el Hospital Regional de Loreto. Asimismo, Molina (2018) identificó que las lesiones más frecuentes corresponden al esguince del ligamento lateral interno, el esguince del ligamento cruzado anterior y la tendinitis rotuliana, patologías que requieren procesos oportunos de rehabilitación para recuperar la movilidad articular y evitar secuelas permanentes.

En la provincia de Jaén, las lesiones de rodilla son atendidas con frecuencia en los servicios de rehabilitación física, pero no se dispone de equipamiento especializado que permita una recuperación más eficiente y controlada. La atención se basa en terapias manuales y ejercicios básicos, lo que limita la respuesta ante lesiones complejas y prolongadas, retrasando la rehabilitación e incrementando el riesgo de secuelas en poblaciones activas como agricultores, deportistas y adultos mayores. Además, no existen antecedentes documentados sobre la implementación de tecnologías específicas en la zona, lo que representa un desafío para los profesionales de salud en la aplicación de terapias adaptadas a cada paciente. Por ello, en este estudio nos planteamos la siguiente interrogante:

1.2.2 Formulación del problema

¿Cómo desarrollar una máquina para rehabilitación y fortalecimiento de rodilla en la Clínica Belén – Jaén?

1.3 Justificación

1.3.1 Justificación social

El proyecto se justifica socialmente, contribuyendo al desarrollo de una alternativa tecnológica orientada a fortalecer los servicios de rehabilitación física en la provincia de Jaén, donde la disponibilidad de equipos especializados para el tratamiento de lesiones de rodilla es limitada. El desarrollo de un prototipo de rehabilitación y

fortalecimiento de rodilla representa una opción que podría facilitar el acceso a tecnologías de apoyo para establecimientos de salud con recursos restringidos, favoreciendo la realización de terapias con parámetros controlados de movimiento. Asimismo, la investigación promueve la aplicación de soluciones tecnológicas adaptadas al contexto local, con el potencial de mejorar la atención de pacientes con limitaciones funcionales y contribuir al fortalecimiento de los servicios de rehabilitación física.

1.3.2 Justificación económica

El proyecto se justifica económicamente, demostrando mediante un proceso de evaluación técnica y comparativa de componentes, que es posible desarrollar una máquina de rehabilitación de rodilla funcional con un costo de fabricación significativamente menor al de equipos comerciales de prestaciones similares. Este análisis no solo evidencia la viabilidad económica del prototipo, sino que también proporciona un procedimiento de selección de componentes basado en criterios técnicos y de costo, el cual puede ser utilizado como referencia en el diseño de futuros dispositivos biomédicos de fabricación nacional. Además, la investigación incorpora un análisis comparativo entre el costo del prototipo desarrollado y el de equipos comerciales con características funcionales similares, generando evidencia cuantitativa que demuestra la factibilidad económica del diseño propuesto. Este enfoque aporta una base objetiva para futuras investigaciones orientadas al desarrollo de dispositivos biomédicos de bajo costo, promoviendo el uso eficiente de los recursos disponibles y fortaleciendo la toma de decisiones durante las etapas de diseño e implementación.

1.3.3 Justificación tecnológica

El proyecto se justifica tecnológicamente porque integra conocimientos de ingeniería mecánica, eléctrica y electrónica para el diseño e implementación de una máquina de rehabilitación de rodilla capaz de ejecutar terapias pasivas mediante parámetros programables de ángulo, velocidad y número de repeticiones. El desarrollo del prototipo implicó un proceso de selección técnica de componentes mecánicos, electrónicos y eléctricos sustentado en criterios funcionales, normativos y económicos, permitiendo obtener un equipo con características acordes a los requerimientos establecidos. Asimismo, la investigación constituye un aporte al ámbito académico al documentar una metodología de diseño que integra el análisis de alternativas, el dimensionamiento mecánico, la implementación del sistema de control y la validación funcional del prototipo. La información generada puede servir como base para futuras investigaciones orientadas al desarrollo, optimización e implementación de dispositivos tecnológicos destinados a la rehabilitación física, contribuyendo al fortalecimiento de la investigación aplicada en el área de la ingeniería biomédica y la ingeniería mecánica eléctrica.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Desarrollar una máquina para rehabilitación y fortalecimiento de rodilla en la clínica Belén – Jaén.

1.4.2 Objetivos Específicos

OE1: Determinar los parámetros para el diseño de la máquina

OE2: Diseñar y seleccionar los componentes para la máquina.

OE3: Realizar la fabricación y ensamblaje de la máquina.

OE4: Validar su funcionamiento mediante pruebas en un entorno clínico controlado.

OE5: Evaluar el costo de fabricación del prototipo en comparación con dispositivos comerciales similares.

II. MATERIAL Y METODO

2.1 Ubicación geográfica de la clínica Belén

Esta investigación se desarrolló en la clínica Belén Jaén, ubicada en la calle Huamantanga 999.

FIGURA 1:
Ubicación de la clínica Belén en Jaén



Nota. Fuente: *Google Maps* (2026)

FIGURA 2:
Ubicación de Jaén dentro del departamento de Cajamarca



Nota. Fuente: *Instituto Nacional de Estadística e Informática* (2014)

2.2 Métodos, técnicas y procedimientos utilizados

2.2.1 Tipo de Investigación

Se aplico una investigación aplicada de tipo tecnológico, dado que se buscó resolver un problema práctico mediante el diseño e implementación de un prototipo de máquina de rehabilitación de rodilla. Sampieri (2014), la investigación aplicada se centra en la utilización de conocimientos para dar solución a necesidades reales. Asimismo, de acuerdo con Bernal (2010), los proyectos tecnológicos constituyen una modalidad de investigación aplicada orientada a la creación de artefactos o procesos innovadores.

2.2.2 Diseño de la investigación

El diseño de este estudio correspondió a una investigación proyectiva, ya que se centra en el desarrollo de un prototipo tecnológico orientado a resolver un problema específico en el ámbito clínico. El trabajo siguió etapas definidas: identificación de

requerimientos, diseño conceptual y detallado, construcción, ensamblaje y validación técnica del dispositivo. Según Hurtado (2010), la investigación proyectiva "tiene como propósito fundamental la elaboración de una propuesta, modelo o prototipo factible de ser aplicado en la práctica".

2.2.3 Método

El método aplicado en esta investigación fue el analítico–sintético, debido a que el punto de partida fue el análisis de los requerimientos clínicos, mecánicos y eléctricos necesarios para la máquina. Posteriormente, los resultados de dicho análisis se integran en la síntesis de un diseño viable, que culmino en la construcción y validación del prototipo. Según Bernal (2010), el método analítico–sintético permite descomponer un fenómeno en sus elementos esenciales y, posteriormente, reunirlos en un todo coherente para generar soluciones prácticas en el campo de la ingeniería.

2.2.4 Técnicas e instrumentos

Tabla 1:

Técnicas de recolección de datos

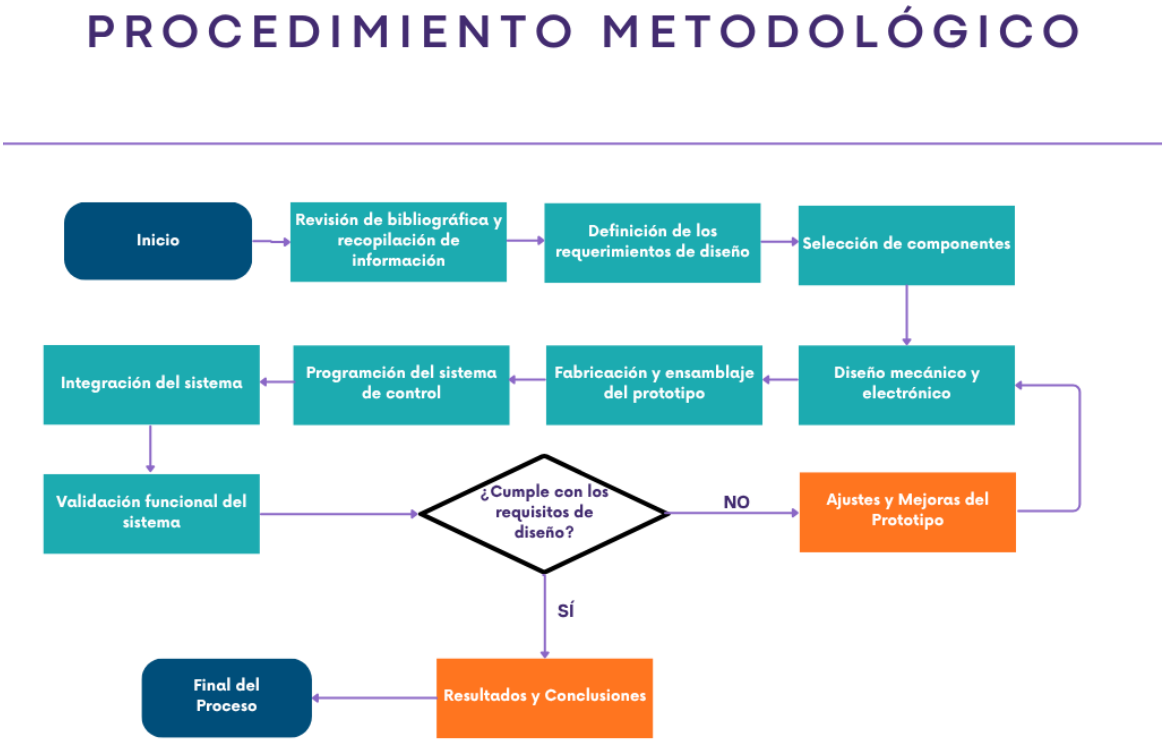
Técnica	Instrumento	Aplicación
Revisión documental	Ficha de revisión bibliográfica, artículos científicos, libros, tesis y normas técnicas	Recopilar información para establecer los parámetros de diseño, seleccionar materiales y componentes de la máquina.
Entrevista	Libreta de registro	Recopilar información especializada sobre los requerimientos funcionales de la máquina mediante el asesoramiento de un especialista en rehabilitación.
Pruebas funcionales	Ficha de registro de pruebas e instrumentos de medición	Registrar y verificar el comportamiento del prototipo durante la validación de su funcionamiento.

Nota: Fuente: Elaboración propia.

2.2.5 Procedimiento metodológico

El desarrollo de la presente investigación se realizó mediante una secuencia ordenada de actividades que permitieron diseñar, fabricar y validar el prototipo de la máquina de rehabilitación y fortalecimiento de rodilla. Cada etapa fue ejecutada de manera progresiva, garantizando el cumplimiento de los objetivos planteados.

FIGURA 3: *Diagrama de Flujo Procedimiento Metodológico*



Nota: Fuente: Elaboración Propia.

- Etapa 1. Revisión bibliográfica y recopilación de información

Se realizó la búsqueda y análisis de artículos científicos, tesis, libros especializados, normas técnicas y documentación de fabricantes, con la finalidad de

identificar los fundamentos teóricos, tecnológicos y normativos relacionados con los equipos de rehabilitación de rodilla.

- Etapa 2. Definición de los requerimientos de diseño

Se establecieron los requerimientos funcionales, mecánicos, electrónicos y ergonómicos que debía cumplir el prototipo, considerando aspectos como rango de movimiento, velocidad, capacidad de carga, dimensiones y condiciones de seguridad para el usuario.

- Etapa 3. Selección de componentes

Se efectuó un análisis comparativo de los componentes mecánicos, electrónicos y eléctricos, evaluando diferentes alternativas mediante criterios técnicos, funcionales, normativos y económicos para seleccionar los elementos más adecuados para el desarrollo del prototipo.

- Etapa 4. Diseño mecánico y electrónico

Se desarrolló el modelado tridimensional de la estructura mecánica en SolidWorks, se elaboraron los planos de fabricación y se diseñó el sistema electrónico encargado del control y accionamiento del equipo.

- Etapa 5. Fabricación y ensamblaje del prototipo

Se fabricaron las piezas estructurales, se adquirieron los componentes seleccionados y se realizó el ensamblaje mecánico, eléctrico y electrónico del prototipo hasta obtener un equipo completamente funcional.

- Etapa 6. Programación del sistema de control

Se desarrolló el programa de control utilizando Arduino Mega, implementando una interfaz gráfica en pantalla TFT que permitió configurar el ángulo de movimiento, la velocidad y el número de repeticiones de la terapia.

- Etapa 7. Integración del sistema

Se verificó la comunicación entre los sistemas mecánico, eléctrico, electrónico y de control, realizando los ajustes necesarios para garantizar el funcionamiento conjunto de todos los componentes del prototipo.

Etapa 8. Validación funcional del prototipo

Se realizaron pruebas experimentales para verificar el correcto funcionamiento del equipo, evaluando el rango de movimiento, la velocidad de operación, la precisión angular, la estabilidad estructural y el cumplimiento de los requerimientos de diseño establecidos.

2.3 Determinar los parámetros para el diseño de la máquina.

2.3.1 Revisar bibliografía respecto a máquinas de rehabilitación.

En la revisión bibliográfica realizada se identificaron diversos estudios y desarrollos tecnológicos que aportan parámetros técnicos fundamentales para el diseño de una máquina de rehabilitación de rodilla. Šarabon et al. (2021) llevaron a cabo un metaanálisis en el que se establecieron valores de referencia para la fuerza isométrica de la articulación de la rodilla. Dichos autores reportan que, en adultos, el torque generado en extensión dentro de un rango medio de movimiento oscila entre 2.92 y 3.45 Nm/kg, mientras que en flexión los valores se sitúan entre 1.15 y 1.62 Nm/kg. Estos datos permiten dimensionar adecuadamente la capacidad de los actuadores de una máquina de

rehabilitación, considerando además la variación de fuerza según el peso corporal y la condición física del usuario.

Por otro lado, los estudios clínicos comparativos sobre el uso de Continuous Passive Motion (CPM) frente a la fisioterapia tradicional muestran que las máquinas de movimiento pasivo continuo tienen un impacto positivo, aunque moderado en la mejora del rango de movimiento postoperatorio. Jia et al. (2024) reportan que los dispositivos CPM permiten alcanzar un rango de movimiento funcional de 0° a aproximadamente 120°, con incrementos clínicamente significativos de entre 2° y 5° respecto a la terapia convencional. Además, se sugiere que estos equipos deben contar con la posibilidad de regular la velocidad de movimiento entre 1°/s y 15°/s, así como ofrecer diferentes modos de trabajo, incluyendo pasivo, activo-asistido y resistido.

La revisión de patentes aporta también información valiosa para el diseño mecánico. Randy (2014) desarrollo la patente US20140207030A1 que describe un dispositivo de rehabilitación de rodilla basado en un carril longitudinal y un carro móvil que permite realizar movimientos de flexión y extensión. Este diseño incorpora un soporte para el pie y fijaciones que garantizan la alineación con el eje de la articulación, además de un sistema de transmisión accionado eléctricamente y sensores para la medición del rango de movimiento. De manera complementaria, la patente más reciente US20240197514A1 plantea un dispositivo asistido que introduce mecanismos de ajuste antropométrico y medidas de seguridad, como bloqueos mecánicos y límites de presión, con el objetivo de reducir el riesgo de lesiones por sobrecarga o desalineación (Marzolf, 2024).

Los dispositivos comerciales ofrecen un punto de partida para identificar dimensiones y características mínimas que debe cumplir un diseño. El OptiFlex-K1 presenta un rango de movimiento de rodilla entre –10° y 120°, con velocidades

regulables de 25° a 180°/min, dimensiones de 97×36×23 cm y un peso de 10,4 kg, adecuado para pacientes de 1,20 a 2 m de altura (Tartan Group, 2023).

De manera similar, el Artromot-K1 permite un rango de –10° de extensión a 120° de flexión, pesa alrededor de 11 kg, mide aproximadamente 97×36×23 cm y es ajustable para usuarios de 120 a 205 cm, incorporando funciones como temporizador y protocolos de calentamiento (Fysiosupplies, 2023).

El diseño de la máquina debe basarse también en medidas antropométricas de la población objetivo. Aitken (2021) menciono que la longitud promedio del fémur es de 50 cm y la de la tibia 39 cm, mientras que la longitud total del miembro inferior se aproxima a 89 cm. Esto sugiere que la máquina debe acomodar segmentos de pierna dentro de esos rangos.

En un estudio más reciente, Çoban et al. (2025) analizó la morfometría del fémur en adultos y reportó un promedio de 43.9 cm ± 2.57 cm, valor que coincide con los rangos descritos por otros investigadores. Estos datos antropométricos permiten establecer que los apoyos de la máquina deben ser ajustables al menos entre 40 y 60 cm para el muslo y entre 35 y 45 cm para la pierna, de modo que se adapten a usuarios de distintas tallas.

2.3.2 Recibir asesoramiento de un especialista en rehabilitación.

2.3.2.1 Entrevista a Especialista en Rehabilitación

En base a su experiencia profesional en el área de rehabilitación física, ¿podría brindarnos orientaciones y especificaciones técnicas clave que se deben considerar en el diseño de un mecanismo para rehabilitación de rodilla, incluyendo aspectos biomecánicos, ergonómicos y de seguridad, con el fin de garantizar su eficacia terapéutica y adaptabilidad a diferentes etapas de recuperación?

Una rodilla sana puede ir desde unos -5° de hiperextensión hasta más o menos 135° de flexión; para tu máquina dale un margen mecánico hasta 140° así no se queda corta; con un paciente recién operado no usamos todo ese rango de golpe, los primeros días trabajamos por ejemplo de 0° a 30° y vamos subiendo 10° o 15° por día si el paciente lo tolera; por eso tu máquina debe permitir ajustar el rango fácilmente y en pasos pequeños de 1°; en cuanto a velocidad, si va muy rápido duele y si va muy lento aburre y no moviliza bien, lo ideal es 1° a 2° por segundo con arranque suave para no jalonear la pierna; sobre la fuerza, el peso promedio de una pierna es aproximadamente el 16% del peso corporal, en una persona de 70 kg son unos 11 kg, súmale la resistencia de una rodilla rígida y necesitas un motor que pueda manejar 15 a 20 kg con total control, y muy importante, ponle un sensor para que si el paciente se resiste la máquina se detenga de inmediato; respecto a la ergonomía, el eje mecánico debe coincidir con el eje real de la rodilla, si no en vez de ayudar puedes dañar, haz soportes ajustables para muslo y pantorrilla considerando longitudes de 35 a 55 cm desde la cadera hasta la rodilla y que tengan buen acolchado, porque si no la gente se queja del dolor en la piel antes que de la rodilla; en cuanto al tamaño, en posición extendida tu máquina no debería pasar de 1,1 m de largo con una altura de base de 45 a 55 cm para que el paciente se siente en una silla normal y ponga la pierna, el ancho debe estar entre 40 y 50 cm y su peso entre 20 y 30 kg para que sea estable pero transportable; y nunca olvides la seguridad, botón de paro de emergencia para el paciente, topes mecánicos y límites por software, además de una pantalla que muestre grados actuales, velocidad y tiempo restante; en resumen, tu máquina debe ser como un buen terapeuta, suave cuando debe, firme cuando toca y nunca sacar la rodilla de su eje (Comunicación personal, 2026; Ver anexo 1).

2.3.3 Revisar normativa relacionada a diseño de equipamiento médico.

2.3.3.1 Sistemas de gestión de calidad para dispositivos médicos - ISO 13485:2016

La norma ISO 13485:2016 es un estándar internacional que especifica los requisitos para un sistema de gestión de calidad enfocado en la industria de dispositivos médicos. Su objetivo es asegurar que los productos fabricados cumplan de forma constante con los requisitos regulatorios y del cliente, garantizando seguridad, eficacia y trazabilidad durante todo su ciclo de vida. Cubre todas las etapas del proceso, incluyendo el diseño, desarrollo, producción, instalación y servicio postventa, así como la disposición final del producto. Este estándar requiere que la organización establezca una estructura documentada que incluya manual de calidad, procedimientos y registros, además de mecanismos para el control de documentos y la gestión de cambios. También demanda el compromiso activo de la alta dirección para definir políticas y objetivos de calidad, asignar responsabilidades, proveer recursos y realizar revisiones periódicas del sistema (Iso, 2016).

Uno de los principios fundamentales de la norma es la gestión de riesgos, que debe aplicarse desde las fases iniciales de diseño hasta la entrega del producto final, identificando, evaluando y controlando riesgos mecánicos, eléctricos, de software y de uso; la ISO 13485 también exige asegurar la competencia del personal mediante capacitación, disponer de infraestructura y condiciones de trabajo adecuadas, y garantizar la trazabilidad de los componentes y procesos; además establece requisitos para la relación con proveedores, la verificación de productos adquiridos y el control de equipos de medición y ensayo, los cuales deben estar calibrados y mantenidos para garantizar la fiabilidad de los resultados; otro aspecto clave es la medición y mejora, que implica implementar procedimientos para detectar no conformidades, tomar

acciones correctivas y preventivas, y analizar datos para optimizar el sistema de gestión (Iso, 2016).

Aunque su estructura está basada en la ISO 9001, la ISO 13485 se diferencia por priorizar el cumplimiento regulatorio y la seguridad del producto sobre la mejora continua y la satisfacción del cliente. También incorpora requisitos específicos para la validación de procesos, control de software y gestión de riesgos en toda la cadena de suministro. Este enfoque integral asegura que los dispositivos médicos no solo sean funcionales, sino también seguros y conformes con la normativa aplicable en los mercados donde se comercialicen.

Consideraciones:

- Aplicar gestión de riesgos en el diseño.
- Documentar procesos y especificaciones técnicas.
- Realizar pruebas y validación del prototipo.
- Controlar y calibrar los instrumentos de medición.

2.3.3.2 Gestión de riesgos en dispositivos médicos - ISO 14971:2019

La norma ISO 14971:2019 es el estándar internacional que define la aplicación de la gestión de riesgos a los dispositivos médicos durante todo su ciclo de vida, su propósito principal es establecer un proceso sistemático para identificar los peligros asociados al uso de un dispositivo, estimar y evaluar los riesgos relacionados, implementar medidas de control y supervisar la efectividad de dichas medidas; la norma reconoce que es imposible eliminar todos los riesgos, pero exige que estos sean reducidos tanto como sea posible y que los beneficios del dispositivo superen los riesgos residuales (Iso, 2019).

El proceso descrito por la norma inicia con la identificación de peligros potenciales tanto durante el diseño como en el uso previsto y razonablemente previsible del dispositivo, posteriormente se deben analizar las posibles consecuencias de esos peligros, estimar la probabilidad de ocurrencia y la gravedad del daño, y evaluar si los riesgos resultantes son aceptables o si requieren medidas adicionales; una vez definidos los controles, estos deben implementarse y verificarse para asegurar que reducen efectivamente el riesgo, además la norma exige un monitoreo continuo durante la producción y la fase postproducción, incluyendo la recopilación de datos de retroalimentación y la actualización del análisis de riesgos cuando se presenten nuevas informaciones (Iso, 2019).

La ISO 14971:2019 también establece la necesidad de documentar todo el proceso en un archivo de gestión de riesgos donde se detallen los peligros identificados, las evaluaciones realizadas, las medidas de control aplicadas y la justificación de la aceptabilidad del riesgo residual; a diferencia de normas más generales de gestión de calidad esta norma se centra exclusivamente en la seguridad del dispositivo desde la perspectiva del riesgo, convirtiéndose en una referencia esencial para fabricantes y desarrolladores de equipos médicos, y su aplicación no solo ayuda a cumplir con regulaciones internacionales sino que también fortalece la confianza en que el dispositivo es seguro y confiable para su uso clínico (Iso, 2019).

Consideraciones:

- Identificar los posibles peligros mecánicos, eléctricos y de uso en la máquina.
- Evaluar la probabilidad y severidad de los riesgos identificados.
- Implementar medidas simples de control (paradas de emergencia, topes mecánicos, protecciones eléctricas).

- Documentar en un registro los riesgos analizados y las acciones tomadas para reducirlos.

2.3.3.3 IEC 60601-1-2 (y NTP-IEC 60601-1-2) – Compatibilidad electromagnética

La norma IEC 60601-1-2 establece los requisitos de compatibilidad electromagnética (EMC) para equipos electro médicos. Su finalidad es asegurar que el dispositivo no genere interferencias electromagnéticas que afecten a otros equipos cercanos y, a la vez, que pueda funcionar correctamente en presencia de campos electromagnéticos externos comunes en entornos clínicos (ISO, 2020).

Esto implica que el dispositivo debe ser probado y diseñado para soportar perturbaciones eléctricas, descargas electrostáticas, variaciones de frecuencia, radiación electromagnética y ruido en la línea de alimentación, sin comprometer su desempeño esencial.

Consideraciones:

- Uso de filtros y protección en la fuente de alimentación para reducir ruido eléctrico.
- Diseño del cableado interno de manera ordenada para evitar interferencias entre motor, sensores y control.
- Verificar que el equipo no genere interferencias que afecten a otros dispositivos médicos cercanos.
- Incluir en el manual una recomendación de distancias mínimas respecto a celulares, radios u otros emisores.

2.3.3.4 ISO 9241 – Ergonomía de la interacción humano-sistema

La norma ISO 9241 establece los principios de ergonomía para el diseño de productos que interactúan con el usuario, asegurando comodidad, accesibilidad y facilidad de uso. Su objetivo es reducir el esfuerzo físico y cognitivo, prevenir

incomodidades o lesiones, y lograr que la interacción entre la persona y el sistema sea segura, eficiente y confortable (ISO, 2020).

La norma aborda aspectos como postura corporal, disposición de controles, dimensiones antropométricas, visión, fuerza aplicada y facilidad de comprensión de los elementos de manejo. Se enfoca especialmente en adaptar el diseño del equipo a las características físicas y capacidades del usuario (diseño centrado en el usuario).

Consideraciones:

- Ajuste del soporte de muslo y pierna para adaptarse a diferentes tamaños corporales.
- Ubicación del control de operación en una posición fácilmente accesible para el paciente y terapeuta.
- Movimiento suave y continuo para evitar dolor o fatiga durante la terapia.
- Ángulos y altura del equipo diseñados para permitir una postura cómoda y estable.
- Instrucciones y marcajes claros para facilitar la comprensión del uso.

2.3.4 Obtener requerimientos finales.

Los valores establecidos en los requerimientos finales no fueron seleccionados de manera arbitraria, sino que se definieron a partir de la integración de información proveniente de la revisión bibliográfica de equipos de movimiento pasivo continuo (CPM), la entrevista realizada al especialista en rehabilitación física, las recomendaciones de las normas ISO 13485, ISO 14971, IEC 60601-1-2 e ISO 9241, así como de datos antropométricos de la población adulta. Estos criterios permitieron establecer parámetros funcionales, ergonómicos y de seguridad adecuados para el diseño de la máquina rehabilitadora de rodilla:

Tabla 1:
Requerimientos finales

PARÁMETROS	***REQUERIMIENTO***	***ESPECIFICACIÓN***
Funcionalidad		
Rango de movimiento	Angulo mínimo-máximo	0-120°
Velocidad de operación	Velocidad ajustable	0.5°/s – 5°/s
Ajuste antropométrico	Muslo	40-60cm
	Pierna	35-45cm
Características de la maquina		
Portabilidad	Peso total del equipo	10-20kg
Dimensiones físicas	Altura	36-47cm
	Longitud	95-128cm
	Ancho	23-40cm
Requerimientos según normativa		
Seguridad	Parada de emergencia	Al alcance del usuario
	Topes mecánicos	En el ángulo máximo-mínimo
	Puesta a tierra	Conexión a estructura metálica.

Nota: Requerimientos finales. Elaboración propia.

Tabla 2:

Justificación de los requerimientos finales del diseño

REQUERIMIENTO	**VALOR SELECCIONADO**	**JUSTIFICACIÓN TÉCNICA**
Rango de movimiento	0°–120°	Corresponde al rango de flexión utilizado en equipos CPM comerciales y permite cubrir las principales etapas de rehabilitación de rodilla.
Velocidad de operación	0.5°/s–5°/s	Permite realizar movimientos suaves y controlados, reduciendo molestias durante la terapia y adaptándose a diferentes fases de recuperación.
Ajuste de muslo	40–60 cm	Determinado a partir de dimensiones antropométricas de usuarios adultos y la necesidad de adaptación a diferentes pacientes.
Ajuste de pierna	35–45 cm	Basado en medidas antropométricas promedio de la extremidad inferior de la población adulta.
Peso del equipo	10–20 kg	Permite mantener estabilidad estructural sin comprometer la portabilidad del dispositivo.
Dimensiones físicas	95–128 cm, 23–40 cm y 36–47 cm	Definidas considerando ergonomía, espacio clínico disponible y dimensiones observadas en equipos comerciales.

Parada de emergencia	Al alcance del usuario	Requisito derivado de criterios de seguridad para dispositivos médicos.
Topes mecánicos	Ángulo máximo y mínimo	Previenen movimientos fuera del rango seguro de operación.

Nota: Justificación de requerimientos. Elaboración Propia

III. RESULTADOS

3.1 Diseñar y seleccionar los componentes para la máquina

3.1.1 Diseño conceptual de la máquina

3.1.1.1 Descripción Funcional

A partir de los requerimientos técnicos establecidos, se planteó el diseño conceptual de una máquina destinada a la rehabilitación y fortalecimiento de rodilla mediante la ejecución controlada de movimientos de flexión y extensión. El equipo fue concebido para asistir al paciente durante las etapas de recuperación funcional de la articulación, permitiendo realizar terapias repetitivas y controladas de manera segura.

El funcionamiento de la máquina se basa en la generación de movimiento mediante un motor paso a paso, el cual transmite la potencia mecánica a través de un sistema de tornillo de potencia. Este mecanismo transforma el movimiento rotacional del motor en un desplazamiento lineal controlado, produciendo el movimiento de la estructura articulada donde se posiciona la extremidad inferior del usuario. Gracias a este principio de funcionamiento, es posible controlar con precisión el rango angular y la velocidad de movimiento durante las sesiones de rehabilitación.

La máquina ha sido diseñada para adaptarse a diferentes usuarios mediante elementos ajustables que permiten modificar la longitud de apoyo del muslo y de la pierna. Asimismo, incorpora dispositivos de seguridad que garantizan una operación confiable, entre ellos una botonera de control, sensores de final de carrera y un sistema de parada de emergencia que permite detener inmediatamente el movimiento ante cualquier eventualidad.

El usuario interactúa con el sistema mediante una pantalla TFT, desde la cual puede configurar los parámetros de terapia, tales como el ángulo de movimiento, la velocidad de operación y el número de repeticiones requeridas para cada sesión. Esta característica permite adaptar el tratamiento a las necesidades específicas de cada paciente y a las indicaciones del profesional de rehabilitación.

3.1.1.2 Arquitectura Conceptual

El modelo conceptual desarrollado integra tres subsistemas principales: mecánico, electrónico y eléctrico, los cuales trabajan de manera coordinada para garantizar el funcionamiento adecuado de la máquina. La FIGURA 16 muestra la arquitectura general propuesta para el sistema.

En el proceso de operación, el usuario introduce los parámetros de trabajo mediante la pantalla TFT. El microcontrolador procesa la información recibida y genera las señales de control necesarias para el accionamiento del driver. Posteriormente, el driver suministra la energía requerida al motor paso a paso, el cual acciona el sistema de transmisión basado en tornillo de potencia. Como resultado, se produce el movimiento controlado de la estructura articulada encargada de movilizar la rodilla del paciente dentro de los rangos establecidos.

De forma complementaria, los sensores instalados supervisan continuamente las condiciones de operación, proporcionando información al sistema de control y permitiendo la ejecución de acciones de protección cuando sea necesario.

3.1.1.3 Integración de Subsistemas

El subsistema mecánico está conformado por la estructura metálica, el tornillo de potencia, los elementos de soporte y los mecanismos de ajuste que permiten adaptar

la máquina a diferentes dimensiones antropométricas. Su función principal es transmitir el movimiento generado por el actuador y soportar las cargas producidas durante el proceso de rehabilitación.

El subsistema electrónico está constituido por el microcontrolador, el driver de potencia, la pantalla TFT, los sensores de distancia, los sensores de final de carrera y la botonera de control. Este subsistema se encarga del procesamiento de información, supervisión de variables y control del movimiento de la máquina.

Por su parte, el subsistema eléctrico comprende la fuente de alimentación principal y el convertidor DC-DC encargado de suministrar los niveles de tensión requeridos por los distintos componentes electrónicos. Asimismo, incorpora elementos de protección orientados a garantizar la seguridad operativa del sistema.

La integración de estos tres subsistemas permite obtener un equipo capaz de ejecutar movimientos controlados de flexión y extensión de rodilla, manteniendo condiciones adecuadas de precisión, seguridad y confiabilidad.

3.1.1.4 Justificación del concepto seleccionado

El concepto seleccionado se fundamenta en la utilización de un sistema electromecánico accionado mediante un motor paso a paso y un mecanismo de tornillo de potencia, debido a que esta configuración permite obtener un control preciso del movimiento angular, una regulación adecuada de la velocidad de operación y una elevada repetibilidad durante las sesiones de rehabilitación.

Asimismo, esta solución presenta ventajas relacionadas con la simplicidad constructiva, facilidad de mantenimiento, disponibilidad de componentes en el mercado nacional y costos de implementación inferiores a los observados en equipos comerciales especializados. Estas características permiten cumplir los requerimientos funcionales,

ergonómicos y de seguridad establecidos para el desarrollo de la máquina de rehabilitación y fortalecimiento de rodilla.

Por lo tanto, el diseño conceptual propuesto constituye una base adecuada para el posterior diseño detallado y la selección de los componentes mecánicos, electrónicos y eléctricos que conforman el sistema.

3.1.2 Selección de componentes mecánicos

3.1.2.1 Sistema Mecánico

3.1.2.1.1 Motor electrico

Para la selección del motor eléctrico se deben considerar diversos criterios. En primer lugar, se opta por un motor de corriente continua (DC) debido a su compacidad y a la facilidad que ofrece para el control preciso de la velocidad. Asimismo, se requiere que el motor incluya encoder, a fin de garantizar un control adecuado de posición y dirección del movimiento.

El motor debe ser capaz de generar el torque necesario para movilizar una pierna humana, cuyo peso representa aproximadamente el 18% del peso corporal. Considerando el rango de usuarios entre 63 kg y 100 kg, el peso de la pierna varía entre 11.34 kg y 18 kg aproximadamente. A este valor debe añadirse el peso de la estructura mecánica del sistema (≈ 2 kg), así como las fuerzas adicionales debidas a la fricción del tornillo de potencia durante el desplazamiento.

Finalmente, la selección del motor se complementa tomando como referencia los modelos implementados en estudios y equipos previos, asegurando que el comportamiento dinámico y las características de desempeño sean adecuadas para el sistema.

- Torque en la articulación

$$T_A = F \cdot r$$

$$F = m \cdot g$$

Donde:

r : Distancia del centro de masa (0.35m)

m : Masa (14,67 kg + 2 kg)

g : 9,81 m/s2

$$F = 16{,}67kg \cdot 9{,}81m/s2$$

$$F = 163{,}5\ N$$

$$T_A = 163{,}5N \cdot 0.35m$$

$$T_A = 57\ N.m$$

En primera instancia observamos que el Par máximo de la rodilla es elevado, 57 N.m es lo que la rodilla necesita para mover la pierna, utilizando un tornillo de potencia para el desplazamiento podemos reducir significativamente el Par máximo y escoger un motor adecuado.

- Torque requerido en el eje del motor usando tornillo de potencia (Fuerza lineal en torque del motor)

$$T_{motor} = \frac{F * P}{2\pi\eta}$$

Donde:

F : 163,5 N

P : Paso del tornillo (0.004m, valor típico)

η : Eficiencia del tornillo (0,35)

$$T_{motor} = \frac{163{,}5 * 0.004}{2(3.14)0{,}35}$$

$$T_{motor} = 0.30\ N.m$$

- Margen dinámico considerando arranques, aceleraciones, fricción adicional, desgaste, control y pérdida por holgura.

$$Par\ Maximo = 0.357\ N.m * K$$

Donde:

k : Factor de margen (10)

$$Par\ Maximo = 0.3\ N.m * 10$$

$$Par\ maximo = 3\ N.m$$

Tabla 3:
Selección de motor DC

TIPO	PRECISIÓN	ENCODER	VOLTAJE	PAR MÁX.	CUMPLE
Motor DC SL80BF60	Alta	No	12V	3.6 Nm	no
Nema 23HS45-3504S	Media	No	36V	3 Nm	no
Motorreductor POLOLU GB37-131	Alta	No	12V	4.41 Nm	no
Motor paso a paso TB6600	Alta	No	12V	4 Nm	no
Nema 24	Alta	Si	24V	3.2 Nm	Si

Nota: Selección del motor DC por comparación de parámetros. Elaboración propia.

La Tabla 3 compara cinco alternativas de motores considerando criterios como el control preciso de posición y velocidad, esenciales para el mecanismo de rehabilitación de rodilla. Del análisis realizado, el motor Nema 24 fue seleccionado por cumplir con todos los criterios, ofreciendo alta precisión, encoder integrado,

alimentación de 24 V y un par máximo de 3,2 N·m, suficiente para el funcionamiento del mecanismo.

FIGURA 4:
Motor DC paso a paso nema24



Nota. Fuente: *CNC Store* (2026)

3.1.2.1.2 Tornillo de potencia

Para el sistema de transmisión de movimiento lineal se selecciona un tornillo de potencia, el cual permite convertir el movimiento rotacional del motor en desplazamiento lineal del mecanismo de rehabilitación de rodilla.

El tornillo debe ser capaz de soportar la carga axial generada por el peso de la pierna del usuario, así como las fuerzas adicionales debidas a fricción y condiciones dinámicas del sistema.

- Carga axial de diseño

  La fuerza necesaria para movilizar la pierna del usuario, previamente calculada, es:

  $$F=163.5\ N.m$$

- Considerando un factor de seguridad estructural:

$$F_{diseño} = F * K \qquad \text{Donde: K=2}$$

$$F_{diseño} = 163.5 * 2$$

$$F_{diseño} = 327\ N$$

- Criterios de diseño:
    - Capacidad para soportar la carga axial sin falla mecánica
    - Compatibilidad con el torque del motor seleccionado
    - Precisión en el desplazamiento lineal
    - Geometría adecuada para el sistema propuesto
- Suposición del diámetro:

  Como punto de partida del diseño, se considera un tornillo con diámetro nominal cercano a 8 mm, valor común en sistemas de transmisión de carga ligera y aplicaciones electromecánicas compactas.

- Verificación de la fuerza axial:

  Para un diámetro aproximado de 8 mm, el área resistente del núcleo del tornillo es:

$$A = 32mm2$$

  El esfuerzo nominal se calcula como:

$$\sigma = \frac{F_{diseño}}{A}$$

$$\sigma = \frac{327}{32 * 10 - 6}$$

$$\sigma = 10.2MPa$$

  Considerando que el material del tornillo (acero al carbono) presenta un límite de fluencia superior a 200 MPa, se verifica que:

$$\sigma << \sigma_{adm}$$

  Por lo tanto, el tornillo trabaja en condiciones seguras.

- Verificación del torque requerido

  La relación entre la fuerza axial y el torque en el tornillo está dada por:

$$T = \frac{F * P}{2\pi\eta}$$

  Considerando:

  F=163.5N
  P=0.00141m
  η=0.30

$$T = 0{,}12\ N.m$$

  Aplicando un factor dinámico:

$$T_{max} = 0{,}12 * 10$$

$$T_{max} = 1{,}2\ N.m$$

  Este valor es menor al torque del motor seleccionado (3.2 N·m), por lo que se garantiza la compatibilidad del sistema.

- Selección final del tornillo de potencia

  En base a los cálculos de resistencia mecánica y requerimientos de torque, se selecciona un tornillo de potencia con las siguientes características:

  Diámetro nominal : 5/16" (7.94 mm)
  Paso : 1.41 mm
  Tipo de rosca : NC-2

Tabla 4:
Selección de tornillo de potencia comerciable

TIPO	DIAMETRO	PASO	ROSCA	MATERIAL	PAR MÁX.	CUMPLE
Tornillo de potencia	5/16”	1.41mm	NC-2	Acero al carbono	1.2Nm	Si

Nota. Elemento para el desplazamiento lineal. Fuente: Elaboración propia.

Por lo tanto, tornillo seleccionado garantiza el desplazamiento lineal requerido para convertir el movimiento rotacional del motor en el movimiento de flexión y extensión de la rodilla, proporcionando un funcionamiento estable y preciso.

FIGURA 5:
Tornillo de potencia comerciable



Nota. Fuente: *CNC Store* (2026)

3.1.2.1.3 Estructura Metálica

La selección de materiales para la máquina rehabilitadora de rodilla se realiza considerando criterios de resistencia mecánica, durabilidad, facilidad de fabricación, costo y condiciones de operación. Asimismo, se toma en cuenta la interacción con el usuario, priorizando materiales seguros, higiénicos y resistentes a la corrosión.

Se considero los siguientes materiales para la parte estructural:

Tabla 5:
Selección del material estructural

MATERIAL	DENSIDAD (G/CM3)	LIMITE ELASTICO (MPa)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (PMa)	MODULO E (GPa)	RESISTENCIA A LA CORROSIÓN	DUCTIBILIDAD (%)	CUMPLE
Aluminio 6061	2.7	270	310	69	Alta	12	No
Aluminio 6082	2.7	270	300	70	Alta	10	No

Acero inoxidable AISI 430	7.8	290	450	200	Media	22	No
Acero inoxidable AISI 304	7.93	230	505	193	Alta	40	Si

Nota. Propiedades mecánicas de materiales estructurales utilizadas como criterio de selección. Elaboración propia.

Se selecciona el acero inoxidable AISI 304 para la estructura del equipo, debido a su alta resistencia a la corrosión, excelente ductilidad y adecuadas propiedades mecánicas, lo que garantiza seguridad, durabilidad y condiciones higiénicas en el uso del dispositivo.

FIGURA 6:
Tubos de acero inoxidable ANSI 304



Nota. Fuente: *FAMSA Store* (2026)

3.1.2.1.4 Componentes adicionales

Para la correcta transmisión de movimiento y soporte del sistema, se seleccionaron componentes auxiliares. La selección de estos elementos se realizó principalmente en función de la compatibilidad dimensional con el eje del motor y el tornillo de potencia.

Tabla 6:
Componentes comerciales adicionales

COMPONENTE
Acople de quijada D30L40: 30mm de diámetro externo y 40mm de largo total. Agujeros para

sujeción de ejes de 10mm y 12.7mm. Tipo de sujeción: Mordaza.
Rodamientos chumaceras de pared de ½ pulgada.

Nota. Elementos dependientes del diámetro del eje del motor. Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 7:
Acople de quijada



Nota: Fuente: *CNC Store* (2026)

FIGURA 8:
Rodamiento de 1/2 pulgada



Nota: Fuente: *CNC Store* (2026)

3.1.2.2 Componentes de automatización y control

3.1.2.2.1 Microcontrolador

Para el sistema de automatización y control se requiere un microcontrolador capaz de gestionar la lectura de sensores, el control del actuador, la interfaz con el usuario y la ejecución de la lógica de control del sistema.

La selección del microcontrolador se realizó considerando distintas alternativas disponibles en el mercado, así como componentes utilizados en proyectos y tesis similares, evaluando criterios como capacidad de procesamiento, número de entradas/salidas, facilidad de programación, compatibilidad con periféricos y costo.

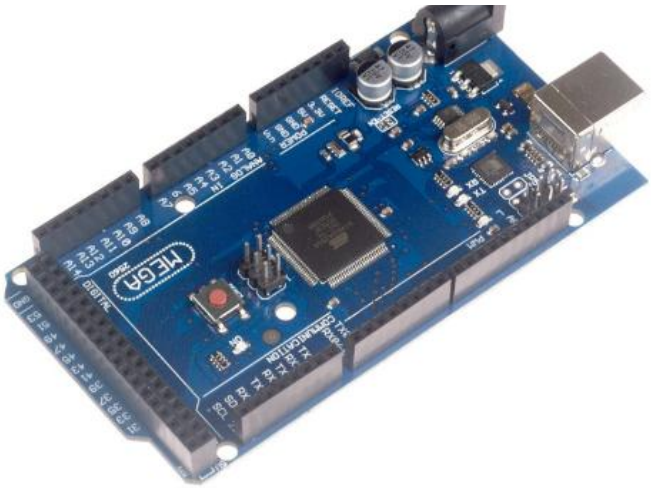
Tabla 7:
Selección del microcontrolador

CONTROLADOR	FRECUENCIA	ENTRADAS Y SALIDAS DIGITALES	ENTRADAS ANALOGICAS	MEMORIA FLASH	CUMPLE
Arduino Uno	16MHz	14	6	32KB	No
Arduino Mega 2560	16MHz	54	16	256KB	Si
ESP32	240MHz	34	18	4MB	No
STM32F103	72MHz	37	10	64KB	No

Nota. El Arduino M 2560 cumple con los requerimientos. Elaboración propia

Se selecciona el Arduino Mega 2560 como microcontrolador del sistema, debido a que ofrece un equilibrio adecuado entre capacidad de procesamiento, número de entradas/salidas y facilidad de implementación, permitiendo el control eficiente de todos los componentes del sistema de rehabilitación.

FIGURA 9:
Arduino MEGA2560



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

3.1.2.2.2 Driver

El driver es el encargado de controlar el motor paso a paso, regulando la corriente, dirección y número de pasos, permitiendo un movimiento preciso del sistema de rehabilitación.

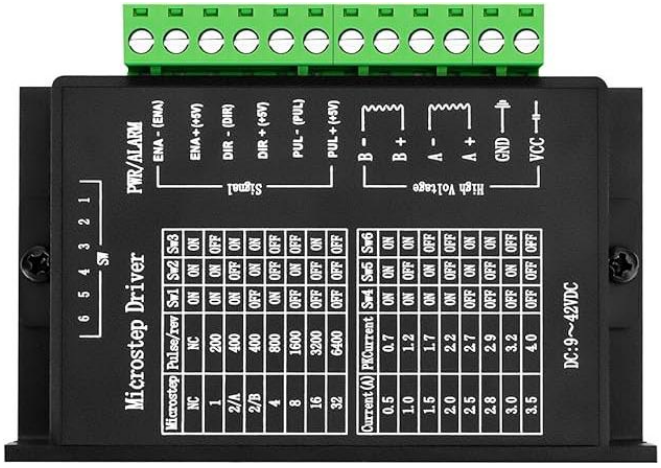
Tabla 8:
Selección de Driver controlador de motor

DRIVER	CORRIENTE MAX.	VOL. DE OPERACIÓN	MICROSTEPPING	DISIPACIÓN TERMICA	CUMPLE
DRV8825	2.2A	8.2-45V	Hasta 1/32	Media	No
TB6600	4.0A	9-42V	Hasta 1/32	Alta	Si
A4988	2.0A	8-35V	Hasta 1/16	Baja	No

Nota. Componente de control para el actuador. Fuente: Elaboración propia

Se selecciona el TB6600, debido a su mayor capacidad de corriente, estabilidad térmica y compatibilidad con el motor seleccionado, garantizando un funcionamiento confiable del sistema.

FIGURA 10:
Driver TB6600



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

3.1.2.2.3 Sensor final de carrera

El sensor de final de carrera es un elemento fundamental en el sistema de control, ya que permite detectar los límites de desplazamiento del mecanismo, evitando sobre recorridos y garantizando la seguridad del usuario.

Tabla 9:
Selección del sensor final de carrera

SENSOR	PRESICIÓN	FACILIDAD DE IMPLEMENTACIÓN	COSTO	NECESIDAD DE CONTACTO	CUMPLE
Sensor inductivo	Alta	Media	Medio	No	No
KW11-N	Alta	Alta	Bajo	Si	Si
Sensor Óptico	Muy Alta	Media	Medio	No	No

Nota. Sensor de seguridad en caso de fallas del equipo. Fuente: Elaboración propia

Se selecciona el sensor final de carrera tipo KW11-N KW12, debido a su bajo costo, facilidad de implementación y adecuada precisión para la detección de límites del sistema.

FIGURA 11:
Sensor final de carrera



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

3.1.2.2.4 Pantalla TFT

La pantalla TFT constituye la interfaz de usuario del sistema, permitiendo visualizar información relevante del proceso de rehabilitación, así como facilitar la interacción mediante control táctil.

Tabla 10:
Selección de la pantalla táctil

PANTALLA	TIPO DE PANTALLA	RESOLUCIÓN	INTERFAZ	FACILIDAD DE INTEGRACIÓN	CUMPLE
TFT 3.2" Touch	TFT táctil	320x480	Paralela/SPI	Media	No
TFT 2.4" Touch	TFT táctil	240x320	Paralela/SPI	Alta	Si
LCD 16x2	LCD alfanumérico	16x2	Paralela	Alta	No

Nota: Fuente: Elaboración propia

Se selecciona la Pantalla TFT Touch 2.4 pulgadas, debido a que ofrece una adecuada relación entre tamaño, funcionalidad y costo, permitiendo implementar una interfaz gráfica interactiva para el usuario.

FIGURA 12:
Pantalla TFT Touch 2.4 pulgadas



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

3.1.2.2.5 Sensor de distancia laser (Torque)

El sensor de distancia láser permite medir el desplazamiento o la posición del sistema sin contacto físico, lo cual resulta fundamental para mejorar la precisión y el control del mecanismo de rehabilitación.

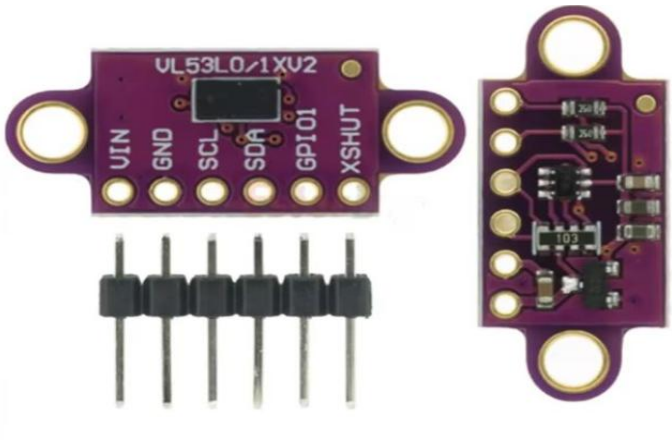
Tabla 11:
Selección de sensor de torque

SENSOR	TIPO	PRESICIÓN	RENGO	SENSIBILIDAD AL AMBIENTE	CUMPLE
Ultrasonido HC-SR04	Ultrasónico	Media	2-400cm	Alta	No
Sensor IR analógico	Infrarrojo	Baja	10-80cm	Alta	No
VL53L0X (ToF)	Laser	Alta	3-200cm	Baja	Si

Nota. Elaboración propia.

Se selecciona el sensor de distancia láser tipo VL53L0X, debido a su alta precisión, estabilidad en la medición y funcionamiento independiente de las condiciones del entorno.

FIGURA 13:
Sensor VL53L0X (ToF)



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

3.1.2.2.6 Botonera y parada de emergencia

Para la interfaz de control manual del sistema se implementa una botonera, la cual permite al usuario operar el encendido y apagado del equipo, así como detener su funcionamiento de manera inmediata en caso de emergencia.

La selección de estos componentes se realizó considerando criterios de seguridad, facilidad de uso y disponibilidad en el mercado.

Tabla 12:
Selección de botonera y parada de emergencia

COMPONENTE
Caja P/PARAD. De emergencia amarilla C/Retención.
Interruptor o selector I-0.
Piloto led Verde 5V.

Nota. Componentes de control ON/OFF. Fuente: Elaboración propia.

3.1.2.2.7 Sensor Ultrasónico

Este sensor tiene como función medir la distancia entre el perno móvil y la placa base estructural, permitiendo determinar el desplazamiento lineal del mecanismo. A partir de esta medición, y en función de la geometría del sistema, se calcula el ángulo de movimiento de la máquina en relación con la longitud del tornillo de potencia, contribuyendo así al control preciso de la posición y al correcto funcionamiento del equipo.

Tabla 13:
Sensor Ultrasónico

SENSOR	TIPO	PRESICIÓN	RENGO	SENSIBILIDAD AL AMBIENTE	CUMPLE
Ultrasonido HC-SR04	Ultrasónico	Media	2-400cm	Alta	Si

Nota. Elaboración propia.

Se analizaron criterios como el rango de medición, la precisión, el tiempo de respuesta, la compatibilidad con el microcontrolador, la facilidad de integración y el costo. Como resultado, el sensor seleccionado proporciona una medición confiable de la distancia durante el funcionamiento del prototipo, permitiendo supervisar el desplazamiento del sistema y contribuir al control de los movimientos programados

FIGURA 14:
Sensor Ultrasónico



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

3.1.2.3 Sistema de alimentación eléctrica

3.1.2.3.1 Fuente de alimentación 220v-24v

La fuente de alimentación es el componente encargado de suministrar energía eléctrica al sistema, convirtiendo la tensión de red (220 V AC) en una tensión continúa adecuada para el funcionamiento de los dispositivos electrónicos y actuadores.

Tabla 14:
Selección de fuente 220-24V

FUENTE	CORRIENTE	POTENCIA	INSTALACIÓN	PROTECCIÓN	CUMPLE
PLUG	5A	120W	Plug y play	Integrada	Si
switching	5A	120W	Cableado	Depende de la instalación	No

Nota. Elaboración propia.

Se selecciona la fuente de alimentación AC/DC 220v a 24v 5A – con PLUG / conector de salida: DC PLUG 5.5mm x 2.1mm, debido a su facilidad de instalación, diseño compacto y nivel de protección integrado.

Asimismo, se verifica que la capacidad de la fuente es adecuada para el sistema, considerando que el motor seleccionado presenta un consumo aproximado de 3 A, mientras que el microcontrolador y los demás componentes electrónicos requieren aproximadamente 1.5 A, dando un consumo total estimado de:

$$I_{total} = 4.5A$$

Por lo tanto, una fuente de 5 A cubre adecuadamente la demanda del sistema, manteniendo un margen de operación seguro.

En consecuencia, la fuente seleccionada proporciona una solución eficiente y suficiente, sin necesidad de sobredimensionar el sistema con equipos de mayor capacidad.

FIGURA 15:
Fuente de alimentación de 220-24V



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

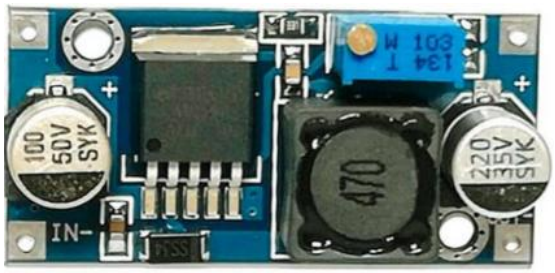
3.1.2.3.2 Reductor DC-DC de 24v-5v

El sistema cuenta con una fuente de alimentación principal de 24 V DC, la cual es utilizada para alimentar el motor del sistema, debido a sus requerimientos de potencia.

Sin embargo, el microcontrolador opera a una tensión de 5 V DC. Por lo tanto, se requiere un dispositivo que permita reducir la tensión de 24 V a un nivel adecuado para estos componentes.

En este contexto, se emplea un reductor DC-DC (convertidor step-down), el cual permite transformar la tensión de 24 V a 5 V de manera eficiente y segura.

FIGURA 16:
Regulador de voltaje DC-DC Step Down LM2596



Nota. Fuente: *Electromanía Perú* (2026)

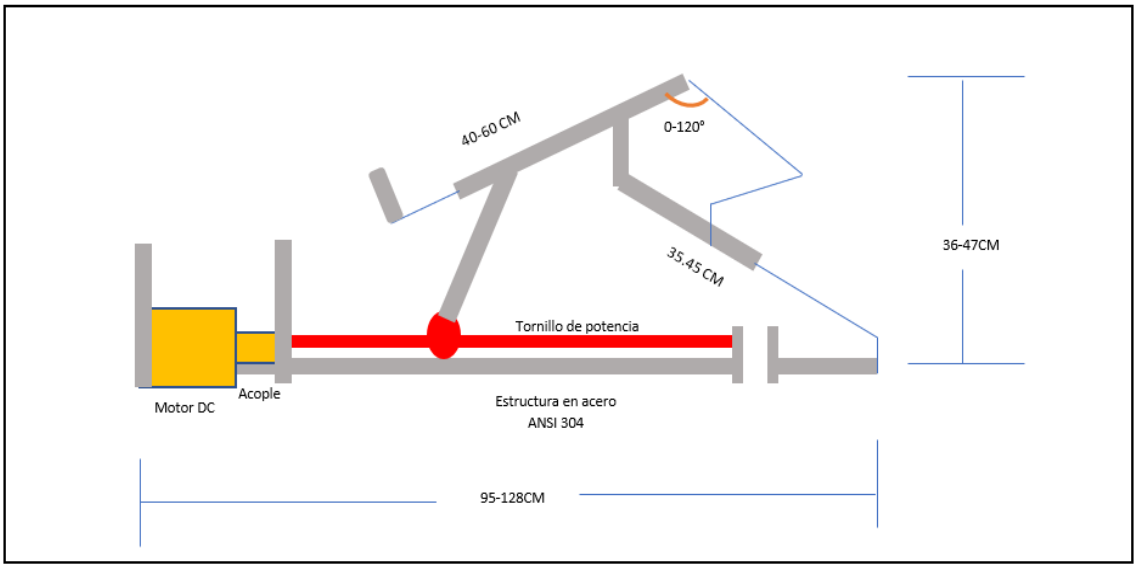
3.1.3 Modelado 3D de la estructura

Para el diseño de las piezas mecánicas se considerarán los requerimientos finales establecidos en el Tabla (1), así como los componentes previamente seleccionados, con el propósito de garantizar la adecuada integración y compatibilidad entre los distintos elementos del sistema. Asimismo, se empleará el software SolidWorks para el modelado y desarrollo del diseño, permitiendo obtener una representación precisa y lograr un funcionamiento armónico y eficiente de la máquina.

3.1.3.1 Esbozo conceptual inicial

El diseño conceptual inicial se realizó mediante un esbozo a mano, con la finalidad de definir la configuración general del sistema, estimar dimensiones preliminares y visualizar la disposición de las principales piezas que conformarán la máquina rehabilitadora de rodilla.

FIGURA 17:
Esbozo inicial de la maquina rehabilitadora de rodilla



Nota: Esquema referencial para el diseño. Fuente: Elaboración propia.

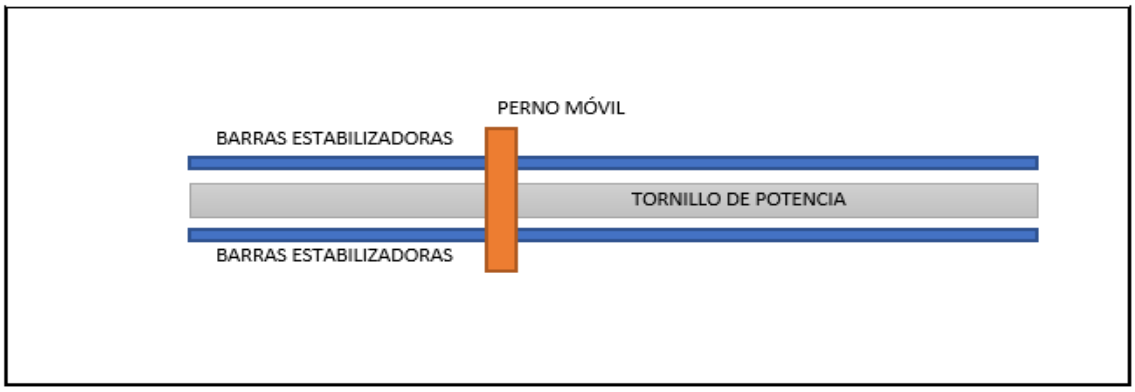
3.1.3.2 Consideraciones de material para el diseño

Se seleccionó el acero inoxidable AISI 304 como material estructural, debido a sus adecuadas propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión. En función de ello, se emplearán tubos de este material en dimensiones comerciales de 1/2", 5/8" y 3/4", según los requerimientos de diseño de cada elemento estructural.

3.1.3.3 Barras estabilizadoras

Las barras estabilizadoras acompañarán el desplazamiento del elemento móvil sobre el tornillo de potencia, con la finalidad de garantizar un movimiento lineal estable, reducir vibraciones y evitar la flexión del tornillo ante la carga aplicada por la pierna del paciente.

FIGURA 18:
Diseño inicial de las barras estabilizadoras



Nota: Fuente: Elaboración propia.

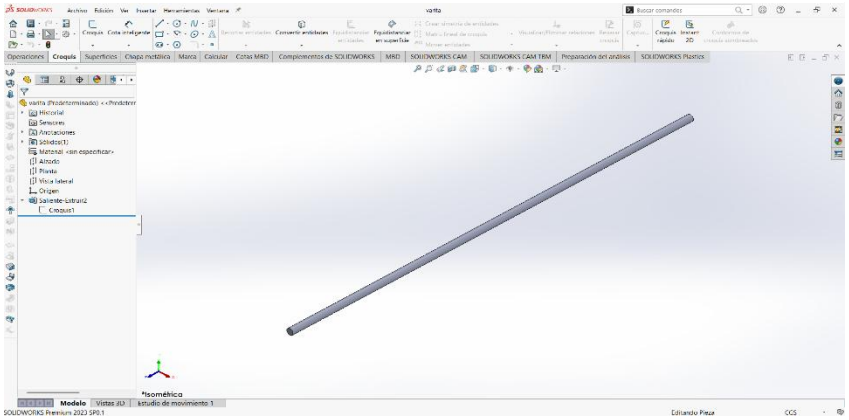
Parámetros de diseño

Tabla 15:
Especificaciones técnicas de la barra estabilizadora

Longitud	61 cm
Diámetro en pulgadas	½ Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 19:
Barra Estabilizadora en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.4 Placas base estructural

Las placas base estructurales estarán en contacto directo con la superficie de apoyo de la máquina, proporcionando estabilidad al sistema. Asimismo, permiten la fijación de componentes principales como las barras de soporte, las barras estabilizadoras y el tornillo de potencia, garantizando una adecuada integración estructural del conjunto.

Parámetros de diseño

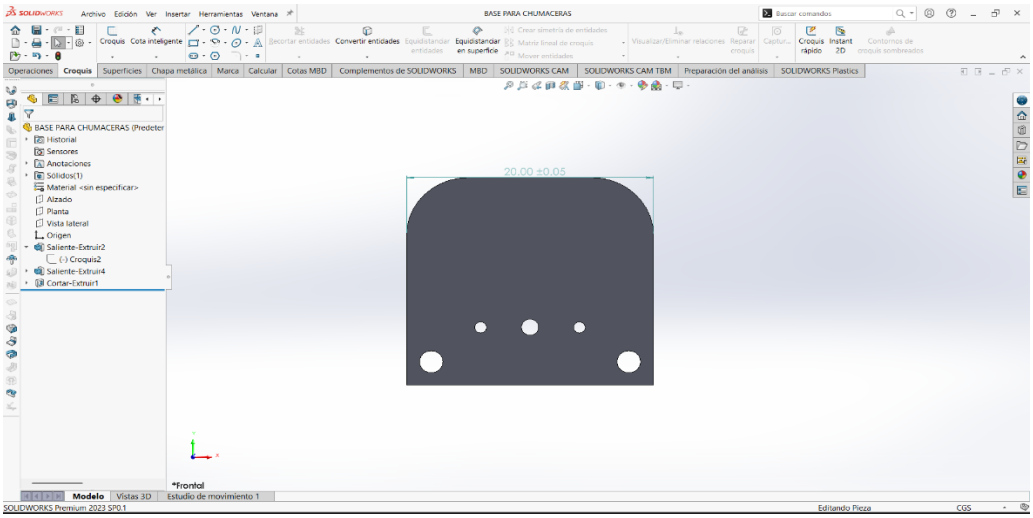
Tabla 16:
Especificaciones Técnicas de las placas base estructural 1

Longitud	20 x 18 cm
Espesor	2 mm
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Plancha

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 20:

Placa base estructural 1 en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

Tabla 17:

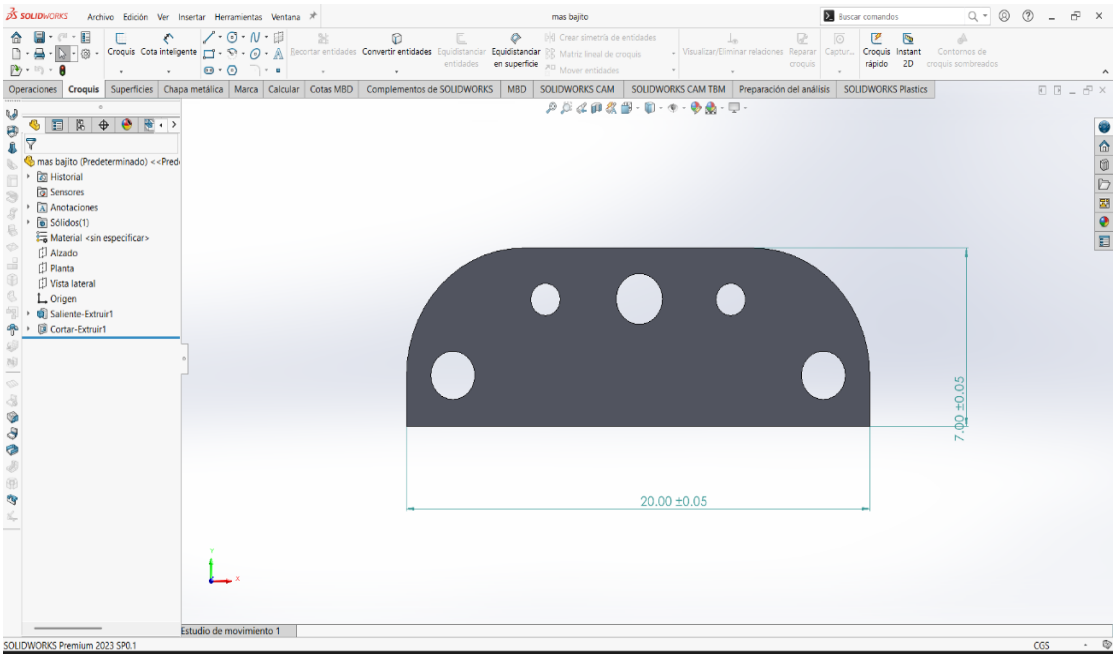
Especificaciones técnicas de placa base estructural 2

Longitud	20 x 7 cm
Espesor	2 mm
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Plancha

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 21:

Placa base estructural 2 en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.5 Barras de soporte

Las barras de soporte constituyen los elementos estructurales encargados de vincular la parte fija del mecanismo con el conjunto móvil. Su función principal es proporcionar rigidez al sistema, garantizar la correcta alineación de los componentes y asegurar un desplazamiento estable y seguro durante el funcionamiento de la máquina

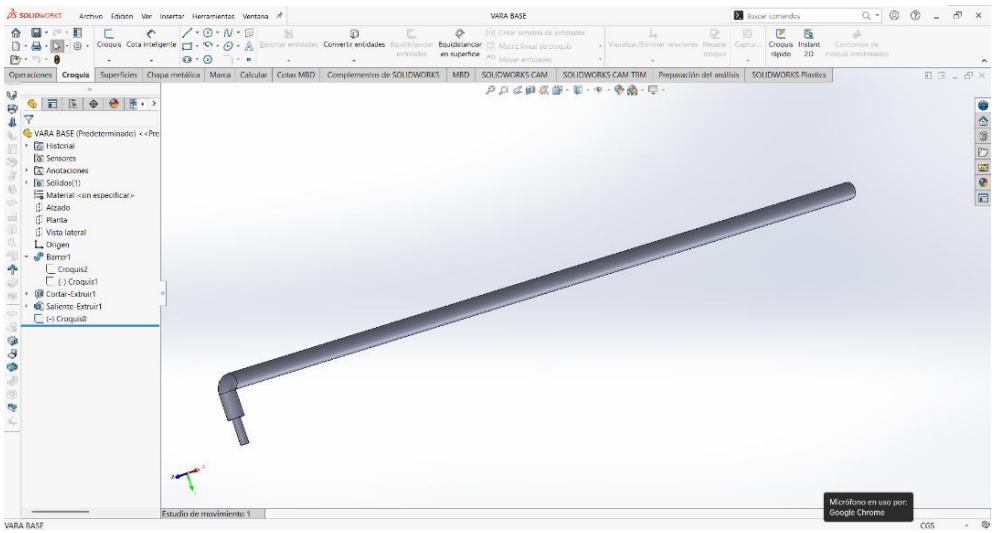
Parámetros de diseño

Tabla 18:
Especificaciones Técnicas de las barras de soporte

Longitud	104 cm
Diámetro en pulgadas	3/4 Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 22:
Barras de soporte en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.6 Barras de extensión del muslo

Las barras de extensión del muslo son los elementos encargados de conectar el segmento correspondiente a la pierna con las barras de soporte del sistema. Su función

es transmitir el movimiento generado por el mecanismo, manteniendo la alineación del conjunto y permitiendo un desplazamiento controlado durante el proceso de rehabilitación.

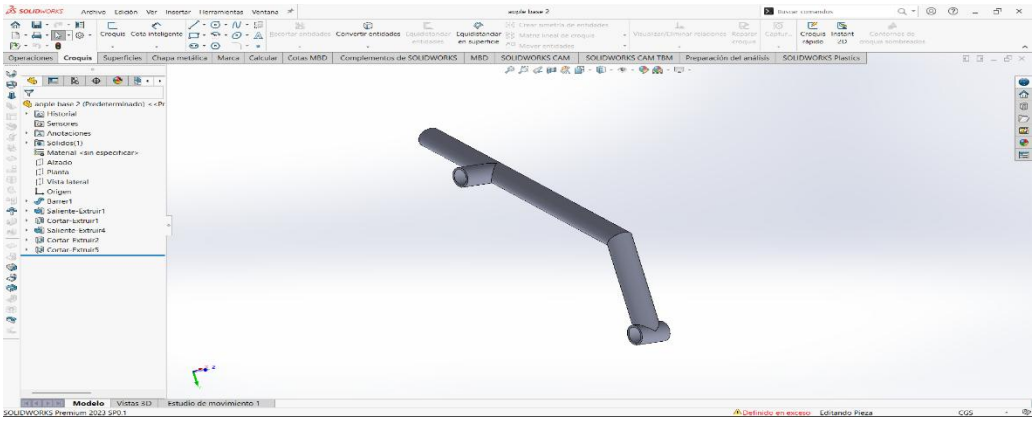
Parámetros de diseño:

***Tabla 19**:*
Especificaciones técnicas de la barra de extensión del muslo

Longitud	28 cm
Diámetro en pulgadas	5/8 Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 23:
Barra de extensión del muslo en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.7 Varilla reguladora de longitud del muslo

La varilla reguladora de longitud del muslo es el elemento encargado de vincular las barras de soporte con las barras de extensión del muslo. Su función principal es permitir el ajuste longitudinal del sistema, adaptando la máquina a las dimensiones

antropométricas del paciente y garantizando una correcta alineación durante el proceso de rehabilitación.

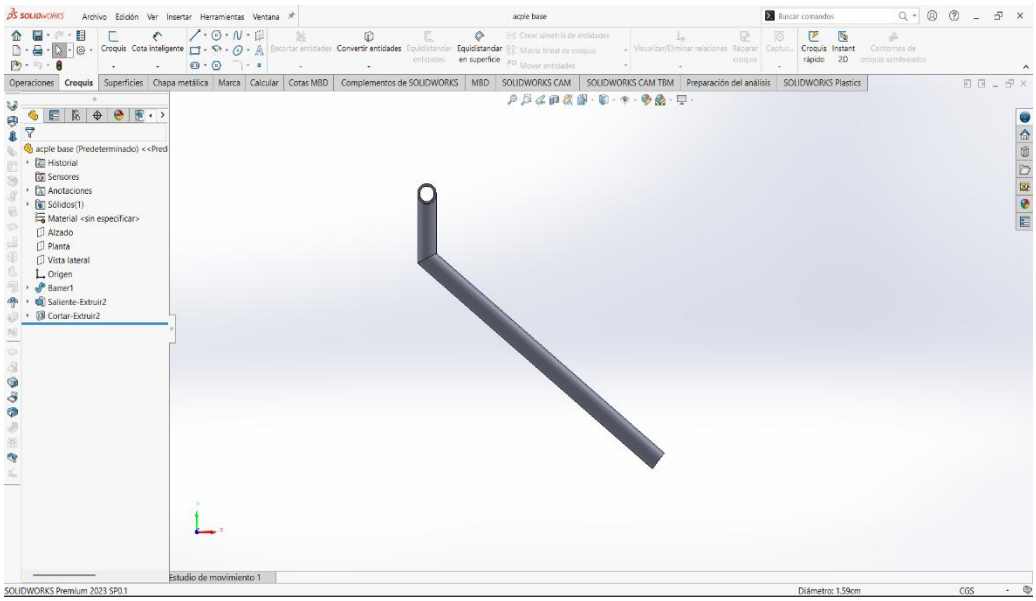
Parámetros de diseño:

Tabla 20:
Especificaciones técnicas de la varilla reguladora de longitud del muslo

Longitud	24 cm
Diámetro en pulgadas	1/2 Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 24:
Varilla reguladora de longitud del muslo



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.8 Barras de extensión de la pierna

Las barras de extensión de la pierna son los elementos encargados de vincular el sistema de extensión del muslo con el segmento correspondiente a la pierna. Su función principal es proporcionar soporte estructural al miembro inferior del paciente,

asegurando una adecuada transmisión del movimiento y manteniendo la alineación durante el proceso de rehabilitación.

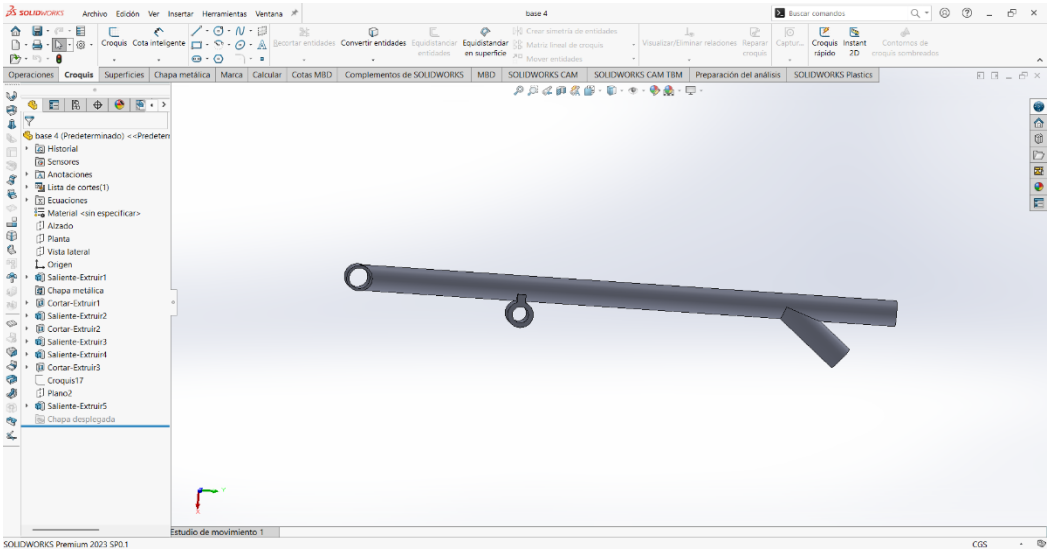
Parámetros de diseño:

Tabla 21:
Especificaciones técnicas de la barra de extensión de la pierna

Longitud	24 cm
Diámetro en pulgadas	5/8 Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 25:
Barra de extensión de la pierna en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.9 Varilla reguladora de longitud de la pierna

La varilla reguladora de longitud de la pierna es el elemento encargado de vincular el reposapiés con las barras de extensión de la pierna. Su función principal es permitir el ajuste longitudinal del sistema, adaptándolo a las dimensiones de la pierna del paciente y asegurando una correcta alineación y comodidad durante el proceso de rehabilitación.

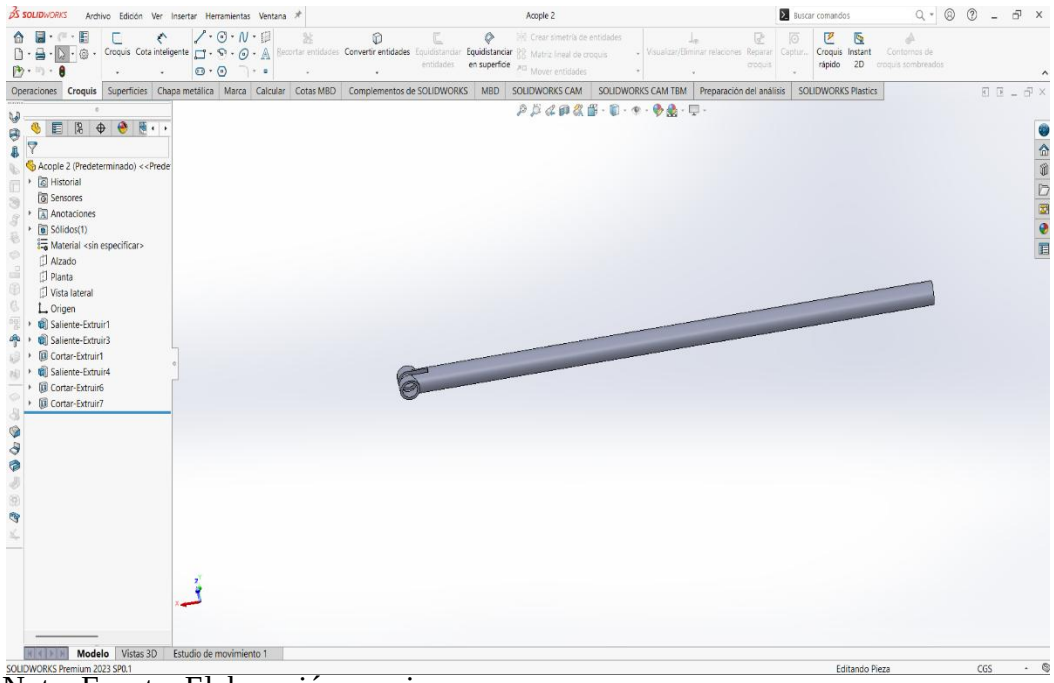
Parámetros de diseño:

Tabla 22:
Especificaciones Técnicas de la varilla reguladora de longitud de la pierna

Longitud	30 cm
Diámetro en pulgadas	1/2 Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 26:
Varilla reguladora de longitud de la pierna en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.10 Perno móvil

El perno móvil es el elemento encargado de interactuar con el tornillo de potencia, transformando el movimiento rotacional en desplazamiento lineal. Este componente se encuentra vinculado a una estructura en forma de “U”, mediante la cual se transmite el movimiento al sistema. Asimismo, su desplazamiento es guiado por las barras estabilizadoras, lo que permite mantener la alineación del conjunto y garantizar un movimiento uniforme y controlado.

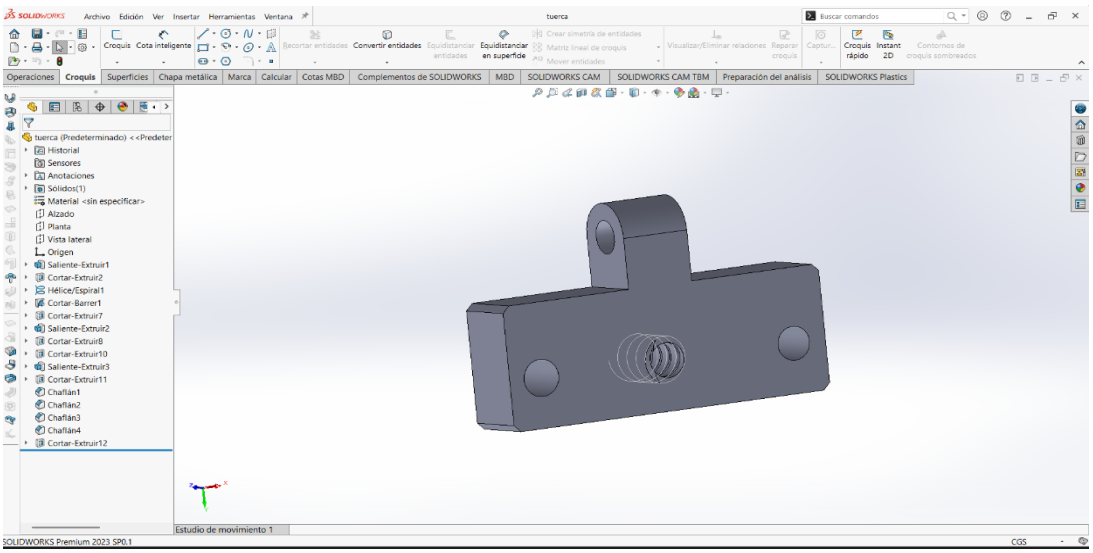
Parámetros de diseño:

Tabla 23:
Especificaciones Técnicas del perno móvil

Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Plancha

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 27:
Perno móvil en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.11 Soporte en U

El soporte en U es el elemento encargado de vincular el perno móvil con la estructura que sostiene la pierna del paciente. Su función principal es transmitir el movimiento lineal generado por el sistema de accionamiento hacia el conjunto móvil, garantizando una adecuada distribución de cargas y manteniendo la estabilidad y alineación durante el proceso de rehabilitación.

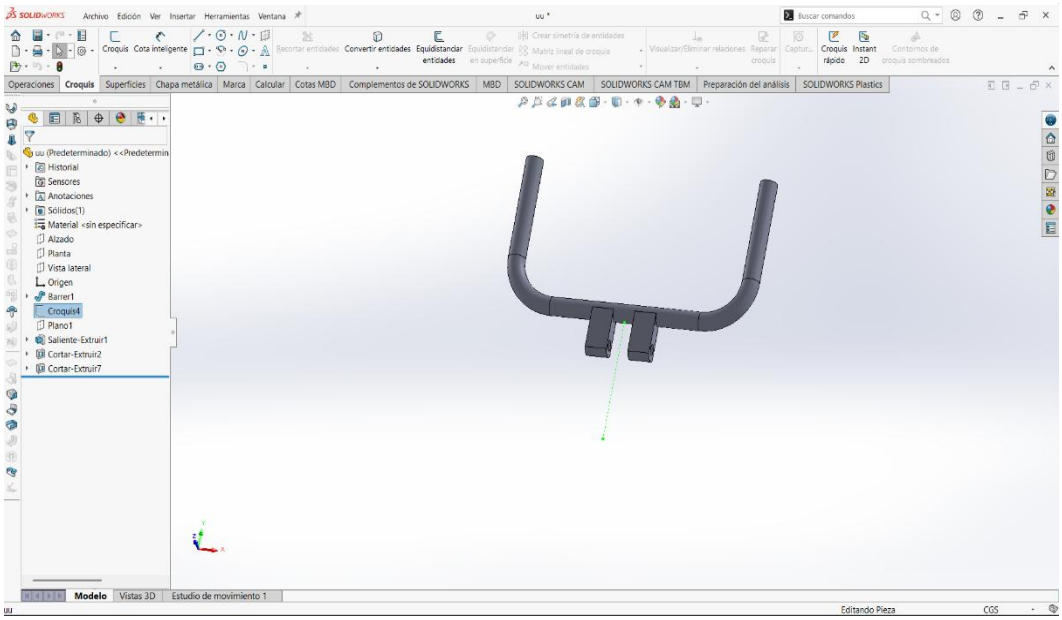
Parámetros de diseño:

Tabla 24:
Especificaciones técnicas del soporte en U

Longitud	22 cm
Diámetro en pulgadas	5/8 Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 28:
Soporte en U en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.12 Topes de unión

Para la conexión de los distintos mecanismos se emplean topes tubulares, los cuales garantizan una unión firme, alineada y estable entre los componentes del sistema.

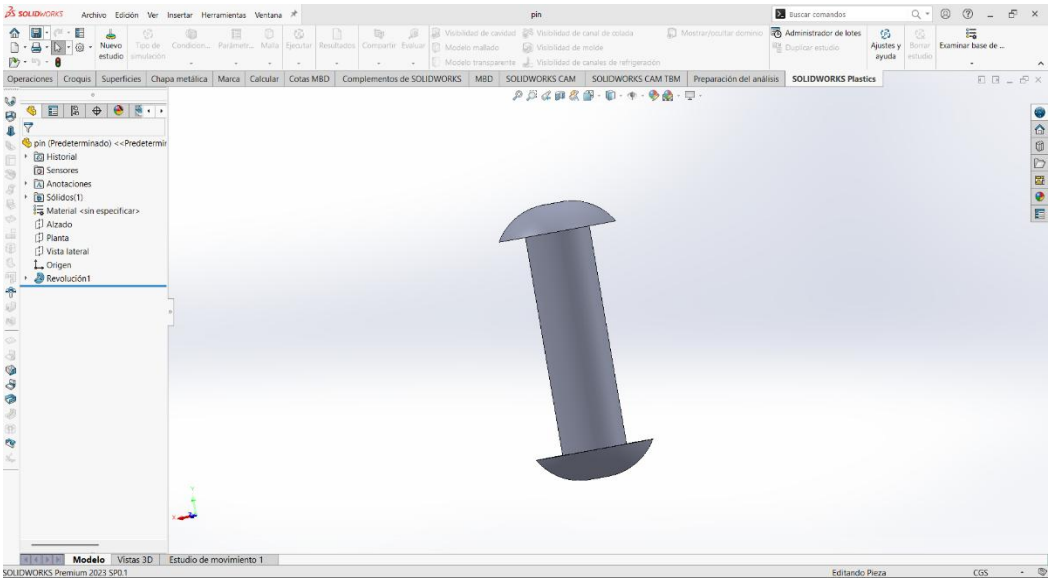
Parámetros de diseño:

Tabla 25:
Especificaciones Técnicas de los topes

Longitud	2 cm
Diámetro en pulgadas	1/2 Pulg
Material	Acero inoxidable AISI 304
Tipo	Tubular

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 29:
Tope de unión en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.13 Motor paso a paso nema 24

El motor paso a paso Nema 24 3.2Nm de 100mm es una solución robusta, confiable y eficiente para proyectos que requieren precisión en movimiento, alto torque y compatibilidad con controladores ampliamente usados como el TB6600 o el DM556. Este modelo está diseñado especialmente para aplicaciones de automatización, impresoras 3D, routers CNC, y maquinaria industrial ligera o media.

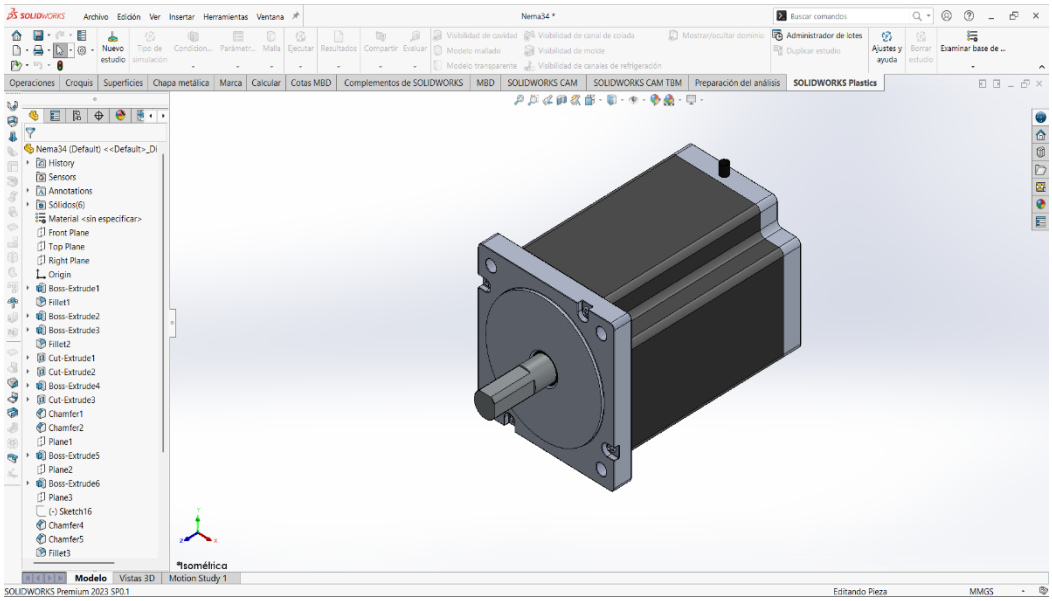
Parámetros de diseño:

Tabla 26:
Especificaciones técnicas del motor nema24

Largo del cuerpo	100mm
Diámetro del eje	10mm
Largo del eje	22mm
Distancia entre agujeros	47.1mm entre centro
Peso aproximado	1,6 kg

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 30:
Motor nema24 en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.14 Tornillo de potencia

Como se determinó anteriormente, se utilizará un tornillo de potencia comercial, por lo que será necesario adaptarse a uno que cumpla o se aproxime a los parámetros obtenidos en los cálculos realizados.

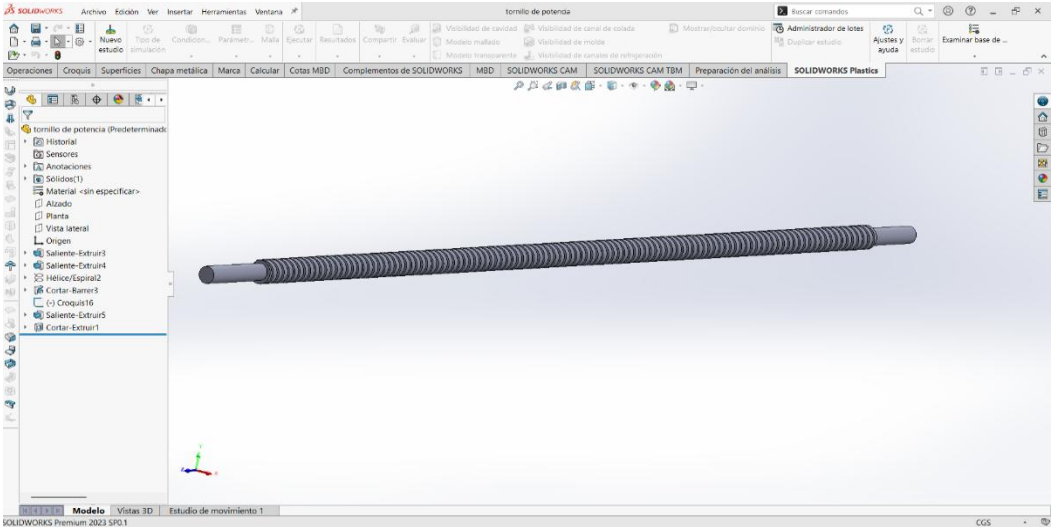
Parámetros de diseño:

Tabla 27:
Especificaciones técnicas del tornillo de potencia

Largo del cuerpo	71 cm
Largo del hilo roscado	57cm
Largo de los ejes lisos	7 cm
Diámetro del hilo roscado	5/8 pulgada
Distancia de Paso	1.41mm
Diámetro de los ejes lisos	½ pulgada

Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 31:
Tornillo de potencia en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

Las piezas diseñadas en SolidWorks fueron desarrolladas considerando los requerimientos dimensionales y funcionales del prototipo. El modelado tridimensional permitió verificar la compatibilidad entre componentes, optimizar el proceso de fabricación y asegurar el correcto ensamblaje de la máquina antes de su construcción física.

Los planos detallados de cada componente se presentan en los anexos del presente informe, donde se puede apreciar con mayor claridad sus dimensiones y características técnicas.

3.1.3.15 Diseño electrónico

Considerando los componentes electrónicos previamente seleccionados para el sistema, se procederá a desarrollar el diseño electrónico integral del proyecto. Este proceso comprende la elaboración de los esquemas de conexión, así como la definición de la arquitectura de control del sistema.

Para la representación de las conexiones eléctricas y electrónicas se empleará el software Cade Simu, el cual permitirá estructurar de manera ordenada el diagrama de interconexión entre sensores, actuadores, fuentes de alimentación y el microcontrolador, garantizando así una correcta distribución y verificación de las señales del sistema.

Asimismo, la programación del sistema de control se realizará mediante el entorno de desarrollo Arduino IDE, donde se implementarán los algoritmos necesarios para el funcionamiento adecuado del sistema. Esta programación permitirá el control de las entradas y salidas, la gestión de señales de los dispositivos electrónicos y la ejecución de las secuencias de operación establecidas en el diseño del proyecto.

De esta manera, el diseño electrónico no solo se enfoca en la conexión física de los componentes, sino también en la correcta integración entre hardware y software, asegurando la funcionalidad, seguridad y eficiencia del sistema desarrollado.

3.1.3.16 Funcionamiento

El usuario podrá configurar los parámetros de funcionamiento de la máquina, tales como la velocidad de movimiento en porcentaje, el número de repeticiones y el ángulo de flexión, mediante una pantalla táctil de interfaz sencilla e intuitiva, facilitando una operación eficiente y personalizada del sistema.

La máquina cumplirá correctamente su función terapéutica, garantizando un funcionamiento seguro y eficiente. Además, el paciente contará con una parada de emergencia de fácil acceso, la cual podrá ser activada en cualquier momento en que lo considere necesario, asegurando la interrupción inmediata del sistema ante cualquier eventualidad.

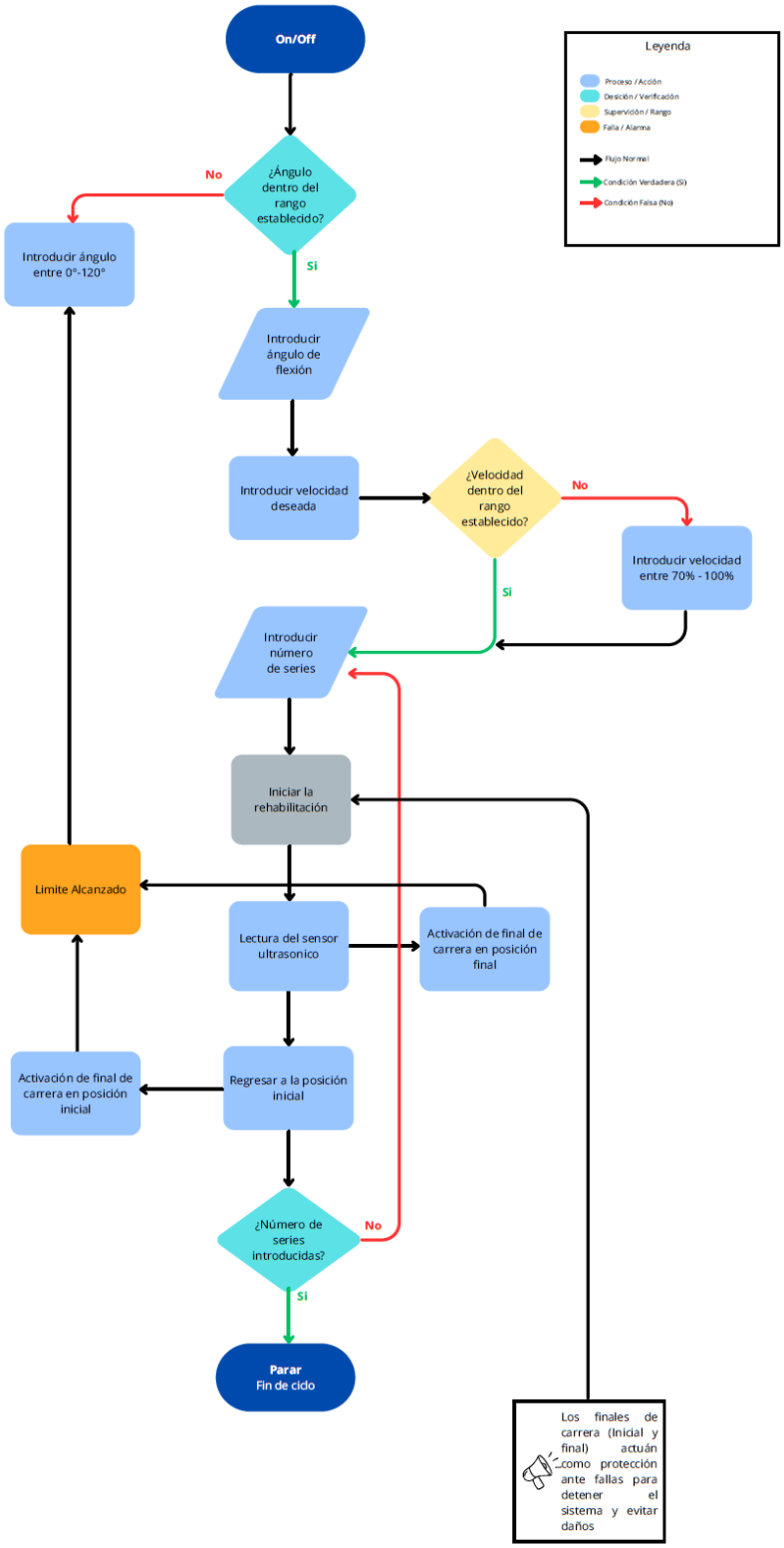
La máquina incorpora sensores de final de carrera, los cuales aseguran que el movimiento del mecanismo se mantenga dentro de los límites establecidos de diseño.

De esta manera, se evita que el sistema exceda su recorrido permitido, reduciendo significativamente el riesgo de lesiones en el paciente.

Se ha integrado un sensor de distancia que cumple la función equivalente a un sensor de torque, el cual permite detectar cualquier resistencia anormal durante el desplazamiento del sistema. En caso de presentarse fricción excesiva o una fuerza de oposición fuera de lo normal, el sistema realizará el apagado automático de la máquina como medida de protección para el paciente y el equipo.

3.1.3.17 Diagrama de flujo

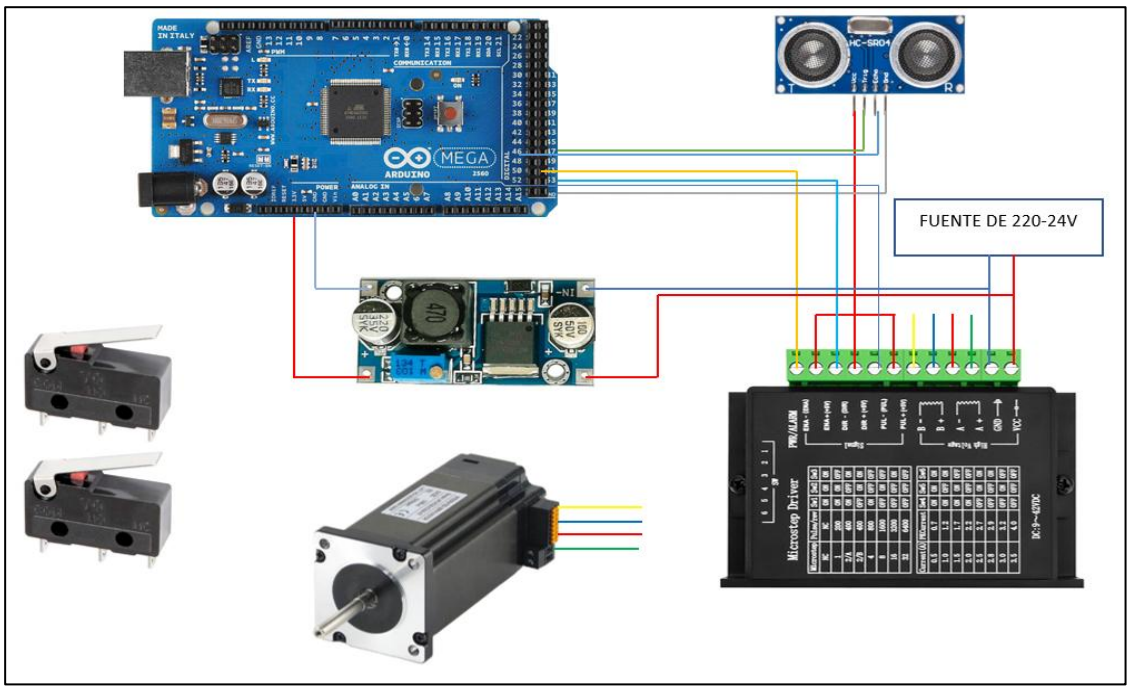
*FIGURA **32:***
Diagrama de flujo



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.18 Conexionado de componentes

FIGURA 33:
Conexionado de componentes



Nota: Fuente: Lógica cableada del sistema de control. Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.19 Programación

La programación del sistema de control se desarrolló utilizando el entorno de desarrollo Arduino IDE, donde se implementaron todas las consideraciones necesarias para garantizar el correcto funcionamiento de la máquina. Para ello, se definieron las rutinas de control relacionadas con la gestión de entradas y salidas, el procesamiento de señales provenientes de sensores, y la ejecución de las secuencias de operación establecidas en el diseño.

Asimismo, se incorporaron condiciones de seguridad, tales como la detección de finales de carrera, la activación de la parada de emergencia y el monitoreo de posibles resistencias anormales durante el movimiento, asegurando así una operación confiable y segura del sistema.

Como resultado de este proceso, se obtuvo el siguiente código de programación, el cual permite la correcta interacción entre los componentes electrónicos y el cumplimiento de los parámetros de funcionamiento definidos.

3.1.3.20 Código de programación

```
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <MCUFRIEND_kbv.h>
#include <TouchScreen.h>

MCUFRIEND_kbv tft;

// --- 1. CALIBRACIÓN TÁCTIL ---
const int XP = 6, XM = A2, YP = A1, YM = 7;
const int TS_LEFT = 900, TS_RT = 150, TS_TOP = 950, TS_BOT = 150;
TouchScreen ts = TouchScreen(XP, YP, XM, YM, 300);

// --- 2. COLORES ---
#define BLANCO   0xFFFF
#define NEGRO    0x0000
#define CIAN_CLARO 0x67FF
#define VERDE_BTN  0x07E0
#define ROJO_BTN   0xF800
#define GRIS_CLARO 0xC618
#define GRIS_OSCURO 0x7BEF

// --- 3. PINES DEL HARDWARE ---
const int stepPin = 52;
const int dirPin = 53;
const int enPin = 51;
const int pinHome = 50;   // Final de carrera de seguridad (Tope Inicio)
const int pinMax = 48;    // Final de carrera de seguridad (Tope Final)
```

```
// Pines del Sensor Ultrasónico HC-SR04
const int echoPin = 46;
const int trigPin = 47;

// --- 4. VARIABLES GLOBALES ---
bool tecladoActivo = false;
int campoActivo = 0;
String valorInput = "";
String valAngulo = "";
String valVelocidad = "";
String valRepeticiones = "";

int delayArranque = 2000;
int delayObjetivo = 80;

// --- POSICIONES VISUALES ---
int yInicio = 100; int espacio = 85;
int hCaja = 35; int wCaja = 240; int xCaja = (320 - wCaja) / 2;
int yCaja1 = yInicio + 25;
int yCaja2 = yInicio + espacio + 25;
int yCaja3 = yInicio + (espacio * 2) + 25;

// Declaraciones
void dibujarInterfazVertical();
void dibujarIconoRehab(int x, int y);
void dibujarTextoEnX(String texto, int xCentro, int y, int tamano, uint16_t color);
void dibujarTeclado();
void procesarToqueMenu(int x, int y);
void procesarToqueTeclado(int x, int y);
void iniciarProceso();
bool checkEmergencia(bool chequearLimites);
```

```
bool realizarPasoSeguro(int delayUs);
bool ejecutarHoming();
long calcularPasosFlexion(int anguloObjetivo);
long obtenerDistanciaMM();
void actualizarDistanciaUltrasonico();

void setup() {
  Serial.begin(9600);

  pinMode(stepPin, OUTPUT);
  pinMode(dirPin, OUTPUT);
  pinMode (enPin, OUTPUT);

  pinMode(pinMax, INPUT_PULLUP);
  pinMode(pinHome, INPUT_PULLUP);

  pinMode(trigPin, OUTPUT);
  pinMode(echoPin, INPUT);
  digitalWrite(trigPin, LOW);

  digitalWrite(enPin, LOW);
  digitalWrite(stepPin, LOW);
  digitalWrite(dirPin, LOW);

  tft.reset();
  tft.begin(0x6814);
  tft.setRotation(0);

  dibujarInterfazVertical();
}
void loop() {
  TSPoint p = ts. getPoint();
```

```
  pinMode(XM, OUTPUT);
pinMode(YP, OUTPUT);

  if (p.z > 10 && p.z < 1000) {
    int pixelX = map(p.x, TS_LEFT, TS_RT, 0, 320);
    int pixelY = map(p.y, TS_TOP, TS_BOT, 0, 480);

    if (tecladoActivo) {
      procesarToqueTeclado(pixelX, pixelY);
    } else {
      procesarToqueMenu(pixelX, pixelY);
    }
    delay(150);
  }

  static unsigned long tiempoAnterior = 0;
  if (millis() - tiempoAnterior > 250 && !tecladoActivo) {
    actualizarDistanciaUltrasonico();
    tiempoAnterior = millis ();
  }
}

long obtenerDistanciaMM() {
  digitalWrite(trigPin, LOW);
delayMicroseconds(2);
  digitalWrite(trigPin, HIGH);
delayMicroseconds(10);
  digitalWrite(trigPin, LOW);

  long duracion = pulseIn(echoPin, HIGH, 20000);
  if (duracion == 0) return 0;
  return (duracion * 34) / 200;
```

```
}

void
actualizarDistanciaUltrasonico() {
  long distancia_mm = obtenerDistanciaMM();

  tft.setTextSize(1);
  tft.setTextColor(NEGRO, BLANCO);
  tft.setCursor(190, 10);

  if (distancia_mm == 0) {
    tft.print("Dist: ---   ");
  } else {
    tft.print("Dist: ");
tft.print(distancia_mm);
tft.print("mm   ");
  }
}

void procesarToqueMenu(int x, int y) {
  int margen = 25;
  bool dentroX = (x > (xCaja - margen) && x < (xCaja + wCaja + margen));

  if (dentroX && y > (yCaja1 - margen) && y < (yCaja1 + hCaja + margen)) {
    campoActivo = 1; valorInput = "";
dibujarTeclado();
  }
  else if (dentroX && y > (yCaja2 - margen) && y < (yCaja2 + hCaja + margen)) {
    campoActivo = 2; valorInput = "";
dibujarTeclado();
  }
  else if (dentroX && y > (yCaja3 - margen) && y < (yCaja3 + hCaja + margen)) {
```

```
    campoActivo = 3; valorInput = "";
dibujarTeclado();
  }

  else if (x > 30 && x < 130 && y > 350 && y < 450) {
    String errorMsg = "";
    if (valAngulo == "" || valAngulo == "0") errorMsg = "FALTA ANGULO";
    else if (valVelocidad == "" || valVelocidad == "0") errorMsg = "FALTA VELOCIDAD";
    else if (valRepeticiones == "" || valRepeticiones == "0") errorMsg = "FALTA REPETICIONES";

    if (errorMsg != "") {
      tft.fillRect(40, 315, 240, 30, BLANCO);
      dibujarTextoEnX(errorMsg, 160, 325, 2, ROJO_BTN);
      delay(1500); tft.fillRect(40, 315, 240, 30, BLANCO);
    } else {
      tft.drawCircle(80, 410, 35, BLANCO);
      iniciarProceso();
      tft.drawCircle(80, 410, 35, NEGRO);
    }
  }

  else if (x > 190 && x < 290 && y > 350 && y < 450) {
    digitalWrite(enPin, LOW);
    tft.drawCircle(240, 410, 35, BLANCO);
    valAngulo = ""; valVelocidad = ""; valRepeticiones = "";
    delay(300); dibujarInterfazVertical();
  }
}

long calcularPasosFlexion(int angulo) {
  angulo = constrain(angulo, 90, 170);
```

```
  const int NUM_PUNTOS = 6;
  int rodillaCal[NUM_PUNTOS] = {170, 160, 155, 140, 135, 90};
  long motorCal[NUM_PUNTOS]  = {2000, 5000, 9000, 13000, 17000, 53000};

  long gradosMotorResultantes = 2000;
  for (int i = 0; i < NUM_PUNTOS - 1; i++) {
    if (angulo <= rodillaCal[i] && angulo >= rodillaCal[i+1]) {
      gradosMotorResultantes = map(angulo, rodillaCal[i], rodillaCal[i+1], motorCal[i], motorCal[i+1]);
      break;
    }
  }

  long pasosAbsolutos = (gradosMotorResultantes * 800L) / 360L;
  long pasosOffset = (2000L * 800L) / 360L;

  return pasosAbsolutos - pasosOffset;
}

// --- HOMING MODIFICADO: DETIENE EN 550MM ---
bool ejecutarHoming() {
  tft.fillRect(40, 320, 240, 30, BLANCO);
  dibujarTextoEnX("BUSCANDO 550mm...", 160, 330, 2, GRIS_OSCURO);

  long dist = obtenerDistanciaMM();

  // Ventana ajustada: 545mm a 555mm
  while (dist < 545 || dist > 555) {
    if (checkEmergencia(false)) return false;

    // Lógica ajustada a los nuevos límites
    if (dist > 555 || dist == 0) {
```

```
    digitalWrite(dirPin, LOW); // ACERCAR
   } else if (dist < 545) {
    digitalWrite(dirPin, HIGH); // ALEJAR
   }

   for(int i=0; i<20; i++){
    digitalWrite(stepPin, HIGH); delayMicroseconds(800);
    digitalWrite(stepPin, LOW);  delayMicroseconds(800);
   }
   dist = obtenerDistanciaMM();
  }
  // Pequeña pausa de estabilización tras encontrar el cero
  delay(500);
  return true;
}
void moverMotorRampa(long pasosTotales) {
  long pasosRestantes = pasosTotales;
  int d = delayArranque;
  int pasosArranque = 100;
  if (pasosRestantes < pasosArranque) pasosArranque = pasosRestantes;

  for (int i = 0; i < pasosArranque; i++) {
   if (!realizarPasoSeguro(delayArranque)) return;
  }
  pasosRestantes -= pasosArranque;

  int pasosAceleracion = 400;
  if (pasosRestantes < pasosAceleracion) pasosAceleracion = pasosRestantes;

  for (int i = 0; i < pasosAceleracion; i++) {
   if (!realizarPasoSeguro(d)) return;
   if (d > delayObjetivo) d -= 5;
```

```
  }
  pasosRestantes -= pasosAceleracion;

  for (long i = 0; i < pasosRestantes; i++) {
    if (!realizarPasoSeguro(delayObjetivo)) return;
  }
}

bool realizarPasoSeguro(int delayUs) {
  if (checkEmergencia(true)) return false;
  digitalWrite(stepPin, HIGH); delayMicroseconds(delayUs);
  digitalWrite(stepPin, LOW);  delayMicroseconds(delayUs);
  return true;
}

void iniciarProceso() {
  int angulo = valAngulo.toInt();
  int velocidadPorc = constrain(valVelocidad.toInt(), 70, 100);
  int repeticiones = valRepeticiones.toInt();

  long pasosCalculados = calcularPasosFlexion(angulo);
  delayObjetivo = 8000 / velocidadPorc;

  digitalWrite(enPin, HIGH); delay(100);

  if (!ejecutarHoming()) {
    digitalWrite(enPin, LOW); dibujarInterfazVertical(); return;
  }

  tft.fillRect(40, 315, 240, 40, BLANCO);

  for (int r = 1; r <= repeticiones; r++) {
```

```
    tft.setTextSize(2); tft.setTextColor(VERDE_BTN, BLANCO);
    String txtCiclo = "CICLO: " + String(r) + "/" + String(repeticiones) + "  ";
    tft.setCursor(160 - (txtCiclo.length() * 6), 330);
    tft.print(txtCiclo);

    digitalWrite(dirPin, LOW);
    moverMotorRampa(pasosCalculados);
    if (checkEmergencia(true)) return;

    delay(500);

    digitalWrite(dirPin, HIGH);
    moverMotorRampa(pasosCalculados);
    if (checkEmergencia(true)) return;

    delay(800);
  }
  digitalWrite(enPin, LOW); dibujarInterfazVertical();
}

bool checkEmergencia(bool chequearLimites) {
  bool botonParar = false;
  TSPoint p = ts.getPoint();
  pinMode(XM, OUTPUT); pinMode(YP, OUTPUT);
  if (p.z > 10 && p.z < 1000) {
    int px = map(p.x, TS_LEFT, TS_RT, 0, 320);
    int py = map(p.y, TS_TOP, TS_BOT, 0, 480);
    if (px > 190 && px < 290 && py > 350 && py < 450) botonParar = true;
  }

  bool limiteTocado = false;
  if (chequearLimites) {
```

```
    if (digitalRead(pinMax) == LOW || digitalRead(pinHome) == LOW) {
      limiteTocado = true;
    }
  }

  if (botonParar || limiteTocado) {
    digitalWrite(enPin, LOW);
    tft.fillScreen(ROJO_BTN);
    tft.setTextColor(BLANCO); tft.setTextSize(3);

    if (botonParar) {
      dibujarTextoEnX("PARADA DE", 160, 200, 3, BLANCO);
      dibujarTextoEnX("EMERGENCIA", 160, 240, 3, BLANCO);
    } else {
      dibujarTextoEnX("ALERTA:", 160, 200, 3, BLANCO);
      dibujarTextoEnX("LIMITE ALCANZADO", 160, 240, 3, BLANCO);
    }
    delay(2500); return true;
  }
  return false;
}

void dibujarInterfazVertical() {
  tft.fillScreen(BLANCO);
  tft.setTextColor(NEGRO); tft.setTextSize(2);
  tft.setCursor(10, 30); tft.print("BIENVENIDO A LA");
  tft.setCursor(10, 55); tft.print("REHABILITACION");
  dibujarIconoRehab(240, 25);

  tft.setTextSize(1);
  tft.setTextColor(VERDE_BTN); tft.setCursor(190, 10); tft.print("Ultra: OK");
```

```
  dibujarTextoEnX("Angulo Flexion:", 160, yInicio, 2, NEGRO);
  tft.fillRect(xCaja, yCaja1, wCaja, hCaja, CIAN_CLARO);
  if (valAngulo != "") dibujarTextoEnX(valAngulo, 160, yCaja1 + 8, 2, NEGRO);

  dibujarTextoEnX("Velocidad (70-100%):", 160, yInicio + espacio, 2, NEGRO);
  tft.fillRect(xCaja, yCaja2, wCaja, hCaja, CIAN_CLARO);
  if (valVelocidad != "") dibujarTextoEnX(valVelocidad, 160, yCaja2 + 8, 2, NEGRO);

  dibujarTextoEnX("Nro. Repeticiones:", 160, yInicio + (espacio * 2), 2, NEGRO);
  tft.fillRect(xCaja, yCaja3, wCaja, hCaja, CIAN_CLARO);
  if (valRepeticiones != "") dibujarTextoEnX(valRepeticiones, 160, yCaja3 + 8, 2,
NEGRO);

  int yBotones = 410; int radioBtn = 35;
  int xBtnVerde = 80; int xBtnRojo = 240;

  tft.fillCircle(xBtnVerde, yBotones, radioBtn, VERDE_BTN);
  tft.drawCircle(xBtnVerde, yBotones, radioBtn, NEGRO);
  tft.fillTriangle(xBtnVerde - 10, yBotones - 15, xBtnVerde - 10, yBotones + 15,
xBtnVerde + 15, yBotones, BLANCO);
  dibujarTextoEnX("INICIAR", xBtnVerde, yBotones + radioBtn + 10, 2, NEGRO);

  tft.fillCircle(xBtnRojo, yBotones, radioBtn, ROJO_BTN);
  tft.drawCircle(xBtnRojo, yBotones, radioBtn, NEGRO);
  tft.fillRect(xBtnRojo - 12, yBotones - 12, 24, 24, BLANCO);
  dibujarTextoEnX("PARAR", xBtnRojo, yBotones + radioBtn + 10, 2, NEGRO);
}

void dibujarIconoRehab(int x, int y) {
  tft.fillCircle(x + 25, y + 10, 8, NEGRO);
  tft.fillRoundRect(x + 15, y + 20, 20, 25, 5, NEGRO);
  tft.fillRoundRect(x, y + 40, 60, 10, 2, NEGRO);
  tft.fillCircle(x + 5, y + 35, 6, NEGRO);
```

```
  tft.fillRoundRect(x + 15, y + 35, 30, 8, 2, NEGRO);
}

void dibujarTextoEnX(String texto, int xCentro, int y, int tamano, uint16_t color) {
  tft.setTextSize(tamano); tft.setTextColor(color);
  int anchoTexto = texto.length() * (6 * tamano);
  tft.setCursor(xCentro - (anchoTexto / 2), y);
  tft.print(texto);
}

void dibujarTeclado() {
  tecladoActivo = true;
  tft.fillRect(20, 150, 280, 320, GRIS_OSCURO);
  tft.drawRect(20, 150, 280, 320, NEGRO);
  tft.setTextColor(BLANCO); tft.setTextSize(2);
  tft.setCursor(40, 160);
  if (campoActivo == 1) tft.print("Angulo:");
  if (campoActivo == 2) tft.print("Velocidad:");
  if (campoActivo == 3) tft.print("Repet.:");
  tft.fillRect(40, 180, 240, 40, BLANCO);

  int startX = 40, startY = 230; int wBtn = 70, hBtn = 50, gap = 10;
  char teclas[4][3] = {{'1', '2', '3'}, {'4', '5', '6'}, {'7', '8', '9'}, {'C', '0', 'K'}};
  for (int row = 0; row < 4; row++) {
    for (int col = 0; col < 3; col++) {
      int x = startX + (col * (wBtn + gap)); int y = startY + (row * (hBtn + gap));
      uint16_t colorBtn = GRIS_CLARO;
      if (teclas[row][col] == 'K') colorBtn = VERDE_BTN;
      if (teclas[row][col] == 'C') colorBtn = ROJO_BTN;
      tft.fillRect(x, y, wBtn, hBtn, colorBtn);
      tft.drawRect(x, y, wBtn, hBtn, NEGRO);
      tft.setTextColor(NEGRO); tft.setTextSize(3);
```

```
      tft.setCursor(x + 25, y + 15); tft.print(teclas[row][col]);
    }
  }
}

void procesarToqueTeclado(int x, int y) {
  int startX = 40, startY = 230; int wBtn = 70, hBtn = 50, gap = 10;
  for (int row = 0; row < 4; row++) {
    for (int col = 0; col < 3; col++) {
      int bx = startX + (col * (wBtn + gap)); int by = startY + (row * (hBtn + gap));
      if (x > bx - 5 && x < bx + wBtn + 5 && y > by - 5 && y < by + hBtn + 5) {
        char tecla = ' ';
        if (row == 0) tecla = (char)('1' + col);
        if (row == 1) tecla = (char)('4' + col);
        if (row == 2) tecla = (char)('7' + col);
        if (row == 3) { if (col == 0) tecla = 'C'; if (col == 1) tecla = '0'; if (col == 2) tecla =
'K'; }
        if (tecla >= '0' && tecla <= '9') { if (valorInput.length() < 5) valorInput += tecla; }
        else if (tecla == 'C') valorInput = "";
        else if (tecla == 'K') {
          if (campoActivo == 1) valAngulo = valorInput;
          if (campoActivo == 2) valVelocidad = valorInput;
          if (campoActivo == 3) valRepeticiones = valorInput;
          tecladoActivo = false; dibujarInterfazVertical(); return;
        }
        tft.fillRect(42, 182, 236, 36, BLANCO);
        tft.setCursor(50, 190); tft.setTextSize(3);
        tft.setTextColor(NEGRO); tft.print(valorInput);
        delay(200);
```

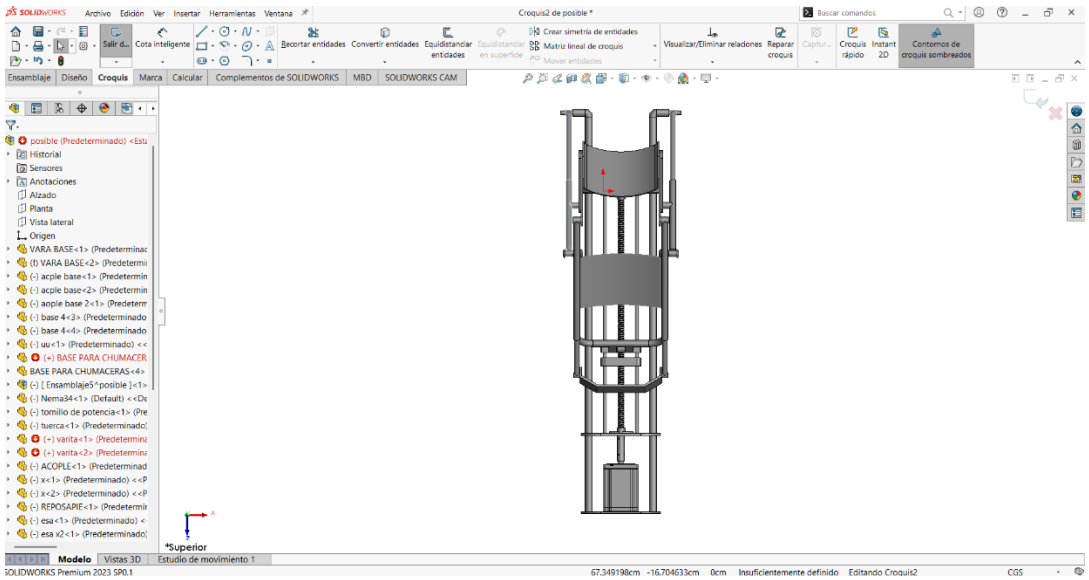
3.1.4 Ensamblaje y simulación de movimientos

El ensamblaje del sistema se realizará en el software SolidWorks, donde previamente se diseñaron cada una de las piezas mecánicas que conforman la máquina. En esta etapa, se integrarán todos los componentes, permitiendo verificar el correcto acoplamiento entre ellos, así como la alineación, restricciones y grados de libertad del mecanismo.

Asimismo, mediante las herramientas de simulación de movimiento que ofrece el software, se evaluará el comportamiento dinámico del sistema, analizando trayectorias, velocidades y posibles interferencias entre componentes. Esto permitirá validar el diseño antes de su fabricación, optimizando el desempeño del mecanismo y reduciendo posibles fallas durante su implementación.

3.1.4.1 Vista de planta

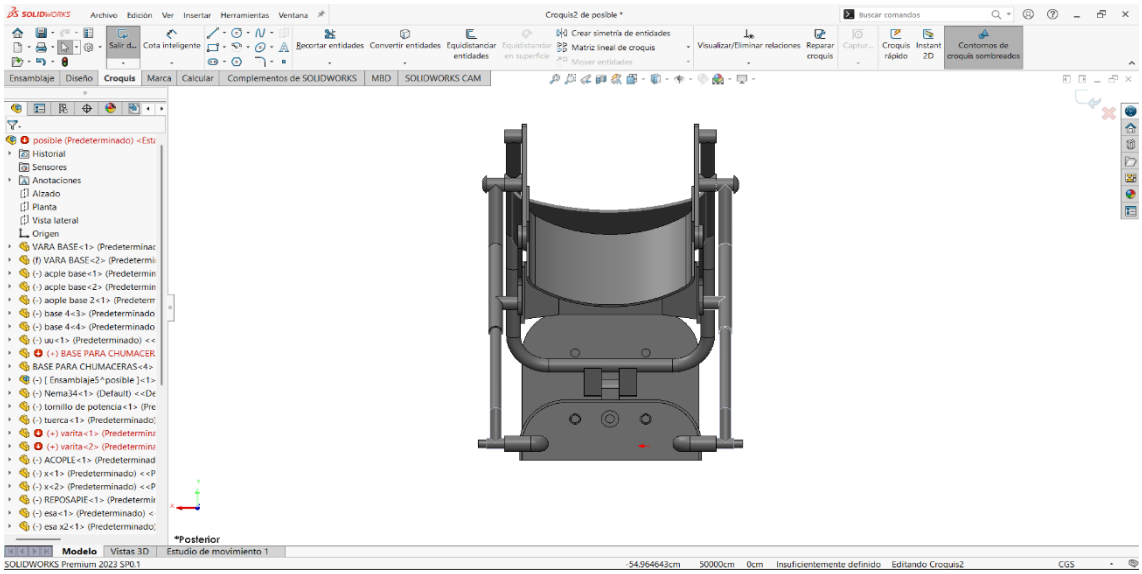
FIGURA 34:
Vista de planta de ensamblaje de la maquina



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.4.2 Vista frontal

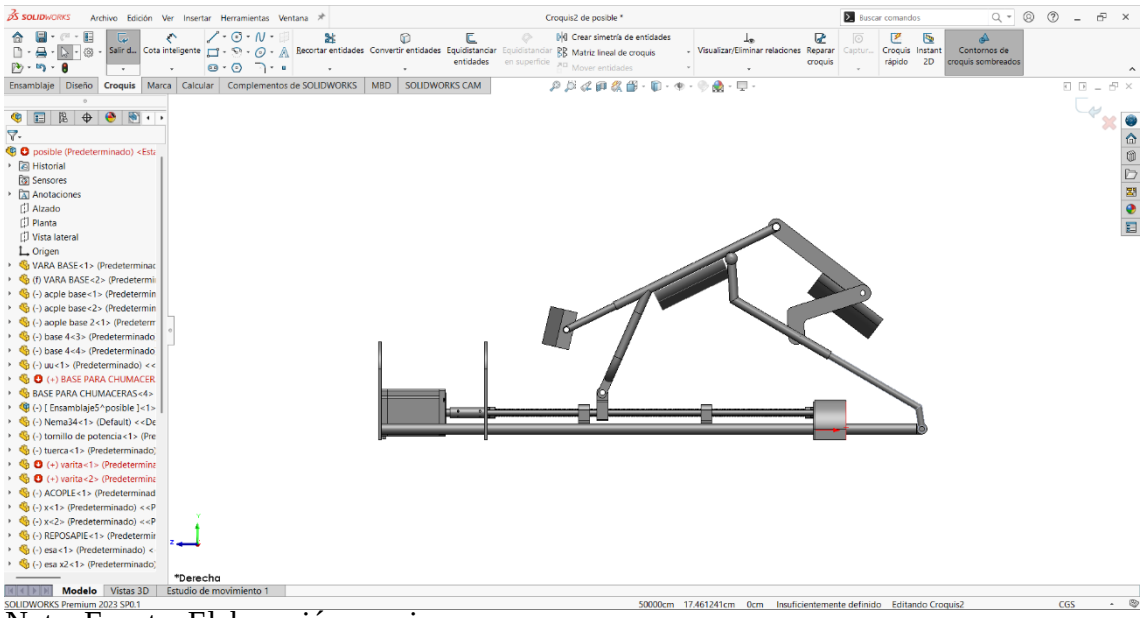
FIGURA 35:
Vista frontal de la maquina



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.4.3 Vista Lateral

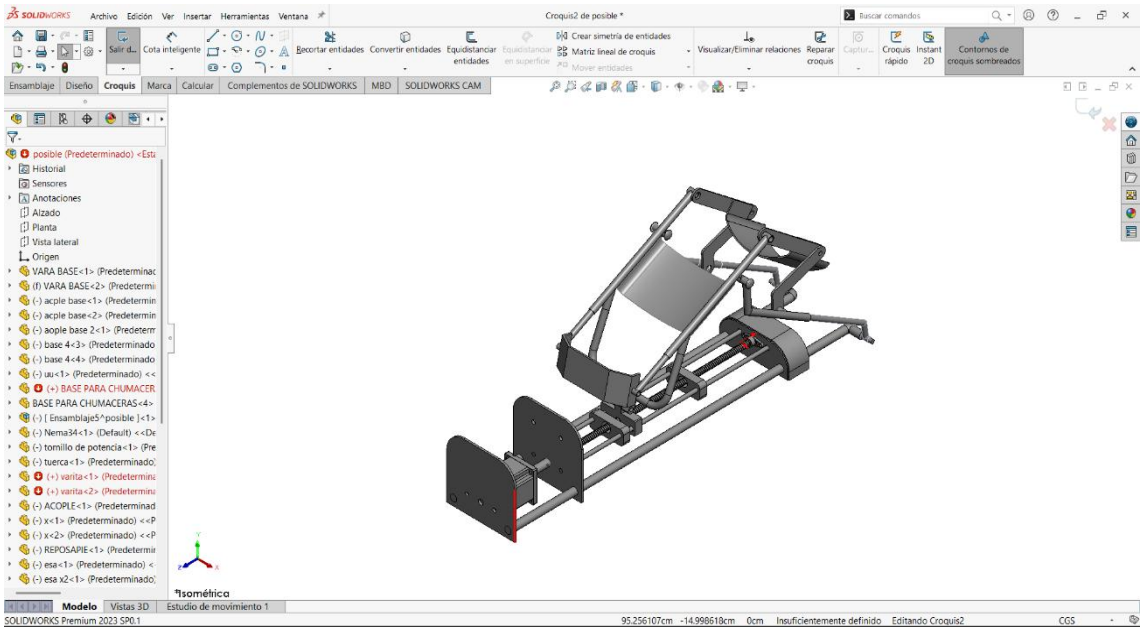
FIGURA 36:
Vista lateral de la maquina



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.4.4 Vista Isométrica

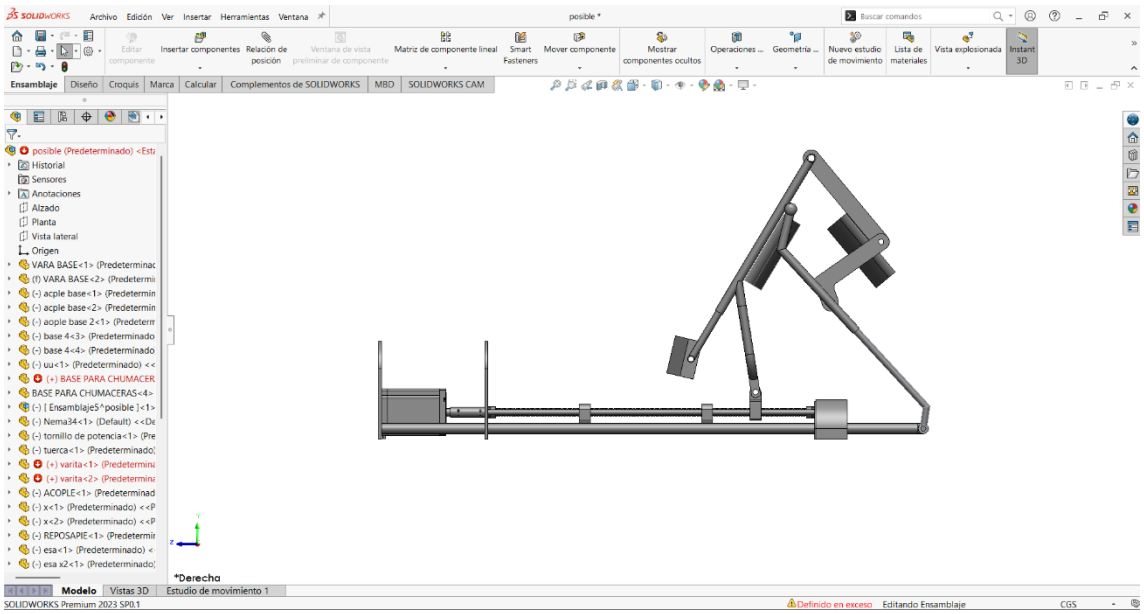
FIGURA 37:
Vista isométrica de la maquina



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.4.5 Movimiento de flexión

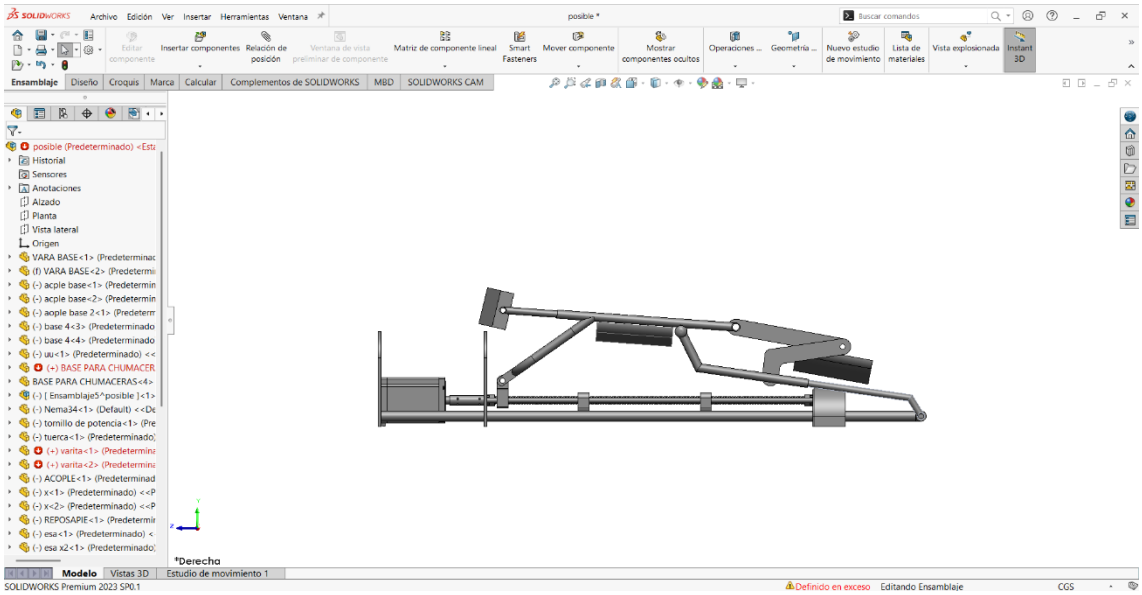
FIGURA 38:
Flexión de la maquina



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.4.6 Movimiento de extensión

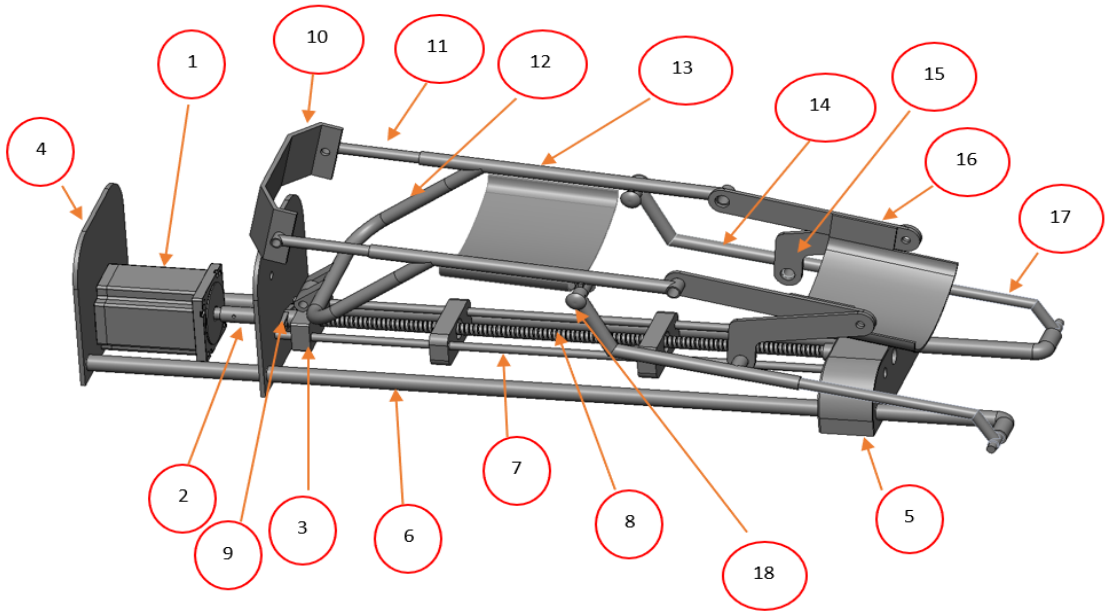
FIGURA 39:
Extensión de la maquina



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.4.7 Integración de componentes mecánicos

FIGURA 40:
Integración de componentes



Nota: Fuente: Elaboración propia.

Donde:

1 : Motor paso a paso Nema 24

2 : Acople de quijada D30L40

3 : Perno móvil

4 : Placa base estructural 1

5 : Placa base estructural 2

6 : Barra de soporte

7 : Barra estabilizadora

8 : Tornillo de potencia

9 : Rodamientos de ½ Chumaceras.

10 : Reposa pies

11 : Varilla reguladora de longitud de la pierna

12 : Soporte en U

13 : Barra reguladora de longitud de la pierna

14 : Barra reguladora de longitud del muslo

15 : Placa en L.

16 : Placa recta.

17 : Varilla de extensión del muslo

18 : Topes de unión

3.1.5 Análisis de esfuerzos

El análisis de esfuerzos constituye una etapa fundamental en el proceso de diseño de la máquina rehabilitadora de rodilla, ya que permite evaluar el comportamiento estructural de sus componentes frente a las condiciones reales de operación. Mediante este análisis es posible determinar la distribución de esfuerzos,

deformaciones y factores de seguridad en cada elemento, garantizando así la integridad mecánica del sistema.

En el presente proyecto, el análisis se realizó mediante herramientas de simulación asistida por computadora (CAE) utilizando el software SolidWorks, lo cual permitió modelar el comportamiento físico de la estructura sin necesidad de fabricar prototipos iniciales. Este enfoque no solo reduce costos y tiempos de desarrollo, sino que también mejora la precisión en la toma de decisiones de diseño.

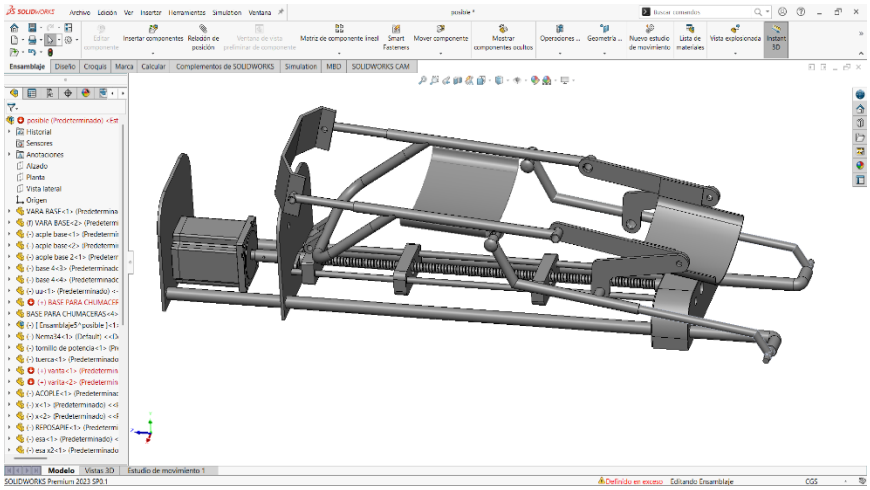
La importancia de este análisis radica en que permite identificar zonas críticas donde se concentran los mayores esfuerzos, posibilitando la optimización de la geometría y la selección adecuada de materiales. Asimismo, se verifica que los niveles de esfuerzo no superen los límites admisibles del material, evitando fallas estructurales durante el funcionamiento de la máquina.

Además, el análisis de esfuerzos garantiza que la máquina pueda soportar cargas equivalentes al peso de la pierna del paciente durante los movimientos de flexión y extensión, asegurando condiciones seguras de operación. De esta manera, se valida que el diseño cumple con los criterios de resistencia mecánica, rigidez y confiabilidad requeridos para su aplicación en procesos de rehabilitación.

En conclusión, el análisis de esfuerzos no solo permite verificar la viabilidad del diseño propuesto, sino que también contribuye a mejorar el desempeño estructural de la máquina, asegurando su funcionamiento seguro y eficiente.

3.1.5.1 Ensamblaje de la maquina rehabilitadora

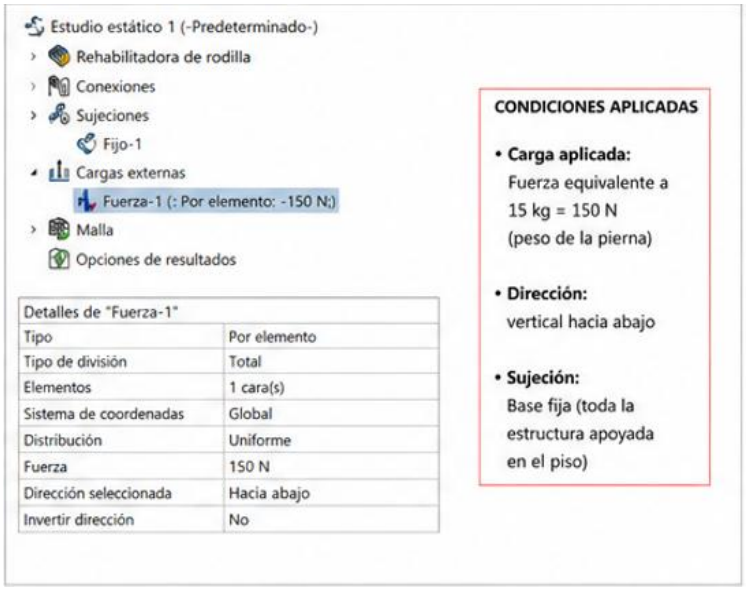
FIGURA 41:
Ensamblaje del mecanismo en SolidWorks



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.5.2 Estudio – Análisis estático

FIGURA 42:
Estudio - Analítico Estático

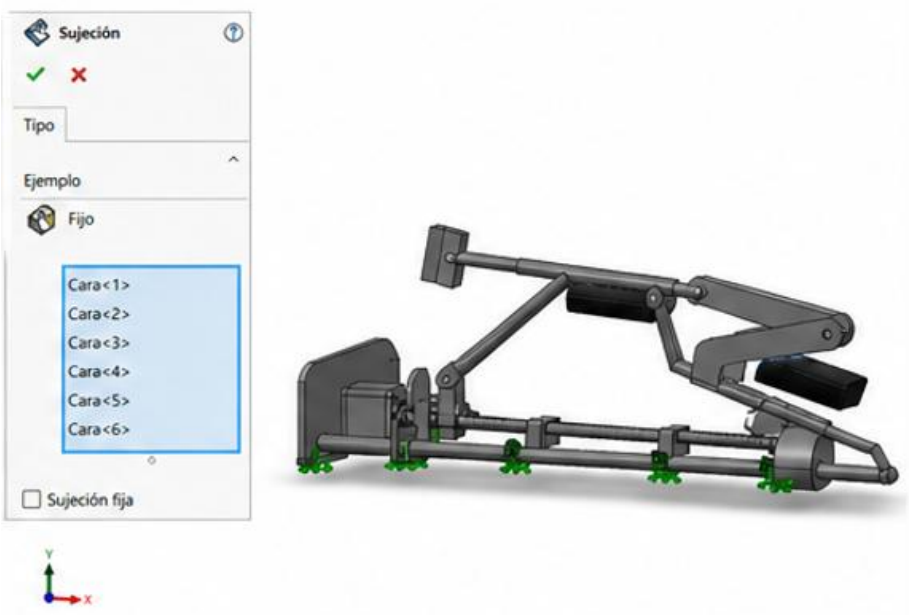


Detalles de "Fuerza-1"	
Tipo	Por elemento
Tipo de división	Total
Elementos	1 cara(s)
Sistema de coordenadas	Global
Distribución	Uniforme
Fuerza	150 N
Dirección seleccionada	Hacia abajo
Invertir dirección	No

Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.5.3 Sujeciones/restricciones

FIGURA 43:
Sujeciones/restricciones



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.5.4 Carga aplicada (15kg = 150N)

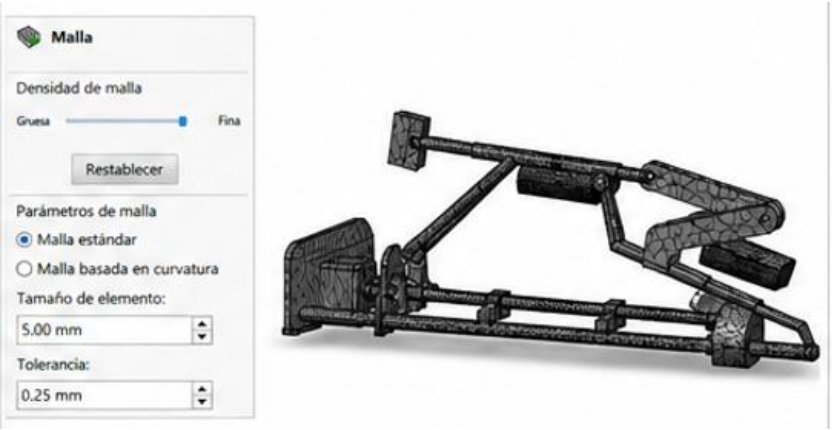
FIGURA 44:
Carga aplicada



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.5.5 Mallado

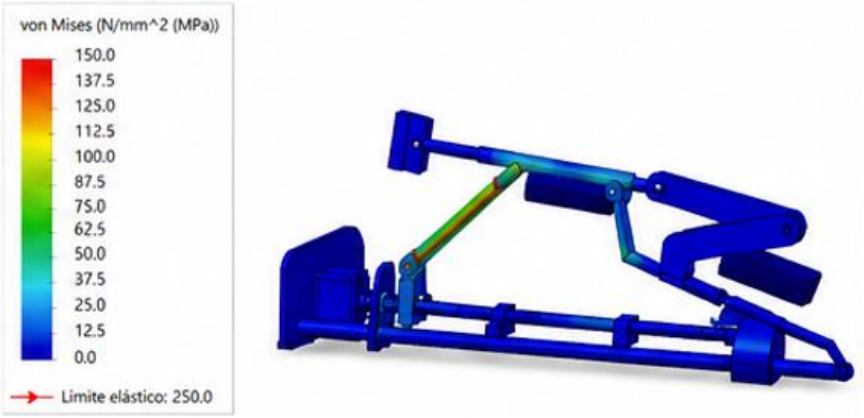
FIGURA 45:
Malla



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.1.5.6 Resultado – Tensión de VON MISES

FIGURA 46:
Tensión de VON MISES



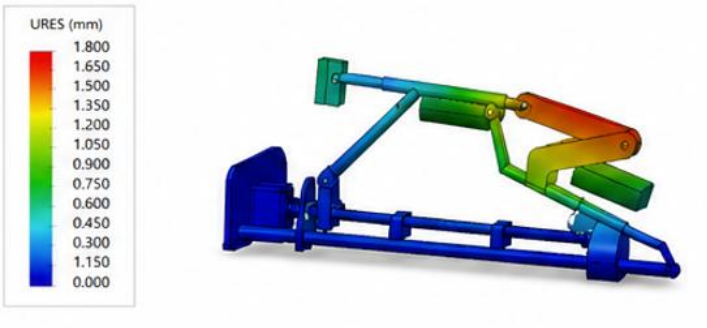
Nota: Fuente: Elaboración propia.

El análisis de tensión de Von Mises permitió evaluar la distribución de los esfuerzos mecánicos sobre la pieza bajo las condiciones de carga consideradas en el diseño. Los resultados muestran que las mayores concentraciones de esfuerzo se localizan en las zonas de unión y cambio de geometría, donde normalmente se presentan

los máximos esfuerzos durante la operación. Estos resultados validan el diseño estructural y demuestran que el componente posee la resistencia necesaria para operar de forma segura.

3.1.5.7 Resultado – desplazamiento

FIGURA 47:
Desplazamiento



Nota: Fuente: Elaboración propia.

La evaluación de desplazamiento permitió verificar que las deformaciones producidas bajo la carga aplicada son mínimas y no afectan el funcionamiento del mecanismo. Los valores obtenidos garantizan que la geometría de la pieza permanece estable durante la operación, favoreciendo la precisión del movimiento y la correcta transmisión de esfuerzos entre los componentes del sistema.

3.1.5.8 Resultado – factor de seguridad

FIGURA 48:
Factor de seguridad



Nota: Fuente: Elaboración propia.

El factor de seguridad obtenido confirma que la estructura trabaja dentro de condiciones estructuralmente seguras, proporcionando un margen adecuado frente a posibles variaciones de carga durante el funcionamiento del equipo.

3.1.5.9 Información del estudio

Tabla 28:
Información del estudio

Tipo de estudio	Análisis Estático
Material	Acero ANSI 304
Carga Aplicada	150N equivalente a 15kg
Sujeción	Base fija
Malla	Fina 5mm
Resultados	
Tensión máxima (Von Mises)	128.3 MPa
Desplazamiento máximo	1.784mm
Factor de seguridad mínimo	1,96

Nota: Análisis de esfuerzos. Fuente: Elaboración propia.

La Tabla 28 presenta las condiciones y los resultados del análisis estático realizado a la estructura de la máquina de rehabilitación. Para la simulación se consideró como material el acero inoxidable ANSI 304, una carga aplicada de 150 N (equivalente aproximadamente a 15 kg), una condición de sujeción de base fija y un tamaño de malla de 5 mm, parámetros que permiten evaluar el comportamiento mecánico de la estructura bajo condiciones de operación.

Los resultados muestran que la tensión máxima de Von Mises fue de 128.13 MPa, valor que se encuentra por debajo del límite de fluencia del acero ANSI 304, indicando que el material no alcanzará deformaciones permanentes durante su funcionamiento. Asimismo, el desplazamiento máximo obtenido fue de 1.784 mm, lo que evidencia una deformación reducida y aceptable para el correcto desempeño del mecanismo. Finalmente, el factor de seguridad mínimo fue de 1.96, superior a la

unidad, lo que confirma que la estructura posee un margen adecuado para soportar las cargas de trabajo previstas sin riesgo de falla estructural.

3.1.5.10 Conclusión del análisis de esfuerzos

La máquina soporta la carga de 15kg con un factor de seguridad mínimo de 1,96, lo cual es aceptable para este tipo de aplicaciones.

3.1.6 Evaluación de diseño por expertos

Con el propósito de validar la funcionalidad, seguridad y viabilidad del diseño propuesto de la máquina rehabilitadora de rodilla, se realizó una evaluación técnica mediante el criterio de expertos en áreas relacionadas con la ingeniería mecánica, ingeniería biomédica y fisioterapia. Esta evaluación permite obtener una apreciación objetiva sobre los aspectos más relevantes del diseño antes de su implementación.

La evaluación se llevó a cabo mediante un cuestionario estructurado, en el cual los especialistas calificaron distintos criterios del diseño utilizando una escala de valoración del 1 al 5, donde:

1: Muy deficiente

2: Deficiente

3: Aceptable

4: Bueno

5: Excelente

Los criterios considerados en la evaluación fueron los siguientes:

- Seguridad estructural
- Funcionalidad del mecanismo

- Ergonomía y comodidad del paciente
- Facilidad de fabricación y ensamblaje
- Selección de materiales
- Innovación y aporte del diseño

Tabla 29:
Evaluación de criterios

Criterios de evaluación	Experto 1 (Ing. Mecánico)	Experto 2 (Fisioterapeuta)	Experto 3 (Doctor)	Promedio
Seguridad estructural	5	4	5	4.67
Funcionalidad del mecanismo	4	5	4	4.33
Ergonomía y comodidad del paciente	4	4	5	4.33
Facilidad de fabricación y ensamblaje	4	4	4	4.00
Selección de materiales	5	4	4	4.33
Innovación y aporte del diseño	4	4	5	4.33
Promedio General				**4.33**

Nota: Fuente: Elaboración propia.

X|x|

3.1.6.1 Análisis de resultados

Los resultados obtenidos evidencian que el diseño presenta una valoración promedio de 4.33 sobre 5, lo cual lo ubica en un nivel entre bueno y excelente. Se destaca principalmente la alta calificación en seguridad estructural, lo cual es coherente con los resultados obtenidos en el análisis de esfuerzos, donde se determinó un factor de seguridad mínimo de 1.96.

Asimismo, los expertos valoraron positivamente la funcionalidad del mecanismo, indicando que el sistema de transmisión permite un movimiento adecuado de flexión y extensión de la rodilla. En cuanto a la ergonomía, se considera que el

diseño ofrece condiciones aceptables de comodidad para el paciente durante el proceso de rehabilitación.

Por otro lado, la facilidad de fabricación y ensamblaje obtuvo una valoración favorable, lo que indica que el diseño es viable desde el punto de vista constructivo. La selección de materiales también fue considerada adecuada, al cumplir con los requerimientos mecánicos y de resistencia necesarios para la aplicación.

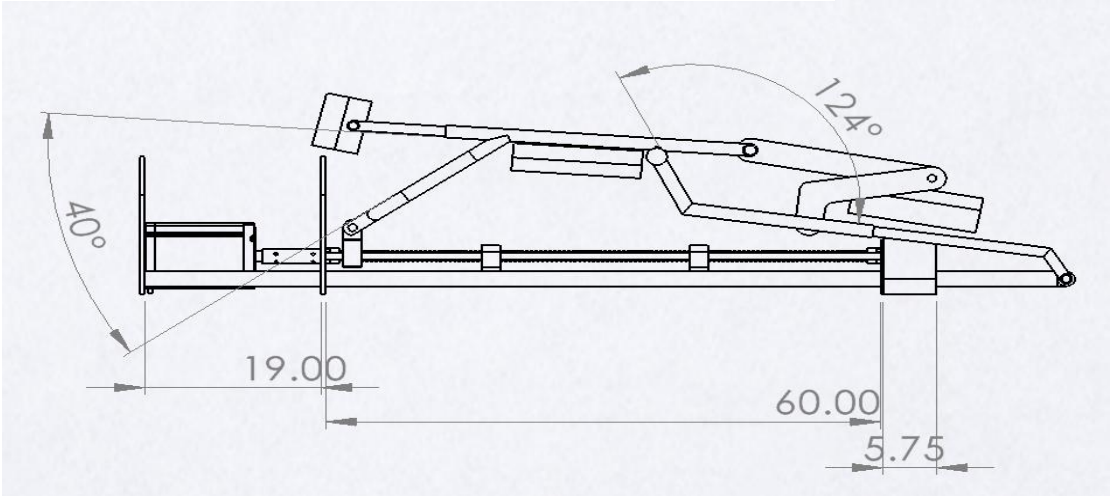
Finalmente, el criterio de innovación fue evaluado positivamente, destacando el desarrollo de una alternativa funcional orientada a mejorar los procesos de rehabilitación en contextos con limitaciones de equipamiento.

En conclusión, la evaluación por expertos valida el diseño propuesto, confirmando que cumple con los requisitos técnicos, funcionales y ergonómicos necesarios para su aplicación en la rehabilitación de pacientes, respaldando su desarrollo como prototipo funcional.

3.1.7 Planos de fabricación

Se elaboraron los planos técnicos finales del prototipo mediante el software SolidWorks, incluyendo vistas, acotaciones y especificaciones necesarias para su fabricación. En la FIGURA 48 se muestra el plano general del ensamblaje. La documentación completa de dichos planos se encuentra consignada en los Anexos del presente informe.

FIGURA 49:
Plano de fabricación



Nota: Plano de fabricación referencial. Fuente: Elaboración propia.

3.2 Fabricación y ensamblaje de la máquina

La fabricación y ensamblaje de la máquina rehabilitadora de rodilla constituye una etapa fundamental para la materialización del diseño propuesto, permitiendo validar de manera práctica su funcionalidad y comportamiento mecánico. Esta etapa comprende la manufactura de los componentes estructurales, la integración de los sistemas mecánicos y de control, así como el ensamblaje final del prototipo.

En primer lugar, se realizó la fabricación de las piezas estructurales utilizando materiales previamente seleccionados en la etapa de diseño (Acero ANSI 304). Los procesos empleados incluyeron operaciones de corte, perforado, mecanizado y soldadura, con el objetivo de obtener componentes que cumplan con las dimensiones y especificaciones establecidas en los planos técnicos elaborados en SolidWorks. Durante esta fase, se priorizó la precisión dimensional y la calidad de las uniones, garantizando la resistencia y estabilidad de la estructura.

Posteriormente, se llevó a cabo la integración de los componentes mecánicos y del sistema de accionamiento, incorporando elementos como el mecanismo de transmisión, el sistema de soporte de la pierna y el actuador encargado de generar el

movimiento de flexión y extensión. Asimismo, se implementaron los elementos eléctricos y de control necesarios para el funcionamiento del sistema, asegurando una adecuada conexión y operación de cada componente.

El ensamblaje del prototipo se realizó de manera progresiva, iniciando con la estructura base y continuando con la instalación de los mecanismos móviles y elementos de soporte. Las uniones se efectuaron mediante elementos de fijación mecánica, tales como pernos y tuercas, así como mediante procesos de soldadura en las zonas que lo requerían. Se verificó la correcta alineación de los componentes móviles, garantizando un desplazamiento suave y sin interferencias durante la operación.

Finalmente, se llevó a cabo la verificación dimensional y funcional del prototipo ensamblado. Para ello, se utilizaron instrumentos de medición con el fin de comprobar que las dimensiones de los componentes coinciden con las especificaciones del diseño. Asimismo, se realizaron pruebas de funcionamiento, evidenciando que la máquina permite el movimiento adecuado de flexión y extensión de la rodilla, cumpliendo con los requerimientos establecidos para su aplicación en procesos de rehabilitación.

3.2.1 Maquinado y manufactura de piezas estructurales.

3.2.1.1 Corte de tubos estructurales de acero inoxidable AISI 304

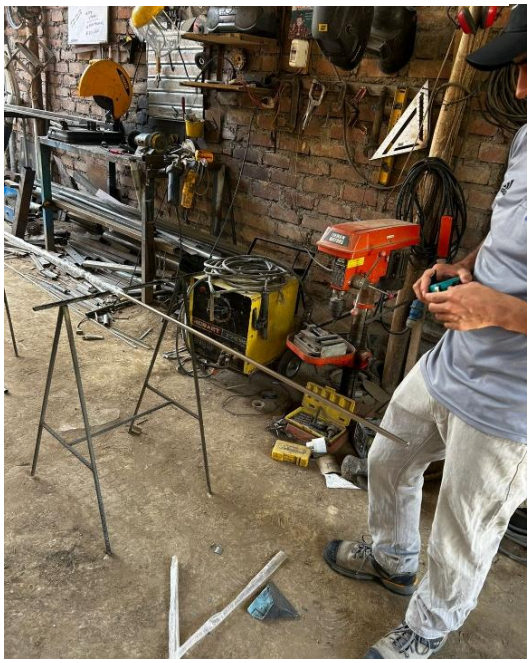
El proceso de fabricación de los componentes estructurales se inició con el corte de las piezas a partir de material base de acero inoxidable AISI 304, seleccionado en la etapa de diseño por sus propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión.

En esta etapa, se realizó el corte de tubos estructurales de acero inoxidable con diámetros de 1/2”, 5/8” y 3/4” de pulgada, los cuales conforman la estructura principal de la máquina. El dimensionamiento de estos elementos se efectuó de acuerdo con los planos técnicos previamente elaborados.

Para la medición y trazado de las piezas, se utilizaron instrumentos manuales como wincha (cinta métrica) y escuadra, garantizando la correcta longitud y perpendicularidad en los cortes. Asimismo, se empleó un marcador industrial (corrector) para señalar con precisión las líneas de corte sobre el material.

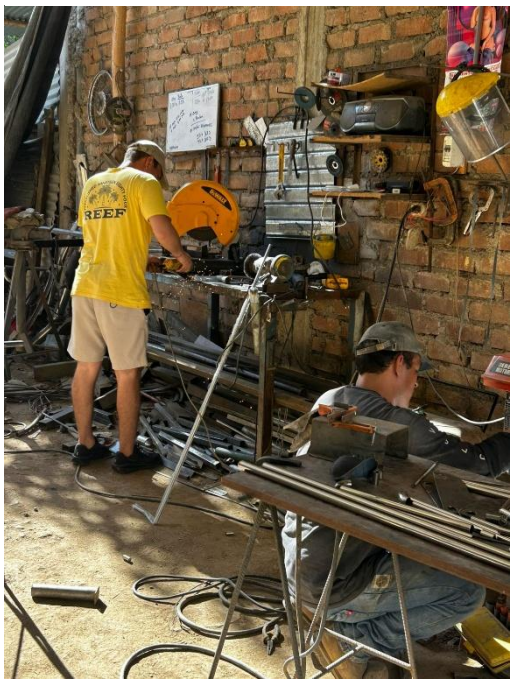
El proceso de corte se realizó mediante el uso de una tronzadora, lo cual permitió obtener cortes rectos y uniformes. Posteriormente, se efectuó el desbaste de los bordes mediante una amoladora angular equipada con disco de desgaste, con el objetivo de eliminar rebabas e irregularidades generadas durante el corte, mejorando así el acabado superficial y la seguridad en la manipulación de las piezas.

FIGURA 50:
Medición de tubos de acero



Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 51:
Corte de tubos de acero



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.2.1.2 Verificación dimensional de las piezas estructurales

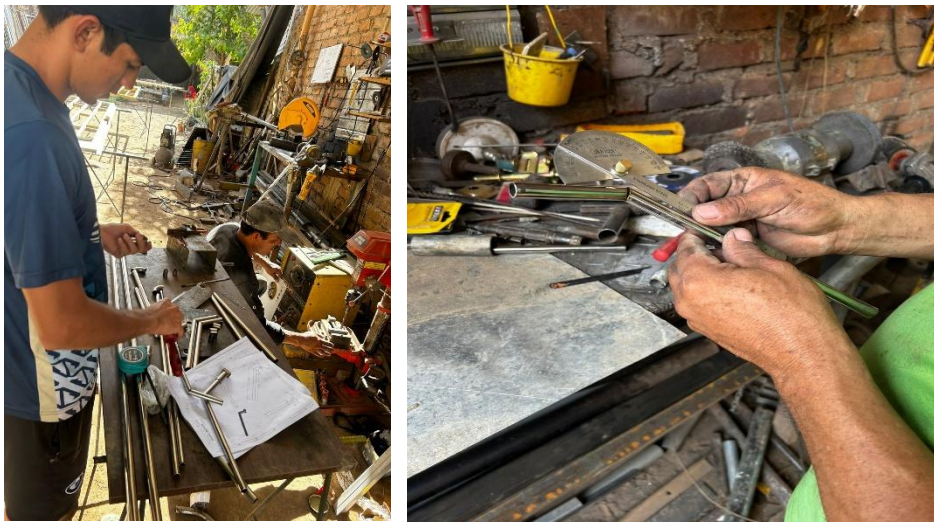
Una vez realizado el proceso de corte, se llevó a cabo la verificación dimensional de las piezas estructurales con el objetivo de asegurar que las dimensiones obtenidas coincidan con las especificaciones establecidas en los planos técnicos. Asimismo, se evaluó la uniformidad de los cortes y la correcta geometría de las piezas obtenidas. Este procedimiento es fundamental para garantizar un adecuado ensamblaje y correcto funcionamiento de la máquina.

Esta verificación se realizó de manera previa a los procesos de unión, especialmente en aquellas piezas que requieren soldadura, con la finalidad de evitar desalineamientos, esfuerzos innecesarios y posibles errores de fabricación que puedan comprometer la integridad estructural del sistema.

En caso de detectarse desviaciones respecto a las dimensiones establecidas, se realizaron los ajustes correspondientes mediante procesos de rectificado o desbaste, asegurando que cada componente cumpla con los requisitos de diseño antes de su ensamblaje definitivo.

Este control dimensional permitió garantizar la precisión en el armado de la estructura, contribuyendo a la estabilidad, resistencia y correcto desempeño de la máquina rehabilitadora.

FIGURA 52:
Verificación de medidas



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.2.1.3 Corte en maquina CNC

Para la fabricación de las planchas base de la máquina rehabilitadora, se empleó el proceso de corte mediante máquina CNC, el cual permite obtener piezas con alta precisión y repetibilidad, garantizando un adecuado acoplamiento durante el ensamblaje.

Las geometrías de las piezas fueron inicialmente diseñadas en SolidWorks, desde donde se generaron los modelos correspondientes. Posteriormente, estos diseños

fueron exportados y adaptados en AutoCAD, con el fin de obtener archivos compatibles para la programación de la máquina CNC.

Una vez preparados los archivos, se procedió al corte de las planchas base, asegurando que las dimensiones y formas obtenidas correspondan fielmente a lo especificado en los planos técnicos. Este proceso permitió lograr acabados precisos, bordes uniformes y una correcta definición de orificios y contornos.

El uso de tecnología CNC en la fabricación de estas piezas contribuyó significativamente a la calidad del prototipo, reduciendo errores de manufactura y optimizando el tiempo de producción. Finalmente, las piezas obtenidas fueron inspeccionadas visualmente y acondicionadas para su integración en el proceso de ensamblaje.

FIGURA 53:
Corte de placas en maquina CNC



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.2.1.4 Soldadura Laser

La unión de los componentes estructurales de la máquina rehabilitadora se realizó mediante el proceso de soldadura láser, seleccionado por su alta precisión, bajo aporte térmico y excelente calidad en las uniones. Este método permite obtener cordones de soldadura limpios, con mínima deformación del material y una adecuada resistencia mecánica, características fundamentales para garantizar la integridad estructural del sistema.

Posteriormente, se realizó una inspección visual de las uniones soldadas, verificando la ausencia de defectos superficiales como porosidades, fisuras o discontinuidades. En caso necesario, se efectuaron trabajos de acabado superficial para mejorar la estética y seguridad de las uniones.

El empleo de soldadura láser permitió obtener uniones de alta calidad, contribuyendo a la rigidez, resistencia y durabilidad de la estructura de la máquina, asegurando un desempeño confiable durante su operación.

3.2.1.5 Mecanizado del tornillo de potencia

Con el fin de optimizar el proceso de fabricación, se optó por la adquisición de un tornillo de potencia del tipo comercial.

No obstante, para su correcta integración dentro del sistema, fue necesario realizar operaciones de torneado en los extremos del tornillo de potencia, específicamente en los ejes. Este mecanizado tuvo como finalidad adaptar sus dimensiones para permitir un adecuado acoplamiento con los rodamientos, asegurando una correcta alineación y transmisión del movimiento.

El proceso de torneado se llevó a cabo en un torno mecánico, donde se controlaron cuidadosamente las dimensiones de los diámetros mecanizados, así como el acabado superficial, con el objetivo de garantizar un ajuste adecuado en los elementos de soporte. Asimismo, se verificó la concentricidad del eje, evitando posibles vibraciones o desgastes prematuros durante el funcionamiento.

Finalmente, el componente fue inspeccionado dimensionalmente para asegurar que cumple con las especificaciones requeridas, permitiendo su correcta instalación dentro del sistema de transmisión de la máquina.

FIGURA 54:
Mecanizado de tornillo de potencia



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.2.2 Integración de componentes mecánicos, electrónicos y de control

Esta etapa comprende la unión funcional de los distintos sistemas que conforman la máquina, permitiendo que el prototipo opere de manera coordinada y cumpla con el movimiento requerido de flexión y extensión de la rodilla.

En el ámbito mecánico, se procedió al montaje del sistema de transmisión, incorporando elementos como el tornillo de potencia, el perno móvil y las estructuras de soporte. Durante este proceso, se cuidó especialmente la alineación entre ejes y

componentes móviles, con el fin de evitar rozamientos innecesarios y asegurar un desplazamiento continuo.

Posteriormente, se realizó la instalación del sistema de accionamiento, acoplando el motor al mecanismo principal. Este acoplamiento fue ejecutado considerando la correcta transmisión del movimiento, evitando holguras o desajustes que puedan afectar el desempeño del equipo.

En relación con la parte eléctrica, se implementó el sistema de alimentación y conexión, organizando el cableado de manera ordenada y segura. Se tomaron en cuenta aspectos como la protección de conductores y la adecuada distribución de energía hacia los distintos elementos del sistema.

De forma complementaria, se incorporaron los elementos de control necesarios para la operación del equipo, permitiendo regular el funcionamiento del mecanismo. En caso de los sensores, estos fueron ubicados en puntos estratégicos para facilitar la supervisión del comportamiento del sistema.

Finalmente, se realizaron pruebas iniciales de operación, observando la respuesta del conjunto ante el accionamiento del motor. Estas pruebas permitieron verificar la continuidad del movimiento, así como detectar posibles ajustes requeridos antes de la puesta en funcionamiento definitiva.

FIGURA 55:
Integración de componentes



Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 56:
Integración de componentes



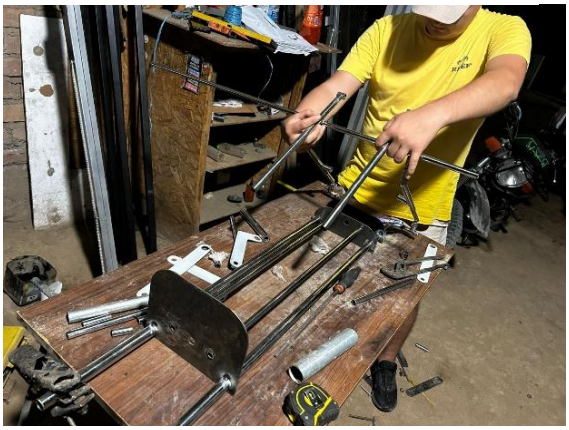
Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 57:
Alineación de componentes



Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 58:
Alineación de componentes



Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 59:
Integración de topes de giro



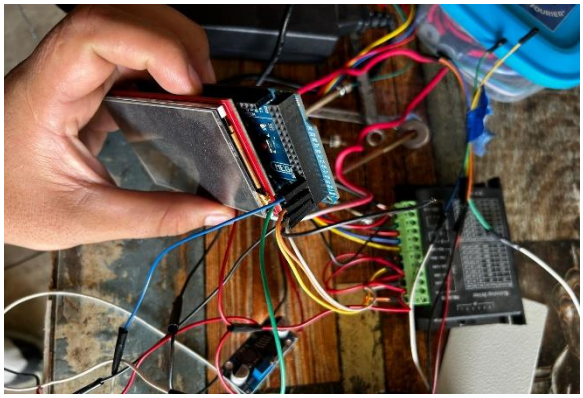
Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 60:
Integración de componentes Electrónicos



Nota: Fuente: Elaboración propia.

FIGURA 61:
Conexión de circuitos eléctricos



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.2.3 Ensamblaje completo del prototipo

El ensamblaje del prototipo se llevó a cabo de manera secuencial, partiendo desde la estructura base hasta la incorporación de los elementos móviles y de soporte, con el objetivo de obtener un sistema funcional conforme al diseño establecido.

Inicialmente, se posicionaron y fijaron los componentes estructurales principales, asegurando la estabilidad del conjunto. Posteriormente, se procedió a la

instalación de los mecanismos de movimiento, verificando que cada elemento encaje correctamente dentro del sistema y mantenga la alineación prevista en los planos.

Durante el proceso de ensamblaje, se emplearon elementos de unión como pernos, tuercas y topes de unión, dependiendo del tipo de componente y su función dentro del sistema. Se prestó especial atención a los puntos de articulación y desplazamiento, asegurando que los mecanismos móviles operen sin interferencias ni restricciones no deseadas.

Asimismo, se realizaron ajustes progresivos a medida que se integraban los componentes, con el fin de corregir posibles desviaciones y garantizar un acoplamiento adecuado entre las partes. Este procedimiento permitió mejorar la precisión del ensamblaje y optimizar el desempeño general del equipo.

Una vez finalizado el montaje, se obtuvo el prototipo completamente armado, listo para su evaluación funcional. El resultado de esta etapa permitió consolidar la estructura y verificar que la disposición de los componentes responde correctamente al diseño planteado.

FIGURA 62:
Ensamblaje completo de la maquina



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.2.4 Verificación dimensional y funcional básica del ensamblaje

La verificación dimensional y funcional del prototipo se realizó una vez finalizado el ensamblaje, con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento de la máquina.

En primer lugar, se verificaron las dimensiones principales del equipo, asegurando que coincidan con lo establecido en los planos y que los componentes se encuentren correctamente alineados.

Posteriormente, se realizó una prueba de funcionamiento utilizando una persona sin problemas en la rodilla. La máquina fue configurada a una velocidad del 100%, un ángulo de 120° y un total de dos repeticiones.

Durante la prueba, se observó que la máquina ejecutó adecuadamente el movimiento de flexión y extensión, sin presentar fallas en su funcionamiento.

FIGURA 63:
Funcionamiento de la maquina rehabilitadora de rodilla



Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.3 Validar su funcionamiento mediante pruebas en un entorno clínico controlado

3.3.1 Definir parámetros y condiciones para las pruebas

Para la validación del funcionamiento de la máquina rehabilitadora de rodilla, se establecieron parámetros de evaluación bajo condiciones controladas, con el fin de analizar su desempeño desde el punto de vista funcional y mecánico.

Los parámetros considerados fueron los siguientes:

1. Rango de movimiento
2. Velocidad de movimiento en niveles porcentuales
3. Numero de ciclos de repetición
4. Estabilidad del equipo
5. Seguridad de operación

Las pruebas se realizaron considerando distintos ángulos de trabajo, diferentes cantidades de repeticiones y niveles de velocidad, con el objetivo de evaluar el comportamiento del sistema en diversas condiciones de funcionamiento.

Asimismo, se aplicaron cargas equivalentes al peso de la pierna, empleando valores de 10 kg, 12 kg y 15 kg, con la finalidad de analizar la respuesta de la máquina bajo distintos niveles de exigencia.

Adicionalmente, se realizó una prueba con una persona sana de la rodilla, con el fin de evaluar la comodidad del usuario y verificar el comportamiento del equipo en condiciones reales de uso.

3.3.2 Ejecutar pruebas de funcionamiento con carga mecánica equivalente al uso real

Antes de proceder a la evaluación de los parámetros establecidos, realizamos pruebas preliminares del funcionamiento de la máquina utilizando diferentes cargas equivalentes al peso de una extremidad humana, así como pruebas con un usuario que presentaba una articulación en condiciones saludables, con el fin de verificar su comportamiento y desempeño en condiciones reales de operación.

Tabla 30:
Pruebas de funcionamiento

Condición de carga	Numero de ciclos de prueba	Velocidad de operación (%)	Angulo de flexión (°)	Estado de funcionamiento
10 kg	1	100%	120°	Funcional
12kg	1	100%	120°	Funcional
15kg	1	100%	120°	Funcional
Usuario real	1	100%	120°	Funcional

Nota: La tabla muestra funcionalidad del prototipo en diversas condiciones. Fuente: Elaboración propia.

La máquina ejecutó satisfactoriamente los movimientos de flexión y extensión en todas las condiciones de carga evaluadas, manteniendo un desempeño estable durante las pruebas realizadas.

3.3.3 Medir parámetros de desempeño

En esta evaluación se considerarán todos los parámetros previamente establecidos, con el objetivo de analizar y verificar de manera más exhaustiva la funcionalidad de la máquina.

Estos parámetros serán evaluados en una escala del 1 al 3, donde:

1: Impreciso

2: Intermedio

3: Preciso

3.3.3.1 Condición de carga en 10kg

Tabla 31:
Pruebas de funcionamiento con 10kg

Condición/Parámetro	Angulo de movimiento	Velocidad de movimiento	Numero de ciclos de repetición	Estabilidad del equipo
Angulo: 50° Velocidad:100% # de repeticiones: 2	2	3	3	3
Angulo: 90° Velocidad:50% # de repeticiones: 3	2	3	3	3
Angulo: 100° Velocidad:75% # de repeticiones: 4	2	3	3	3
Angulo: 120° Velocidad:100% # de repeticiones: 10	2	3	3	3

Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.3.3.2 Condición de carga en 12 kg

Tabla 32:
Pruebas de funcionamiento con 12kg

Condición/Parámetro	Angulo de movimiento	Velocidad de movimiento	Numero de ciclos de repetición	Estabilidad del equipo
Angulo: 50° Velocidad:100% # de repeticiones: 2	2	3	3	3
Angulo: 90° Velocidad:50% # de repeticiones: 3	2	3	3	3
Angulo: 100° Velocidad:75% # de repeticiones: 4	2	3	3	3
Angulo: 120° Velocidad:100% # de repeticiones: 10	2	3	3	3

Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.3.3.3 Condición de carga en 15 kg

Tabla 33:
Pruebas de funcionamiento con 15kg

Condición/Parámetro	Angulo de movimiento	Velocidad de movimiento	Numero de ciclos de repetición	Estabilidad del equipo
Angulo: 50° Velocidad:100% # de repeticiones: 2	2	3	3	3
Angulo: 90° Velocidad:50% # de repeticiones: 3	2	3	3	3
Angulo: 100° Velocidad:75% # de repeticiones: 4	2	3	3	3
Angulo: 120° Velocidad:100% # de repeticiones: 10	2	3	3	3

Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.3.3.4 Condición de carga en usuario real

Tabla 34:
Pruebas de funcionamiento con usuario real

Condición/Parámetro	Angulo de movimiento	Velocidad de movimiento	Numero de ciclos de repetición	Estabilidad del equipo	Seguridad de operación
Angulo: 50° Velocidad:100% # de repeticiones: 2	2	3	3	3	3
Angulo: 90° Velocidad:50% # de repeticiones: 3	2	3	3	3	3
Angulo: 100° Velocidad:75% # de repeticiones: 4	2	3	3	3	3
Angulo: 120° Velocidad:100% # de repeticiones: 10	2	3	3	3	3

Nota: Fuente: Elaboración propia.

La máquina, sometida a distintas condiciones de trabajo, respondió de manera adecuada, evidenciando un alto nivel de funcionalidad durante las pruebas realizadas.

3.3.4 Identificar posibles fallos o desviaciones respecto al diseño previsto.

La máquina presenta un nivel medio de precisión en lo referente al ángulo de desplazamiento; sin embargo, se encuentra dentro de un margen de desviación aproximado del 5%, el cual se considera aceptable para un prototipo en fase de desarrollo. Cabe señalar que, en la literatura revisada, no se establece un valor específico de error permitido para este tipo de dispositivos de rehabilitación. No obstante, diversos estudios evidencian la existencia de discrepancias entre el rango de movimiento programado en equipos de movimiento pasivo continuo y el movimiento real de la articulación durante su funcionamiento, lo que confirma que estos sistemas no son completamente exactos (Kim et al., 2012). Asimismo, se ha reportado que las diferencias entre el arco de movimiento configurado y el movimiento efectivo pueden influir en los resultados del tratamiento, dependiendo en gran medida del diseño del equipo y de sus condiciones de operación (Lee et al., 2024). En este contexto, el comportamiento observado no se considera una falla crítica, sino una oportunidad de mejora y un punto de análisis para el desarrollo de futuros prototipos o investigaciones posteriores.

3.3.5 Registrar y analizar los resultados para determinar si cumple los requerimientos

Tabla 35:
Análisis de resultados

REQUERIMIENTO	ESPECIFICACIÓN	CUMPLE/NO CUMPLE
Angulo mínimo-máximo	0-120°	CUMPLE
Velocidad ajustable	0.5°/s – 5°/s	CUMPLE
Muslo	40-60cm	CUMPLE
Pierna	35-45cm	CUMPLE
Peso total del equipo	10-20kg	CUMPLE

Altura	36-47cm	CUMPLE
Longitud	95-128cm	CUMPLE
Ancho	23-40cm	CUMPLE
Parada de emergencia	Al alcance del usuario	CUMPLE
Topes mecánicos	En el ángulo máximo-mínimo	CUMPLE
Puesta a tierra	Conexión a estructura metálica.	CUMPLE

Nota. Fuente: Elaboración propia.

3.4 Evaluar el costo de fabricación del prototipo en comparación con dispositivos comerciales similares

En la presente sección se evalúa el costo de fabricación del prototipo desarrollado, considerando de manera detallada los materiales, componentes electromecánicos y procesos requeridos para su construcción. Este análisis tiene como propósito determinar el costo real del equipo y compararlo con el de dispositivos comerciales de rehabilitación de rodilla con características funcionales similares.

Para la comparación, se toman como referencia equipos disponibles en el mercado que presentan funciones equivalentes, tales como el movimiento de flexión y extensión controlado, ajuste de velocidad y rango de operación. A partir de esta información, se establece una relación entre el costo del prototipo y el precio de dichos equipos comerciales, permitiendo identificar diferencias significativas en términos económicos.

Los resultados de esta evaluación evidencian la viabilidad del prototipo como una alternativa de menor costo, manteniendo un nivel adecuado de funcionalidad. Esto resulta especialmente relevante en contextos como el de los centros de salud locales, donde la disponibilidad de equipos especializados suele ser limitada debido a su alto costo de adquisición.

3.4.1 Calcular el costo total del prototipo (materiales, manufactura y ensamblaje).

Tabla 36:
Costo total de la maquina rehabilitadora de rodilla

N°	ÍTEM (EQUIPO / MATERIAL / SERVICIO)	UNIDAD	COSTO (S/)
01	Tubo redondo de acero 5/8	1	50.00
02	Tubo redondo de 1/2	1	40.00
03	Tubo de redondo 3/4 acero	1	65.00
04	Retazo de plancha de acero	1	25.00
05	Pantalla 3.5 para Arduino	1	600.00
06	Driver drv8825 puente motor Arduino	1	100.00
07	Arduino mega 2560	1	465.00
08	pulsador de emergencia en caja	1	85.00
09	Fuente de alimentación 220v 24v	1	100.00
10	Enchufe 220v con entrada a fuente AC-DC	1	5.00
11	Conductor electrico 22 AWG	1	15.00
12	Tornillo de avance potencia	1	443.00
13	Chumaceras, rodajes 13mm	2	70.00
14	Sensor de distancia laser, torque	1	470.00
15	Motor nema 24 100mm 4a	1	621.00
16	Acople quijada d30l40 10mm a 14mm	1	95.00
17	Final de carrera con rodillo	2	178.00
18	Ensamblaje mecánico	1	2 000.00
19	Almohadilla	2	100.00
20	Transporte de materiales	1	80.00
21	Impresiones	1	120.00
22	sensor de ángulo	1	120.00
23	topes de giro	9	63.00
24	pernos	6	30.00
25	topes finales	1	60.00
TOTAL:			**S/ 5,800.00**

Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.4.2 Identificar y caracterizar equipos comerciales equivalentes.

3.4.2.1 Artromotor K1 Standard

Uno de los equipos comerciales más utilizados en la rehabilitación pasiva continua de extremidades inferiores es el Artromot K1 Standard, un artromotor diseñado para la movilización controlada de las articulaciones de rodilla y cadera. Este dispositivo permite realizar movimientos automatizados de flexión y extensión con alta precisión, contribuyendo a la recuperación funcional del paciente. Su diseño incorpora una unidad de control intuitiva que facilita su uso tanto en entornos hospitalarios como en terapias domiciliarias, además de estar preparado para soportar un uso intensivo. (Otorwed, 2012)

En el ámbito clínico, este equipo está indicado en diversos procedimientos postoperatorios y tratamientos de rehabilitación, tales como artroscopias, artroplastias de rodilla o cadera, reconstrucción de ligamentos cruzados, meniscectomías y cirugías del cartílago articular. Asimismo, es empleado en la movilización temprana de articulaciones para prevenir rigideces y mejorar la recuperación. Entre sus funciones más relevantes destacan la programación de rangos de movimiento, temporizador, pausas ajustables y sistemas de seguridad que protegen al paciente durante la terapia. (Ortoweb, 2012)

Desde el punto de vista técnico, el Artromot K1 Standard ofrece un rango de movimiento en rodilla de hasta -10° a 120° y en cadera de hasta 115°, permitiendo una rehabilitación progresiva. Presenta un diseño compacto con un peso aproximado de 11 kg, adaptable a pacientes con estaturas entre 120 y 200 cm, y funciona con una alimentación de 220 V, lo que lo hace compatible con instalaciones estándar de centros de salud. (Ortoweb, 2012)

FIGURA 64:
Artromot K1 Standard



Nota. Fuente: Ortoweb (2012)

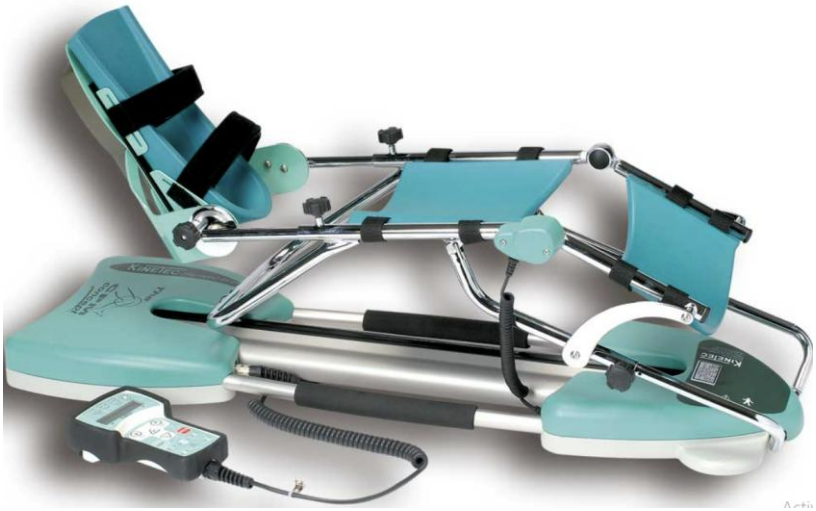
3.4.2.2 Kinetec Spectra Essencial

Este rehabilitador comercial es ampliamente utilizado en terapias de rehabilitación pasiva continua de la articulación de rodilla. Se distingue por su diseño ligero y compacto, con un peso aproximado de 12 kg y dimensiones que facilitan su transporte e instalación tanto en entornos hospitalarios como domiciliarios. Este dispositivo incorpora un sistema programable con control remoto desmontable, lo que permite una operación sencilla e intuitiva, además de brindar al paciente la posibilidad de detener o invertir el movimiento durante la terapia. Su diseño versátil permite su uso en pacientes pediátricos y adultos.

Desde el punto de vista técnico, el equipo ofrece un rango de movimiento de -10° a 120°, con una velocidad ajustable entre 45°/min y 155°/min, permitiendo una rehabilitación progresiva acorde a la tolerancia del paciente. Incluye funciones avanzadas como el ajuste automático del rango de movimiento (ROM), protocolos de calentamiento con incremento gradual, modulación del movimiento en función de la respuesta del paciente, y la posibilidad de programar hasta 16 rutinas personalizadas. Además, dispone de control del tiempo de sesión, modos de trabajo concéntrico y

excéntrico, y pausas ajustables en los límites de flexión o extensión. En cuanto a su capacidad, soporta pacientes de hasta 130 kg, con estaturas entre 1.45 m y 1.95 m, incluyendo adaptaciones para uso pediátrico según la longitud de la pierna. (Physio, 2020)

FIGURA 65:
Kinetec Spectra Essential



Nota. Fuente: Physio (2020)

3.4.2.3 Farmatek L-1

Equipo de rehabilitación diseñado para la movilización pasiva de las articulaciones de rodilla y tobillo, orientado a procesos terapéuticos postoperatorios y de recuperación funcional. Este dispositivo permite configurar parámetros clave como la velocidad de tracción, el ángulo de movimiento, la extensión y la duración de la sesión, adaptándose a las necesidades específicas de cada paciente. Incorpora un sistema de control remoto que facilita la operación durante la terapia, permitiendo detener, reiniciar o invertir el sentido del movimiento de manera segura. Asimismo, cuenta con una función de memoria que almacena los ajustes utilizados, optimizando la continuidad del tratamiento en sesiones posteriores.

En cuanto a sus características técnicas, el equipo presenta un rango de movimiento para la rodilla que alcanza aproximadamente desde -5° hasta 120°, mientras que para el tobillo ofrece un intervalo de trabajo entre -30° y 60°, lo que permite cubrir distintas etapas del proceso de rehabilitación. Dispone de una velocidad de desplazamiento ajustable, así como recorridos máximos de 41 cm para la rodilla y 17 cm para el tobillo. Su estructura tiene un peso cercano a 21 kg y dimensiones de 92 x 27 x 42.5 cm, lo que le confiere estabilidad durante la operación. Estas características lo posicionan como una alternativa funcional dentro de los equipos comerciales utilizados en terapias de movimiento pasivo continuo. (Therapy, 2026)

FIGURA 66:
Farmatek L-1



Nota. Fuente: Therapy (2026)

3.4.3 Comparar costos y prestaciones técnicas entre el prototipo y los equipos comerciales.

Tabla 37:
Comparación de costos y especificaciones técnicas

PARÁMETRO	ARTROMOT K1 STANDARD	KINETEC SPECTRA ESSENTIAL	FARMATEK L-1	PROTOTIPO PROPIO
Costo (S/.)	15,840	10,658	8,925.62	6,000
Tipo de rehabilitación	Rodilla y cadera (CPM)	Rodilla (CPM)	Rodilla y tobillo (CPM)	Rodilla
Rango de movimiento	Rodilla: -10° a 120°	Rodilla: -10° a 120°	Rodilla: -5° a 120° / Tobillo: -30° a 60°	Rodilla: 0° a 120°
Velocidad	Variable (por porcentaje)	45°/min – 155°/min	0 – 10.5 mm/s	0.5°/s - 5°/s
Programación	Sí (temporizador, pausas, calentamiento)	Sí (hasta 16 programas)	Sí (configurable con memoria)	Programable
Control remoto	Sí	Sí	Sí	Control mediante pantalla TFT
Funciones adicionales	Bloqueo, inversión de carga, protocolo de calentamiento	Feedback, ROM automático, modos concéntricos/excéntrico	Memoria de sesión, inversión de movimiento	Funciones básicas optimizadas
Peso	11 kg	12 kg	21 kg	12 kg
Dimensiones	97 x 36 x 23 cm	95 x 33 x 33 cm	92 x 27 x 42.5 cm	
Capacidad de paciente	120–200 cm	1.45–1.95 m / 130 kg	Variable	

Nota: Fuente: Elaboración propia.

3.4.4 Realizar un análisis de viabilidad técnica-económica.

El análisis de viabilidad técnico–económica del prototipo desarrollado evidencia que el sistema cumple con los principios fundamentales de la rehabilitación pasiva continua, garantizando la ejecución controlada de movimientos articulares dentro de rangos adecuados y con parámetros configurables según las necesidades del paciente. Al comparar sus prestaciones con equipos comerciales como el Artromot K1 Standard, Kinetec Spectra Essential y Farmatek L-1, se observa que, si bien estos dispositivos incorporan funcionalidades más avanzadas como protocolos automatizados, mayor capacidad de programación y sistemas de retroalimentación, el prototipo logra reproducir las funciones esenciales requeridas para un proceso terapéutico efectivo,

tales como control de rango de movimiento, ajuste de velocidad, estabilidad operativa y condiciones básicas de seguridad.

Desde una perspectiva técnica, esta equivalencia funcional parcial resulta suficiente para aplicaciones de rehabilitación estándar, especialmente en fases iniciales y medias del tratamiento, donde el objetivo principal es recuperar progresivamente la movilidad articular. En este sentido, la ausencia de características avanzadas no representa una limitación crítica, sino más bien una simplificación orientada a la optimización del diseño. Además, el enfoque adoptado permite una mayor facilidad de operación, mantenimiento y posible adaptación a distintos entornos, lo que constituye una ventaja en contextos donde se requiere tecnología accesible y de fácil implementación.

En el ámbito económico, el prototipo presenta una diferencia sustancial frente a los equipos comerciales analizados, con un costo aproximado de S/ 6,000, lo que representa una reducción de hasta más del 60% respecto al equipo de mayor costo. Esta brecha económica no solo mejora la accesibilidad del dispositivo, sino que amplía su potencial de implementación en centros de salud con limitaciones presupuestarias y en aplicaciones domiciliarias. Al relacionar el costo con las prestaciones ofrecidas, se obtiene una relación costo–beneficio favorable, en la que se prioriza la funcionalidad esencial sobre características especializadas de alto costo.

En consecuencia, los resultados obtenidos permiten afirmar que el prototipo desarrollado es técnica y económicamente viable, al constituir una alternativa eficiente frente a los equipos comerciales existentes. Su diseño responde a un enfoque de ingeniería orientado a la optimización de recursos, manteniendo un equilibrio adecuado entre desempeño funcional y costo, lo cual resulta especialmente relevante en contextos donde la accesibilidad a tecnología médica especializada es limitada.

IV. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el desarrollo de la máquina para rehabilitación y fortalecimiento de rodilla permitieron verificar el cumplimiento de los requerimientos funcionales establecidos para el proyecto, relacionados con la generación de movimientos controlados, regulación del rango articular, seguridad de operación e interacción con el usuario. Los resultados evidencian que la integración del sistema mecánico, electrónico y de control permitió obtener un prototipo funcional; sin embargo, su validación se centró principalmente en pruebas técnicas y de funcionamiento, por lo que aún se requiere una evaluación clínica posterior que permita determinar su desempeño durante procesos reales de rehabilitación.

En relación con el sistema mecánico implementado, se seleccionó un mecanismo de accionamiento basado en un motor paso a paso y un sistema de tornillo de potencia, configuración que coincide con la propuesta desarrollada por Sguerra (2022), quien empleó un mecanismo tornillo-tuerca para generar movimientos controlados de flexión y extensión de rodilla. La similitud entre ambas investigaciones radica en la necesidad de obtener movimientos precisos, repetibles y seguros durante el proceso de rehabilitación, debido a que este tipo de mecanismo permite transformar el movimiento rotacional del motor en un desplazamiento controlado adecuado para aplicaciones terapéuticas. No obstante, la selección de esta configuración en la presente investigación también estuvo influenciada por criterios de simplicidad constructiva, disponibilidad de componentes y reducción de costos, permitiendo desarrollar un sistema funcional sin recurrir a mecanismos de mayor complejidad.

Asimismo, las pruebas realizadas en el presente estudio demostraron un funcionamiento adecuado con cargas de hasta 15 kg, resultado comparable con las

capacidades de carga reportadas en investigaciones orientadas al desarrollo de equipos de movimiento pasivo continuo. Este comportamiento confirma que el mecanismo diseñado posee la capacidad necesaria para cumplir con las condiciones de operación establecidas; sin embargo, debido a que las pruebas fueron realizadas bajo condiciones controladas de laboratorio, no se evaluaron factores asociados al uso prolongado del equipo ni la respuesta del sistema frente a diferentes características antropométricas de los usuarios.

Respecto al diseño estructural, la presente investigación utilizó acero inoxidable AISI 304 como material principal de la estructura, mientras que López (2021) empleó aluminio 6061 y acero inoxidable AISI 430 en el desarrollo de su prototipo. Aunque los materiales utilizados difieren, ambas investigaciones coinciden en la búsqueda de estructuras resistentes, seguras y adecuadas para aplicaciones biomédicas. La selección del acero inoxidable AISI 304 permitió garantizar una adecuada resistencia mecánica y una elevada protección frente a la corrosión, características importantes para equipos destinados al entorno clínico.

Respecto al diseño estructural, la presente investigación utilizó acero inoxidable AISI 304 como material principal de la estructura, mientras que López (2021), empleó aluminio 6061 y acero inoxidable AISI 430 en el desarrollo de su prototipo. Aunque los materiales utilizados difieren, ambas investigaciones coinciden en la búsqueda de estructuras resistentes, seguras y adecuadas para aplicaciones biomédicas. La selección del acero inoxidable AISI 304 permitió garantizar una adecuada resistencia mecánica, estabilidad estructural y elevada protección frente a la corrosión, características importantes para equipos destinados al entorno clínico. Sin embargo, esta elección también representa una influencia sobre el peso y costo del prototipo, debido a que materiales como el aluminio pueden reducir la masa estructural, aunque requieren

verificar que sus propiedades mecánicas sean suficientes para soportar las cargas generadas durante el funcionamiento.

En relación con el sistema de control, se implementó una arquitectura basada en un microcontrolador Arduino Mega, un driver de potencia, sensores de monitoreo y una pantalla TFT para la interacción con el usuario. Esta configuración presenta similitudes con la propuesta de López (2021), quien también desarrolló un sistema automatizado orientado al control de los movimientos terapéuticos. La incorporación de una interfaz gráfica permitió configurar parámetros de operación como el ángulo de movimiento, la velocidad y el número de repeticiones, mejorando la interacción entre el usuario y el equipo de rehabilitación. Además, la utilización del Arduino Mega permitió integrar los diferentes dispositivos electrónicos requeridos sin incrementar considerablemente el costo del sistema, representando una alternativa adecuada para un prototipo orientado a la accesibilidad tecnológica.

En cuanto al desempeño funcional del prototipo, se obtuvo un rango de movimiento de 0° a 120° y una velocidad ajustable entre 0.5°/s y 5°/s, valores que permiten cubrir las principales etapas del proceso de rehabilitación de rodilla. Estos resultados son consistentes con los parámetros operativos empleados en equipos comerciales de movimiento pasivo continuo y con los valores reportados en investigaciones similares. La posibilidad de regular estos parámetros representa una ventaja del prototipo desarrollado, debido a que permite adaptar el movimiento según las necesidades del proceso de recuperación y facilita una aplicación progresiva de los ejercicios terapéuticos.

Asimismo, las pruebas de validación evidenciaron un error angular aproximado menor al 5 %, demostrando que el sistema desarrollado posee un nivel de precisión adecuado para aplicaciones de rehabilitación física. Este resultado guarda relación con

lo señalado en la literatura especializada, donde se reconoce la existencia de pequeñas diferencias entre los movimientos programados y los movimientos ejecutados debido a factores mecánicos, tolerancias de fabricación y características propias de los sistemas de transmisión. En este caso, el error obtenido puede atribuirse principalmente a las holguras presentes en los elementos mecánicos y a la resolución del sistema de medición empleado. Si bien este porcentaje de error es aceptable para un prototipo funcional, una mejora futura podría enfocarse en la incorporación de sistemas de retroalimentación más avanzados que permitan incrementar la precisión del posicionamiento angular.

Desde el punto de vista económico, el prototipo desarrollado presentó un costo total de fabricación de S/ 6,000, valor considerablemente inferior al de los equipos comerciales utilizados como referencia. Al comparar este costo con el Artromot K1 Standard (S/ 15,840), el Kinetec Spectra Essential (S/ 10,658) y el Farmatek L-1 (S/ 8,925.62), se evidencia una reducción aproximada del 62.1 %, 43.7 % y 32.8 %, respectivamente. Estos resultados demuestran la viabilidad económica de la propuesta y respaldan la importancia del desarrollo de tecnologías locales orientadas a disminuir los costos de acceso a equipos de rehabilitación, especialmente en instituciones de salud con recursos limitados. Sin embargo, esta diferencia económica debe interpretarse considerando que los equipos comerciales cuentan con certificaciones, validaciones clínicas y características adicionales de seguridad que no fueron evaluadas dentro del alcance de la presente investigación.

Finalmente, al comparar los resultados obtenidos con los antecedentes nacionales e internacionales revisados, se observa que la máquina desarrollada presenta características funcionales similares a las reportadas en investigaciones previas, tanto en capacidad de movimiento como en precisión de operación. No obstante, el principal

aporte de la presente investigación radica en el desarrollo de una alternativa de menor costo mediante la integración de componentes mecánicos y electrónicos disponibles comercialmente, manteniendo los requerimientos básicos de funcionamiento para una máquina de rehabilitación de rodilla. Por ello, los resultados obtenidos permiten demostrar la viabilidad técnica del prototipo, aunque se reconoce como limitación la ausencia de pruebas clínicas con pacientes y evaluaciones realizadas por especialistas en rehabilitación, aspectos que deberán ser considerados en futuras investigaciones para validar completamente su aplicación terapéutica.

V. RECOMENDACIONES Y CONCLUSIONES

5.1 Conclusiones

Se diseñó e implementó una máquina para la rehabilitación y fortalecimiento de rodilla capaz de operar en un rango de movimiento de 0° a 120° y una velocidad ajustable entre 0.5°/s y 5°/s, cumpliendo los requerimientos funcionales establecidos para el proceso de rehabilitación física. El sistema de accionamiento seleccionado estuvo conformado por un motor paso a paso NEMA 24 con un torque de 3.2 N·m, permitiendo ejecutar movimientos controlados y repetitivos de flexión y extensión.

El diseño mecánico desarrollado mediante SolidWorks permitió obtener una estructura ajustable para diferentes usuarios, con capacidad de soportar cargas de hasta 15 kg durante las pruebas de funcionamiento. La incorporación del sistema tornillo de potencia garantizó la transmisión eficiente del movimiento y una adecuada precisión en el posicionamiento angular de la extremidad inferior.

La implementación del sistema electrónico basado en Arduino Mega, driver de potencia, pantalla TFT, sensores de final de carrera, sensor ultrasónico, sensor láser y sistema de parada de emergencia permitió controlar el ángulo de movimiento, la

velocidad de operación y el número de repeticiones programadas por el usuario, garantizando condiciones adecuadas de seguridad y control durante la terapia.

Las pruebas de validación realizadas con cargas de 10 kg, 12 kg y 15 kg demostraron un funcionamiento estable y seguro del prototipo, obteniéndose un error angular aproximado menor al 5 %, valor que se encuentra dentro de márgenes aceptables para aplicaciones de rehabilitación física y que evidencia la capacidad del sistema para reproducir los movimientos programados.

El análisis económico determinó un costo total de fabricación de S/ 6,000, valor inferior al de equipos comerciales equivalentes como el Artromot K1 Standard (S/ 15,840), Kinetec Spectra Essential (S/ 10,658) y Farmatek L-1 (S/ 8,925.62), representando reducciones aproximadas de 62.1 %, 43.7 % y 32.8 %, respectivamente. Estos resultados confirman la viabilidad económica de la propuesta y su potencial aplicación en centros de rehabilitación con recursos limitados.

5.2 Recomendaciones

Se recomienda mejorar el sistema de medición del ángulo de desplazamiento mediante la implementación de sensores de mayor precisión, como encoders rotativos o sensores de posición lineal, integrados directamente al mecanismo de transmisión. Esta mejora permitiría obtener una medición más exacta de la posición real de la articulación, reduciendo las diferencias entre el ángulo programado y el ángulo ejecutado, especialmente durante movimientos de baja velocidad donde las holguras mecánicas pueden generar variaciones en el posicionamiento.

Se sugiere incorporar un sistema de retroalimentación en tiempo real mediante una estrategia de control en lazo cerrado, utilizando sensores de posición como elementos de realimentación y un algoritmo de control que permita comparar

continuamente el movimiento ejecutado con el valor programado. Esta implementación permitiría realizar correcciones automáticas durante la operación, incrementando la precisión del movimiento, mejorando la seguridad del usuario y aumentando la adaptabilidad del equipo frente a variaciones de carga o resistencia durante los ejercicios de rehabilitación.

Es recomendable realizar pruebas clínicas con pacientes bajo supervisión de profesionales especializados en rehabilitación física, considerando protocolos de evaluación que permitan analizar aspectos como comodidad del usuario, facilidad de configuración del equipo, seguridad durante el movimiento y respuesta durante las sesiones terapéuticas. Estas pruebas permitirían complementar la validación técnica realizada en la presente investigación y determinar la viabilidad del prototipo para aplicaciones reales de rehabilitación.

Finalmente, se sugiere continuar con investigaciones futuras orientadas a la integración de tecnologías complementarias, como sistemas de monitoreo digital, almacenamiento de datos de las sesiones de rehabilitación y comunicación inalámbrica con plataformas de registro clínico. La incorporación de estas funcionalidades permitiría almacenar información relacionada con parámetros como rango articular, velocidad de movimiento y cantidad de repeticiones, facilitando el seguimiento del progreso del usuario y ampliando las capacidades del equipo desarrollado.

VI. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Aitken, S. A. (2021). Normative Values for Femoral Length, Tibial Length, and the Femorotibial Ratio in Adults Using Standing Full-Length Radiography. *Osteology, 1*(2), 86–91. https://doi.org/10.3390/osteology1020009

Bernal, C.A. (2010). *Metodología de la investigación* (3.ª ed.). Pearson Educación.

Chagna, A., Segnini, J., & Vergara, M. (2017). *Diseño conceptual de un dispositivo rehabilitador de rodilla*. Pontificia Universidad Católica del Ecuador. https://repositorio.puce.edu.ec/handle/123456789/8023

Chen, C., Li, B., Zhou, H., Ye, T., & Yang, Y. (2024). An examination from 1990 to 2019: investigating the burden of knee dislocation on a global scale. *Frontiers in Public Health, 12,* Article 1396167. https://doi.org/10.3389/fpubh.2024.1396167

CNC Store. (s. f.). Motor NEMA 24 3.2 Nm paso a paso. Recuperado el 5 de mayo de 2026, de https://cnc.pe/producto/motor-nema-24-3-2nm-paso-a-paso-de-100mm-eje-8mm-y-10mm/

ÇOBAN, İ., AKTAŞ, G. D., & YAPRAK, F. (2025). Morphometric Analysis of the Femur: A Comprehensive Study of the Linea Aspera, Popliteal Surface, and Metaphyseal Vessel Foramina. *Forbes Journal of Medicine, 6*(1), 87–93. https://doi.org/10.4274/forbes.galenos.2025.82788

Electromanía Perú. (s. f.). Driver TB6600 para motores paso a paso. Recuperado el 5 de mayo de 2026, de https://www.electromania.pe/producto/driver-tb6600-para-motores-paso-a-paso/

FAMSA Store. (s. f.). Tubo redondo de acero inoxidable AISI 304 brillante. Recuperado el 5 de mayo de 2026, de https://famsaglass.pe/tienda/producto/tubo-redondo-de-acero-inoxidable-asi-304-brillante/

Flor Chicaiza, J. A. (2022). Diseño y construcción de un prototipo rehabilitador postoperatorio pasivo de rodilla para rotura de meniscos [Trabajo de titulación de Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Politécnica Salesiana]. Repositorio Institucional de la Universidad Politécnica Salesiana.

Franco Vásquez, B. E. (2020). Diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación pasiva de la rodilla [Tesis de pregrado, Pontificia Universidad Católica del Perú]. Repositorio Institucional PUCP. http://hdl.handle.net/20.500.12404/17699

Gil-González, S., Barja-Rodríguez, R. A., López-Pujol, A., Berjaoui, H., Fernández-Bengoa, J. E., Erquicia, J. I., Leal-Blanquet, J., & Pelfort, X. (2022). Continuous passive motion not affect the knee motion and the surgical wound aspect after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *17*(1). https://doi.org/10.1186/s13018-022-02916-w

Grijalva Cachipuendo, C. A. (2020). Dispositivo para cinesiterapia pasiva de rodilla con mecanismo de articulación policéntrica [Trabajo de titulación de Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte]. Repositorio Institucional de la Universidad Técnica del Norte.

Huaman Castro, F. M. (2023). Diseño de un mecanismo de movimiento paralelo con dos grados de libertad para la rehabilitación pasiva postquirúrgica de la rodilla [Tesis de pregrado, Universidad Señor de Sipán]. Repositorio Institucional de la Universidad Señor de Sipán. https://hdl.handle.net/20.500.12802/10899

Hurtado de Barrera, J. (2000). Metodología de la investigación holística (3.ª ed.). Fundación SYPAL.

Instituto Nacional de Estadística e Informática. 2014. Mapa del departamento de Cajamarca. https://www.gob.pe/institucion/inei

International Organization for Standardization. (2019). ISO 14971:2019 Medical devices—Application of risk management to medical devices. https://www.iso.org

International Organization for Standardization. (2020). ISO 13485:2016. Medical devices—Quality management systems—Requirements for regulatory purposes. https://www.iso.org/standard/59752.html

International Organization for Standardization. (2016). ISO 13485:2016. Medical devices—Quality management systems—Requirements for regulatory purposes. https://www.iso.org/standard/59752.html

Jia, Z., Zhang, Y., Zhang, W., Xu, C., & Liu, W. (2024). Efficacy and safety of continuous passive motion and physical therapy in recovery from knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *19*(1), 1–9. https://doi.org/10.1186/s13018-024-04536-y

Kim, Y. H., Kim, K., Park, W. M., & Yoon, K. H. (2012). Reduction of knee range of motion during continuous passive motion due to misaligned hip joint centre. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *15*(8), 801–806. https://doi.org/10.1080/10255842.2011.561792

Lee, B. C., Moon, C. W., Choi, W. S., Kim, Y. M., Joo, Y. B., Lee, D. G., Lee, S. J., Choi, E., Ji, J. H., Suh, D. W., & Cho, K. H. (2024). Clinical evaluation of usefulness and effectiveness of sitting-type continuous passive motion machines in patients with total knee arthroplasty: a dual-center randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *25*(1). https://doi.org/10.1186/S12891-024-08062-0

López, J. (2021). *Diseño De Un Dispositivo De Movimiento Pasivo Continuo Para Rehabilitación De Rodilla*.

Organización Mundial de la Salud (OMS). (2021). *Caídas*. Https://Www.Who.Int/Es/News-Room/Fact-Sheets/Detail/Falls.

Ortoweb. (s. f.). Artromot K1 Standard. Recuperado el 6 de mayo de 2026, de https://www.ortoweb.com/artromot-k1-standard-artromotor-para-rehabilitacion-de-rodilla

Prim Physio. (s. f.). Kinetec Spectra Essential. Recuperado el 6 de mayo de 2026, de https://www.primphysio.es/productos/kinetec-spectra-essential/

Randy, J. H. (2014). Оптимальне Відновлення Елементів Гільбертового Простору Та Їхніх Скалярних Добутків За Коефіцієнтами Фур'Є, Які Відомі З Похибкою. *Ukrains'kyi Matematychnyi Zhurnal*, *72*(6), 736–750. https://doi.org/10.37863/umzh.v72i6.1107

Ren, J. Le, Yang, J., & Hu, W. (2025). The global burden of osteoarthritis knee: a secondary data analysis of a population-based study. In *Clinical Rheumatology*

(Vol. 44, Issue 4). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/s10067-025-07347-6

Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, M. del P. (2014). Metodología de la investigación (6.ª ed.). McGraw-Hill Education.

Šarabon, N., Kozinc, Ž., & Perman, M. (2021). Establishing Reference Values for Isometric Knee Extension and Flexion Strength. *Frontiers in Physiology*, *12*(October). https://doi.org/10.3389/fphys.2021.767941

Sguerra Bergsneider, C. N. (2022). *Diseño de un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla.* 1–76.

Tartan Group. (2023). OptiFlex-K1 knee CPM. https://www.tartangroup.com/optiflex-k-1-knee-cpm

Biomedical Therapy. (s. f.). Farmatek L-1. Recuperado el 6 de mayo de 2026, de https://biomedical-therapy.com/product/farmatek-l-1/

Vargas, R. (2018). Limitación funcional por lesiones de rodilla en pacientes que asisten al departamento de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital Regional de Loreto durante el año 2017 utilizando la encuesta KOOS. *Universidad Científica Del Perú Facultad*, *1*, 1–84.

William Marzolf. (2024). *US20240197514A1.pdf* (Patent No. Patent Application publication). https://patents.google.com/patent/US20240197514A1

DEDICATORIA

Este logro no es solo fruto de mi esfuerzo, sino del amor, sacrificio y apoyo constante que me acompañaron en cada etapa de este camino.

A mi madre, Dorcela Cieza Carranza, por ser mi mayor fortaleza, por su entrega incondicional y por enseñarme, con su ejemplo, que la perseverancia siempre da frutos.

A mi padre, Edilfredo Coronado Martínez, por su ejemplo de trabajo, disciplina y por inculcarme el valor de no rendirme ante las dificultades.

A mis hermanos, Agataliz Coronado Cieza y Yony Kevin Coronado Martínez, por su apoyo, confianza y por estar siempre presentes, recordándome que nunca estoy solo.

Este logro también les pertenece. **(Anderson Miguel Coronado Cieza)**

Dedico el presente trabajo de tesis, en primer lugar, a Dios, por brindarme la vida, la fortaleza y la perseverancia necesarias para superar cada desafío en este camino.

A mis padres, por ser el pilar firme sobre el cual he construido cada uno de mis sueños. A mi madre, por ser pieza fundamental en cada etapa de mi vida y formación profesional; y a mi padre, quien hoy me acompaña desde el cielo, pero cuyo ejemplo y apoyo han permanecido conmigo a lo largo de todo este proceso.

A mi querida hermana, mi ángel, quien me acompaña y guía en cada paso; a mi hermano, por su compañía y por recordarme, incluso sin palabras, que nunca estoy solo en este camino; y a mis sobrinas, por ser una fuente constante de alegría e inspiración que me impulsa a superarme cada día.

Finalmente, a mi compañera de vida, por brindarme el amor y la fortaleza en los momentos más difíciles, siendo un apoyo

fundamental para no rendirme. **(Carlos Enrique Concha Santos)**

AGRADECIMIENTO

A Dios, por guiar cada paso de mi vida y permitirme culminar esta etapa profesional.

A mis padres, por su apoyo incondicional, esfuerzo y confianza depositada en mí a lo largo de mi formación académica.

A mis docentes y a mi asesor de tesis, por sus enseñanzas, orientación y apoyo durante el desarrollo de este trabajo de investigación. **(Anderson Miguel Coronado Cieza)**

Expreso mi más sincero agradecimiento a la universidad y a los docentes, por su valiosa formación académica y por brindarme las herramientas necesarias para mi desarrollo profesional.

A mis tíos, Roger, Hilda y William, por su hospitalidad, apoyo y por contribuir de manera significativa a la culminación exitosa de este proyecto.

A la Lic. Lucero, por su apoyo y constante motivación a lo largo de mi formación profesional.

Asimismo, a toda mi familia, quienes me brindaron su respaldo y motivación durante todo este proceso. **(Carlos Enrique Concha Santos)**