



Repotenciación de un prototipo mecatrónico de rehabilitación de rodilla mediante la implementación de modos activos y resistivos con monitoreo inteligente.

Acuña Herrera, Jose Andres y Vargas Alomoto, Dylan Patricio

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Mecatrónica

Trabajo de integración curricular, previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica

Ing. Comina Tubón, Mayra Elizabeth. Ph.D

28 de julio de 2026



Certificado de análisis
Compilatio Magister+ | ESPE-ECU

v3_Acuña_Vargas_compilatio

ID : 1380a333c58c6bc98de791dd7a4a46d8a95b01c6



<1%

Textos sospechosos

Nombre del fichero : v3_Acuña_Vargas_compilatio.txt
Tamaño del archivo original : 6,04 MB
Número de palabras : 37,381

Depositante : MAYRA ELIZABETH COMINA TUBON
Fecha de depósito : 28 de julio de 2026
Tipo de carga : interface
fecha de fin de análisis : 28 de julio de 2026

Resumen (sección 1/2)

Localización de los textos sospechosos en el documento :



Incluido en el porcentaje de textos sospechosos :



Similitudes

<1%

Pasajes con similitudes a fuentes encontradas en diferentes colecciones.



No incluido en el porcentaje de textos sospechosos :



Textos entre comillas

<1%

Pasajes entre comillas, a menudo indicativos de una cita.



Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
MAYRA ELIZABETH
COMINA TUBON

Ing. Comina Tubón, Mayra Elizabeth. Ph.D

Directora



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Mecatrónica

Certificación

Certifico que el trabajo de integración curricular: **“Repotenciación de un prototipo mecatrónico de rehabilitación de rodilla mediante la implementación de modos activos y resistivos con monitoreo inteligente”** fue realizado por los señores **Acuña Herrera, Jose Andres y Vargas Alomoto, Dylan Patricio**, el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE; habiéndose efectuado una revisión integral de forma y de fondo conforme a los lineamientos y formatos institucionales vigentes. Además, fue revisado y analizada en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Sangolquí, 28 de julio de 2026



Ing. Comina Tubón, Mayra Elizabeth. Ph.D

Directora

C.C.: 1724994684



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Mecatrónica

Responsabilidad de Autoría

Nosotros, **Acuña Herrera, Jose Andres y Vargas Alomoto, Dylan Patricio**, con cédulas de ciudadanía N° 2150239495 y 1726093410, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de integración curricular: **Repotenciación de un prototipo mecatrónico de rehabilitación de rodilla mediante la implementación de modos activos y resistivos con monitoreo inteligente** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 28 de julio de 2026



Acuña Herrera, Jose Andres

C.C.: 2150239495



Vargas Alomoto, Dylan Patricio

C.C.: 1726093410



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Mecatrónica

Autorización de Publicación

Nosotros **Acuña Herrera, Jose Andres y Vargas Alomoto, Dylan Patricio**, con cédulas de ciudadanía N° 2150239495 y 1726093410, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de integración curricular: **Repotenciación de un prototipo mecatrónico de rehabilitación de rodilla mediante la implementación de modos activos y resistivos con monitoreo inteligente** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Sangolquí, 28 de julio de 2026



Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
**JOSE ANDRES ACUÑA
HERRERA**

Acuña Herrera, Jose Andres

C.C.: 2150239495



Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
**DYLAN PATRICIO
VARGAS ALOMOTO**

Vargas Alomoto, Dylan Patricio

C.C.: 1726093410

Dedicatoria

A mis padres, por ser el pilar fundamental de mi vida, por su apoyo incondicional y por enseñarme que el trabajo duro y la constancia rompen cualquier barrera. A mi hermana, por su compañía constante y por ser mi motivación diaria.

ACUÑA HERRERA, JOSE ANDRES

A todas las personas que siempre creyeron en mí y que, a pesar de las circunstancias de la vida, depositaron su fe en alguien con grandes aspiraciones.

En especial a mi madre, quien me brindó las herramientas necesarias para llegar a donde estoy; sin ti, este logro no habría sido posible.

A mis angelitos en el cielo, quienes al partir se llevaron un pedazo de mi corazón, pero me dejaron la fuerza necesaria para alcanzar esta meta: mi abuelito Pablo, mi bisabuelita Susana, mi tío Aníbal y mis fieles perritos, Balto y Duquesa.

VARGAS ALOMOTO, DYLAN PATRICIO

Agradecimiento

Expreso mi sincero agradecimiento a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE por abrirme sus puertas y facilitar los laboratorios indispensables para mi formación. A mi tutora, la Ing. Mayra Comina, por su guía metodológica, su paciencia y por confiar en la viabilidad de este proyecto desde el primer día.

A Dios, por darme la salud, la vida y la fortaleza para superar cada obstáculo en este camino.

A mis padres, Mauricio y Nancy, por ser mi pilar fundamental, mi ejemplo de esfuerzo y por los sacrificios diarios que hicieron posible alcanzar esta meta; este título es un testimonio de su dedicación. A mi hermana, Jazmín, por su compañía constante, su paciencia y por celebrar cada logro a mi lado.

A mi compañero de tesis y gran amigo, Dylan, por las incontables horas de trabajo compartido entre códigos y circuitos; este logro es el reflejo de un verdadero esfuerzo en equipo.

A la empresa Dicoinar, en especial a Carlos Albán y Fabricio Almeida, por el soporte técnico y las facilidades otorgadas para la manufactura del prototipo.

A mi novia, Daniela, por ser mi apoyo en los momentos de mayor presión, escuchar mis explicaciones técnicas y motivarme a seguir adelante.

A la Rama Estudiantil IEEE y a los amigos que encontré en ella, por convertirse en mi segundo hogar y enseñarme el valor del liderazgo y el voluntariado. Asimismo, a mis compañeros de carrera, por las jornadas de amanecidas, circuitos compartidos y el aprendizaje mutuo.

Finalmente, a todos quienes, de forma directa o indirecta, aportaron con su conocimiento y palabras de aliento para culminar con éxito este trabajo de grado.

ACUÑA HERRERA, JOSE ANDRES

Expreso mi sincera gratitud a la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE" por abrirme las puertas al conocimiento y permitir mi crecimiento profesional. De igual manera, agradezco a mi directora de tesis, Ing. Mayra Comina, por brindarnos las herramientas y la guía necesaria para culminar con éxito esta importante etapa académica.

Agradezco a Dios por otorgarme vida y salud, así como por las valiosas experiencias y aprendizajes que me permite compartir diariamente con cada persona que me rodea.

Un agradecimiento especial a mi familia, quienes han sido mi pilar fundamental y me han acompañado incondicionalmente en este periodo de mi vida. A mi madre, Paulina, quien es el motor de mi existencia y ha sacrificado sus propios sueños para que yo pueda cumplir los míos. A mi abuelita, Olga, por haber sido una madre más para mí. A mis tíos, Arturo y Cecilia, por velar siempre por mi bienestar y superación. Asimismo, a mis primos Allison, Andrés y Karen, por haber sido como hermanos durante toda mi vida. A mi primo político, Michael, por compartir sus conocimientos y cariño conmigo.

De igual forma, agradezco profundamente a quienes me cuidan desde el cielo, pues partieron creyendo firmemente en mis capacidades. A mi abuelito, Pablo, quien vive siempre en mi corazón y me enseñó que, a pesar de cualquier adversidad, siempre es posible levantarse. A mi bisabuelita, Susana, por haberme cuidado con tanto amor cuando era pequeño. A mi tío Anibal, que desde pequeño me enseñó a mostrar una sonrisa ante las adversidades.

Agradezco a mi padre, Patricio, por el apoyo constante que me ha brindado en mi vida.

A mi pequeña compañera de cuatro patas, Canela, por estar siempre a mi lado y brindarme su compañía incondicional desde el día en que llegó a mi vida. Además, a mis peluditos que ya no están conmigo, a Balto y Duquesa por haberme acompañado desde pequeño y hacerme feliz.

A mis amigas, quienes se convirtieron en un apoyo incondicional en los momentos en que la vida se sentía pesada. A Damaris, por sus consejos oportunos y por estar presente las

veces que fue necesario; y a Daniela, por mostrarme con pequeños y significativos gestos el valor de su gran amistad.

A mis compañeros de la universidad, quienes hicieron que esta gran etapa fuera mucho más llevadera y alegre. A mi compañero de tesis, José, por incentivarme siempre a ser una mejor persona y a esforzarme al máximo. A Mateo, quien a pesar de la distancia nunca dejó de ser un amigo excepcional. Hago extensivo este agradecimiento a todas las amistades construidas desde el primer día dentro de las aulas, con quienes compartí inolvidables recuerdos.

A mis amigos del colegio, con quienes crecí compartiendo tantas vivencias desde la infancia y con quienes hoy, en la adultez, tengo la dicha de celebrar el cumplimiento de nuestras metas.

A todas las personas que, de manera directa o indirecta, con una ayuda mínima o inmensa, permitieron que este trabajo saliera adelante. Hago un agradecimiento especial a la Lcda. Nathaly Amaguayo, quien como profesional del área nos brindó su valioso conocimiento y guía para las respectivas correcciones de este proyecto.

Finalmente, a aquellas personas, que formaron parte de mi vida en momentos específicos y que durante ese tiempo me brindaron, felicidad, calma o simplemente un respiro a mi vida, mientras se disfrutaba del día a día, muchas veces sin saberlo.

A todos los que me acompañaron en este largo proceso, “Gracias Totales”.

VARGAS ALOMOTO, DYLAN PATRICIO

Índice de contenidos

Dedicatoria	6
Agradecimiento	7
Índice de Tablas.....	14
Índice de Figuras	16
Resumen	20
Capítulo I: Introducción.....	22
Antecedentes	22
Planteamiento del problema	24
Justificación e importancia.....	25
Objetivos	27
Objetivo General	27
Objetivos Específicos.....	27
Alcance del Proyecto	28
Status Quo del prototipo de rehabilitación pasiva de rodilla	28
Limitaciones principales:	28
Investigación	30
Diseño	30
Construcción	31
Pruebas y ajustes.....	31
Documentación y presentación	31
Limitaciones del proyecto	32
Capítulo II: Estado del Arte	34
Biomecánica y Terapia de la Articulación de la Rodilla	34
Estabilidad de la rodilla	34
Kinesioterapia y Fases de Rehabilitación.....	35

	11
Dispositivos de Rehabilitación: Del CPM a la Robótica Activa.....	36
Movimiento Pasivo Continuo (CPM).....	36
Robótica de Rehabilitación Activa y Resistiva	36
Mecanismo de Transmisión Base.....	37
Monitoreo Inteligente e Intención de Movimiento.....	38
Instrumentación y Sensado de Fuerza en Biomecánica	39
Células de Carga y Galgas Extensiométricas	39
Estimación de Fuerza mediante Sensores de Desplazamiento	40
Electromiografía de Superficie (sEMG)	41
Control Adaptativo y Aprendizaje Supervisado.....	42
Control de Admitancia.....	43
Aprendizaje Supervisado (Random Forest)	43
Sistemas relacionados.....	44
Capítulo III: Diseño e Implementación	53
Diseño conceptual del prototipo	53
Módulo Sensores	57
Módulo Estructura	59
Módulo Control	65
Módulo Interfaz.....	71
Diseño mecánico	74
Mecanismo Manivela Corredera.....	74
Velocidad lineal de la corredera	76
Modelo CAD	85
Simulaciones CAE de los soportes.....	94
Diseño electrónico	106
Caracterización de sensores y acondicionamiento	106

Cálculos de corriente	114
Circuito electrónico.....	116
Diseño PCB.....	120
Diseño del sistema de control y procesamiento.....	124
Selección de estrategia de control.....	124
Diseño de controlador	125
Simulación de Control.....	129
Modalidades de Funcionamiento e implementación de IA	138
Implementación de Inteligencia Artificial	138
Diseño de software	144
Arquitectura de software y lógica de control	144
Protocolo de Inicialización y Calibración	145
Desarrollo de Interfaz gráfica.....	146
Construcción del prototipo	158
Modificación piezas mecánicas	158
Armado y soldado de la PCB.....	160
Armado de la estructura final	163
Código para funcionamiento	165
Capítulo IV: Pruebas y resultados	171
Verificación y validación del funcionamiento del prototipo	171
Pruebas de integración HMI y Node-RED.....	172
Entrenamiento y validación del clasificador IA	173
Pruebas funcionales de los modos de rehabilitación:	175
Análisis de costos	185
Discusión de resultados.....	186
Modo Pasivo.....	186

Modo Activo Asistido.....	187
Modo resistivo	188
Clasificador de inteligencia artificial (Random Forest)	190
Validación con profesional en fisioterapia	191
Discusión general y limitaciones.....	194
Capítulo V: Conclusiones y Recomendaciones	196
Conclusiones basadas en los resultados y objetivos del proyecto.....	196
Recomendaciones para futuras mejoras y estudios	198
Propuestas para trabajos futuros	200
Referencias	201
Apéndice	207

Índice de Tablas

Tabla 1 Resumen de autores revisados.....	46
Tabla 2 Requerimientos.....	53
Tabla 3 Porcentajes de aprobación según matriz QFD	56
Tabla 4 Alternativas para el módulo sensores	57
Tabla 5 Valoración de equivalencia de indicadores módulo sensores.....	58
Tabla 6 Matriz de selección módulo sensores	58
Tabla 7 Alternativas para el módulo estructura (acople)	60
Tabla 8 Valoración de equivalencia de indicadores módulo estructura (acople)	61
Tabla 9 Matriz de selección módulo estructura (acople)	61
Tabla 10 Alternativas para el módulo estructura (sujeción).....	63
Tabla 11 Valoración de equivalencia de indicadores módulo estructura (sujeción)	63
Tabla 12 Matriz de selección módulo estructura	64
Tabla 13 Alternativas para el módulo control	66
Tabla 14 Valoración de equivalencia de indicadores módulo control	67
Tabla 15 Matriz de selección módulo control	68
Tabla 16 Alternativas para el módulo control	69
Tabla 17 Valoración de equivalencia de indicadores módulo control	69
Tabla 18 Matriz de selección módulo control	70
Tabla 19 Alternativas para el módulo interfaz	71
Tabla 20 Valoración de equivalencia de indicadores módulo interfaz	72
Tabla 21 Matriz de selección módulo interfaz	72
Tabla 22 Distancias mínimas y máximas de cada barra	75
Tabla 23 Nuevas velocidades para las dimensiones mínimas del mecanismo	78
Tabla 24 Nuevas velocidades para las dimensiones máximas del mecanismo	79
Tabla 25 Fuerzas máximas analizadas en los Nodos	83

Tabla 26 Análisis para soporte celda de carga – base pie	96
Tabla 27 Análisis celda de carga.....	98
Tabla 28 Análisis soporte husillo	100
Tabla 29 Análisis husillo de bolas	102
Tabla 30 Análisis ensamble.....	104
Tabla 31 Valores de esfuerzo, deformación y factor de seguridad del dispositivo de rehabilitación.....	105
Tabla 32 Caracterización celda de carga.....	107
Tabla 33 Caracterización Sensor Sharp	110
Tabla 34 Valores de los ramales separados por voltaje y corriente estimada.....	114
Tabla 35 Estándar de colores en fuentes de poder	116
Tabla 36 Elementos del circuito electrónico.....	117
Tabla 37 Criterios de selección para la estrategia de control del motor en modo activo	124
Tabla 38 Tabla de comparación para la estrategia de control del motor en modo activo	125
Tabla 39 Recall de cada una de las clasificaciones	174
Tabla 40 Influencia de cada feature	174
Tabla 41 Modo Pasivo: validación cuantitativa del controlador difuso	179
Tabla 42 Modo ACTIVO: proporcionalidad fuerza-velocidad	182
Tabla 43 Modo RESISTIVO: comparación de los 3 niveles	184
Tabla 44 Costos realizados	185
Tabla 45 Comparación de costos vs dispositivos comerciales	186
Tabla 46 Matriz de confusión, cálculo AJUSTADO	191

Índice de Figuras

Figura 1 Prototipo de dispositivo CPM Actual (izquierda) y fallo de mecanismo en una configuración (derecha).....	29
Figura 2 Bosquejo inicial del prototipo de dispositivo CPM para rodilla repotenciado...	33
Figura 3 Matriz QFD	55
Figura 4 Mecanismo manivela corredera	75
Figura 5 Mecanismo en extensión.....	76
Figura 6 Dispositivo en configuración Mínima	77
Figura 7 Dispositivo en configuración máxima.....	79
Figura 8 Configuración mínima Fuerza en Nodo 1	80
Figura 9 Configuración mínima Fuerza en Nodo 2	81
Figura 10 Configuración máxima fuerzas en Nodo 1.....	82
Figura 11 Configuración máxima nodo 2	82
Figura 12 Velocidad angular 1.....	84
Figura 13 Valores de torque	85
Figura 14 Soporte muslo	86
Figura 15 Soporte pierna.....	87
Figura 16 Soporte pie	88
Figura 17 Subensamble de soportes de pie-muslo	89
Figura 18 Base de la estructura	90
Figura 19 Soporte base y junta rotacional	91
Figura 20 Acople husillo-celda de carga	92
Figura 21 Subensamble de la celda de carga con rótulas.....	92
Figura 22 Componentes electrónicos del dispositivo.....	93
Figura 23 Ensamble de componentes.....	94
Figura 24 Celda de carga	106

Figura 25 Función de la celda de carga.....	108
Figura 26 Sensor Sharp.....	109
Figura 27 Función para sensor Sharp.....	111
Figura 28 Función para Sensor Sharp en rango de trabajo	112
Figura 29 Sensor AS5600	113
Figura 30 Sensor EMG AD8232.....	114
Figura 31 Circuito electrónico.....	118
Figura 32 Diagrama esquemático	119
Figura 33 Footprint de la PCB a fabricar para las conexiones de los sensores con la ESP32.....	122
Figura 34 Vista 3D de la PCB a fabricar para las conexiones de los sensores con la ESP32.....	123
Figura 35 Diseño de lazo de control.....	126
Figura 36 Reglas para el control Fuzzy.....	127
Figura 37 Diseño de Control Fuzzy	128
Figura 38 Diseño del modelo Completo en Simscape Multibody en Simulink	130
Figura 39 Diseño del modelo en Simscape Multibody (parte 1) en Simulink.....	131
Figura 40 Diseño del modelo en Simscape Multibody (parte 2) en Simulink.....	131
Figura 41 Diseño del modelo en Simscape Multibody (parte 3) en Simulink.....	132
Figura 42 Simulación con Matlab Simulink Multibody.....	133
Figura 43 Lazo de Control en Simulink	134
Figura 44 Superficie de Control en Simulink.....	134
Figura 45 Simulación con step de fuerza de 0.....	135
Figura 46 Simulación con step de fuerza de 50.....	136
Figura 47 Simulación con step de fuerza de 100%.	137
Figura 48 Flujo de trabajo para la IA.....	143

Figura 49 Diagrama de flujo del control	145
Figura 50 Pantalla de inicio de sesión.....	146
Figura 51 Pantalla Menú HMI	147
Figura 52 Pantalla Modo Pasivo HMI	148
Figura 53 Pantalla Gráfica Modo Pasivo HMI	148
Figura 54 Pantalla Modo Activo asistido HMI	149
Figura 55 Pantalla Modo Resistivo HMI	150
Figura 56 Pantalla Modo Resistivo Asistido HMI	150
Figura 57 Pantalla de inicio de sesión Node-Red.....	151
Figura 58 Pantalla Menú Node-Red	152
Figura 59 Pantalla Modo Pasivo Node-Red	153
Figura 60 Pantalla Gráfica Modo Pasivo Node-Red	154
Figura 61 Pantalla Modo Activo Asistido Node-Red	155
Figura 62 Pantalla Modo Resistivo Asistido Node-Red	156
Figura 63 Pantalla Gráfica modo resistivo asistido Node-Red	157
Figura 64 Modificaciones al husillo	158
Figura 65 Modificaciones soportes muslo	159
Figura 66 Soporte fijación pie	160
Figura 67 Creación de la PCB.....	161
Figura 68 PCB diseñada.....	161
Figura 69 PCB con los componentes soldados	162
Figura 70 Ensamble final después de las modificaciones mecánicas	163
Figura 71 Ensamble final con parte electrónica incorporada.....	164
Figura 72 Prototipo final.....	164
Figura 73 Estructura de los programas en Python a correr en la Raspberry Pi 5.....	166
Figura 74 Funcionamiento comunicación con pantalla HMI	173

Figura 75 Latencia de parada.....	176
Figura 76 Comparación sin valor outlier.....	176
Figura 77 Superficie de control con datos obtenidos.....	178
Figura 78 Configuración experimental: colocación del sujeto de prueba y electrodos	
EMG de superficie	178
Figura 79 Respuesta del sistema ante fuerza mayor a 10 [kg]	180
Figura 80 Relación fuerza aplicada vs tiempo de parada según sesiones	181
Figura 81 Relación fuerza con velocidad de respuesta en el modo activo	183
Figura 82 Tres niveles de fuerza vs velocidad	189
Figura 83 Matriz de confusión	191

Resumen

El presente trabajo aborda la repotenciación de un prototipo mecatrónico para rehabilitación de rodilla, partiendo de un dispositivo de Movimiento Pasivo Continuo (CPM) de un grado de libertad. A este se lo transformó en un dispositivo de rehabilitación que incluyó telemetría, control difuso, clasificador con Inteligencia Artificial (IA) y tres modos de operación: pasivo, activo-asistido y resistivo-asistido. El dispositivo se basa en una arquitectura distribuida: una Raspberry Pi 5 como unidad de control de alto nivel y un microcontrolador ESP32 como capa de control de bajo nivel, comunicados entre sí mediante protocolo serial. Para medir la interacción física del paciente con el dispositivo se incorporó una celda de carga tipo S y un sensor de electromiografía de superficie. Para el modo pasivo, se modula la velocidad del motor según el error de posición y la fuerza resistiva del paciente a través del controlador de lógica difusa tipo Mamdani; en código se verificó su equivalencia exacta con el diseño original de Matlab comparando sus veintisiete reglas y funciones de membresía. En el modo activo-asistido se detecta la intención de movimiento por umbrales de fuerza, que completa el recorrido según el esfuerzo aplicado; en cambio, en el modo resistivo-asistido se opone tres niveles de resistencia mecánica configurables. Para la detección de espasmos musculares se entrenó un clasificador de Random Forest (RF) con once características derivadas de las señales de electromiografía, ángulo y fuerza, con el que se alcanzó 91.83% de exactitud en la validación cruzada offline; sin embargo, en tiempo real la exactitud cayó a 57.7%, una brecha documentada como limitación del prototipo. Las pruebas en hardware confirmaron un error de posicionamiento promedio de 2 grados en el modo pasivo y una variación cuantitativa real entre los tres niveles resistivos; ante un evento de espasmo, la parada de emergencia respondió en aproximadamente 32 milisegundos, dentro del diseño de 50 milisegundos.

Palabras clave: exoesqueleto de rodilla, control difuso, Random Forest, electromiografía, rehabilitación asistida.

Abstract

This paper addresses the retrofitting of a mechatronic prototype for knee rehabilitation, based on a single-degree-of-freedom Continuous Passive Motion (CPM) device. This was transformed into a rehabilitation device that included telemetry, fuzzy control, an Artificial Intelligence (AI) classifier, and three operating modes: passive, active-assisted, and resistive-assisted. The device is based on a distributed architecture: a Raspberry Pi 5 as the high-level control unit and an ESP32 microcontroller as the low-level control layer, communicating with each other via a serial protocol. To measure the patient's physical interaction with the device, an S-type load cell and a surface electromyography sensor were incorporated. For passive mode, the motor speed is modulated based on the position error and the patient's resistive force via a Mamdani-type fuzzy logic controller; its exact equivalence to the original MATLAB design was verified in code by comparing its twenty-seven rules and membership functions. In active-assisted mode, movement intent is detected via force thresholds, and the device completes the movement based on the applied effort; in contrast, in resistive-assisted mode, three configurable levels of mechanical resistance are applied. To detect muscle spasms, a Random Forest (RF) classifier was trained using eleven features derived from electromyography signals, angle, and force, achieving 91.83% accuracy in offline cross-validation; however, in real time, accuracy dropped to 57.7%, a gap documented as a limitation of the prototype. Hardware testing confirmed an average positioning error of 2 degrees in passive mode and a measurable quantitative difference among the three resistance levels; in response to a spasm event, the emergency stop activated in approximately 32 milliseconds, within the 50-millisecond design specification.

Keywords: knee exoskeleton, fuzzy control, Random Forest, electromyography, assisted rehabilitation.

Capítulo I: Introducción

Dentro de este capítulo se describirá la información existente relacionada, los objetivos de la investigación y las directrices bajo las cuales se trabajará.

Antecedentes

La rehabilitación de la articulación de la rodilla tras intervenciones quirúrgicas o lesiones se basa principalmente en dispositivos de Movimiento Pasivo Continuo (CPM). Estos dispositivos están diseñados para prevenir la rigidez articular y promover la recuperación del rango de movimiento en fases tempranas Haga clic o pulse aquí para escribir texto. contextos académicos y de bajo costo, se implementan mecanismos como el tornillo de potencia y transformaciones rotación-lineal para generar flexión-extensión controlada dentro de un dispositivo de rehabilitación Haga clic o pulse aquí para escribir texto.. Se muestran trabajos que evidencian soluciones prácticas para ajustes antropométricos, control de velocidad mediante modulación por ancho de pulso (PWM) y rangos de movimiento de 0° – 120° , pero mantienen el paradigma de terapia pasiva sin medición de fuerza ni modos activos o resistivos.

En la última década la investigación está diversificándose desde sistemas puramente pasivos hacia plataformas que integran: control activo y resistivo, detección de interacción y monitoreo inteligente basado en Inteligencia Artificial (IA), a través de técnicas de Machine Learning (ML), para adaptar parámetros en tiempo real Haga clic o pulse aquí para escribir texto.. El sensado de fuerza en aplicaciones ortopédicas se apoya en diversos sensores, de los cuales los más comunes son según Haga clic o pulse aquí para escribir texto.: galgas extensiométricas, células de carga y sensores flexibles. Las revisiones de sensores flexibles y de fuerza describen ventajas como la ligereza y conformabilidad; sin embargo, también tienen sus limitaciones como la deriva térmica y una necesidad de calibración dinámica. Se proponen arquitecturas híbridas para mejorar resolución y robustez en entornos de ensayo de laboratorio para este tipo de sensores.

En el ámbito del control adaptativo y la inteligencia artificial, diversas publicaciones han propuesto modelos y marcos basados en aprendizaje supervisado y predicción para abordar tres funciones concretas: estimar fatiga o sobrecarga muscular, ajustar el torque y velocidad en tiempo real, y clasificar patrones de movimiento (Wang et al., 2025). Sin embargo, revisiones sistemáticas recientes advierten que, pese al potencial de estas aproximaciones su traslado al entorno clínico todavía exige validación rigurosa y bases de datos suficientemente representativas, por lo que refuerza la idea de generar datos locales desde prototipos académicos antes de dar el salto a aplicaciones clínicas que requieren mayores restricciones (Nicora et al., 2025).

Por otro lado, estudios sobre dispositivos activos y resistivos reportan el desarrollo de tecnologías portátiles y de uso domiciliario. Dichos sistemas integran resistencias variables y actuadores de impedancia ajustable con el fin de optimizar los entrenamientos isocinéticos o resistivos Haga clic o pulse aquí para escribir texto.. Este enfoque representa un avance significativo respecto a la simple movilización pasiva, abriendo la puerta a intervenciones orientadas a la reeducación y al control neuromuscular. Este aspecto es precisamente el eje central de la repotenciación planteada en el presente proyecto, la cual se basa en el control y análisis de estos datos mediante inteligencia artificial.

Finalmente, la investigación de Ruiz Méndez (2017) es sólido en el uso de mecanismos tornillo-tuerca y control por PWM, pero carece en el apartado del sensado de interacción, modos activos o resistivos con control de torque, así como de sistemas para adaptación automatizada del control. La brecha técnica y metodológica generada es precisamente la oportunidad que aborda la repotenciación del dicho dispositivo; transformar un CPM en una plataforma multimodal con telemetría para el manejo del usuario, control adaptativo mediante técnicas de Inteligencia Artificial y conectividad inalámbrica para experimentación en laboratorio, esto sin realizar ensayos clínicos, generando datos validables para investigaciones posteriores.

Planteamiento del problema

Dada la relevancia de la articulación de la rodilla en la estabilidad biomecánica y la locomoción humana, la intervención de sus afecciones y estados postquirúrgicos representa un desafío crítico, por lo tanto, los protocolos de rehabilitación diseñados para revertir la limitación de la movilidad deben implementarse bajo estrictos criterios de precisión, asegurando así una recuperación funcional integral. Tradicionalmente, este proceso se ha basado en la Movilización Pasiva Continua (CPM), una técnica que facilita la recuperación del rango de movimiento en un entorno controlado, siempre y cuando se siga de manera adecuada el tratamiento en cuanto al tiempo, frecuencia, sin forzar el movimiento. Sin embargo, aunque el sistema pasivo es fundamental para recuperar la movilidad en las primeras etapas de recuperación, resulta insuficiente para una rehabilitación integral; por consiguiente, es imperativo incorporar estímulos al sistema activo, activando los grupos musculares responsables de la estabilidad articular y la generación del movimiento. Esta transición hacia una terapia efectiva trasciende la asistencia pasiva al inducir una respuesta neuromuscular, lo que optimiza la adherencia y el éxito a largo plazo del tratamiento (Abulhasan & Grey, 2017).

Como respuesta a estos requerimientos, el prototipo desarrollado por Pachacama (2025) consiste en una estructura de un grado de libertad (1 DOF) diseñada para asistir en la terapia de CPM. El sistema integra una interfaz gráfica que permite la configuración precisa de parámetros cinemáticos, facilitando el control y la personalización del ejercicio directamente desde la pantalla del dispositivo pero limitado únicamente al modo pasivo.

La biomecánica de la rodilla comprende movimientos de flexión, extensión y rotación, procesos en los cuales el sistema pasivo y el activo interactúan de manera constante; por consiguiente, una rehabilitación integral demanda modalidades terapéuticas que trasciendan el CPM, integrando protocolos isométricos, isocinéticos/resistivos y modos activo-asistidos. Estas modalidades permiten gestionar parámetros adicionales mediante la incorporación de

elementos en el dispositivo que facilitan la cuantificación de las fuerzas musculares generadas durante la terapia, este enfoque garantiza una recuperación íntegra de la articulación al abordar simultáneamente la movilidad mecánica y el fortalecimiento neuromuscular (Naghavi & Mahjoob, 2016).

La optimización de los tiempos de recuperación depende tanto del cumplimiento riguroso del tratamiento, así como la gestión de la variabilidad de cada individuo, comprendiendo que cada paciente puede presentar resultados diferentes, ya que la tasa de adaptación y la respuesta biológica difieren significativamente entre sujetos. Ante este escenario, el dispositivo propuesto responde a la capacidad que tiene para ofrecer un control personalizado y evolutivo, con la intención de tener un control personalizado para cada paciente, enfocado en las condiciones de recuperación ante la terapia propuesta, de forma que mediante los avances registrados se logre presentar un tratamiento optimizado considerando las variables de mejora a las condiciones del momento de cada uno de los pacientes que usen el dispositivo diseñado.

El prototipo ya diseñado está expuesto a varias opciones de mejoras mediante las cuales se pueda ofrecer un tratamiento desarrollado con un mejor enfoque basado en rehabilitar el sistema integral de la rodilla, dejando de ser solo un dispositivo de CPM, convirtiéndose en uno más complejo que pueda brindar mejores resultados en pacientes.

Justificación e importancia

Con el propósito de mitigar las brechas terapéuticas detectadas, es importante considerar la evolución del prototipo existente, considerando la viabilidad de incorporar arquitecturas de control más robustas para la rehabilitación de rodilla. El dispositivo diseñado no solo refina la precisión de los estímulos físicos, sino que profundiza en variables específicas del control neuromuscular, ofreciendo una alternativa tecnológica robusta frente a los métodos de recuperación tradicionales.

Se desarrollarán modificaciones en el prototipo para implementar un sistema de medición de las fuerzas que puede ejercer la rodilla en el proceso de rehabilitación, para con eso trabajar con diferentes modos de rehabilitación como lo son Pasivo (CPM), Resistivo y Activo-Asistido. Con lo que se busca adentrar más en el sistema activo de la rodilla, conocer la fuerza que pueden tener los músculos que intervienen en los movimientos de rodilla, tanto en flexión como en extensión, con lo cual se plantean como una solución los nuevos sistemas ya mencionados de rehabilitación, además que estos mismo servirían para recabar la información de medidas de fuerza en pacientes que se encuentren en rehabilitación.

Además, se realizará una base de datos, donde se almacenarán las medidas tomadas de cada paciente, tanto en fuerza como en movilidad que presente la rodilla y el progreso que vaya presentando en cada una de las sesiones de rehabilitación a las que acuda. Llevar esto a un nivel mayor, ayudado de la inteligencia artificial para analizar los datos recabados mediante el algoritmo de inteligencia artificial Random Forest y con lo que se busca sugerir rutinas o variaciones en la terapia a la que esté sometido la persona en recuperación.

Con esto se busca que el tratamiento le ayude a mejorar la movilidad y fuerza para que ayude a la recuperación del paciente. Sin buscar que se establezca como algo obligatorio, sino como sugerencia para que el profesional a cargo de la rehabilitación pueda recibir la información, decidir si en verdad cumple con las condiciones que debe tener y con la información brindada por el dispositivo tome la decisión, presentado como una herramienta de ayuda, mas no que reemplace al profesional a cargo.

Esto se desarrollará en una interfaz gráfica dentro de la pantalla que muestre los datos de los pacientes, cuando sea necesario revisar y analizar de manera personal la información que está incorporada dentro de la base de datos. Además, esto se puede complementar con una aplicación para dispositivos móviles que reciba la misma información mediante el protocolo MQTT (Message Queuing Telemetry Transport) para otorgar la facilidad a los pacientes de observar los resultados y progreso dentro de una interfaz amigable, que busque la facilidad de

uso de los usuarios y una herramienta que permita a las personas seguir de manera apegada a las órdenes del profesional a cargo en cuanto a la frecuencia de asistencia, exigencias de fuerza, entre otros aspectos que pueda tener ahí.

Esto se desarrollará en un ambiente controlado, dentro de un laboratorio, con el único fin de probar el funcionamiento de cada uno de los dispositivos implementados, tanto en hardware como en software, sin el uso verdadero de pacientes, pero con la directriz de poder recabar información para un entrenamiento de la IA, mediante ese algoritmo u otros que se desempeñen mejor. Dando la pauta para que se implemente bajo las condiciones necesarias el dispositivo que realice pruebas reales en pacientes y se comience a tomar la información de los avances, mejoras en pacientes bajo los tratamientos que se implementarán.

Objetivos

Objetivo General

Repotenciar un prototipo mecatrónico de rehabilitación de rodilla mediante la implementación de modos activos y resistivos con monitoreo inteligente.

Objetivos Específicos

- Levantar los requerimientos y necesidades para la repotenciación del prototipo de rehabilitación pasiva de rodilla.
- Diseñar el sistema mecánico, electrónico y de control del prototipo de rehabilitación pasiva de rodilla.
- Implementar algoritmos de inteligencia artificial para optimizar los parámetros de la terapia de rehabilitación de la rodilla.
- Implementar los sistemas diseñados para el funcionamiento del prototipo.
- Realizar la validación y pruebas de laboratorio del prototipo desarrollado.

Alcance del Proyecto

Este al ser un prototipo ya existente al cual se buscará implementar mejoras es necesario definir con qué base se cuenta para saber hacia dónde se va a partir y la manera en la que se lo hará.

Status Quo del prototipo de rehabilitación pasiva de rodilla

El dispositivo ya diseñado es de Movimiento Pasivo Continuo (CPM), el que funciona mediante un motor a pasos (Nema 23) y un tornillo de potencia que transforman el giro en un movimiento lineal, lo que empuja la estructura para flexionar o extender la pierna del paciente automáticamente. El mismo que se controla mediante una pantalla táctil y un controlador Arduino UNO, donde se configuran ciertos parámetros implementados en la programación diseñada.

Limitaciones principales:

El prototipo que se va a repotenciar contiene las siguientes limitaciones:

- Problemas de diseño: Es puramente pasivo y no tiene sensores de fuerza, por lo que el diseño no contempla que el usuario haga esfuerzo durante las terapias.
- Sin memoria: No guarda historiales clínicos, no tiene base de datos y no analiza variaciones de desempeño o evolución del paciente.
- Inestabilidad mecánica: Presenta holguras en los eslabones, ya que faltan ciertos elementos estructurales como rodela y tuercas. Además, existe cierto riesgo de que se trabe mecánicamente si supera los 170°.
- Detalles visuales: El cableado está expuesto y desordenado en ciertas partes, además, la interfaz de usuario tiene errores de programación.

En la Figura 1, se puede observar el prototipo CPM, con los respectivos fallos que presenta.

Figura 1

Prototipo de dispositivo CPM Actual (izquierda) y fallo de mecanismo en una configuración (derecha).



Nota. Dispositivo inicial

El proyecto abordará la repotenciación y optimización mecatrónica de un prototipo de rehabilitación de rodilla existente, para evolucionar su funcionamiento de un mecanismo pasivo de lazo abierto a una plataforma robótica inteligente que incluye los siguientes tres modos:

- Pasivo (CPM): Ejecuta trayectorias cinemáticas continuas y controladas entre un ángulo mínimo y máximo configurables, con velocidad adaptativa mediante un controlador difuso que responde a la fuerza de resistencia del paciente.
- Activo-Asistido: Cuando el sistema detecta la intención de movimiento del usuario, el robot interviene para completar el trayecto que falta.
- Resistivo: Evalúa el rendimiento muscular durante el movimiento, oponiendo resistencia configurable en tres niveles (BAJO/MEDIO/ALTO) a lo largo del recorrido.

El trabajo en el aspecto mecánico se centrará en la reconstrucción del dispositivo actual implementando cambios estructurales para agregar instrumentación para medir fuerza que consiste en una celda de carga tipo S. Además, se buscará que la estructura soporte la carga dinámica calculada de los modos activos y resistivos, sin alterar el movimiento original planteado en el prototipo.

Se implementará una arquitectura de control de torque en lazo cerrado basado en un sistema de adquisición de datos, los mismos que serán recolectados y alimentarán el algoritmo de inteligencia artificial Random Forest (RF) para la personalización del tratamiento en función de la evolución del paciente. El sistema permitirá la supervisión mediante aplicación en el celular y gestión de telemetría para establecerse como una herramienta de laboratorio utilizada para la investigación académica.

Investigación

Se definirán los requerimientos de carga para los modos activo y resistivo, estableciendo las especificaciones para la selección de la celda de carga tipo S, con ello se establecerán los parámetros para la reconstrucción y la nueva electrónica de control, así como el marco teórico para el algoritmo de aprendizaje supervisado.

Diseño

Se ejecutará el diseño de las mejoras y adaptaciones necesarias en los tres subsistemas:

- **Mecánico:** Diseño del dispositivo con adaptaciones estructurales para ajustarse a los requerimientos actuales en modo activo, para lo cual se debe variar el soporte de pie e integrar una celda de carga dentro de la estructura del mismo.
- **Electrónico:** Diseño de la nueva etapa de instrumentación y el acondicionamiento respectivo de las nuevas señales de la celda de carga.
- **Software:** La arquitectura del sistema abarca dos frentes, por un lado, el diseño de la base de datos local y la comunicación inalámbrica vía MQTT; por otro, el desarrollo de la interfaz HMI en pantalla y la app móvil para el usuario.
- **Control:** Para el control adaptativo se usarán ganancias dinámicas diseñadas a través del algoritmo Random Forest.

Construcción

Se realizará las siguientes modificaciones/implementaciones al prototipo ya existente.

- **Adaptación Mecánica:** Fabricación de los eslabones con adaptaciones estructurales para ajustarse a la incorporación de un soporte que permita el sensado de fuerza mediante una celda de carga.
- **Integración Electrónica:** Implementación de apantallamiento en el cableado de instrumentación para reducir la interferencia en la adquisición de datos, mediante el cambio del cable donde sea necesario.
- **Desarrollo de Software:** Programación del algoritmo de control de los actuadores del sistema, programación de la aplicación móvil y despliegue de la base de datos y los algoritmos de IA. Integración final de hardware y software.

Pruebas y ajustes

Se realizarán pruebas de funcionamiento en laboratorio para validar el desempeño mecánico, electrónico y de control del sistema. Se ajustarán parámetros como la sensibilidad de la celda de carga, los niveles de torque, la respuesta del control multimodal y la estabilidad de la comunicación inalámbrica, también se evaluará la consistencia de la base de datos y la correcta clasificación de movimientos mediante el aprendizaje supervisado Random Forest, realizando iteraciones hasta obtener un rendimiento estable y confiable mediante ejecución de protocolos de fallo inducido (desconexión abrupta, pérdida de señal) para certificar la respuesta inmediata en la desactivación del torque motor, garantizando la seguridad pasiva del sistema. No se incluirá pruebas clínicas con usuarios reales.

Documentación y presentación

Se elaborará la documentación técnica del prototipo, incluyendo los diagramas mecánicos, esquemas electrónicos, modelos de control, arquitectura de software y un manual de usuario.

Además, se redactará un informe académico durante todo el desarrollo a manera de documentar el trabajo realizado, junto con respaldos de diseño, implementación y validación de lo diseñado e implementado; la tarea culminará con la presentación del prototipo repotenciado y su respectiva evaluación.

Limitaciones del proyecto

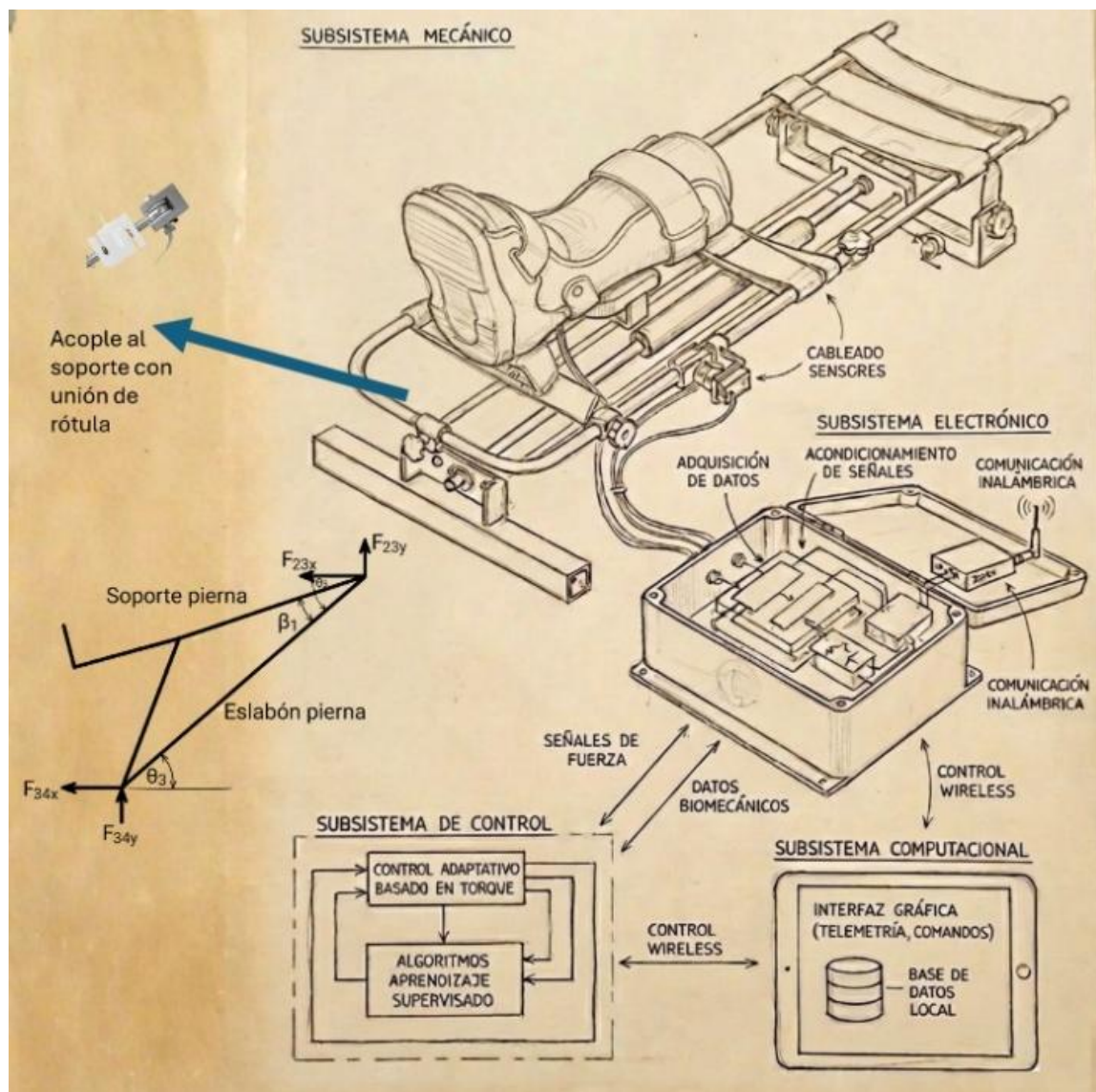
La repotenciación que se realizará cuenta con las siguientes limitaciones:

- El prototipo no será validado en usuarios clínicos ni en pacientes; todas las pruebas serán únicamente de laboratorio.
- La Inteligencia Artificial se limitará al análisis y clasificación básica de patrones, sin alcanzar aplicaciones diagnósticas ni terapéuticas que se deban dictar únicamente por el profesional a cargo.
- No se desarrollará una aplicación móvil enfocada en uso comercial, se implementará una interfaz gráfica funcional para realizar pruebas en laboratorio.
- El diseño mecánico se realizará únicamente bajo condiciones de laboratorio, por lo que no incluirá certificaciones de uso médico, no será ambiente para pruebas en pacientes.
- La precisión de medición de la fuerza dependerá de la celda de carga y de las condiciones de calibración, con la posibilidad de presentar limitaciones frente a sensores clínicos comerciales.
- La rehabilitación tanto resistiva como activa estará orientado a experimentación académica y no cubrirá el espectro completo de protocolos terapéuticos usados en centros especializados.

En la Figura 2, se observa la propuesta de diseño para implementar en el desarrollo del proyecto.

Figura 2

Bosquejo inicial del prototipo de dispositivo CPM para rodilla repotenciado.



Nota. Sistema planteado para diseñar

Capítulo II: Estado del Arte

Biomecánica y Terapia de la Articulación de la Rodilla

Para comprender el centro de esta investigación se analizan los conceptos principales involucrados en la comprensión de la rodilla, sus partes, funciones, movimientos, lesiones y del proceso de rehabilitación.

Estabilidad de la rodilla

Para estabilizarse existen dos sistemas: activo y pasivo. En el sistema pasivo se encuentran los ligamentos y meniscos. El ligamento cruzado anterior (LCA) y posterior (LCP) limitan el desplazamiento de la tibia en esas dos direcciones. Los meniscos; en cambio, cumplen una función amortiguadora para distribuir la carga entre el fémur y la tibia.

Respecto al sistema activo de estabilización se depende de la contracción sincronizada de los músculos, principalmente del cuádriceps, el extensor principal y estabilizador dinámico anterior, y los isquiotibiales, que funcionan como flexores que apoyan al LCA a prevenir el movimiento anterior de la tibia. (Abulhasan & Grey, 2017)

Existen dispositivos activos de apoyo para estabilizar la rodilla que han dado buenos resultados, como el desarrollado por (Lee et al., 2026) donde se muestra un dispositivo neumático tipo exoesqueleto blando y se demostró una mejoría del 45% respecto a velocidad de marcha y un 62% de aumento de la longitud del paso.

El rango de movimiento (ROM) se halla en el plano sagital y oscila entre 0° en la extensión completa y 140° durante la flexión máxima. También existe un parámetro importante de ROM para evaluar la movilidad de la rótula que es la rotación con la rodilla flexionada, el cual se encuentra entre 25° para la rotación interna y 35° para la rotación externa.

A pesar del principal enfoque en el ROM del movimiento de flexión, también se busca estabilidad lateral que usualmente se logra a través de soportes a ambos lados, como se demostró en el estudio de (Stetter et al., 2024), cuyo prototipo logró una reducción de dolor de

hasta el 48% y un incremento significativo de la capacidad funcional durante caminata a través de un prototipo de ortesis que contaba con barras delgadas laterales.

Kinesioterapia y Fases de Rehabilitación

Existen tres fases durante la rehabilitación postquirúrgica. Durante la primera fase de protección y movilidad se busca el control del dolor, reducción del edema y la recuperación del ROM inicial. Durante esta etapa se recomienda el uso de dispositivos de Movimiento Pasivo Continuo (CPM) para evitar artrofibrosis sin generar tensión en los injertos (Kotsifaki et al., 2023).

En la segunda fase se busca una carga progresiva y control neuromuscular a través de ejercicios de cadena cinética cerrada y abierta. En este punto el modo activo asistido permite que el equipo de rehabilitación detecte la intención de movimiento y asista lo necesario para un reaprendizaje motor del paciente. Un ejemplo de prótesis de este modo es la descrita en la investigación de (Scheidl et al., 2026), donde se usa un actuador de alto torque y control de impedancia basado en sensores EMG y se logró una disminución bilateral de activación muscular de hasta el 15% en fase de descenso en un movimiento de sentarse-levantarse.

En la tercera fase se busca el fortalecimiento y entrenamiento funcional, para recuperar potencia y lograr la hipertrofia muscular; en este punto se benefician los modos resistivos de rehabilitación y con esto aplicar cargas controladas que permitan el desarrollo muscular continuo.

De acuerdo con (Monsegue et al., 2024); se señala que la atrofia del cuádriceps suele ser la complicación más común después de una cirugía de rodilla. Para ello un sistema resistivo inteligente puede brindar las siguientes ventajas: Sobrecarga progresiva, para inducir adaptaciones neurales e hipertrofia y el monitoreo cinético, para evitar el sobre entrenamiento por fatiga.

Dispositivos de Rehabilitación: Del CPM a la Robótica Activa

Para la rehabilitación existe más de un tipo de movimientos, dando esto mejoras en la parte de movilidad o la fuerza que se pueda ejercer, según sea el tratamiento que se elija.

Movimiento Pasivo Continuo (CPM)

El CPM es una técnica que utiliza una fuerza externa, generalmente un motor, para mover la articulación en un rango predefinido sin la intervención de una contracción muscular activa. Se ha demostrado una alta efectividad durante las fases tempranas para mejorar el ROM y reducir la estancia hospitalaria. Sin embargo, no sustituye al ejercicio activo para recuperar la fuerza muscular (Jia et al., 2024).

Existen distintos dispositivos de rehabilitación CPM en el mercado, la mayoría se realizan acostados, hay dispositivos que hacen la rehabilitación sentados como el Resilion K20P, de HEXAR Humancare, sin embargo, no existen diferencias significativas respecto a los resultados relacionados al ROM, dolor o capacidad funcional en el tratamiento de la artroplastia total de rodilla entre los dispositivos de ambos tipos según la investigación realizada por (B. C. Lee et al., 2024).

Robótica de Rehabilitación Activa y Resistiva

Se basa en la Interacción Físico Humano-Robot (pHRI), a través de un control de impedancia y admitancia. Esto permite que el robot funcione como un sistema masa-resorte-amortiguador que reacciona a la fuerza del paciente y garantiza su seguridad y comodidad. Como se analiza en la investigación de (Zanella et al., 2026) que hace hincapié en la norma ISO 10218-2:2025 para sistemas de rehabilitación, esto incluye un modo de Limitación de Potencia y Fuerza basado en el modelo de masa-resorte-masa para determinar la energía cinética máxima para no provocar dolor. Esto se logró a través de sistemas de control de impedancia y admitancia, tanques de energía virtuales y funciones de barrera de control.

Durante el modo activo el robot asiste al usuario cuando se detecta la intención de movimiento mediante sensores inerciales, en cambio, durante el modo resistivo se genera una carga de oposición controlada, que permite la hipertrofia muscular (Zhou et al., 2021).

Mecanismo de Transmisión Base

El prototipo base del que se trabajará usa un sistema de tornillo de potencia y un mecanismo de manivela-biela-corredera. En este caso, el tornillo de potencia transforma el par del motor en una fuerza lineal que desplaza la corredera acoplada a la tibia. Existen otras implementaciones con mecanismos similares como el descrito en el trabajo de (Sharma et al., 2024), en la cual se diseñó un dispositivo de rehabilitación de rodilla basado en el mecanismo piñón-cremallera por considerarlo mejor respecto a linealidad, baja fricción y precisión, además de un tornillo de potencia para soportar altas cargas de manera precisa sin retroceder, alcanzando una desviación de solo 5% respecto a las simulaciones. Sin embargo, se reconoce que para sistemas del estilo se requiere un análisis profundo sobre el impacto de la fricción y el consumo de energía.

En el caso del mecanismo manivela biela corredera, se lo ha implementado de manera distinta para prototipos de rehabilitación activos, como en la investigación de (Ghazaly et al., 2024), quien realizó un exoesqueleto neumático con un controlador PID para la rehabilitación de la rodilla consiguiendo buenos resultados relacionados con la sobreoscilación y error estacionario, compensando en gran medida las no linealidades de fricción y la histéresis del mecanismo.

Uno de los principales retos es la fluctuación del torque de fricción, tomando en cuenta que es un sistema de precisión, es por eso que se introduce un sistema de control adaptativo para mantener un movimiento fluido. Otro gran reto es la irreversibilidad, causada por el ángulo de la hélice del tornillo, lo que requiere de un control de admitancia preciso para medir la fuerza del paciente y mover el motor en consecuencia (Zhu et al., 2017).

Monitoreo Inteligente e Intención de Movimiento

El monitoreo inteligente es la capacidad de un sistema para procesar datos de los sensores y tomar decisiones autónomas. Para lograr la detección de intención se usan modelos de aprendizaje supervisado para identificar patrones de movimiento. Esto se ha logrado en dispositivos de rehabilitación como el descrito por (Li et al., 2024); que se aplicaba para miembros superiores a través de dos actuadores lineales tipo tornillo-husillo. Se implementó un modelo de dinámica virtual de admitancia que calculaba la velocidad deseada a partir de una fuerza medida por una celda de carga. Posteriormente, se alimentaba con esta información al controlador de velocidad de motor a través de un algoritmo de seguimiento de trayectoria IEVC para evitar acumulación de error de discretización.

Modelos de clasificación como Random Forest (RF) permiten clasificar si el paciente está iniciando un movimiento, si experimenta fatiga o si existen anomalías durante las trayectorias. Esto genera una retroalimentación en tiempo real que ajusta la asistencia o resistencia del motor en función del desempeño del usuario (He, 2022); existen diseños de sensores como el presentado por (Bevilacqua et al., 2018), en los que se usó un sensor inercial (IMU) para clasificar ejercicios de rehabilitación de rodilla entre repeticiones correctas e incorrectas, otorgando un biofeedback en tiempo real logrando niveles de precisión de hasta el 97.8% en data sets mixtos (laboratorio + clínico).

Existen más contextos en los que se ha demostrado el buen desempeño del algoritmo RF frente a otros como el prototipo de exoesqueleto de miembros superiores desarrollado por (Triwiyanto et al., 2023), que usaba un sensor EMG para detectar la intención de movimiento a través de distintos algoritmos y luego se enviaba al actuador esa señal como set point para su lazo de control. Se lograron valores de precisión del 96.36% y 95.67% para los algoritmos de árbol de decisión y Random Forest respectivamente.

Instrumentación y Sensado de Fuerza en Biomecánica

La medición de fuerza biomecánica es una variable que exige bastante precisión, puesto que al tratarse de temas biomédicos se deben lograr altas precisiones, capaces de capturar la mínima fuerza que se ejerce sobre la articulación a la cual se está realizando el tratamiento (Bocchetta et al., 2023). De esta manera también manteniendo la seguridad requerida para el paciente.

Células de Carga y Galgas Extensiométricas

La medición de la fuerza se da por sensores piezorresistivos, un material que ante deformaciones mecánicas cambia su resistencia eléctrica. Las galgas extensiométricas destacan por su capacidad de medir valores pequeños, con lo que se obtiene una gran sensibilidad ante pequeñas fuerzas realizadas y se ajusta al objetivo requerido (Jing et al., 2024). Las celdas de carga son elementos mecánicos que están diseñados con galgas extensiométricas, dentro de un cuerpo elástico con las que se busca medir la deformación que se presenta en un eje, dependiendo de cómo sea aplicada la carga (Chen et al., 2026).

Las células de carga y galgas extensiométricas son tecnologías usadas tradicionalmente en aplicaciones de fuerza biomédica, como menciona (Bocchetta et al., 2023), las fuerzas “in situ” suelen medirse con transductores basados en galgas extensiométricas y células de carga usándolos como sistema de referencia por la precisión que estos presentan, dando así mejores resultados en el campo de la biomedicina, comparándolos con otros sistemas de medición de fuerza. En un campo más amplio como la biomedicina es usado este tipo de sensores, no solo en exoesqueletos o equipos relacionados únicamente con la rodilla, sino en todo tipo de sistemas que miden vibraciones, puesto que permite medir desde fuerzas pequeñas hasta fuerzas muy grandes, además, de presentar linealidad dentro de rangos específicos, lo cual resulta útil para las mediciones realizadas.

Por otro lado, este tipo de sensores también pueden ser utilizados como un sensor de torque para articulaciones como lo menciona (Chen et al., 2026), cuando el torque externo actúa sobre las galgas, estas se deforman, este cambio se lo transmite a través de un puente de Wheatstone y su respectivo circuito de acondicionamiento. Se debe tener en cuenta que para la sensibilidad que se requiera es necesario valorar la capacidad de deformación del lugar donde esté montada la galga y el circuito de amplificación que se usa.

Por otra parte, de acuerdo a (Mora-Tola et al., 2020), se menciona específicamente sobre prototipos de exoesqueletos para la rehabilitación de rodilla que en su caso se usaban anteriormente sensores resistivos de fuerza (FSR), para mediciones de fuerza siendo estos los precedentes de este tipo de mediciones, aunque lo que el autor menciona que usa es sensores de electromiografía (EMG), los cuales se puede plantear realizar una comparación respecto a estos sensores de medición de fuerza directa como lo menciona (Bocchetta et al., 2023).

Estimación de Fuerza mediante Sensores de Desplazamiento

Además de los sensores piezorresistivos existen otros tipos de sensores que se basan en la medición de la fuerza mediante la fuerza elástica; para lograrlo, se introduce un elemento elástico entre el actuador (motor) y la articulación (rodilla); con esto, se busca la absorción de impacto y medir la deformación elástica de manera directa para según eso calcular la fuerza que ejerce la articulación en rehabilitación, según la fuerza realizada el sistema moverá al motor en una u otra dirección (Liu et al., 2024).

Se presenta un exoesqueleto de rodilla, diseñado por (Liu et al., 2024), con la medición de fuerza que ejerce la rodilla para ejecutar métodos resistivos. Esto se logró introduciendo un sistema de Actuadores Elásticos en Serie (SEA, por sus siglas en inglés, Series Elastic Actuators), el cual se aplicará fuerza, desplazando un resorte, con un sensor de desplazamiento se calculará la fuerza que se está ejerciendo. La interacción entre el dispositivo y la rodilla se da en tiempo real, integrando esta medición al lazo de control, integrado con la

señal enviada del sensor de ángulo. Esto se usa para realizar una comparación entre la fuerza esperada y la fuerza real de interacción, como se realiza monitoreo en tiempo real, corregir la trayectoria que debería tener mediante el controlador utilizado. Sin embargo, el autor también menciona que este tipo de sensor evita errores ocasionados por movimientos relativos entre paciente y dispositivo, que otros sensores sí pueden tener.

Además, en la investigación de (Sun et al., 2019), se propone un N3CSEA (Nonlinear SEA basado en cams cilíndricos conjugados) para este tipo de dispositivos. La medición de la fuerza se logró a través de la deformación controlable de resortes helicoidales. Esta investigación logró que el motor accione cams no lineales que generan desplazamientos precisos en los resortes. Como uno de los resultados se modeló matemáticamente la fuerza de salida tomando en cuenta las variables de: rigidez del resorte, desplazamiento medido y distancia de acción. Además, en el estudio, se logró una optimización energética del dispositivo, con una reducción del consumo de potencia de entre el 50 y 70% respecto a SEA lineales, conservando una alta precisión en la estimación de fuerzas presentadas por los SEA comerciales.

Electromiografía de Superficie (sEMG)

Entre las distintas técnicas de medición de fuerza se encuentra la electromiografía, en la cual, se mide la intención de movimiento de los músculos y los nervios que los controlan a través de los impulsos eléctricos que se generan cuando el cuerpo da la orden para que este movimiento se ejecute (Liu et al., 2024).

En la investigación de (Liu et al., 2024), se menciona que en su exoesqueleto de rodilla para rehabilitación también hace uso de sensores sEMG para la predicción del movimiento muscular. El cual se coloca en diferentes posiciones de la extremidad inferior, específicamente en los músculos: recto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, combinados con otros sensores como lo fue con el caso de los SEA.

Para implementar una rehabilitación asistida, se puede seguir la estrategia mencionada en la investigación de (Mora-Tola et al., 2020), que usa sEMG para una detección de intención motora de manera superficial en el recto femoral de ambas piernas. Con esto logró reconocer patrones vía muscular para, posteriormente, activar y ejecutar una rehabilitación asistida mediante la comparación de la reacción en ambas piernas. Los resultados de los parámetros del sensor indicaron un mejor rendimiento en sensibilidad y precisión en pierna derecha; sin embargo, la medición de actividad muscular fue mejor en la pierna izquierda.

En cambio, en la investigación de Zhang et al. (2023), se propone el uso de EMG en 7 músculos diferentes: vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), recto femoral (RF), semitendinosus (ST), bíceps femoral (BF), gastrocnemius medialis/lateralis (GM/GL). Estos sensores se usaron en un sistema asistido de rehabilitación de rodilla, donde la información se procesó mediante la ayuda de algoritmos de inteligencia artificial (IA), de la rama del Machine Learning y con una cuantificación de la incertidumbre. Con estos datos se logró predecir el torque de la rodilla con un error de seguimiento menor al 5,6% apoyado de la retroalimentación del ángulo que recibía. Otra conclusión de esta investigación fue que los puntos máximos de incertidumbre se producían al inicio cada movimiento y en las etapas de transición de fase, durante las cuales se moduló la asistencia del exoesqueleto para garantizar la seguridad del usuario.

Control Adaptativo y Aprendizaje Supervisado

El aprendizaje supervisado se lo puede entender como una técnica que permite que un sistema reconozca patrones en base a datos previamente etiquetados. Por lo que es necesario comprender cómo se puede aprender mediante la interacción y el control adaptativo, de tal manera que se ajusten parámetros en tiempo real. De esta forma, el sistema se continuará ajustando a lo que se requiere de manera continua.

Control de Admitancia

Es una estrategia para sistemas con alta fricción o irreversibilidad mecánica dentro de la pHRI, en este caso se aplica para el husillo de potencia del prototipo base. En este tipo de control se mide la fuerza del usuario para calcular la posición a la que el motor deberá ubicarse. De esta forma se puede realizar un control que afronte la inercia y la fricción del tornillo de potencia para un sistema activo de rehabilitación (Keemink et al., 2018).

En la investigación de (Tian et al., 2023), se menciona que realiza un control de admitancia a través de la fuerza medida a través de sensores de fuerza instalados en los pedales, para de esto poder controlar la velocidad que mantendría el robot para poder aplicar una rehabilitación activa de la rodilla. Usa la posición actual para la velocidad normal que con eso corrige desvíos de trayectoria y fuerza de contacto mediante lazo cerrado a través del controlador. Con lo que obtiene una trayectoria coincidente y estable, además, la velocidad real es cercana a la velocidad deseada que es sensible a la fuerza de contacto hombre máquina.

Al analizar la investigación de (Sun et al., 2023), se observa una propuesta de control de admitancia con funciones de barrera de control exponenciales y programación cuadrática. Con ello se modela la admitancia como un sistema de segundo orden, con entrada de fuerza para generar una trayectoria segura aplicando restricciones de posición mediante un compensador virtual que modifica la fuerza humana por una fuerza óptima segura en tiempo real. Con lo que obtiene que la trayectoria sea complaciente con una deformación de $\pm 0.13\text{m}$, siendo preciso y robusto ante perturbaciones externas en tiempo real.

Aprendizaje Supervisado (Random Forest)

El modelo Random Forest tiene altos indicadores de precisión para la clasificación de patrones de movimiento. Este método consiste en múltiples árboles de decisión entrenados con subconjuntos de datos, cada árbol realiza una votación y su promedio o mayoría permite la regresión o clasificación. De esta forma se mejora la precisión de manera robusta.

En la investigación de (Prodanovic et al., 2024) se usa el algoritmo Random Forest para clasificar patrones anormales en la rodilla durante el tratamiento de lesión de ligamento cruzado y osteoartritis. Se tomaron datos de 50 participantes midiendo 3 parámetros diferentes, luego se aplicó Machine Learning a los datos de sensores de movimiento para la prevención y diagnóstico en la rehabilitación de rodilla. Mediante el estudio de varios casos pudo identificar compensaciones para terapia temprana obteniendo precisiones superiores a 90% en los 3 parámetros estudiados: traducción anteroposterior, rotación interna-externa y flexión-extensión.

En la investigación de (Phinyomark & Scheme, 2018), se estableció el reconocimiento de EMG ante big data, enfrentando varios algoritmos de inteligencia artificial. Una de las comparaciones que realiza es Random Forest clásico supervisado en contra de deep learning manejando de datasheets grandes. Se obtuvo como resultado que los algoritmos clásicos, como lo son RF (Random Forest), SVM (Support Vector Machine) y LDA (Linear Discriminant Analysis) poseen entre el 90 y 98% de exactitud.

En el estudio de (Nicora et al., 2025) se revisan 201 papers sobre IA y ML en robótica de rehabilitación. Según los resultados, Random Forest entra dentro del campo de mejores algoritmos según los artículos analizados. Se menciona a este algoritmo entre el 5 y 10% de los papers por su simplicidad para tomar decisiones y su reducida necesidad de procesamiento en comparación con otros algoritmos de IA que se pudiese aplicar.

Sistemas relacionados

Existen otros autores que proponen trabajos con cierto parecido a los que se ha revisado, los cuales serán analizados como están desarrollados.

En su investigación sobre órtesis robótica para miembros inferiores, (Lee et al., 2025) presenta un exoesqueleto de 16 kg aproximadamente, diseñado para ayudar a la marcha en pacientes con debilidad en pierna, con motores ubicados en cadera y rodilla. Para percibir la interacción con el suelo, se utilizaron plantillas con fibras nanofinas fabricadas mediante

electrohilado cercano, capaces de registrar la presión en la zona delantera y trasera del pie. Según esta información, el sistema aplica lógica difusa para distinguir cuatro fases de la marcha: sin apoyo, contacto de talón, apoyo completo y despegue de punta; todo el proceso de lectura y envío de comandos a los motores ocurre en apenas 5 milisegundos. Las pruebas realizadas en un sujeto de prueba de 68 kg arrojaron errores angulares reducidos: en movimientos lentos el promedio fue de 0.07 grados con un máximo de 4, mientras que en movimientos rápidos el error máximo ascendió a 7 grados.

También hay otra investigación de (Wu et al., 2026), quien, en su trabajo sobre un Robot Híbrido para Rehabilitación Completa de Rodilla, diseña y crea un robot compacto para la rodilla en todas las etapas: al inicio ayuda moviendo la pierna (modo activo, 60 grados por segundo), después resiste el empuje del paciente para fortalecer. Fija el muslo, mide torque y ángulo en pantorrilla. Se realizaron pruebas con 20 personas (sanas/lesionadas): Activo usa 52W, pasivos solo 1.2W; torque hasta 50Nm, logrando un rango de movimiento estable de aproximadamente 70 grados.

Con su trabajo sobre revisión exhaustiva de órtesis de rodilla pasivas y activas, (Barrera Sánchez et al., 2022) analiza diversas órtesis de rodilla de investigaciones de 1970 a 2022, con un total de 210 artículos sobre ambos tipos: Pasivas que estabilizan y activas para rehabilitación o marcha. Se identificó que los actuadores basados en motores DC o brushless fueron los más usados en los prototipos, a pesar de las limitaciones de peso y de baja transparencia mecánica. También se proponen otros dispositivos con actuadores SEA y de rigidez variable que mejoran la pHRI a costa de una mayor la complejidad mecánica. Relacionado al tema de control se muestra un gran uso de estrategias de impedancia y admitancia para garantizar seguridad y adaptabilidad. Respecto a los sensores, los de fuerza, encoders y unidades inerciales son ampliamente usados. El autor además propone como desafíos para trabajos futuros reducir el gasto metabólico y disminuir el peso del usuario, así

como optimizar el peso de los dispositivos y desarrollar sistemas de bloqueo redundantes para prevenir accidentes.

A continuación, a manera de recopilación de los datos más interesantes obtenidos en cada uno de los trabajos, en la Tabla 1 se resumen los autores revisados:

Tabla 1
Resumen de autores revisados

Autor(es)	Año	Título del Trabajo	Principales hallazgos
Abulhasan, J. F., & Grey, M. J.	2017	Anatomy and physiology of knee stability	El autor realiza una revisión exhaustiva de cómo se integran estructuras anatómicas como huesos, ligamentos y meniscos con mecanismos fisiológicos para garantizar la estabilidad de la rodilla, con esto entender que sucede cuando fallan y como actúa el dispositivo. El dispositivo realizado mejoró parámetros de marcha para pacientes que mantienen debilidad en cuádriceps, dentro de los hallazgos se encontraron velocidad de marcha y reducción de esfuerzo realizado. Ayuda en la validación del uso de dispositivos wearables para el uso diario.
Lee, J. J., Lyons, S., Arora, P., Morgan, J. J., Chan, S., & Amanatullah, D. F.	2026	The Impact of a Lightweight Pneumatic Robotic Knee Wearable on Gait	El estudio de una órtesis semirrígida redujo el dolor, mejoró la actividad física y capacidad funcional de los pacientes estudiados mediante WOMAC. Esto demuestra que las intervenciones ortóticas no invasivas tienen efectos posibles y medibles.
Stetter, B. J., Fiedler, J., Arndt, M., Stein, T., & Sell, S.	2024	Impact of a Semi-Rigid Knee Orthotic Intervention on Pain, Physical Activity, and Functional Capacity in Patients with Medial Knee Osteoarthritis	Guía clínica de práctica clínica (GPC) desarrollada con metodología AGREE II y
Kotsifaki, R., Korakakis, V., King, E., Barbosa, O.,	2023	Aspetar clinical practice guideline on rehabilitation after	

Maree, D., Pantouveris, M., Bjerregaard, A., Luomajoki, J., Wilhelmsen, J., & Whiteley, R.	anterior cruciate ligament reconstruction		GRADE. Define fases de rehabilitación desde el inicio inmediato de movilidad activa hasta ejercicios de cadena cinética abierta/cerrada. Es la referencia más autorizada para justificar protocolos de rehabilitación post-LCA.
Scheidl, M.-A., Schuh, K., Sierotowicz, M., Betsch, M., & Castellini, C.	2026 EMG-controlled knee orthosis lowers effort in sit-to-stand		Una órtesis de rodilla controlada por señales EMG redujo el esfuerzo muscular durante la tarea de sentarse- levantarse (sit-to-stand) en un 11-15%. Demuestra que el control basado en intención del usuario (EMG) mejora la eficiencia biomecánica y reduce la activación muscular compensatoria.
Monsegue, A. P., Emans, P., van Loon, L. J. C., & Verdijk, L. B.	2024 Resistance exercise training to improve post-operative rehabilitation in knee arthroplasty patients: A narrative review		La revisión concluye que añadir entrenamiento de resistencia (RET) a la rehabilitación post- artroplastia mejora significativamente la masa muscular, fuerza y función física en comparación con rehabilitación estándar sin resistencia. Valida la necesidad de modos resistivos en dispositivos de rehabilitación.
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		Ensayo clínico aleatorizado (RCT) dual-center que compara CPM de tipo sentado vs. CPM convencional. Resultados: eficacia equivalente en ROM y dolor, pero mayor satisfacción en el grupo de CPM sentado. Demuestra que las modificaciones en diseño del CPM pueden mejorar experiencia del

			paciente sin sacrificar resultados clínicos.
Zanella, R., Califano, F., & Stramigioli, S.	2026	Physical Human-Robot Interaction: A Critical Review of Safety Constraints	Revisión crítica de las restricciones de seguridad en pHRI. Define parámetros de seguridad como torque máximo permitido, tiempos de respuesta, redundancia sensorial y estándares aplicables (ISO/TS 15066). Proporciona el marco teórico para implementar seguridad en robots de rehabilitación.
Zhou, Y., She, J., Liu, Z. T., Xu, C., & Yang, Z.	2021	Implementation of impedance control for lower-limb rehabilitation robots	Implementación práctica de control de impedancia para robots de rehabilitación de miembro inferior. Describe la ecuación de control de impedancia y su aplicación para lograr que el robot se comporte como un sistema masa-resorte-amortiguador, permitiendo interacción segura y adaptable.
Sharma, D., Shaik, S. A., Rajagopal, S., Mohan, M., Ramanathan, K. C., & Lingampally, P. K.	2024	Design and development of knee rehabilitation robot	Desarrollo de un robot de rehabilitación de rodilla 1-DOF de bajo costo. Incluye diseño mecánico, selección de actuador (motor DC + reductora), controlador PID y validación en banco. Proporciona una arquitectura de referencia para prototipos económicos.
Ghazaly, M. M., An, N. J., Kwee, L. H., Abdullah, Z., Hasim, N., Halim, I., & Zainal, N.	2024	DESIGN AND DEVELOPMENT OF A SLIDER-CRANK ACTUATED KNEE EXOSKELETON WITH OPTIMIZED MOTION CONTROLLER	Exoesqueleto de rodilla accionado por mecanismo manivela-corredora (similar a un husillo). Optimiza el controlador de movimiento para lograr trayectorias suaves. Aporta un modelo cinemático directo de la relación entre desplazamiento lineal del actuador y ángulo de rodilla.

Zhu, H., Doan, J., Stence, C., Lv, G., Elery, T., & Gregg, R.	2017	Design and Validation of a Torque Dense, Highly Backdrivable Powered Knee-Ankle Orthosis	Desarrollo de una órtesis de rodilla-tobillo con alta densidad de torque y alta reversibilidad (backdrivability) de 0.4 Nm. Demuestra que es posible lograr transparencia mecánica incluso con actuadores potentes mediante diseño mecánico y control adecuados.
Li, F., Guo, Y., Xu, W., Zhang, W., Zhao, F., Wang, B., Du, H., & Zhang, C.	2024	Design and control of a low-cost non-backdrivable end-effector upper limb rehabilitation device	Enfocado en el miembro superior, este estudio es relevante porque aborda explícitamente el desafío de trabajar con actuadores no backdrivables (como el sistema con husillo de potencia). Propone estrategias de control para compensar la falta de reversibilidad, incluyendo control de admitancia y compensación de fricción.
He, G.	2022	Motion Rehabilitation Robot Control Based on Human Posture Information	Implementa un sistema de control para robot de rehabilitación de miembro inferior que utiliza Random Forest para clasificar la intención del usuario a partir de señales de postura y fuerza. Reporta alta precisión en reconocimiento de patrones de movimiento (7316/7317 aciertos). Valida directamente el uso de RF para ese tipo de prototipos.
Bevilacqua, A., Huang, B., Argent, R., Caulfield, B., & Kechadi, T.	2018	Automatic Classification of Knee Rehabilitation Exercises Using a Single Inertial Sensor: a Case Study	Clasifica automáticamente ejercicios de rehabilitación de rodilla usando un único sensor inercial (IMU). Aplica algoritmos de machine learning (incluyendo Random Forest) para identificar el tipo de ejercicio. Demuestra que es posible clasificar movimiento con

			sensores simples y de bajo costo.
Triwiyanto, T., Caesarendra, W., Abdullayev, V., Ahmed, A. A., & Herianto, H.	2023	Single Lead EMG signal to Control an Upper Limb Exoskeleton Using Embedded Machine Learning on Raspberry Pi	Implementa un exoesqueleto de miembro superior controlado por EMG con machine learning embebido en Raspberry Pi, lo que demuestra la viabilidad de ejecutar modelos de clasificación (incluyendo RF) en una Raspberry Pi para control en tiempo real. Valida la arquitectura de IA local en RPi.
Bocchetta, G., Fiori, G., Sciuto, S. A., & Scorza, A.	2023	Performance of Smart Materials-Based Instrumentation for Force Measurements in Biomedical Applications: A Methodological Review	Analiza el rendimiento de materiales inteligentes usados para medir fuerza en aplicaciones biomédicas.
Jing, K., Han, Y., Yuan, S., Zhao, R., & Cao, J.	2024	A Piezoresistive-Sensor Nonlinearity Correction on-Chip Method with Highly Robust Class-AB Driving Capability Research on Structural Optimization of High-Sensitivity Torque Sensors for Robotic Joints	Presenta un método para corregir la no linealidad de sensores piezorresistivos y mejorar su robustez. Optimiza sensores de torque para articulaciones robóticas con el fin de aumentar sensibilidad y precisión.
Chen, Y., Yu, S., & Xu, J.	2026		
Mora-Tola, E., Loja-Duchi, J., Ordóñez-Torres, A., Vázquez-Rodas, A., Astudillo-Salinas, F., & Minchala, L. I.	2020	Robotic Knee Exoskeleton Prototype to Assist Patients in Gait Rehabilitation	Desarrolla un prototipo de exoesqueleto de rodilla para asistir a pacientes durante la rehabilitación de la marcha.
Liu, H., Zhu, C., Zhou, Z., Dong, Y., Meng, W., & Liu, Q.	2024	Synergetic gait prediction and compliant control of SEA-driven knee exoskeleton for gait rehabilitation	Este estudio trabaja en la predicción de marcha y control dentro del dispositivo diseñado para mejorar la asistencia brindada en cada paso, revisando el uso de SEA para la medición de fuerza.
Sun, Y., Tang, P., Zheng, J., Dong, D., Chen, X., Bai, L., & Ge, W.	2019	Optimal Design of a Nonlinear Series Elastic Actuator for the Prosthetic Knee Joint Based on the Conjugate Cylindrical Cam	El trabajo define y diseña un actuador elástico no lineal para prótesis de rodilla buscando mayor eficiencia y adaptación al movimiento para mejorar la medición de fuerza.

Zhang, L., Zhang, X., Zhu, X., Wang, R., & Gutierrez-Farewik, E. M.	2023	Neuromusculoskeletal model-informed machine learning-based control of a knee exoskeleton with uncertainties quantification	El autor en su trabajo integra un modelo neuromuscular y aplicando aprendizaje automático para mejorar el control del exoesqueleto de rodilla a través de inteligencia artificial. El estudio propone un control del dispositivo diseñado para rodilla que considera la incertidumbre del sistema teniendo en cuenta la admitancia, con esto mejorando la estabilidad y la interacción con el usuario.
Keemink, A. Q. L., van der Kooij, H., & Stienen, A. H. A.	2018	Admittance control for physical human–robot interaction	El trabajo presenta una estrategia de control basada en la admitancia para hacer más fluida y segura la interacción físico-humana durante las tareas asistidas. El trabajo desarrolló un control adaptativo orientado a la seguridad basado en el control de la admitancia, lo cual ayuda en la colaboración humano-robot. Este estudio demuestra que el algoritmo Random Forest es capaz de identificar patrones anormales de marcha asociados con lesión de ACL y osteoartritis dando a conocer que el algoritmo se desempeña adecuadamente para el fin de la investigación.
Tian, J., Wang, H., Lu, H., Yang, Y., Li, L., Niu, J., & Cheng, B.	2023	Force/position-based velocity control strategy for the lower limb rehabilitation robot during active training: design and validation	El trabajo toma en cuenta otro tipo de sensores como EMG y cómo el aumento de datos, ayudados de deep learning han mejorado el reconocimiento de movimientos por señales mioeléctricas.
Sun, Y., Van, M., McIlvanna, S., Minh, N. N., McLoone, S., & Ceglarek, D.	2023	Adaptive Admittance Control for Safety-Critical Physical Human Robot Collaboration	El trabajo resume usos de IA/ML en rehabilitación robótica, con lo que destaca el control del robot, predicción de movimiento,
Prodanovic, N., Dzunic, D., Kocovic, V., Djordjevic, A., Prodanovic, T., Petrovic Savic, S., & Devedzic, G.	2024	Application of the Random Forest Algorithm for Identifying Abnormal Patterns of Knee Joint Movement	
Phinyomark, A., & Scheme, E.	2018	EMG pattern recognition in the era of big data and deep learning	
Nicora, G., Pe, S., Santangelo, G., Billeci, L., Aprile, I. G., Germanotta, M., Bellazzi, R.,	2025	Systematic review of AI/ML applications in multi-domain robotic rehabilitation: trends, gaps, and future directions	

Parimbelli, E., & Quaglini, S.			con lo que se conoce que aplicar algoritmos de IA puede ayudar en tratamientos de rehabilitación.
Lee, M. C., Pan, C. T., Huang, J. S., Hoe, Z. Y., & Hwang, Y. M.	2025	Integrated Lower Limb Robotic Orthosis with Embedded Highly Oriented Electrospinning Sensors by Fuzzy Logic-Based Gait Phase Detection and Motion Control.	El autor realiza un dispositivo de rehabilitación que integra sensores y lógica difusa en el control para detectar fases del movimiento y ajustar el control de la órtesis de manera precisa.
Wu, H., Chen, W., Tuo, L., Ren, J., Ju, L., Hu, X., Shao, Y., Shi, D., Ruan, L., Huang, Y., Zhang, B., Wang, K., Feng, Y., & Zhang, W.	2026	A Hybrid Assistive-Resistive Isokinetic Training Robot for Full-cycle Knee Rehabilitation	El autor propone un robot que combina dos modos de rehabilitación, asistencia y resistencia para apoyar la rehabilitación completa de la rodilla mediante procesos diferentes al planteado inicialmente.
Barrera Sánchez, A., Blanco Ortega, A., Martínez Rayón, E., Gómez Becerra, F. A., Abúndez Pliego, A., Campos Amezcua, R., & Guzmán Valdivia, C. H.	2022	State of the Art Review of Active and Passive Knee Orthoses	El autor en este trabajo realiza un estado del arte de las órtesis de rodilla y compara sus funciones, lo cual sirve de bases para poder plantear y revisar diferentes trabajos con los que se podrá investigar más del tema.

Nota. Se enlista a todos los autores citados en el estado del arte.

Capítulo III: Diseño e Implementación

Diseño conceptual del prototipo

Para el desarrollo del prototipo repotenciado se requiere cumplir con ciertos requerimientos que ayudarán a que el producto cumpla con los parámetros necesarios según necesidades de los usuarios que van a utilizarlo, teniendo en cuenta que existen partes que mejorar respecto al prototipo anterior en busca de cumplir con las nuevas funciones.

Como se puede observar, en la Tabla 2 se enlistan los 9 requerimientos principales obtenidos, donde de cada uno hay una interpretación de qué significa para mejorar su entendimiento, que a su vez se asocia con un concepto de en qué parte del diseño se tomará en cuenta cada uno de esos requerimientos.

Y para culminar, en la última columna se encuentra representado en una escala de 1 a 5, la importancia que mantiene cada uno de estos requerimientos para el funcionamiento del prototipo que se va a diseñar, siendo 1 el nivel más bajo/menor importancia mientras que 5 el nivel más alto/mayor importancia, que será de gran importancia posteriormente para analizar qué parámetros priorizar en la construcción del mismo.

Tabla 2

Requerimientos

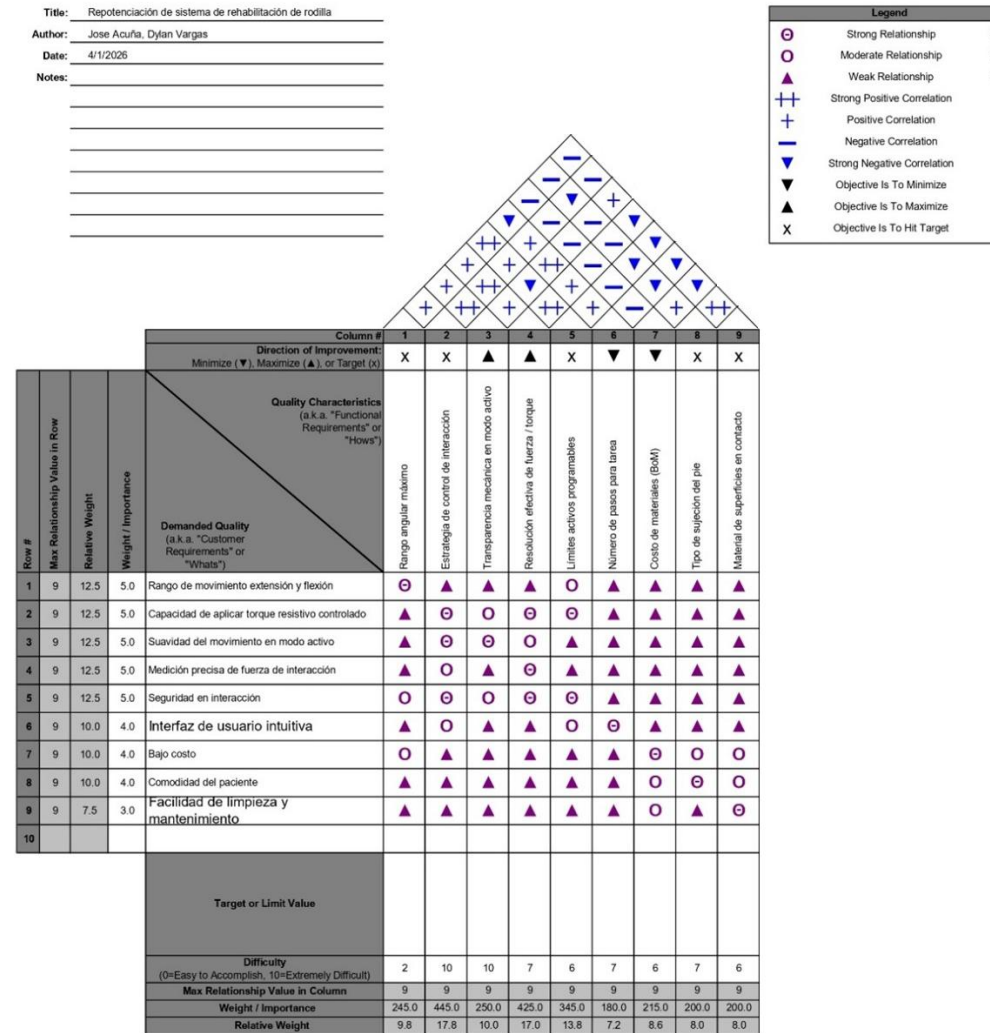
Requerimiento	Interpretación	Concepto general	Nivel de importancia
Rango de movimiento extensión y flexión	El dispositivo debe moverse entre 0° (extensión completa) hasta al menos 120° de flexión (ideal 0° a 135°).	Diseño mecánico	5
Capacidad de aplicar torque resistivo controlado	El motor genera un torque en oposición al movimiento del paciente (modo resistivo), generando un control preciso hasta al menos 15-20 Nm.	Diseño electrónico / Control	5
Suavidad del movimiento en modo activo	El sistema debe ofrecer baja impedancia cuando el paciente se mueve voluntariamente sin	Diseño mecánico / Control	5

	asistencia; es decir, el usuario no debe sentir fricción ni inercia excesiva.		
Medición precisa de fuerza de interacción	El sistema debe medir la fuerza aplicada por el paciente en tiempo real, con resolución suficiente para detectar intención de movimiento.	Diseño electrónico	5
Seguridad en interacción	El sistema debe garantizar que siempre la fuerza aplicada al paciente no exceda límites fisiológicos seguros (ej. torque < 30 Nm). Debe tener paradas de emergencia y detección de anomalías.	Diseño mecánico / Control / Interfaz	5
Interfaz de usuario intuitiva	El dispositivo debe presentar una interfaz gráfica intuitiva que permita seleccionar diferentes modos, ajustar parámetros y ver datos en tiempo real a través de aplicación.	Interfaz	4
Bajo costo	El dispositivo debe mantener costos accesibles en la fabricación o repotenciación del prototipo mantenerse en un rango accesible (menor 500-800 USD en materiales).	Costos	4
Comodidad del paciente	Los soportes (muslo, pierna, pie) deben ser acolchados y ajustables, sin puntos de presión.	Diseño mecánico	4
Facilidad de limpieza y mantenimiento	Los materiales usados deben permitir limpieza fácil, además, el sistema debe ser de fácil desmontaje para mantenimiento.	Diseño mecánico	3

Nota. Se enlistan los requerimientos encontrados con su respectiva interpretación de cada uno.

Analizados los requerimientos del producto es necesario observar las soluciones que se pueden presentar a estas y la importancia de cada una de estas mediante una matriz QFD, como se muestra en la Figura 3 a continuación.

Figura 3
Matriz QFD



Nota. Casa de calidad para selección de materiales

De la matriz QFD mostrada se puede extraer información que ayudará al diseño del prototipo. Se puede destacar los parámetros con mayor y menor importancia de los propuestos, lo que se puede observar en la Tabla 3.

Tabla 3
Porcentajes de aprobación según matriz QFD

Requerimiento	Característica de calidad	Módulo	Porcentaje de aprobación [%]
Rango de movimiento extensión y Flexión	Rango angular máximo	Estructura	9.8
Capacidad de aplicar torque resistivo controlado	Estrategia de control de interacción	Control	17.8
Suavidad del movimiento en modo activo	Transparencia mecánica en modo activo	Control	10
Medición precisa de fuerza de interacción	Resolución efectiva de fuerza / torque	Sensores	17
Seguridad en interacción	Límites activos programables	Interfaz	13.8
Interfaz de usuario intuitiva	Número de pasos para tarea	Interfaz	7.2
Bajo costo	Costo de materiales (BoM)	Costo	8.6
Comodidad del paciente	Tipo de sujeción del pie	Estructura	8.0
Facilidad de limpieza y mantenimiento	Material de superficies en contacto	Costo	8.0

Nota. Se muestra la relación mostrada de cada qué con su respectivo como y porcentaje de aprobación.

Donde se puede destacar que los requerimientos con mayor porcentaje de aprobación son Capacidad de aplicar torque resistivo controlado y Medición precisa de fuerza de interacción con un 17.8 y 17%, respectivamente, mientras que, por el lado contrario, los que obtuvieron

menor porcentaje de aprobación son Interfaz de usuario intuitiva con un 7.2% y Comodidad del paciente junto con Facilidad de limpieza y mantenimiento manteniendo un 8.0%, de esta manera observando que entre el menor porcentaje y el mayor no existe una gran diferencia.

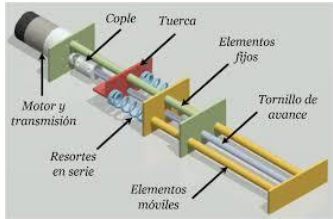
Una vez obtenido los diferentes módulos en los que se ubicarán los requerimientos tomados anteriormente, se analizarán por separado cada módulo con el fin de explicar mejor las alternativas en cada uno de ellos.

Módulo Sensores

Se puede observar a través de la Tabla 3 que el módulo de sensores tiene gran peso y por ende importancia en lo que sería la construcción del prototipo. Dentro de este módulo se debe satisfacer la característica de calidad de medición precisa de fuerza de interacción, por lo que es importante elegir adecuadamente el sensor, tanto para la fuerza como para el torque. Lo que se busca es que a través del mismo sensor se pueda tomar ambas medidas.

Por lo que se plantea las siguientes alternativas como sensor para la medición de la fuerza, como se muestra en la Tabla 4.

Tabla 4
Alternativas para el módulo sensores

Característica de calidad (HOW)	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Resolución efectiva de fuerza / torque	 Celda de carga tipo S	 Actuadores Elásticos en serie (SEA)	 Sensores de Electromiografía (EMG)

Nota. Alternativas para medición de fuerza por diferentes sensores.

A partir de las 3 alternativas propuestas, en las que vale destacar que las dos primeras se requiere realizar modificaciones estructurales, mientras que en la tercera no, se plantea los siguientes criterios de selección con los que se evaluará a cada una de las alternativas planteadas para poder elegir la que mejor se adapte al prototipo. Se puede observar en la Tabla 5 que la calificación se hará en una escala del 1 (no factible) al 5 (factible), se indica el sistema de calificación.

Tabla 5

Valoración de equivalencia de indicadores módulo sensores

Criterio de selección	1-2	3	4-5
Precisión y Resolución	Malo	Normal	Excelente
Facilidad de Implementación	Difícil	Normal	Fácil
Inmunidad al Desgaste	Malo	Normal	Excelente
Dimensiones (Tamaño)	Grande	Mediano	Pequeño
Costo y Disponibilidad	Costoso	Normal	Económico
Linealidad	Malo	Normal	Excelente

Nota. Equivalencias de referencia para los criterios

En base a las equivalencias dadas se evaluará a cada una de las alternativas en base a los criterios que se tomaron en cuenta. En la Tabla 6, mostrada a continuación, se muestra la matriz de selección para este módulo.

Tabla 6

Matriz de selección módulo sensores

Criterio de selección	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Ideal
Precisión y Resolución	5	4	3	5
Facilidad de Implementación	3	2	5	5
Inmunidad al Desgaste	4	3	3	5
Dimensiones (Tamaño)	3	3	5	5
Costo y Disponibilidad	4	3	4	5
Linealidad	5	4	2	5
Sumatorio	24	19	22	30
Índice porcentual	24/30	19/30	22/30	30/30
Orden de selección [%]	80.00	63.33	73.33	

Nota. Evaluadas 3 alternativas para el módulo sensor

Evalradas las 3 alternativas presentadas, en base a los criterios generados para el módulo, se selecciona la alternativa 1, que es la celda de carga tipo S, con un orden de selección del 80.00%, se elige porque en cuanto a precisión que es uno de los parámetros más importantes esta alternativa ofrece una resolución adecuada para el rango de fuerzas requerido, pese a tener una implementación en un rango medio, nos presenta mejores desempeños en desgaste, porque este tipo de celdas están diseñadas para ambientes más hostiles, la linealidad en ciertos rangos es completamente aplicable, lo que ayuda a presentar mejor respuesta al desempeño requerido del programa (Bocchetta et al., 2023). Por lo que frente a las demás alternativas resulta la mejor opción para la implementación.

Módulo Estructura

Para el módulo de estructura se tomarán los dos requerimientos por separado para poder garantizar que los criterios dispuestos para cada uno representen de la manera correcta a cada uno de los requerimientos y no mezclarlos pudiendo ocasionar confusiones o malas elecciones.

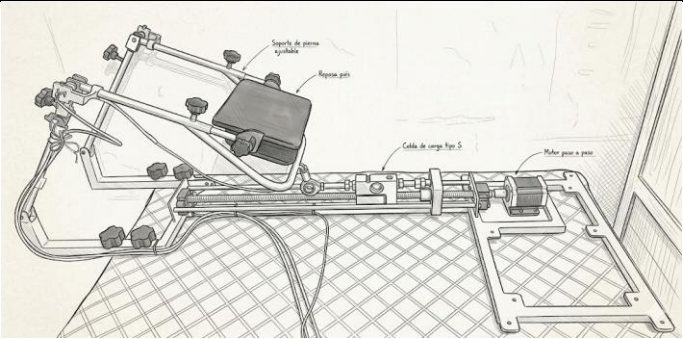
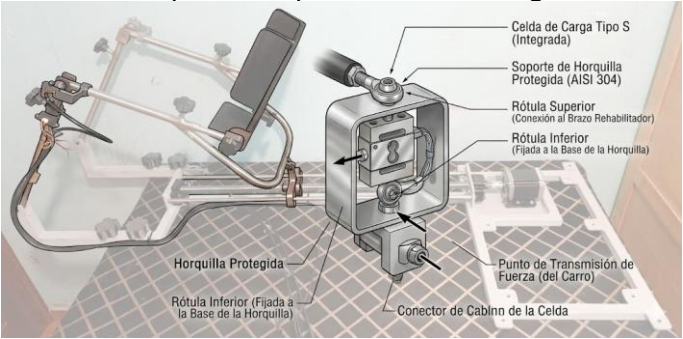
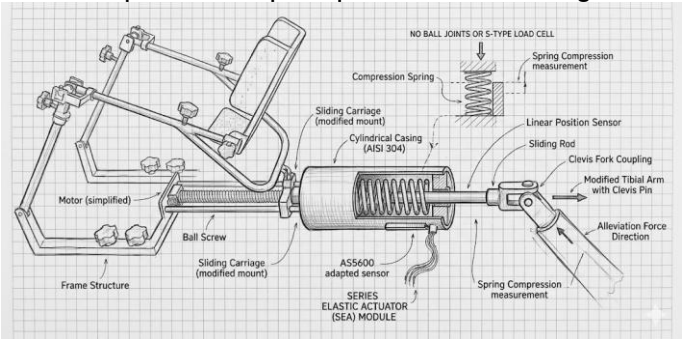
Según la Tabla 3, la característica de calidad rango angular máximo con un porcentaje de aprobación de 9.8%, que pese a ser menor que los anteriores no quiere decir que no sea necesario contar con una elección adecuada que responda a los requerimientos puesto que la estructura es la que permitirá el movimiento del prototipo por completo, que se debe mantener la base que se tiene, pero adecuarlo a las modificaciones y características a implementar dentro del dispositivo que se está diseñando.

Como base de lo ya diseñado en “Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitación automática mediante la implementación de una estructura mecatrónica de un solo grado de libertad para el movimiento pasivo continuo de extensión y flexión de la rodilla”, se trabajará con los mismos materiales seleccionados, puesto que se trabaja en el mismo medio, por lo que estos materiales se adecuan a las condiciones necesarias, siendo que las alternativas que se muestren solo modifiquen las opciones de como este rediseñada la estructura para acoplarse

con los nuevos sensores a implementar. Por lo tanto, se trabajará con el Acero AISI 304 (Pachacama, 2025).

Por lo que a través de la Tabla 7 se puede observar las 3 alternativas propuestas para el rediseño de la estructura a fin de implementar los cambios para adaptación de sensores.

Tabla 7
Alternativas para el módulo estructura (acople)

Característica de calidad (HOW)	Rango angular máximo
Alternativa 1	 <p>Acople lineal para Celda de carga</p>
Alternativa 2	 <p>Acople en Horquilla para Celda de Carga</p>
Alternativa 3	 <p>Acople en horquilla para SEA</p>

Nota. Alternativas para módulo de estructura.

A partir de las 3 alternativas propuestas, se plantea los siguientes criterios de selección con los que se evaluará a cada una de las alternativas planteadas para poder elegir la que mejor se adapte al prototipo. Se puede observar en la Tabla 8, donde la calificación se hará en una escala del 1 (no factible) al 5 (factible), se indica el sistema de calificación.

Tabla 8

Valoración de equivalencia de indicadores módulo estructura (acople)

Criterio de selección	1-2	3	4-5
Rango Angular Máximo	Reduce mucho	Reduce	Mantiene
Seguridad Mecánica	Malo	Normal	Bueno
Facilidad de Fabricación en AISI 304	Difícil	Normal	Fácil
Compacidad (Volumen Ocupado)	Grande	Mediano	Pequeño
Rigidez Mecánica y Ausencia de Juego	Malo	Normal	Bueno
Simplicidad de Montaje y Mantenimiento	Difícil	Normal	Fácil

Nota. Equivalencias de referencia para los criterios

En base a las equivalencias dadas se evaluará a cada una de las alternativas en base a los criterios que se tomaron en cuenta. En la Tabla 9, mostrada a continuación, se muestra la matriz de selección para este módulo.

Tabla 9

Matriz de selección módulo estructura (acople)

Criterio de selección	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Ideal
Rango Angular Máximo	4	4	3	5
Seguridad Mecánica	4	4	4	5
Facilidad de Fabricación en AISI 304	5	4	3	5
Compacidad (Volumen Ocupado)	4	5	3	5
Rigidez Mecánica y Ausencia de Juego	5	4	4	5
Simplicidad de Montaje y Mantenimiento	5	3	3	5
Sumatorio	27	24	20	30
Índice porcentual	27/30	24/30	20/30	30/30
Orden de selección [%]	90.00	80.00	66.67	

Nota. Evaluadas 3 alternativas para el módulo estructura (acople)

Evaluada las 3 alternativas se tiene que la alternativa 1, realizar una modificación de manera de diseño lineal, ir colocando uno detrás de otro los elementos a insertar, donde a pesar de que la alternativa 2 tenía parámetros parecidos, donde se pudo destacar esta alternativa es en cuanto a la facilidad de fabricación, por ende, por simplicidad de mantenimiento para poder mantener el dispositivo bajo condiciones seguras de funcionamiento. La alternativa 3 también se aleja un poco en cuanto a la elección previa del sensor, en la que ganó como sensor la celda de carga, entonces se acoplaría de mejor manera la alternativa 1, que con un orden de selección del 90.00% se impuso ante las otras alternativas.

En este concepto se buscará conectar mediante rótulas a la parte del husillo con el soporte de la pierna, teniendo la celda de carga de por medio, con las que se busca tener medidas más estables pues, se buscará trabajar en un solo eje mediante las modificaciones realizadas, que, a pesar de ocupar un volumen mayor, no complica en el desempeño final del dispositivo que se está diseñando.

Por otro lado, se tiene también la característica de calidad tipo de sujeción del pie que tiene un porcentaje de aprobación de 8.0%, siendo el segundo más bajo, de igual manera que el anterior componente de este módulo de estructura es necesario tomarlo en cuenta y elegir la alternativa que más se acerque a cumplir los requerimientos en cuanto se refiere a la sujeción del pie que se relaciona además con el sensor que se esté utilizando para esto, puesto que según como se realice este modelo, podrá presentar mejores resultados en el sensado de la fuerza que a su vez su interviene en el control del mismo.

En la Tabla 10, se muestran las 3 alternativas para cumplir con la sujeción de pie.

Tabla 10*Alternativas para el módulo estructura (sujeción)*

Característica de calidad (HOW)	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Tipo de sujeción del pie	 Soporte sujeción con correas	 Soporte simple con sujeción al tobillo	 Soporte de bota completa

Nota. Alternativas para el tipo de sujeción del pie.

A partir de las 3 alternativas propuestas, se plantea los siguientes criterios de selección con los que se evaluará a cada una de las alternativas planteadas para poder elegir la que mejor se adapte al prototipo. Se puede observar en la Tabla 11, donde la calificación se hará en una escala del 1 (no factible) al 5 (factible), se indica el sistema de calificación.

Tabla 11*Valoración de equivalencia de indicadores módulo estructura (sujeción)*

Criterio de selección	1-2	3	4-5
Eficiencia de Transmisión de Fuerza de Tracción	Malo	Normal	Excelente
Eficiencia de Transmisión de Fuerza de Compresión	Malo	Normal	Excelente
Confort y Distribución de Presión	Malo	Normal	Excelente
Rigidez Estructural	Mala	Normal	Buena
Facilidad de Colocación y Ajuste	Difícil	Normal	Fácil
Manufacturabilidad e Integración	Difícil	Normal	Fácil

Nota. Equivalencias de referencia para los criterios

En base a las equivalencias dadas se evaluará a cada una de las alternativas en base a los criterios que se tomaron en cuenta. En la Tabla 12, mostrada a continuación, se muestra la matriz de selección para este módulo.

Tabla 12

Matriz de selección módulo estructura

Criterio de selección	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Ideal
Eficiencia de Transmisión de Fuerza de Tracción	5	3	4	5
Eficiencia de Transmisión de Fuerza de Compresión	5	4	5	5
Confort y Distribución de Presión	4	2	5	5
Rigidez Estructural	4	3	5	5
Facilidad de Colocación y Ajuste	4	5	3	5
Manufacturabilidad e Integración	4	4	3	5
Sumatorio	26	21	25	30
Índice porcentual	26/30	21/30	25/30	30/30
Orden de selección [%]	86.67	70.00	83.33	

Nota. Evaluadas 3 alternativas para el módulo estructura

Una vez analizada las 3 alternativas, con un orden de selección del 86.67% la alternativa 1 se impone a las demás alternativas, por la forma que tiene que genera una mayor sujeción tanto en el pie como en la pantorrilla con múltiples puntos de sujeción y no solo uno como la segunda opción, además que permite una buena distribución de la presión, ergonomía para el usuario. Destacando que en los dos puntos más importantes que es la transmisión de fuerzas tanto en tracción como en compresión es excelente por su forma, y en otros parámetros superando a las otras alternativas, por lo que se elige a la alternativa 1 para poder implementar dentro del rediseño del prototipo, donde se puede comprar o diseñar el molde y buscar adecuarlo al rediseño de la estructura para que se acople y transmita las fuerzas de la manera deseada.

Módulo Control

Después de analizar la Tabla 3 se puede identificar que el módulo control es el de mayor ponderación ya que suma un puntaje de aprobación del 17.8%, cuyas características de calidad corresponden a la estrategia de control de interacción y a la transparencia mecánica en modo activo. Ambos casos corresponden a los dos modos adicionales que se planean implementar: resistivo y activo respectivamente. Dentro de este módulo se tomarán en cuenta dos decisiones, la primera enfocada en qué estrategia de control se programará (software) y la segunda a en qué plataforma de desarrollo se lo ejecutará (hardware) de tal manera que se optimicen los parámetros de funcionabilidad y costos.

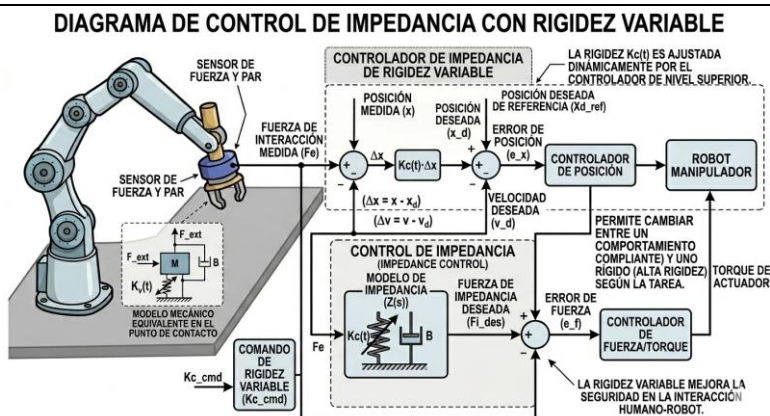
Por lo que se plantea las siguientes alternativas como estrategias de control para la ejecución de los modos activo y resistivo, como se muestra en la Tabla 13.

Tabla 13
Alternativas para el módulo control

Característica de calidad (HOW)

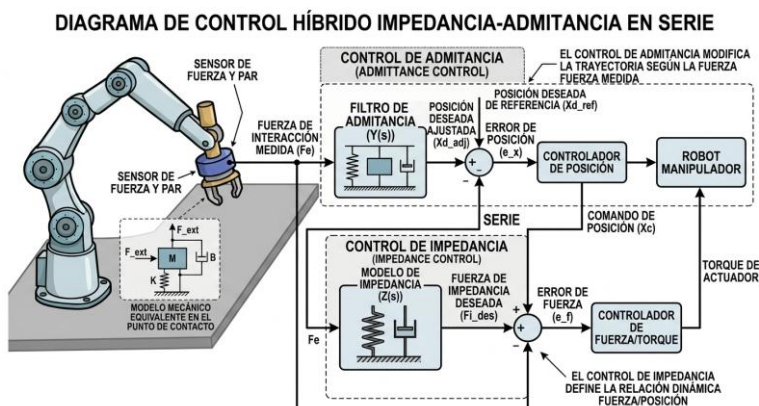
Estrategia de control de interacción/ transparencia mecánica en modo activo.

Alternativa 1



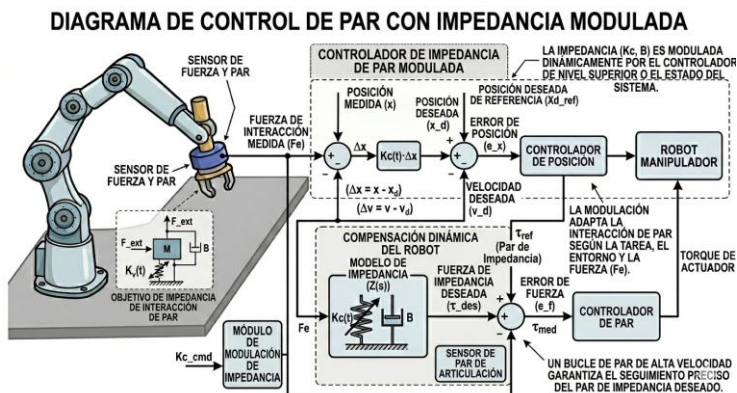
Control de Impedancia con Rigidez Variable

Alternativa 2



Control Híbrido Impedancia-Admitancia en Serie

Alternativa 3



Control de Par con Impedancia Modulada

Nota. Alternativas para el módulo de control

Con las 3 alternativas propuestas, se plantea los criterios de selección con los que se evaluará a cada una de las alternativas para poder elegir la que mejor se adapte al prototipo. Se puede observar en la Tabla 14, donde la calificación se hará en una escala del 1 (no factible) al 5 (factible), se indica el sistema de calificación.

Tabla 14

Valoración de equivalencia de indicadores módulo control

Criterio de selección	1-2	3	4-5
Precisión de seguimiento (Error)	Alto	Medio	Bajo
Suavidad del movimiento	Baja	Media	Alta
Transparencia/ Backdrivability (Torque residual)	Alto	Medio	Bajo
Tiempo de respuesta a cambios de intención	Alto	Medio	Bajo
Robustez a incertidumbres	Baja	Media	Alta
Facilidad de implementación	Baja	Media	Alta
Costo computacional	Alto	Medio	Bajo

Nota. Equivalencias de referencia para los criterios

En base a las equivalencias dadas se puntuará a cada una de las alternativas según los criterios que se tomaron en cuenta. En la Tabla 15, mostrada a continuación, se muestra la matriz de selección para este módulo.

Tabla 15*Matriz de selección módulo control*

Criterio de selección	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Ideal
Precisión de seguimiento (Error)	4	4	3	5
Suavidad del movimiento	4	5	3	5
Transparencia/ Backdrivability (Torque residual)	4	4	3	5
Tiempo de respuesta a cambios de intención	4	5	3	5
Robustez a incertidumbres	3	4	4	5
Facilidad de implementación	5	4	3	5
Costo computacional	5	4	3	5
Sumatorio	29	30	22	35
Índice porcentual	29/35	30/35	22/35	35/35
Orden de selección [%]	82.86	85.71	62.86	

Nota. Evaluadas 3 alternativas para el módulo control

Evaluadas las 3 alternativas en base a los criterios generados para el módulo, se selecciona la alternativa 2, que corresponde a un control híbrido Impedancia - Admitancia en serie, con un orden de selección del 85.71%, se elige también porque, a pesar de tener ligeramente mayor carga computacional y complejidad de implementación que la primera opción, tiene mejor desempeño en otros parámetros más determinantes durante la operación como la suavidad de movimiento, debido a no existir una conmutación real entre ambos modos o el corto tiempo de respuesta, ya que se trata de un mismo lazo de control continuo. Esto permite un buen desempeño para sistemas con fricción no lineal como en el caso del husillo. Para ejecutarlo se necesitará un sensor de fuerza bidireccional, un controlador de admitancia y uno de impedancia. Con esto se logrará que el sistema asista a partir de un umbral de fuerza y resista en caso de no llegar a este umbral. Para el modo resistivo se puede elevar ese valor hacia uno adecuado según su tratamiento.

Una vez escogida la estrategia de control a programar, se procede a evaluar las distintas opciones de plataforma de hardware base para la ejecución del algoritmo de control y de aprendizaje automático, como se muestra en la Tabla 16.

Tabla 16
Alternativas para el módulo control

Característica de calidad (HOW)	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Estrategia de control de interacción/transparencia mecánica en modo activo.	 <p>Arquitectura Híbrida (ESP32 + Raspberry Pi 5)</p>	 <p>Raspberry Pi 5 (Plataforma Única)</p>	 <p>NVIDIA Jetson Orin Nano</p>

Nota. Alternativas de módulo de control

Con las 3 alternativas propuestas, se plantea los criterios de selección adecuados al caso para elegir la que mejor se adapte al prototipo. Se puede observar en la Tabla 17, donde la calificación se la realiza en una escala del 1 (no factible) al 5 (factible), se indica el sistema de calificación.

Tabla 17
Valoración de equivalencia de indicadores módulo control

Criterio de selección	1-2	3	4-5
Costo	Alto	Medio	Bajo
Eficiencia Energética	Baja	Media	Alta
Rendimiento en Tiempo Real	Bajo	Medio	Alto
Capacidad de ML	Baja	Media	Alta
Facilidad de Desarrollo	Baja	Media	Alta
E/S y Conectividad	Baja	Media	Alta

Nota. Equivalencias de referencia para los criterios

En base a las equivalencias dadas se evalúa a cada una de las alternativas según los criterios que se tomaron en cuenta. En la Tabla 18, mostrada a continuación, se muestra la matriz de selección para este módulo.

Tabla 18

Matriz de selección módulo control

Criterio de selección	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Ideal
Costo	5	5	3	5
Eficiencia Energética	5	5	3	5
Rendimiento en Tiempo Real	5	3	3	5
Capacidad de ML	4	3	5	5
Facilidad de Desarrollo	3	5	2	5
E/S y Conectividad	5	5	5	5
Sumatorio	27	26	21	30
Índice porcentual	27/30	26/30	21/30	30/30
Orden de selección [%]	90	86.67	70	

Nota. Evaluadas 3 alternativas para el módulo control

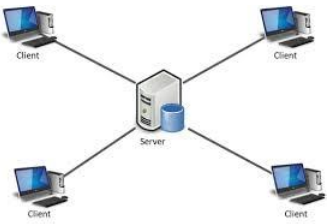
Una vez evaluadas las 3 alternativas en base a los criterios generados para este requerimiento, se selecciona la alternativa 1, que corresponde a Arquitectura Híbrida (ESP32 + Raspberry Pi 5, con un orden de selección del 90%. Observando los parámetros se denota que en cierta medida se escoge la opción que garantiza un buen funcionamiento a un precio accesible a pesar de sacrificar el aspecto de la complejidad para el desarrollo. Esto también se lo elige porque permite una mejor respuesta en tiempo real, al distribuir la lectura de sensores y sistemas de control en la ESP y el trabajo del ML en la Raspberry. Otra ventaja es que se puede aislar al componente de mayor costo y hacerlo funcionar a través de una comunicación USB con el microcontrolador, el cual permite mayor seguridad.

Módulo Interfaz

Otro componente del diseño es el módulo de interfaz de usuario, ya que su sumatoria de puntaje de aprobación es del 21%. Sus características de calidad están relacionadas a los límites activos programables y al número de pasos para una tarea. Eso se extrajo a partir del requerimiento de seguridad y de una interfaz intuitiva.

Para lograrlo se plantea las siguientes alternativas como arquitecturas de interfaz de usuario, como se muestra en la Tabla 19.

Tabla 19
Alternativas para el módulo interfaz

Característica de calidad (HOW)	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Límites activos programables y al número de pasos para una tarea	 <p>Aplicación Web Embebida (Node-Red)</p>	 <p>Cliente-Servidor Nativo</p>	 <p>Base de Datos Sincronizada</p>

Nota. Alternativas para interfaz

Para evaluar las 3 alternativas de arquitectura para la interfaz de usuario se plantean los criterios de selección pertinentes para poder elegir la que de mejores resultados deseados para el prototipo. Se puede observar en la Tabla 20, donde la calificación se hará en una escala del 1 (no factible) al 5 (factible), se indica el sistema de calificación.

Tabla 20*Valoración de equivalencia de indicadores módulo interfaz*

Criterio de selección	1-2	3	4-5
Fiabilidad de la comunicación	Baja	Media	Alta
Redundancia de seguridad	Baja	Media	Alta
Carga cognitiva para tareas críticas (Tiempo o Número de pasos)	Alta	Media	Baja
Curva de aprendizaje (Tiempo)	Alta	Media	Baja
Consistencia entre plataformas	Baja	Media	Alta
Latencia de actualización de parámetros	Alta	Media	Baja
Funcionamiento offline	No	Parcialmente	Completo

Nota. Equivalencias de referencia para los criterios

En base a las equivalencias dadas se puntuará a cada una de las alternativas según los criterios que se tomaron en cuenta. En la Tabla 21, mostrada a continuación, se muestra la matriz de selección para este módulo.

Tabla 21*Matriz de selección módulo interfaz*

Criterio de selección	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Ideal
Fiabilidad de la comunicación	4	5	3	5
Costo	5	3	3	5
Carga cognitiva para tareas críticas (Tiempo o Número de pasos)	5	4	3	5
Curva de aprendizaje (Tiempo)	5	4	3	5
Consistencia entre plataformas	5	4	3	5
Latencia de actualización de parámetros	4	5	2	5
Funcionamiento offline	5	5	5	5
Sumatorio	33	30	22	35
Índice porcentual	33/35	30/35	22/35	35/35
Orden de selección [%]	94.29	85.71	62.86	

Nota. Evaluadas 3 alternativas para el módulo interfaz

Después de evaluar las 3 alternativas en base a los criterios generados para este módulo, se selecciona la alternativa 1, que es la arquitectura de aplicación web embebida, con un orden de selección del 94.29%, se elige esta sobre la alternativa 2 que tiene puntuación similar debido a que se considera que la diferencia en seguridad en los criterios de fiabilidad y latencia es marginal y compensable, ya que se pueden mitigar con la inclusión de un botón de parada y una verificación de límites en el lazo de control del motor. Además, se considera que la latencia para la interfaz no requiere una respuesta en tiempo real del lazo de control; ya que, la comunicación de alta frecuencia se manejaría directamente en el lazo de control y no en la interfaz. Por otro lado, se valora más la experiencia de usuario en esta alternativa al tener valores de carga cognitiva, curva de aprendizaje y consistencia superiores. Por último, el tema de costos es un criterio importante, dado que la opción 2 y 3 tienen costos superiores vinculados a la inclusión de la app en tiendas de aplicaciones y a su mantenimiento.

Diseño mecánico

Para el diseño mecánico se tomará en cuenta parámetros calculados en el diseño inicial del prototipo los cuales no presentaron variaciones ante las modificaciones que se realizarán, pero las variables que sí presentan cambios se volverán a calcular nuevamente a fin de tener los valores requeridos para su respectiva funcionalidad.

Se toman en cuenta los parámetros del diseño original tomados de la investigación de (Pachacama, 2025), donde se calculan los centros de masa (COM) máximos y mínimos del muslo y de la sección pierna-pie. Estos resultados fueron respectivamente:

$$COM_{muslo_{min}} = 16.96 [cm]$$

$$COM_{muslo_{max}} = 23.11 [cm]$$

$$COM_{pierna-pie_{min}} = 21.06 [cm]$$

$$COM_{pierna-pie_{max}} = 33.22 [cm]$$

De la misma manera, el peso máximo a considerarse se basará en lo tomado en cuenta originalmente en el diseño, que asume 120 [kg] como masa máxima del paciente. Calculando la masa del muslo se obtiene 12 [kg] y la de la sección pierna-pie 7.32 [kg].

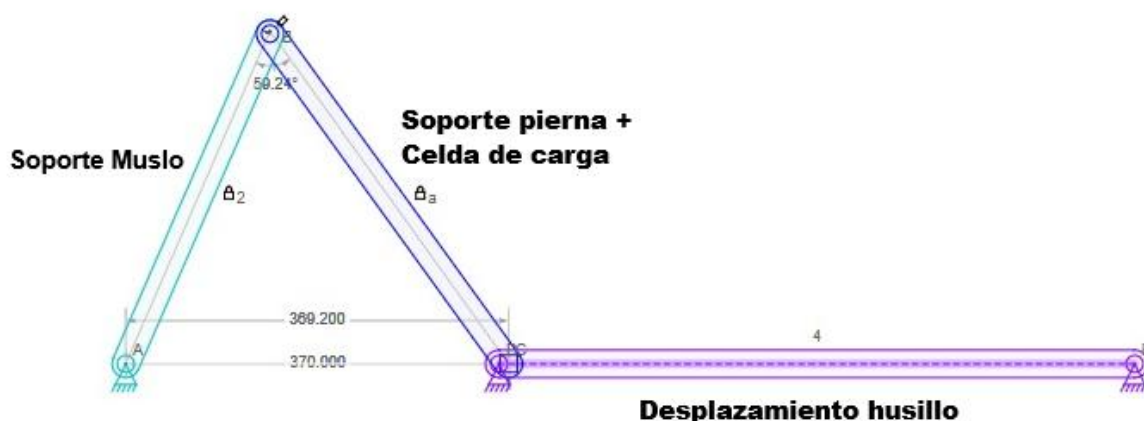
Los momentos de inercia calculados para esta masa máxima son de 0.537 a 0.997 [kg · m²] para el muslo y de 0.153 a 0.531 [kg · m²]. Estos se calculan en base a los valores mínimos y máximos de longitud de pierna y muslo.

Mecanismo Manivela Corredera

Se usa el mismo mecanismo manivela corredera diseñado por (Pachacama, 2025), como se puede observar en la Figura 4, se tendrán 3 barras importantes, de A a B será la barra del soporte del muslo. De B a C será la barra del soporte de pierna, más la unión que se realiza de la celda de carga que tendrá una junta rotacional para que se pueda incorporar con la siguiente barra. La barra de D a E da un desplazamiento lineal a través del husillo que tiene,

con lo que permite que se desplace mientras las otras dos uniones giren y simulen el movimiento de la rodilla.

Figura 4
Mecanismo manivela corredera



Nota. Se muestra la disposición del mecanismo del dispositivo

Las distancias mínimas y máximas en cada barra se las puede observar en la Tabla 22.

Tabla 22
Distancias mínimas y máximas de cada barra

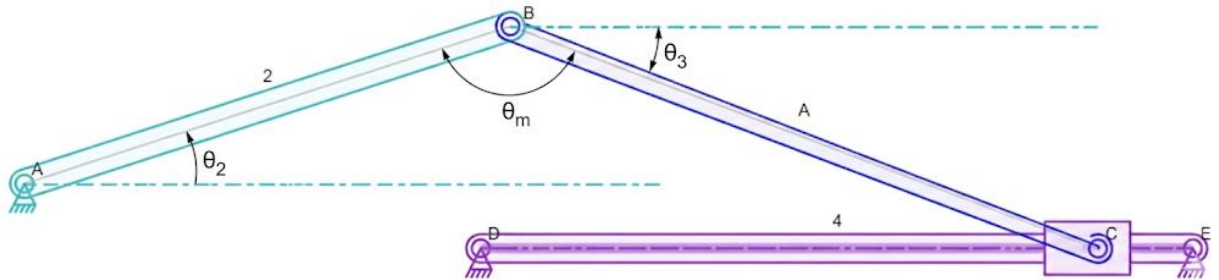
Barra	Distancia mínima [mm]	Distancia única [mm]	Distancia máxima [mm]
Soporte Muslo	349	-	509
Soporte pierna	289.5	-	489.5
Celda de carga	-	169.4	-
Desplazamiento del husillo	-	661.27	-
Distancia entre A y D	345	-	484

Nota. Para la distancia total del Soporte pierna + celda de carga, solo se suman los valores, de igual manera con el desplazamiento del husillo y distancia entre A y D

El desplazamiento generado se lo puede observar en la Figura 5, desde el punto D que se encuentra actualmente (flexión), hasta el punto C recorre a través de la barra denominada

Desplazamiento husillo para llegar al punto E que será la máxima extensión, por lo que la distancia lineal de desplazamiento que tiene el dispositivo, para calcular la velocidad lineal necesaria para su desplazamiento.

Figura 5
Mecanismo en extensión



Nota. Se muestra el mecanismo con un ángulo de 171.17° para representar que se encuentra en extensión.

Velocidad lineal de la corredera

Existen la posibilidad de regular las distancias de los soportes de muslo y de pierna, además, también la distancia del punto A respecto al C, por lo que se puede tener el dispositivo en varios tamaños diferentes, por lo que se revisará en el tamaño mínimo y el tamaño máximo de todas las barras para realizar los cálculos respectivos en los puntos que más podrían afectar. Este desplazamiento será desde un ángulo de extensión en 170°, hasta alcanzar los 60° en flexión. Esto se lo asociará de la siguiente manera, el ángulo θ_m , será el que varía; la distancia paralela a la barra D-E entre A y C será r_1 , la distancia de separación entre el husillo y el inicio del mecanismo.

Para realizar el cálculo de la velocidad se lo hará de acuerdo con la ecuación (1).

$$v_1 = \frac{r_{1B} - r_{1A}}{t} \quad (1)$$

Donde:

v_1 : velocidad lineal de la corredera

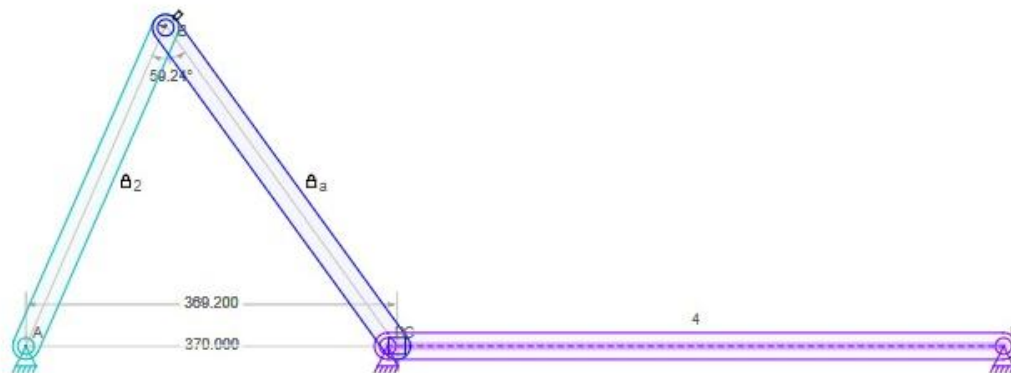
r_{1B} : distancia cuando el dispositivo se encuentre en máxima extensión

r_{1A} : distancia cuando el dispositivo se encuentre en máxima flexión

t : tiempo que se demora en llegar de extensión a flexión

En la Figura 6 se muestra la configuración de las distancias mínimas del mecanismo para su posterior cálculo respectivo de las velocidades.

Figura 6
Dispositivo en configuración Mínima



Nota. Mecanismo con distancias mínimas

En la Tabla 23 se muestra las velocidades obtenidas, para cada uno de los valores de θ_m , a través de la fórmula planteada en la ecuación (1), donde en la primera columna se observa el valor de desplazamiento angular, la segunda el valor de r_1 , desde el inicio del mecanismo (punto A), hasta la posición de la corredera (punto C), en cambio la tercera columna tendrá el desplazamiento que debe realizarse, mientras que en las dos columnas siguientes la velocidad calculada para 1 ciclo por minuto o 1 ciclo por 2 minutos. Esto se hace

para las dimensiones mínimas del mecanismo. Los cálculos para la velocidad se los realiza mediante el software de simulación Linkage.

Tabla 23

Nuevas velocidades para las dimensiones mínimas del mecanismo

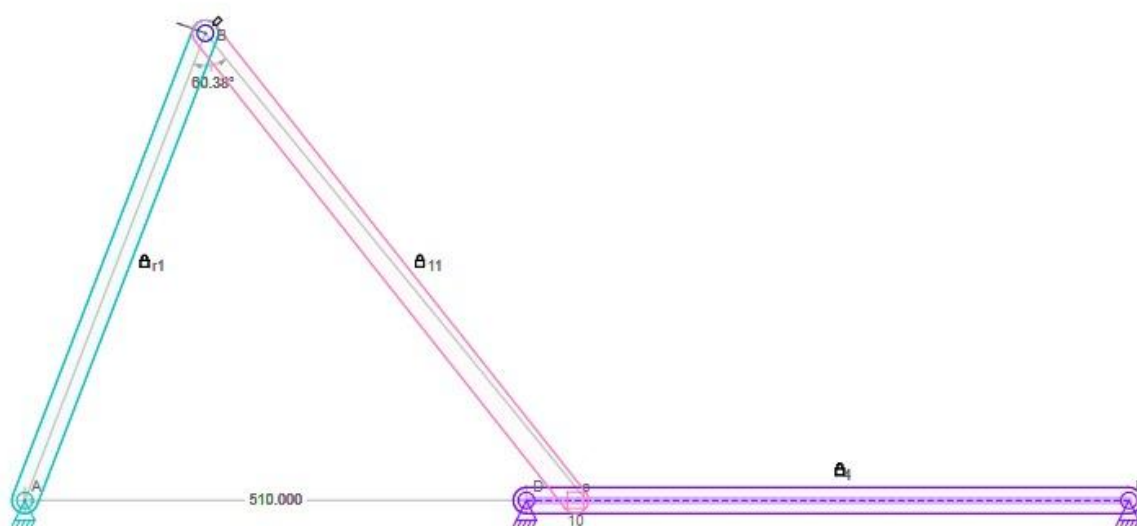
θ [deg]	R1 [mm]	Desplazamiento [mm]	Vel [mm/s] en 1 ciclo/min	Vel [mm/s] en 1 ciclo/2 min
60°	—	—	—	—
70°	447	326	10.8667	5.4333
80°	501	272	9.0667	4.5333
90°	550	223	7.4333	3.7167
100°	595	178	5.9333	2.9667
110°	636	137	4.5667	2.2833
120°	672	101	3.3667	1.6833
130°	704	69	2.3	1.15
140°	728	45	1.5	0.75
150°	749	24	0.8	0.4
160°	763	10	0.3333	0.1667
170°	773	—	—	—

Nota. Datos tomados de la simulación del mecanismo

De la misma manera que para la configuración máxima, se tiene en la Figura 7, como se observa el mecanismo cuando se tiene los valores máximos de las barras, donde se obtendrá otros valores de velocidad, que se observa en la Tabla 24, con las mismas columnas que se enlistan para la Tabla 23.

Figura 7

Dispositivo en configuración máxima



Nota. Mecanismo con distancias máximas

Tabla 24

Nuevas velocidades para las dimensiones máximas del mecanismo

θ [deg]	R1 [mm]	Desplazamiento [mm]	Vel [mm/s] en	Vel [mm/s] en
			1 ciclo/min	1 ciclo/2 min
60°	534.15	517.85	17.26	8.63
70°	610	442	14.73	7.37
80°	685	367	12.23	6.12
90°	747	305	10.17	5.08
100°	810	242	8.07	4.03
110°	868	184	6.13	3.07
120°	917	135	4.50	2.25
130°	956	96	3.20	1.60
140°	996	56	1.87	0.93
150°	1019	33	1.10	0.55
160°	1040	12	0.40	0.20
170°	1052	—	—	—

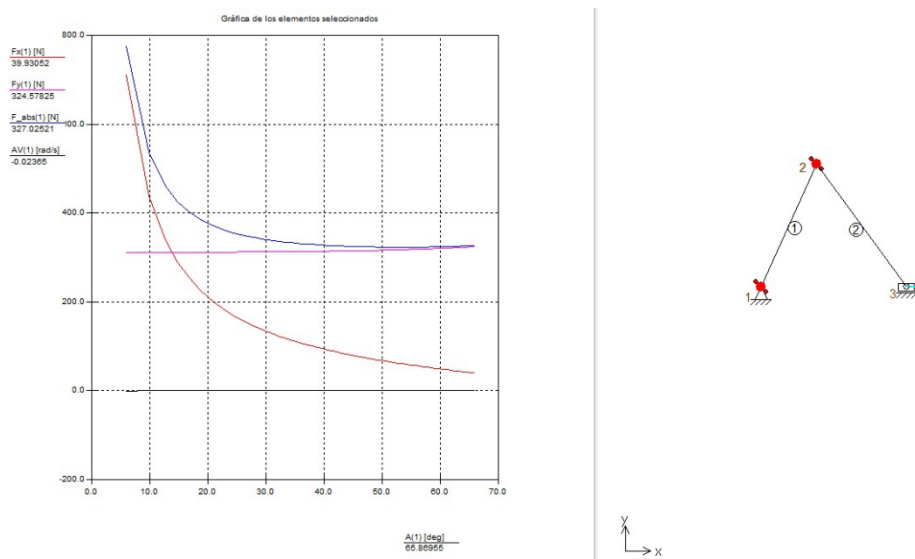
Nota. Datos tomados de la simulación del mecanismo

Dentro del dispositivo, se definirá a las dos juntas rotacionales entre barras como nodos, tomando desde el lado izquierdo en la Figura 4, se hará referencia como nodo 1 a la junta rotacional vista desde la izquierda, donde es el punto de inicio del mecanismo (unión de la base con soporte de muslo), además, como nodo 2 a la siguiente junta rotacional yendo hacia la derecha (unión entre soporte del muslo y pierna). En estos nodos se analizará las fuerzas que se ejerce durante el recorrido que hará el dispositivo de rehabilitación.

Estos análisis se los realizará en el software SAM, que realizará una simulación de las fuerzas en cada ángulo del desplazamiento, en el rango de 0 a 70° de la barra denominada soporte muslo respecto a la horizontal. En las figuras se podrá observar en el eje X el ángulo que tiene el dispositivo, mientras que en el eje Y se podrá observar la fuerza en el nodo analizado al lado izquierdo de la imagen, mientras que al lado derecho se encuentra el movimiento del mecanismo.

En la Figura 8, se observa en análisis de fuerza realizada para el nodo 1, en la configuración de dimensiones mínimas del dispositivo de rehabilitación, resulta un valor de 327.03 [N] en un valor aproximado a 0°.

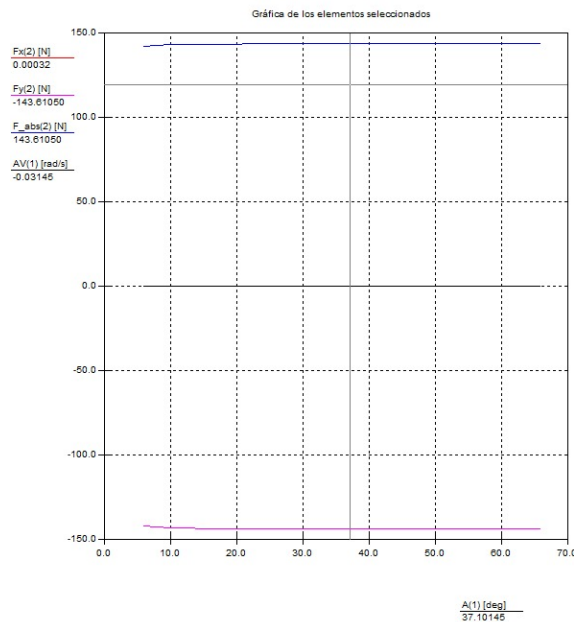
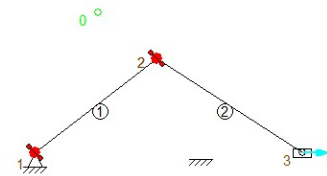
Figura 8
Configuración mínima Fuerza en Nodo 1



Nota. Fuerza máxima 327.03 [N]

En la Figura 9, se observa en análisis realizado para el nodo 2, utilizando la configuración de dimensiones mínimas, la fuerza máxima resultante fue 143.61 [N] en un valor aproximado a 70°.

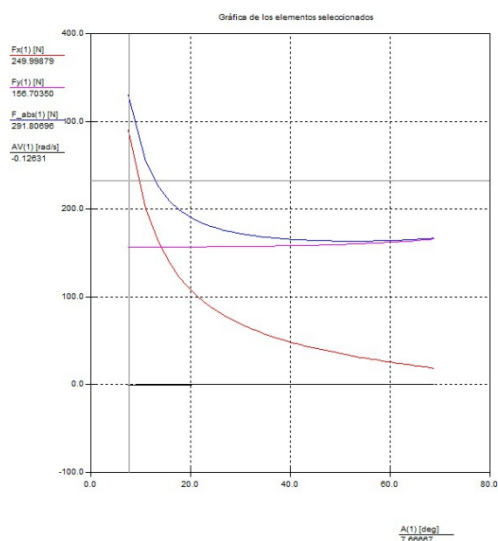
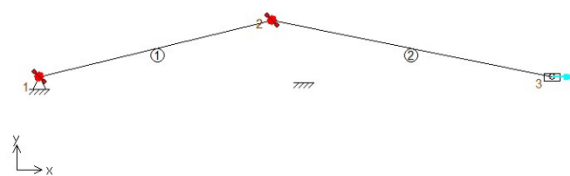
Figura 9
Configuración mínima Fuerza en Nodo 2



Nota. Fuerza máxima 143.61 [N]

En cambio, para la configuración de dimensiones máxima en el nodo 1, la fuerza resultante máxima da un valor de 291.81 [N], en el mismo punto que el anterior caso del nodo 1, se lo puede observar en la Figura 10.

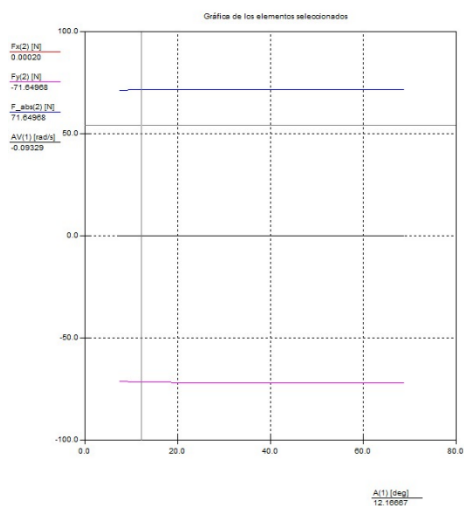
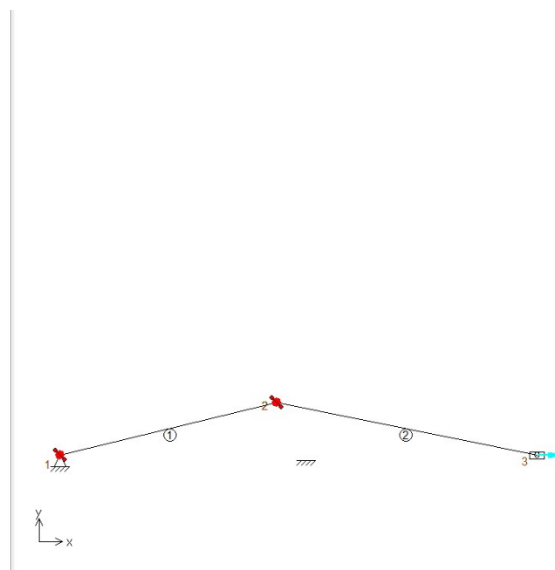
Figura 10
Configuración máxima fuerzas en Nodo 1



Nota. Fuerza máxima 291.81 [N]

Y para la configuración de dimensiones máxima en el nodo 2, la fuerza resultante máxima da un valor de 71.65 [N], en el mismo punto que el anterior caso del nodo 2, se lo puede observar en la Figura 11, teniendo esta un comportamiento casi lineal.

Figura 11
Configuración máxima nodo 2



Nota. Fuerza máxima 71.61 [N]

En la Tabla 25 se pueden ver enlistadas las fuerzas calculadas para cada uno de los casos a manera de resumen, donde en la columna 1 se encuentran el nodo analizado y en la fila la configuración de dimensiones, se pondrá los valores de fuerzas máximas entre la combinación de filas y columnas y estas estarán en [N].

Tabla 25

Fuerzas máximas analizadas en los Nodos

Nodo	Configuración mínima de dimensiones	Configuración máxima de dimensiones
1	327.03	291.81
2	143.61	71.61

Nota. Fuerzas máximas analizadas en SAM

Para los análisis de torque será necesario realizar unos cálculos previos para tener en cuenta la posición del brazo de palanca para el respectivo cálculo de esta dimensión. Para la posición de la corredera se lo puede obtener a través de ley de cosenos, como lo muestra la ecuación (2).

$$x = \sqrt{r_1^2 + r_2^2 - 2 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\theta_m)} \quad (2)$$

Mientras que el ángulo de la manivela se lo puede encontrar como lo muestra la ecuación (3).

$$\theta_1 = \arccos(r_1^2 + r_2^2 - 2 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\theta_m)) \quad (3)$$

El ángulo de la biela respecto a la horizontal en la ecuación (4).

$$\theta_2 = 180 - \theta_m - \theta_1 \quad (4)$$

Derivando la posición angular, se puede encontrar la velocidad angular para θ_1 , siendo este un análisis cinemático, que se verá con la ecuación (5)

$$\omega_1 = v_{in} \cdot \frac{\sin(\theta_2)}{r_1 \cdot \sin(\theta_m)} \quad (5)$$

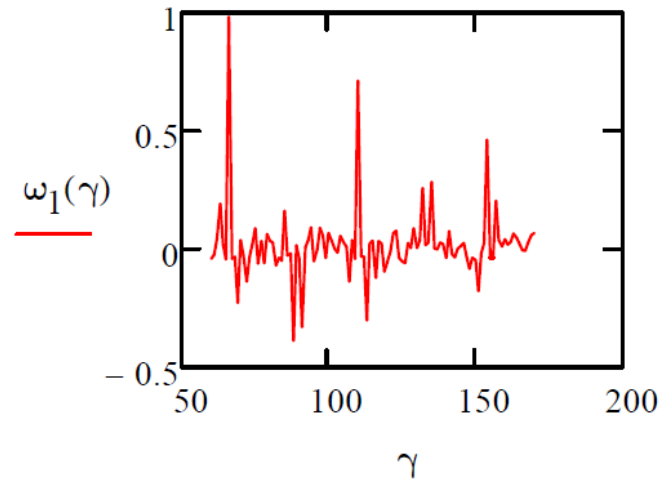
Y para finalmente llegar a obtener el valor del torque con el análisis dinámico, que se trabajará con un P_{max} de 450 [N], se lo observa a través de la ecuación (6).

$$P_{max} = 450 [N]$$

$$T_r = P_{max} \cdot r_1 \cdot \frac{\sin(\theta_m)}{\sin(\theta_2)} \quad (6)$$

Que con la ayuda del software Mathcad, se realizó el cálculo para cada ángulo de θ_m , en el rango de los 60 hasta los 170°, para observar donde existe el mayor torque. En la Figura 12 se observa los valores para la velocidad angular 1.

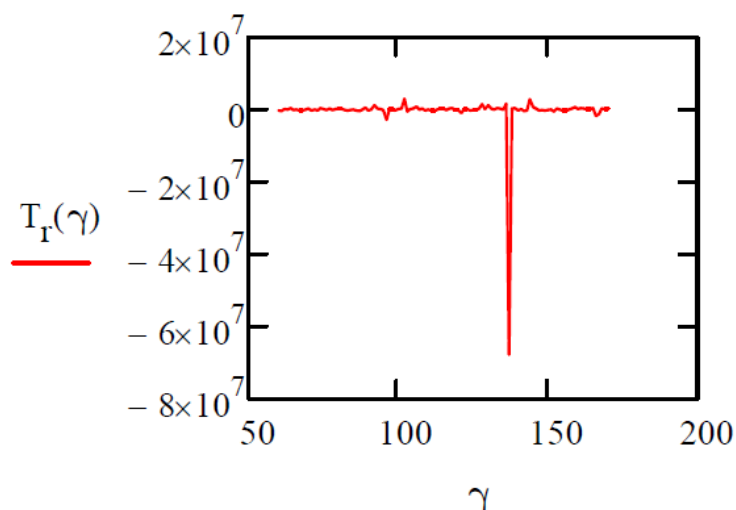
Figura 12
Velocidad angular 1



Nota. Gráfico de Velocidades angulares

En la Figura 13 se muestra los valores calculados por el software para el Torque en cada uno de los ángulos.

Figura 13
Valores de torque



Nota. Gráfico de Torque

Modelo CAD

Tomando en consideración los cálculos realizados y medidas dadas por ciertas restricciones para que los movimientos requeridos se cumplan, se ha diseñado el modelo CAD para el prototipo a diseñar, tomando en cuenta que se basará en lo ya hecho por (Pachacama, 2025), donde se observa modificaciones para que se ajuste a los parámetros de funcionamiento que tendrá ahora.

Soporte muslo

El soporte de muslo será ajustable en tamaño, diseñado por dos tubos, los dos en acero inoxidable AISI 304, en uno se deslizará por el interior del otro para aumentar o disminuir el tamaño de acuerdo a lo requerido. Siendo el tubo interior de un diámetro de $\frac{3}{8}$ [in] (9.53 mm) de diámetro interno, espesor de 1.2 [mm] con una longitud de 241.5 [mm]; el tubo exterior será de diámetro de $\frac{1}{2}$ [in] (12.7 [mm]) de diámetro interno, espesor de 1.2 [mm], siendo una unión entre dos tubos de longitud de 330 [mm] por una junta que baja en diagonal, posterior se une

recto, con el mismo tubo. Para que dos tubos se introduzcan y formar el soporte para el muslo que varíe entre 349 y 509 [mm]; la sujeción entre los tubos se logra a través de un perno M5 en el tubo grande que se encontrará en una junta de rosca de la misma medida que estará soldado en el tubo. En la Figura 14 se muestra el soporte diseñado.

Figura 14
Soporte muslo



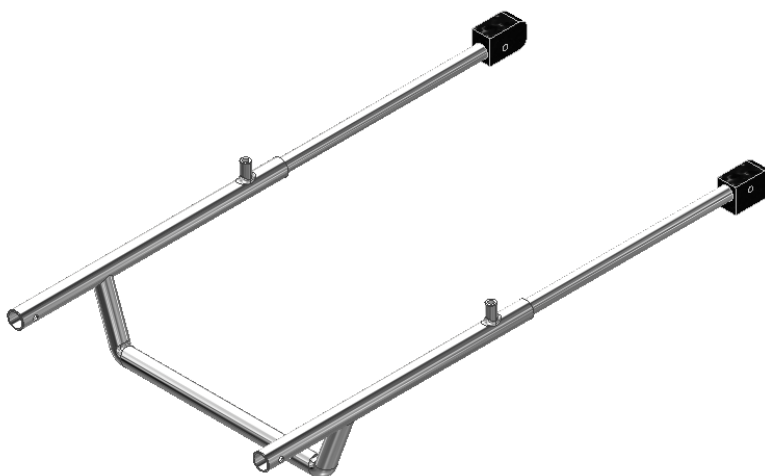
Nota. Se muestra el modelo 3D del soporte para muslo diseñado

Soporte pierna

De la misma manera que para el soporte de la pierna, este soporte será la unión entre dos tubos de acero inoxidable AISI 304, el que se desliza al interior de $\frac{3}{8}$ [in] y el exterior de $\frac{1}{2}$ [in] de diámetro interno, los dos de espesor de 1.2 [mm]. De igual manera que en el anterior caso, se usará con el diámetro más grande una unión de dos tubos fijados entre los dos por una diagonal y posterior tubo recto del mismo diámetro y espesor, la longitud de este tubo es de 265 [mm]; este soporte se une con dos tubos del diámetro menor, con una longitud de 280 [mm] que ingresarán dentro del otro tubo.

Esta unión permitirá ajustar el tamaño del soporte de la pierna entre 289.5 y 489.5 [mm], lo que está dentro de las medidas necesarias según requerimientos antropomórficos de los cuerpos, esto a su vez se unirán entre ellos por una unión roscada en la barra grande, con un perno M5. En la Figura 15, se muestra cómo sería la unión de las barras indicadas para el soporte de la pierna.

Figura 15
Soporte pierna



Nota. Se muestra el modelo 3D del soporte para pierna diseñado

Soporte pie

Para el soporte del pie se utilizará madera para la base que soportará a una férula para pie, la cual estará fija dentro del soporte de madera, para que se pueda transmitir la fuerza ejercida por la persona ya sea en extensión o flexión de la pierna. La férula a utilizarse es la que se muestra en la derecha de la Figura 16.

Figura 16
Soporte pie



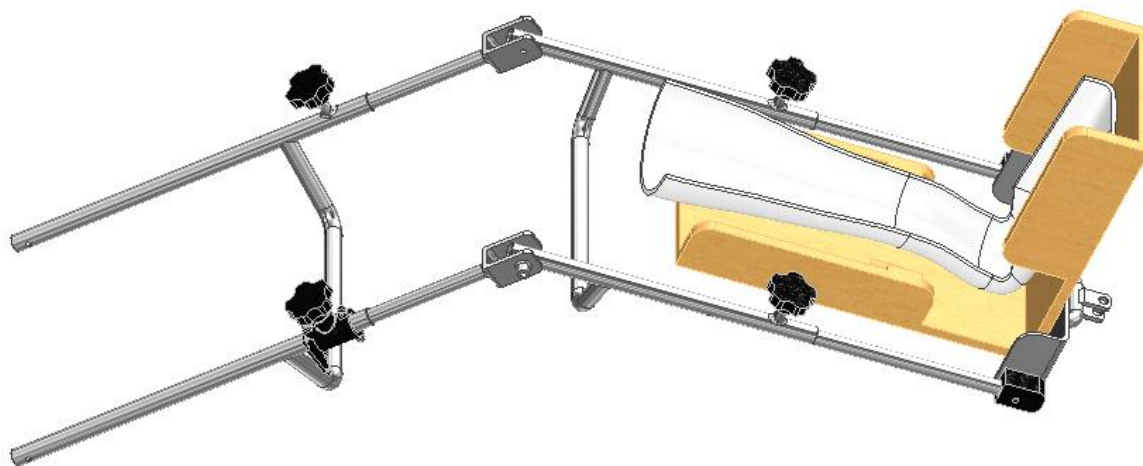
Nota. Diseño del soporte para el pie con la férula a utilizarse.

Subensamble

Los soportes mencionados generan el soporte para toda la pierna, abarcando desde el muslo hasta el pie, donde ya se puede observar la unión de rotación que se genera para poder simular el movimiento de la rodilla; además, en la parte de debajo del soporte del pie estará la unión mediante acero que se realiza que tendrá dos placas que se alinearán con el eje del soporte del pie, donde se unirá con el sistema de medición de fuerza.

También se pueden observar los pernos M5 que permiten la unión entre las barras de los soportes individuales, los que ya están colocados haciendo presión, pero a la vez permitiendo el movimiento y regulación del tamaño de los mismos, como se muestra en la Figura 17.

Figura 17
Subensamble de soportes de pie-muslo

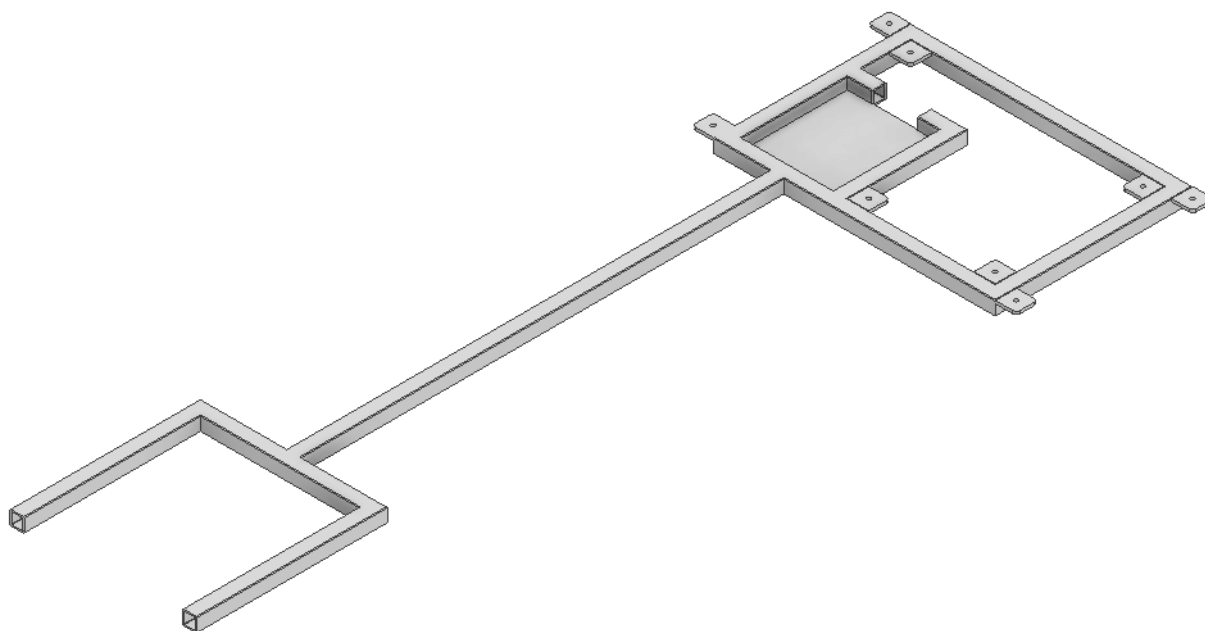


Nota. Subensamble del soporte para la pierna completa.

Base

En donde soportará toda la estructura es la base del dispositivo. Está diseñada con acero negro estructural de 20 [mm] con un espesor de 1.5 [mm], donde se ubicará la caja de la parte electrónica, al igual que los motores, los soportes de los rodamientos, placas que unirán y el subensamble de los soportes. Además, se alarga al lado izquierdo la estructura para que permita cumplir el rango de movimiento de θ_m . En la Figura 18 se puede observar el diseño de la estructura base.

Figura 18
Base de la estructura

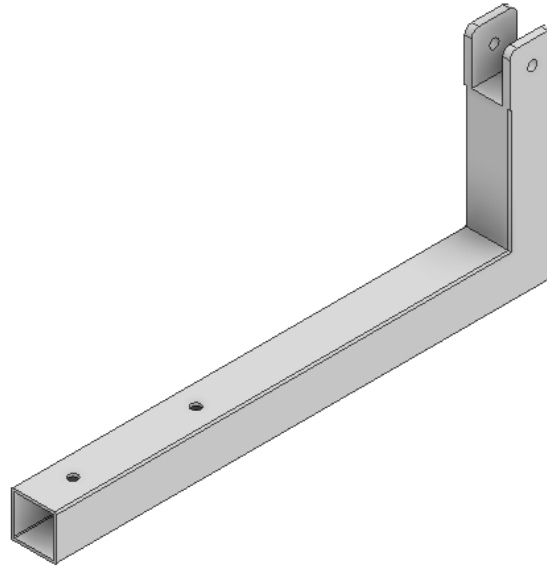


Nota. Base de la estructura en acero negro.

Soporte base y junta rotacional

Unido a la base de la estructura, del lado izquierdo de la Figura 17 , se tiene un tubo cuadrado en L de acero estructural negro de 25 [mm] x 1.5 [mm] de espesor, la que tiene una platina soldada en la parte superior de 4 [mm] de espesor, donde permitirá tener la unión de rotación con los soportes para la pierna, de igual manera este permitirá ajustarse con la base, para aumentar o disminuir el tamaño. En la Figura 19 se observa cómo está diseñado el soporte base y junta rotacional.

Figura 19
Soporte base y junta rotacional

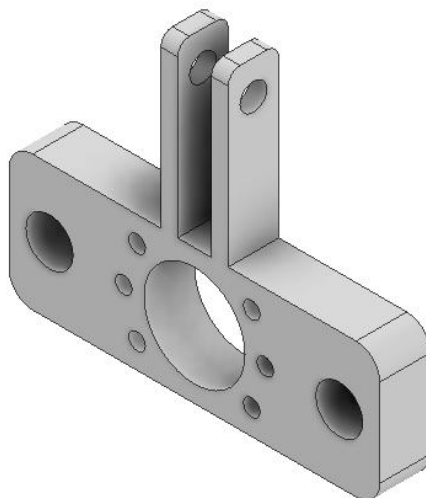


Nota. Soporte base y junta rotacional en L.

Acople husillo-estructura

Para integrar el husillo con la estructura, los soportes de los pies y el tornillo sin fin, se diseñada un acople en acero negro de 15 [mm], para que mediante tornillos se una el acople y el husillo de bolas SFU1605, mientras que con la celda de carga de uniría a través de una rótula y un tornillo que permitirá unirles, con esto permitirles rotar y adaptarse al movimiento que presentan, se muestra en la Figura 20.

Figura 20
Acople husillo-celda de carga

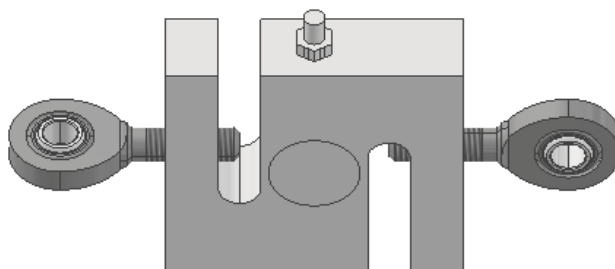


Nota. Acople de husillo con la celda de carga.

Subensamblado celda de carga con rótulas

La celda de carga se busca que transmita la fuerza de manera lineal mientras va realizando el movimiento de la rodilla, por lo que se unirá con dos rótulas con rosca M8 que encaja en la celda de carga, la una a 90° respecto a la otra para que se pueda mover de un lado a la par que los soportes de la pierna, mientras que del otro lado se forme una sola barra con los soportes de los pies, pero manteniendo la estabilidad del mismo con la otra rótula. En la Figura 21 se observa el subensamblado de la celda de carga con las rótulas.

Figura 21
Subensamblado de la celda de carga con rótulas

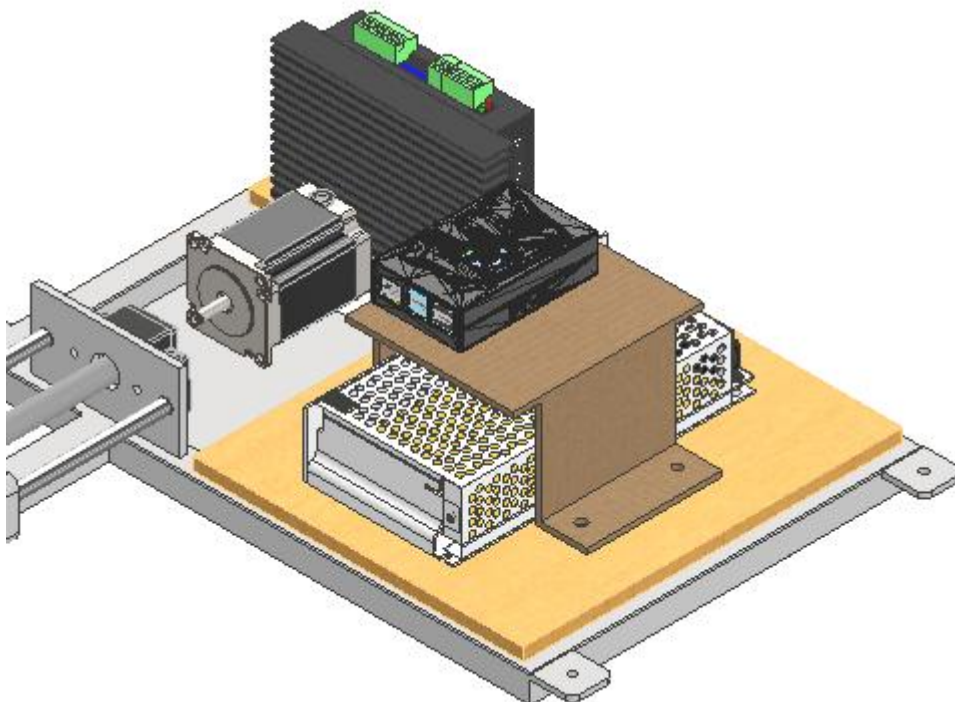


Nota. Subensamblado de celda de carga con rótulas.

Componentes electrónicos

Dentro del diseño CAD hay que dimensionar los elementos electrónicos que se van a utilizar para el correcto funcionamiento del dispositivo de rehabilitación diseñado, los que se pueden observar dentro del diseño realizado es motor Nema 23, Driver, fuente de alimentación, tarjeta de control Raspberry 5, con su respectivo case, además de tener el espacio correspondiente para colocar la PCB diseñada con su otra tarjeta electrónica. Se observa en la Figura 22 la disposición de los componentes.

Figura 22
Componentes electrónicos del dispositivo

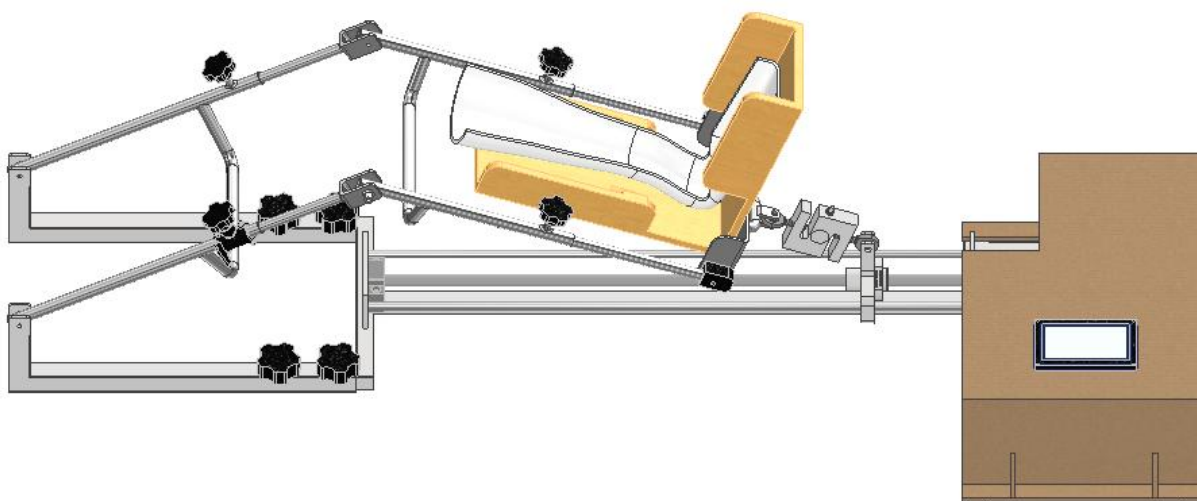


Nota. Elementos electrónicos disposición en el dispositivo

Ensamble

Todos los componentes antes mencionados, ya ensamblados todos juntos se los puede observar en la Figura 23, donde se puede destacar que ya se encuentra todo unido de la manera correspondiente para su funcionamiento adecuado, además, se puede observar la caja con la que se tapará la parte electrónica y se encontrará la pantalla HMI, mediante la cual se manejará el dispositivo.

Figura 23
Ensamble de componentes



Simulaciones CAE de los soportes

Para determinar si las piezas que mayores cargas reciben están correctamente dimensionadas se realiza un análisis de Ingeniería Asistida por Computador (Computer Aided Engeneering CAE), con la ayuda del software ANSYS, el que fue diseñado para realizar estos análisis mecánicos, por lo que se especifica las condiciones simuladas en cada uno de los casos, simulando las condiciones que tendrán en la vida real, durante el uso del dispositivo de rehabilitación.

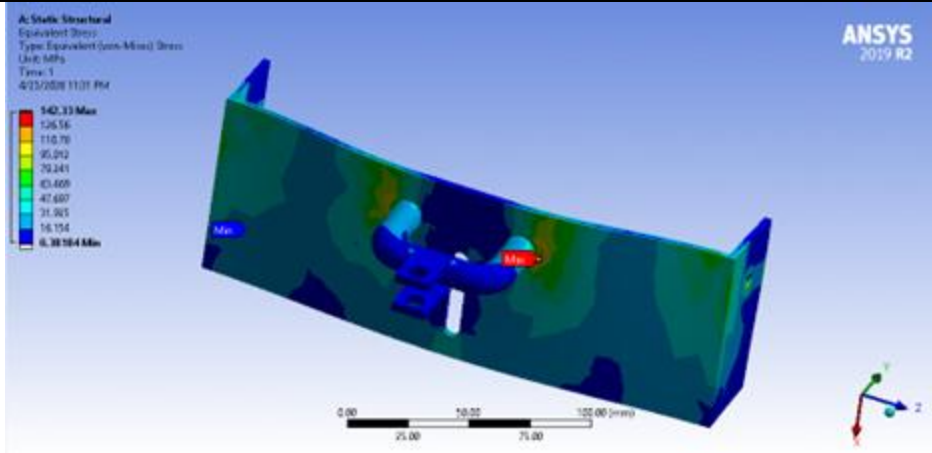
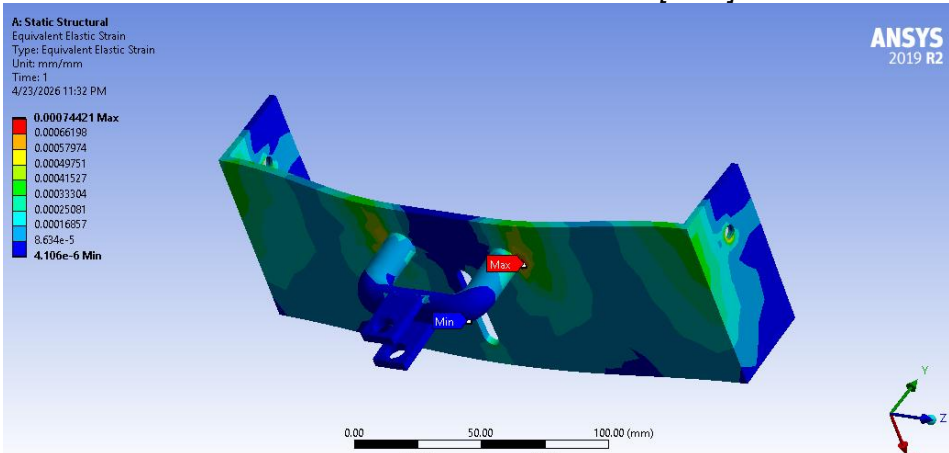
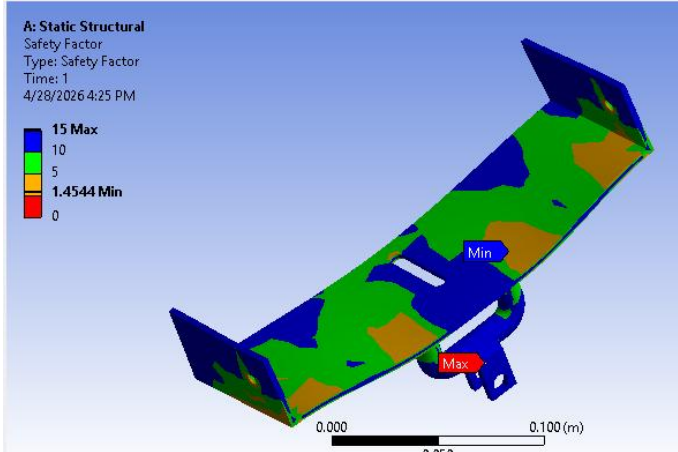
Para las simulaciones a realizarse se toma en cuenta las fuerzas calculadas anteriormente, que corresponden a las máximas que se pueda ejercer, para calcular los resultados más críticos que pueden poner en riesgo el correcto funcionamiento.

Soporte de celda de carga/ base pie

Se toma en cuenta el soporte de celda de carga – base de pie, porque este será la unión entre los soportes de pie con la celda de carga, lo que será la unión hacia la estructura del dispositivo, por lo que podrá soportar una carga que afecte el funcionamiento del mecanismo, por lo tanto, se analiza. Para esta simulación se aplicará una fuerza a través del agujero que atraviesa las orejas de unión con la rótula.

El análisis de esfuerzos, deformación y factor de seguridad para el soporte de celda de carga – base de pie se lo puede observar en la Tabla 26, donde además se puede notar las zonas donde será mayor el respectivo valor en colores con tonalidades rojas, y las de menor serán zonas con tonalidades azules, en esfuerzo y deformación, caso contrario para el factor de seguridad.

Tabla 26
Análisis para soporte celda de carga – base pie

Factor analizado	Gráfico y valor a destacar
Esfuerzo	 <p>El esfuerzo máximo es de 142.33 [MPa]</p>
Deformación	 <p>La máxima deformación es de 7.4421×10^{-4} [mm/mm]</p>
Factor de seguridad	 <p>El mínimo factor de seguridad es de 1.4544</p>

Nota. Valores de esfuerzo, deformación y factor de seguridad para Soporte de celda de carga/ base pie

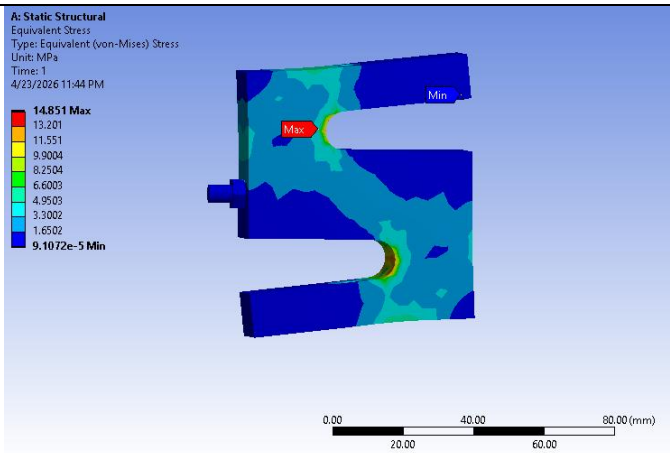
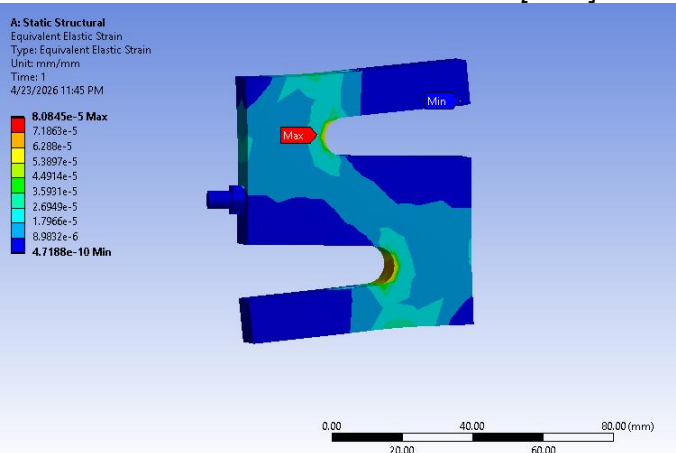
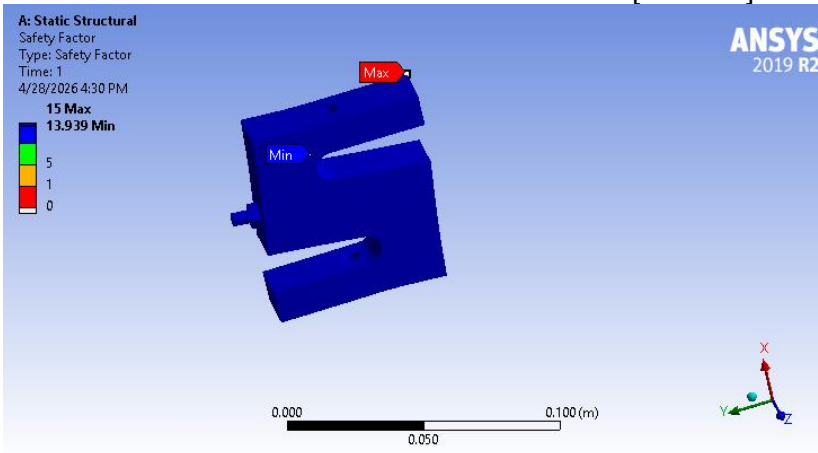
Simulación Celda de carga

Otro de los componentes más importantes dentro de los análisis es la celda de carga, puesto que este elemento está diseñado para medir la fuerza a través de las deformaciones presentadas ante una fuerza aplicada, por lo que será, la que reciba mayor impacto del movimiento ejercido por el pie y trascendental para el funcionamiento del dispositivo de rehabilitación.

Para este elemento se aplicarán cargas paralelas a través del eje de la rosca de ambos lados, simulando la flexión y la extensión de la celda al realizar los movimientos con la rodilla, durante el proceso de rehabilitación.

El análisis de esfuerzos, deformación y factor de seguridad para la celda de carga se lo puede observar en la Tabla 27, donde además se puede notar las zonas donde será mayor el respectivo valor en colores con tonalidades rojas, y las de menor serán zonas con tonalidades azules, en esfuerzo y deformación, caso contrario para el factor de seguridad.

Tabla 27
Análisis celda de carga

Factor analizado	Gráfico y valor a destacar
Esfuerzo	 <p>El esfuerzo máximo es de 14.851 [MPa]</p>
Deformación	 <p>La máxima deformación es de 8.0845×10^{-5} [mm/mm]</p>
Factor de seguridad	 <p>El mínimo factor de seguridad es de 13.939</p>

Nota. Valores de esfuerzo, deformación y factor de seguridad para celda de carga.

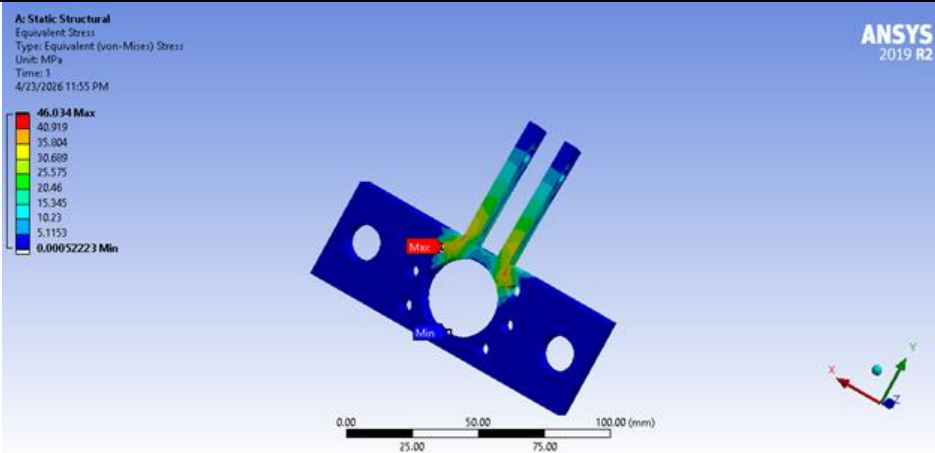
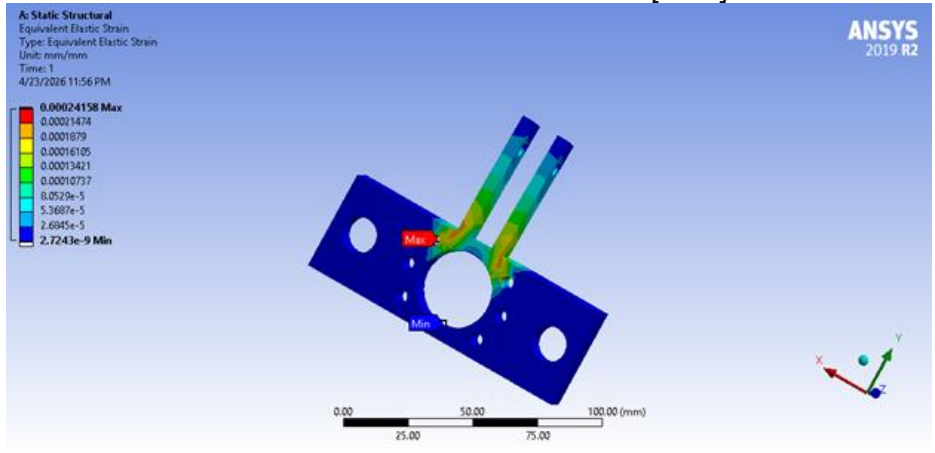
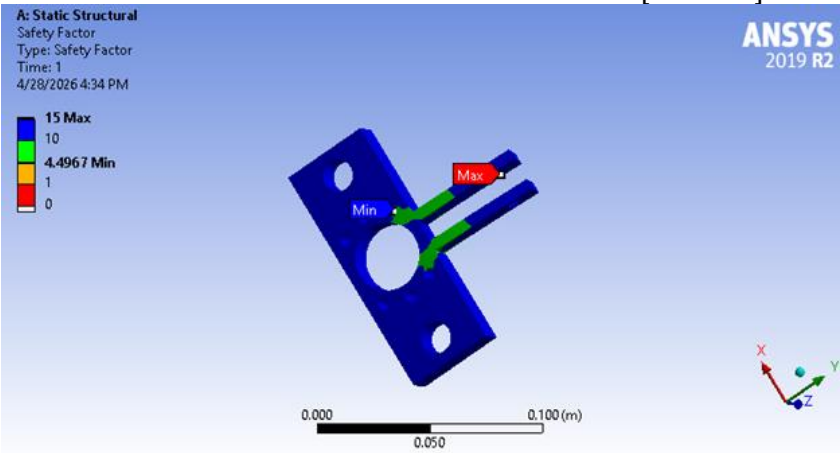
Soporte Husillo

La forma de integrar la celda de carga es mediante un soporte que estará unido al husillo de bolas, donde se unirá la rótula con la celda de carga hacia el husillo, esencialmente aquí se transmitirá la fuerza que está recibiendo la celda de carga y se la transmite al husillo para que se desplace linealmente a través del tornillo sin fin.

Para este análisis se colocó la fuerza a través de los orificios por donde atraviesa el tornillo que une al soporte con la rótula, en dirección de donde estará ubicado los soportes de la pierna.

El análisis de esfuerzos, deformación y factor de seguridad para el soporte husillo se lo puede observar en la Tabla 28, donde además se puede notar las zonas donde será mayor el respectivo valor en colores con tonalidades rojas, y las de menor serán zonas con tonalidades azules, en esfuerzo y deformación, caso contrario para el factor de seguridad.

Tabla 28
Análisis soporte husillo

Factor analizado	Gráfico y valor a destacar
Esfuerzo	 <p>El esfuerzo máximo es de 46.034 [MPa]</p>
Deformación	 <p>La máxima deformación es de 2.4158×10^{-4} [mm/mm]</p>
Factor de seguridad	 <p>El mínimo factor de seguridad es de 4.4967</p>

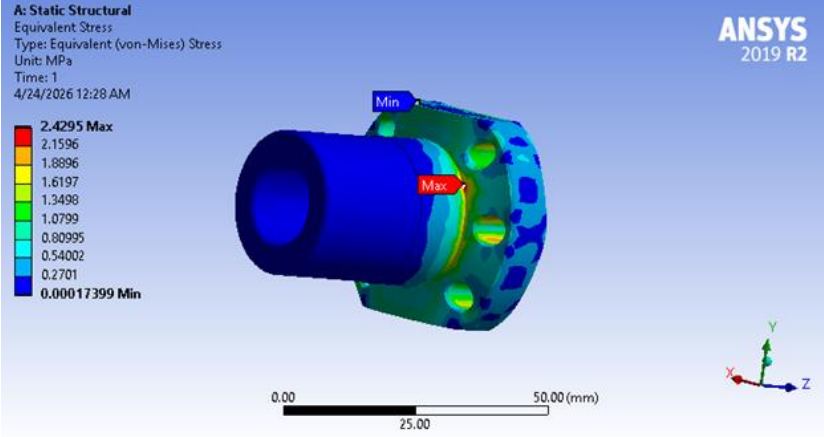
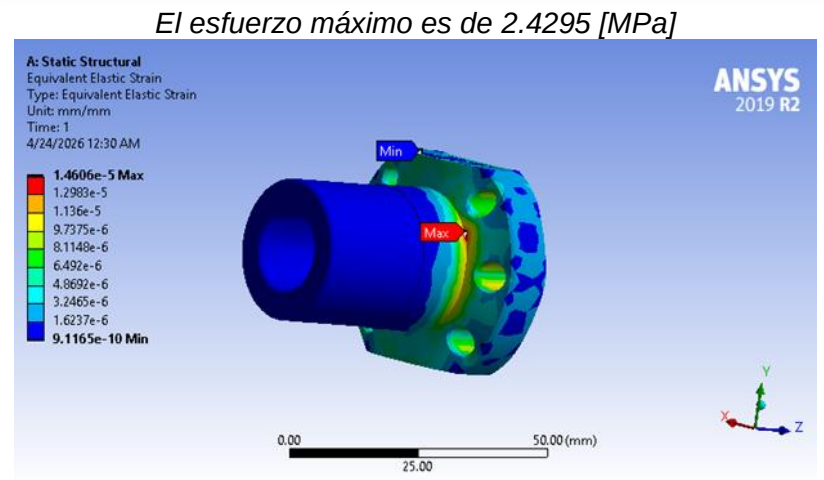
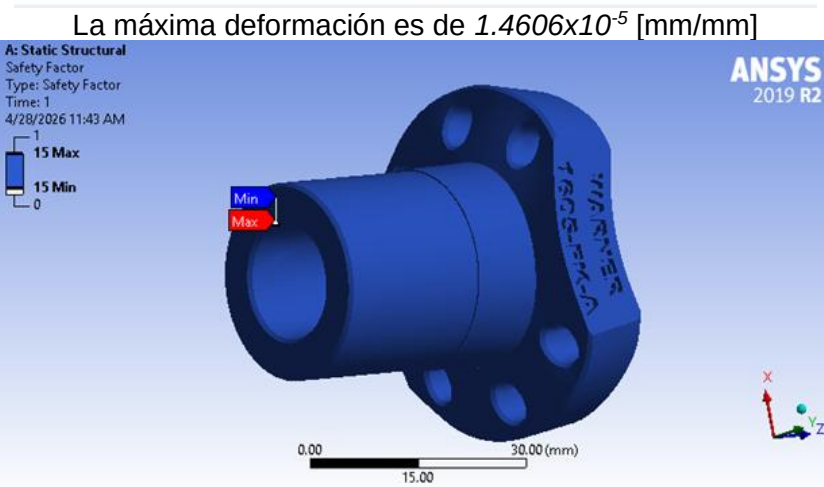
Nota. Valores de esfuerzo, deformación y factor de seguridad para soporte husillo.

Husillo de bolas

De igual manera, para transmitir la fuerza al tornillo sin fin y generar el movimiento lineal se requiere analizar el husillo de bolas, este se une mediante pernos hacia el soporte que se analizó anteriormente, estos pernos transmitirán la fuerza máxima que se aplique a través del dispositivo. Por lo que, en este análisis, se colocó las cargas a través de los orificios de unión, por donde atraviesan los pernos en ejes paralelos al eje central.

El análisis de esfuerzos, deformación y factor de seguridad para el husillo de bolas se lo puede observar en la Tabla 29, donde además se puede notar las zonas donde será mayor el respectivo valor en colores con tonalidades rojas, y las de menor serán zonas con tonalidades azules, en esfuerzo y deformación, caso contrario para el factor de seguridad.

Tabla 29
Análisis husillo de bolas

Factor analizado	Gráfico y valor a destacar
Esfuerzo	 <p>El esfuerzo máximo es de 2.4295 [MPa]</p>
Deformación	 <p>La máxima deformación es de 1.4606×10^{-5} [mm/mm]</p>
Factor de seguridad	 <p>El mínimo factor de seguridad es de 15</p>

Nota. Valores de esfuerzo, deformación y factor de seguridad para husillo de bolas.

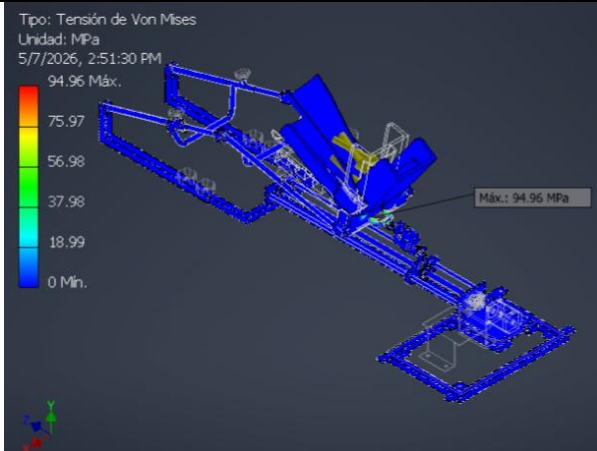
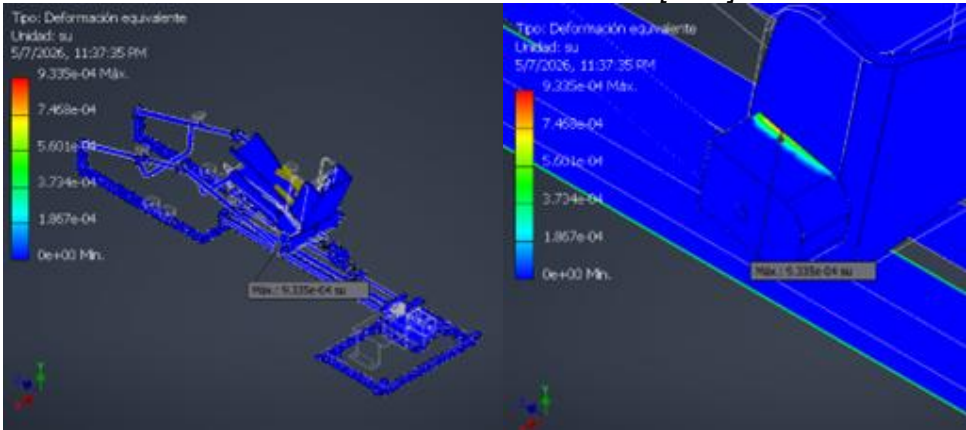
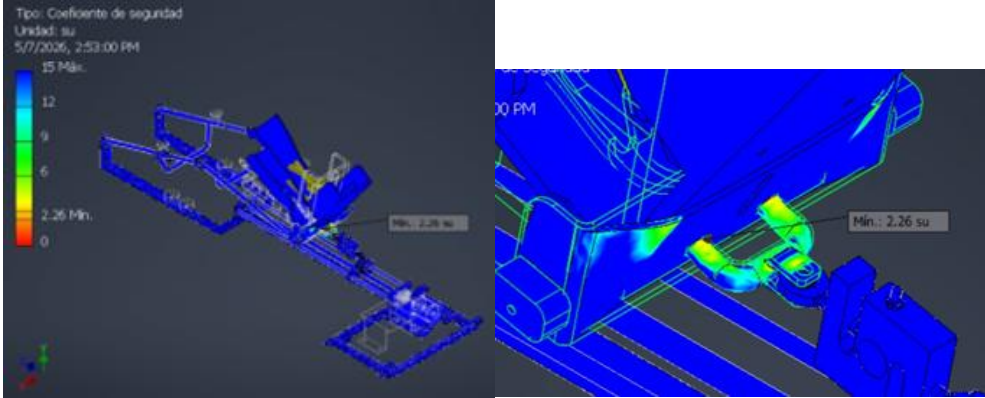
Análisis del dispositivo de rehabilitación en conjunto

Además, es necesario tener en cuenta del sistema en conjunto como actuará al estar unido por todos sus componentes, por lo que se analizará al ensamble del dispositivo de rehabilitación, esto se lo realizará en el software Inventor, a diferencia de los análisis individuales, esto se lo realiza en otro programa por la manipulación que permite este al ensamble e integración de las partes para tener resultados más cercanos a los que puede pasar en la realidad.

De la misma manera se aplica la fuerza de acuerdo a lo calculado anteriormente, esta carga se la tomará en cuenta en donde el paciente aplicará la fuerza al usar al estar haciendo uso del mecanismo diseñado y como estas intervienen entre sí por la unión de componentes mediante pernos o pasadores que serán los que soporten las cargas.

El análisis de esfuerzos, deformación y factor de seguridad para el husillo de bolas se lo puede observar en la Tabla 30, donde además se puede notar las zonas donde será mayor el respectivo valor en colores con tonalidades rojas, y las de menor serán zonas con tonalidades azules, en esfuerzo y deformación, caso contrario para el factor de seguridad.

Tabla 30
Análisis ensamble

Factor analizado	Gráfico y valor a destacar
Esfuerzo	 <p>Tipo: Tensión de Von Mises Unidad: MPa 5/7/2026, 2:51:30 PM 94.96 Máx. 75.97 56.98 37.98 18.99 0 Mín.</p> <p>Máx.: 94.96 MPa</p> <p><i>El esfuerzo máximo es de 94.96 [MPa]</i></p>
Deformación	 <p>Tipo: Deformación equivalente Unidad: su 5/7/2026, 11:37:35 PM 9.335e-04 Máx. 7.468e-04 5.601e-04 3.734e-04 1.867e-04 0e+00 Mín.</p> <p>Máx.: 9.335e-04 su</p> <p>Tipo: Deformación equivalente Unidad: su 5/7/2026, 11:37:35 PM 9.335e-04 Máx. 7.468e-04 5.601e-04 3.734e-04 1.867e-04 0e+00 Mín.</p> <p>Máx.: 9.335e-04 su</p> <p><i>La máxima deformación es de 9.35×10^{-4} [mm/mm]</i></p>
Factor de seguridad	 <p>Tipo: Coeficiente de seguridad Unidad: su 5/7/2026, 2:53:00 PM 15 Máx. 12 9 6 3 2.26 Mín. 0</p> <p>Mín.: 2.26 su</p> <p>Tipo: Coeficiente de seguridad Unidad: su 5/7/2026, 2:53:00 PM 15 Máx. 12 9 6 3 2.26 Mín. 0</p> <p>Mín.: 2.26 su</p> <p><i>El mínimo factor de seguridad es de 2.26</i></p>

Nota. Valores de esfuerzo, deformación y factor de seguridad para el ensamble.

Los valores máximos y mínimos obtenidos en las simulaciones CAE dentro del software ANSYS o Inventor, respectivamente, para esfuerzo, deformación y factor de seguridad, se las puede enlistar dentro de la Tabla 31, donde se observa los valores para cada pieza, a manera de resumen de las piezas más importantes que fueron analizadas dentro del mecanismo diseñado.

Tabla 31

Valores de esfuerzo, deformación y factor de seguridad del dispositivo de rehabilitación

Pieza analizada	Esfuerzo mínimo [MPa]	Esfuerzo máximo [MPa]	Deformación mínima [mm/mm]	Deformación máxima [mm/mm]	Factor de seguridad mínimo	Factor de seguridad máximo
Soporte de celda de carga-	0.38184	142.33	4.106×10^{-6}	7.4421×10^{-4}	1.4544	15
soporte pie						
Celda de carga	9.1072×10^{-5}	14.851	4.7188×10^{-10}	8.0845×10^{-5}	13.939	15
Soporte Husillo	5.2223×10^{-4}	46.034	2.7243×10^{-9}	2.4158×10^{-4}	4.4967	15
Husillo	1.7399×10^{-4}	2.4295	91165×10^{-10}	1.4606×10^{-5}	15	15
Ensamble completo	0	94.966	0	9.335×10^{-4}	2.26	15

Nota. Datos tomados de las simulaciones de en Software ANSYS e Inventor

Diseño electrónico

Es necesario tomar en cuenta varios aspectos dentro de la parte electrónica para el diseño, desde los sensores, alimentación de los mismos, hasta el diseño de la PCB para el armado del circuito electrónico.

Caracterización de sensores y acondicionamiento

Se toma en cuenta que cada uno de los sensores funciona de manera diferente respecto a la entrada que tiene, por lo que se debe observar el funcionamiento que tiene cada uno de los sensores para llevar a una ecuación que describe cómo reacciona el sensor ante diferentes impulsos. Por lo que se revisará cada uno de los sensores con los que se trabajará.

Celda de carga tipo S QILICHUANGAN A1S3

La celda de carga funciona de manera analógica, según la entrada que tenga de voltaje irá enviando un valor de voltaje analógico proporcional a la carga que se le aplique, sin embargo, ese valor es muy pequeño, en el orden de milivoltios. En la Figura 24, se observa una imagen referencial de la celda de carga.

Figura 24
Celda de carga



Nota. Foto de la celda de carga con la que se va a trabajar

Aquí es donde es necesario el uso de módulos para el acondicionamiento de la señal, para amplificar la señal que envía se utiliza el módulo AD620, mientras que, cuando requiere ese valor analógico amplificado convertirlo en digital se usa el módulo ADS1115 a ser un ADC, con esto la ESP ya puede leer los valores cuando se envían por I2C.

La celda de carga es uno de sensores los más elegidos para tomar medidas de fuerza por su grado industrial que tiene, además por su linealidad, lo que lo convierte en un sensor ideal porque resulta fácil tomar medidas, entonces la forma característica se muestra en la ecuación (7).

$$y = mx + b \quad (7)$$

Por lo que para realizar la caracterización se somete a la celda de cargas a varios pesos conocidos, para de eso con la ayuda de la tarjeta electrónica saber el valor de bits generado a través del ADS1115 para cada uno de los pesos, entonces por cada valor de peso se tomó 5 medidas para obtener un promedio de las medidas como se observa en la Tabla 32.

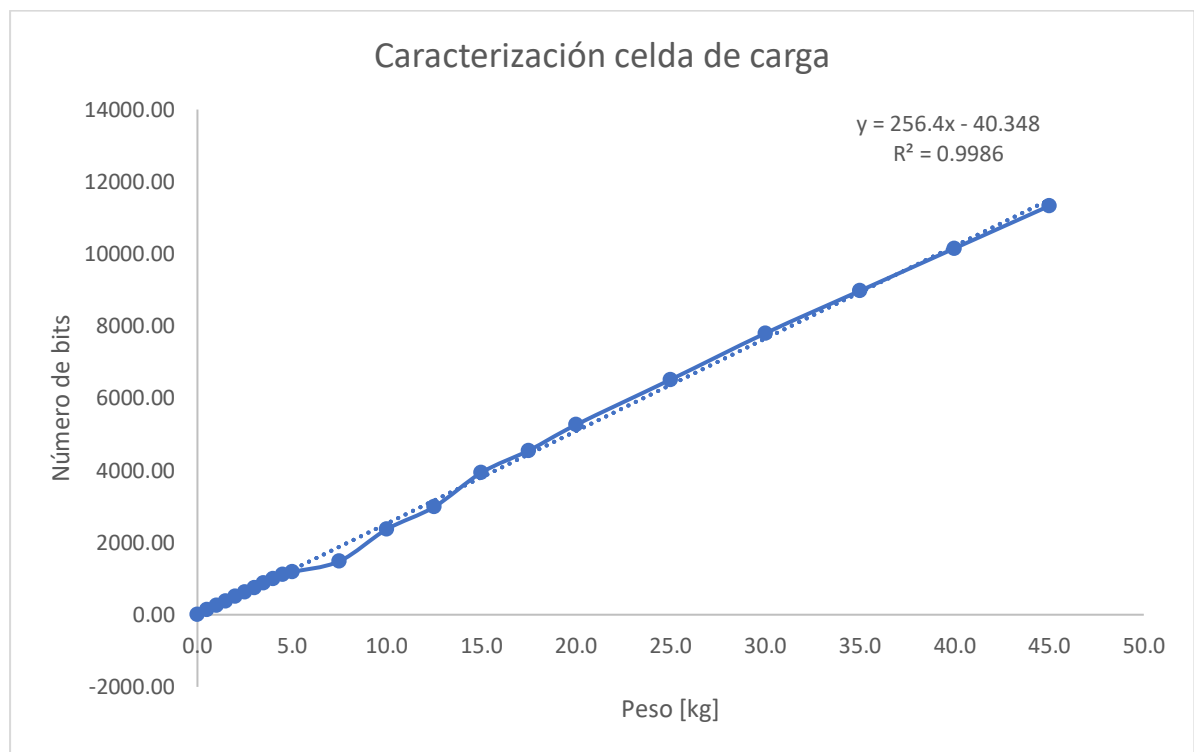
Tabla 32
Caracterización celda de carga

N°	Peso [kg]	Valor de bits					Promedio
		Toma 1	Toma 2	Toma 3	Toma 4	Toma 5	
1	0.0	8	14	8	13	10	10.60
2	0.5	138	134	137	135	135	135.80
3	1.0	248	254	249	254	248	250.60
4	1.5	375	379	375	379	376	376.80
5	2.0	501	502	503	502	502	502.00
6	2.5	633	627	633	627	634	630.80
7	3.0	750	744	748	744	745	746.20
8	3.5	873	871	873	871	873	872.20
9	4.0	999	1001	1001	1000	1003	1000.80
10	4.5	1121	1120	1121	1121	1119	1120.40
11	5.0	1184	1189	1183	1190	1183	1185.80
12	7.5	1808	1803	188	1802	1809	1482.00
13	10.0	2370	2363	2370	2363	2370	2367.20
14	12.5	2986	2985	2984	2988	2982	2985.00
15	15.0	3938	3936	3940	3933	3942	3937.80
16	17.5	4548	4554	4547	4554	4546	4549.80
17	20.0	5264	5260	5263	5260	5264	5262.20
18	25.0	6514	6512	6518	6511	6519	6514.80
19	30.0	7802	7793	7802	7794	7801	7798.40
20	35.0	8979	8974	8979	8970	8978	8976.00
21	40.0	10152	10151	10155	10152	10156	10153.20
22	45.0	11323	11332	11325	11332	11327	11327.80

Nota. Datos tomados a través de la tarjeta ESP32

Con los datos generados se realiza la gráfica con la entrada del peso que se iba poniendo en la celda de carga y la salida será el valor promedio de bits, como se lo observa en la Figura 25.

Figura 25
Función de la celda de carga



Nota. Gráfica de peso vs número de bits

De aquí se obtiene la ecuación característica que indica que a cuanto peso va a dar cada valor de número de bits como se observa en la ecuación (8), que tiene un valor de R^2 de 0.99986 que muestre la confiabilidad que se puede tener.

$$y = 256.4x - 40.348 \quad (8)$$

Donde “x” es el valor de peso y “y” es el número de bits.

Sin embargo, esta ecuación nos representa lo inverso a lo que necesitamos, porque para calcular dentro de la placa y mostrar el valor del peso ingresarán el número de bits para

que la salida sea el peso, por lo que se debe sacar la ecuación inversa que será la característica para el proceso. En la ecuación (9) se indica.

$$x = \frac{y + 40.38}{256.4} \quad (9)$$

Sensor Sharp GP2Y0A41SK0F

Este sensor también funciona de manera analógica, con una entrada de 5 V según la distancia que tenga entrega un valor analógico de voltaje, este valor de voltaje con el mismo acondicionamiento ya mencionado, un conversor ADC del módulo ADS1115, se lo transforma número de bits para leerlo y procesarlo a través de la tarjeta de control ESP32. En la Figura 26 se observa una imagen referencial del sensor Sharp.

Figura 26
Sensor Sharp



Nota. Foto de la celda de carga con la que se va a trabajar

A diferencia de la celda de carga este sensor no mantiene un comportamiento lineal, sino un comportamiento más parecido a una función racional desde valores de distancia mayores a 4 [cm], por lo que la forma característica se lo puede observar en la ecuación (10).

$$y = \frac{a}{bx} \quad (10)$$

De la misma manera, se tomaron datos para diferentes valores de distancia, iniciando en 4 hasta 52 [cm], con saltos de 1 [cm] hasta 16, para adelante con saltos de 2 [cm], para

cada valor se realizaron 5 tomas de datos, de esto se sacó un valor promedio, para reducir errores, se lo puede observar en la Tabla 33.

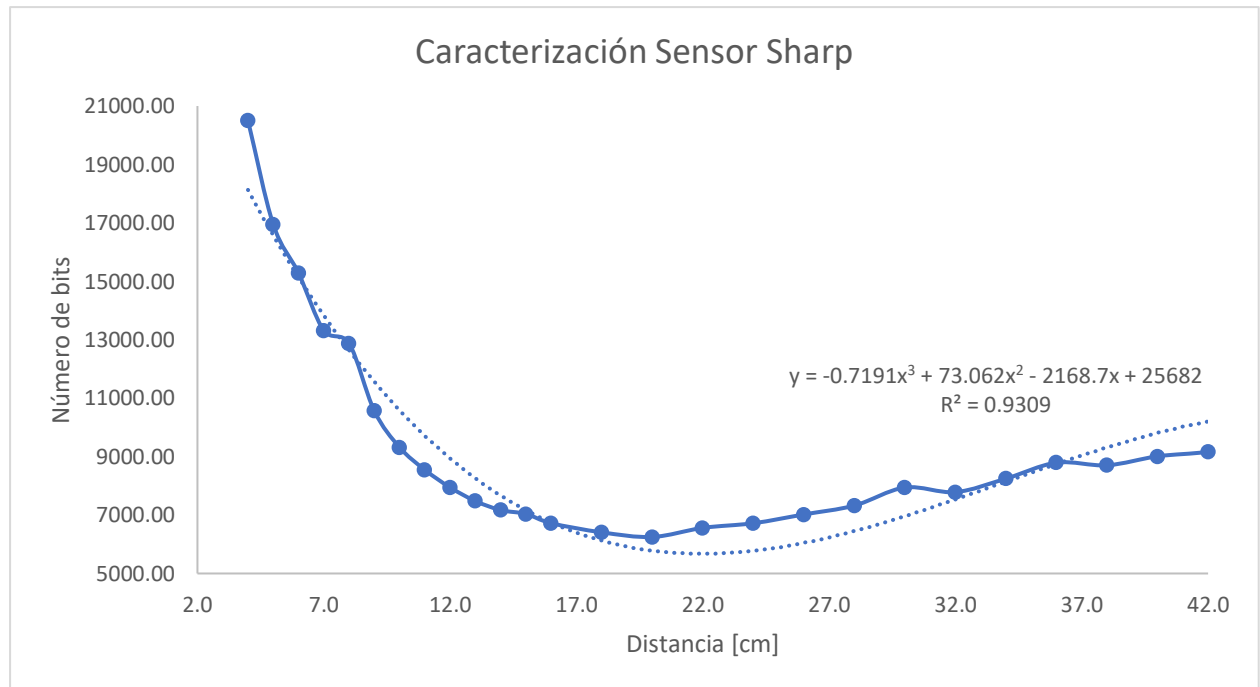
Tabla 33
Caracterización Sensor Sharp

N°	Distancia [cm]	Valor de bits					
		Toma 1	Toma 2	Toma 3	Toma 4	Toma 5	Promedio
1	4.0	20362	20499	20503	20500	20640	20500.80
2	5.0	17061	16920	16920	16914	16920	16947.00
3	6.0	15287	15284	15286	15279	15285	15284.20
4	7.0	13313	13314	13318	13322	13321	13317.60
5	8.0	12874	12875	12877	12881	12881	12877.60
6	9.0	10561	10561	10565	10569	10568	10564.80
7	10.0	9312	9317	9314	9318	9320	9316.20
8	11.0	8551	8544	8549	8547	8548	8547.80
9	12.0	7943	7949	7945	7944	7942	7944.60
10	13.0	7482	7481	7481	7478	7470	7478.40
11	14.0	7165	7171	7166	7174	7171	7169.40
12	15.0	7038	7038	7039	7041	7036	7038.40
13	16.0	6716	6723	6722	6723	6725	6721.80
14	18.0	6410	6409	6406	6408	6410	6408.60
15	20.0	6250	6246	6249	6253	6253	6250.20
16	22.0	6558	6562	6561	6563	6560	6560.80
17	24.0	6726	6720	6715	6717	6719	6719.40
18	26.0	7024	7021	7021	7018	7019	7020.60
19	28.0	7327	7324	7322	7325	7327	7325.00
20	30.0	7941	7945	7942	7942	7939	7941.80
21	32.0	7783	7783	7787	7786	7789	7785.60
22	34.0	8246	8249	8248	8245	8244	8246.40
23	36.0	8852	8698	8850	8857	8704	8792.20
24	38.0	8702	8706	8705	8705	8699	8703.40
25	40.0	9008	9011	9013	9010	9012	9010.80
26	42.0	9162	9165	9167	9167	9170	9166.20
27	44.0	9496	9502	9503	9503	9504	9501.60
28	46.0	9738	9715	9642	9646	9801	9708.40
29	48.0	10255	10255	10252	10252	10248	10252.40
30	50.0	10416	10417	10414	10410	10408	10413.00
31	52.0	10714	10714	10711	10711	10709	10711.80

Nota. Datos tomados a través de la tarjeta ESP32

Con los datos generados se realiza la gráfica con la entrada de la distancia que se iba poniendo para el sensor Sharp y la salida será el valor promedio de bits, como se lo observa en la Figura 27.

Figura 27
Función para sensor Sharp



Nota. Gráfica distancia vs número de bits

Se obtiene una ecuación polinómica de grado 3 que representa el comportamiento de la entrada respecto a la salida, con un valor de R^2 de 0.9309, que no da una buena fiabilidad de los resultados, pero es una aproximación bastante cercana, se observa en la ecuación (11).

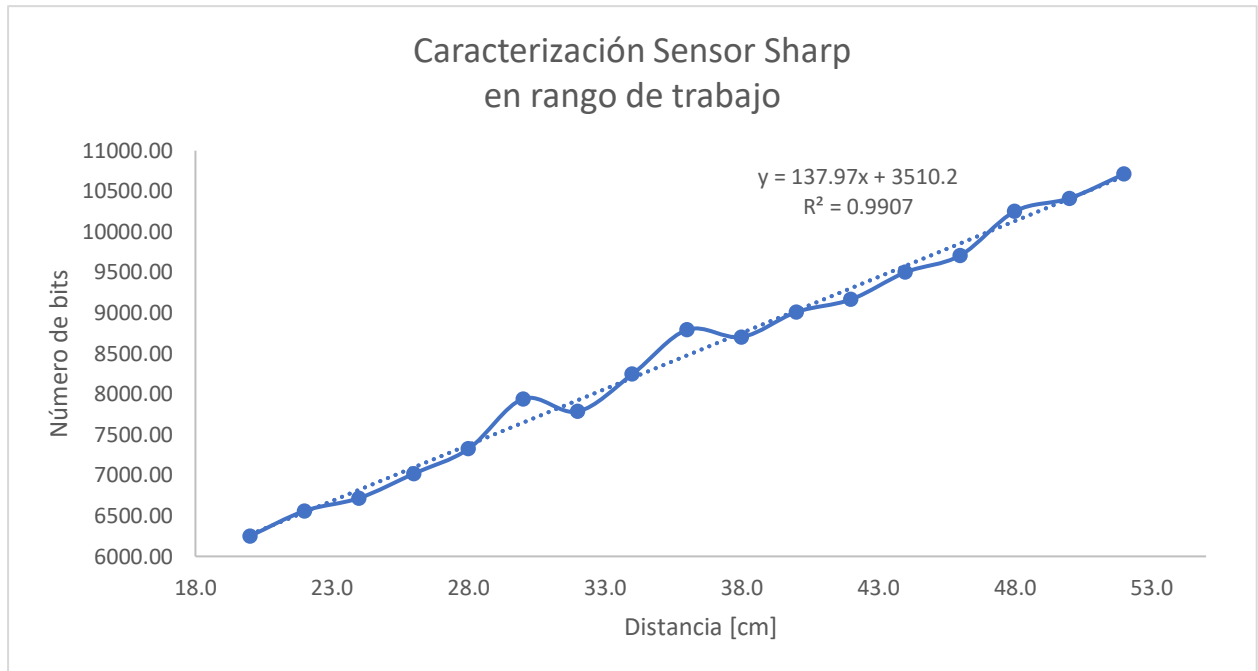
$$y = -0.7191x^3 + 73.062x^2 - 2168.7x + 25682 \quad (11)$$

Tomando en cuenta solo el rango de distancia en el que se va a trabajar, se puede tomar los valores desde 20 [cm] hacia delante, donde se observa un comportamiento diferente a valores anteriores como se lo puede ver en la Figura 27, con lo que puede tomar valores que

resultan en una función que trabaja de manera lineal, lo que haría que la toma de medidas sea más factible para el procesamiento de los datos, como se observa en la Figura 28.

Figura 28

Función para Sensor Sharp en rango de trabajo



Nota. Gráfica distancia vs número de bits desde valores de distancia superiores a 20 [cm]

Aquí se obtiene a la ecuación (12), que será la que represente la caracterización en el rango que se va utilizar dentro del proceso, esta se observa que es lineal, con un valor de R^2 de 0.9907, lo que representa mayor confiabilidad que tomando todos los datos, una aproximación muy cercana.

$$y = 137.97x + 3510.2 \quad (12)$$

Donde “x” es el valor de distancia y “y” es el número de bits.

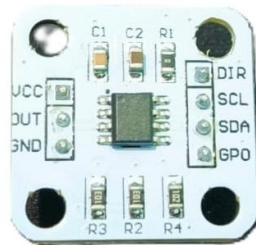
E igual que antes, esto representa la ecuación contraria, por lo que será necesario sacar la inversa de la ecuación, donde la entrada será el número de bits y salida la distancia calculada, con lo que se podrá realizar los cálculos necesarios dentro de la tarjeta de programación. La ecuación (13), es la caracterización para el sensor Sharp.

$$x = \frac{y - 3510.2}{137.97} \quad (13)$$

Sensor Encoder AS5600

Este sensor utilizado para medir la distancia angular, funciona magnéticamente, mientras un imán gira, el chip detecta el cambio de posición. Este sensor a diferencia de los otros funciona nativamente de manera digital, entonces calcula los valores con una resolución de 2^{12} , por lo que se enviarán estos datos directamente a la tarjeta de control a través de comunicación I2C, sin uso de ningún acondicionamiento. En la Figura 29 se observa una imagen referencial del sensor encoder AS5600.

Figura 29
Sensor AS5600

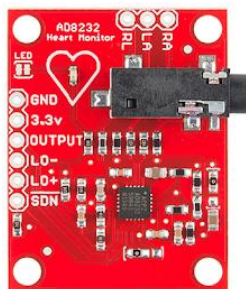


Nota. Foto de la celda de carga con la que se va a trabajar

Sensor EMG AD8232

Este sensor de electromiografía mide la actividad eléctrica de los músculos cuando se encuentran en reposo, este sensor funciona también de manera analógica, con una entrada de alimentación de 3.3 [V], entrega a su salida un valor referente a la actividad del músculo al que esté conectado, la intención de movimiento. Por lo que es necesario trabajar con el conversor ADC que se trabaja con los otros sensores, el ADS1115 el cual convertirá ese valor de salida del sensor en número de bits. En la Figura 30 se observa una imagen referencial del sensor EMG.

Figura 30
Sensor EMG AD8232



Nota. Imagen referencial del sensor EMG AD8232. Tomado de

Cálculos de corriente

Para el diseño electrónico se tomó en cuenta el consumo de los nuevos sensores a incorporarse, además se incorpora un nuevo ramal de 3.3V dado que es voltaje nominal al que opera la ESP32 para las entradas y salidas. Se lo observa en la Tabla 34.

Tabla 34
Valores de los ramales separados por voltaje y corriente estimada

Ramal/Voltaje	Componentes	Corriente Estimada (Pico) [A]	Total por Ramal [A]
Potencia (24V)	Driver DM860HU + NEMA 23	3 x 2 fases = 6.00	6.25
	Relé	0.05	
	Sensor Inductivo NPN	0.20	
	Raspberry Pi 5 (con adaptador a 110V)	5.00	
Lógica/Carga (5V)	Pantalla Nextion	0.25	0.577
	AD620 + Celda de carga	0.002	
	Sensor Sharp	0.025	
	ESP32 (Wifi/BT On)	0.30	
	ADS1115	0.0002	
Control (3.3V)	EMG	0.0065	0.0069
	AS5600	0.0002	

Nota. Datos tomados de los datasheets correspondientes, no se suma el consumo de la Raspberry, porque se conecta directo a 110 sin pasar por la fuente.

Tomando en cuenta un factor de eficiencia de 0.9 en ambos reguladores Buck, se tiene el siguiente cálculo de consumo de potencia total a la fuente, para ello se toma en cuenta la ecuación (14) considerando que para convertir a 3.3V se parte de 5V de la salida del otro regulador.

$$P_{entrada} = \frac{P_{salida}}{n} \quad (14)$$

$$W = I * V$$

$$P_{consumo} = 6.25 * 24 + \frac{0.577 * 5}{0.9} + \frac{0.0069 * 3.3}{0.9 * 0.9}$$

$$P_{consumo} = 152.81[W]$$

Se procede a calcular Potencia de entrada correspondiente a la fuente si la corriente de salida es la corriente de consumo asumiendo una eficiencia de 0.9.

$$P_{Entrada} = \frac{152.81}{0.9}$$

$$P_{Entrada} = 169.79 [W]$$

Dado que la fuente actual es de 10 A y 24V, se calcula el factor de seguridad con la ecuación (15).

$$SF_{elec} = \frac{P_{max}}{P_{entrada}} \quad (15)$$

$$SF_{elec} = \frac{10[A] * 24[V]}{169.79 [W]}$$

$$SF_{elec} = 1.41$$

Se considera que un 41% de margen es adecuado, por lo que se mantiene la fuente.

Circuito electrónico

Se tiene como base el circuito electrónico diseñado por (Pachacama, 2025), donde se realizarán cambios sustanciales para añadir los componentes nuevos que serán los que ayuden en el cumplimiento de las funciones para el nuevo dispositivo de rehabilitación.

Se realiza un cambio de tarjeta de control, de Arduino UNO a una combinación de ESP32 y Raspberry Pi 5, lo que ayuda a un mejor procesamiento de las señales en tiempo real, además, mantener una buena capacidad de procesamiento de la inteligencia artificial. Por lo que se manejarán diferentes voltajes debido a los niveles que maneja cada una de las tarjetas electrónicas, lo que se debe mantener cuidado para no quemar ninguna de las tarjetas.

Se puede observar la inclusión de reguladores de voltaje, sensores y módulos que sirven para el acondicionamiento de las señales con las que se está trabajando para que puedan ser procesadas dentro de la tarjeta de control. Por ejemplo, el ADS1115 será el conversor analógico a digital, que permitirá que ingresen los datos de la manera requerida en la ESP32.

En la Figura 31 se puede observar el diagrama de conexiones eléctricas, donde es necesario destacar que para la conexión de los cables se realizó bajo el estándar en fuentes de poder, donde los niveles de voltaje se manejan según la Tabla 35, el resto de colores usados se los asignó de manera que se distingan los unos de los otros en donde se cruzan los cables para dar claridad al diseño realizado.

Tabla 35

Estándar de colores en fuentes de poder

Color	Uso
Negro	GND
Naranja	3.3 V
Rojo	5 V
Azul	24 V

Nota. Colores utilizados para el diseño del circuito

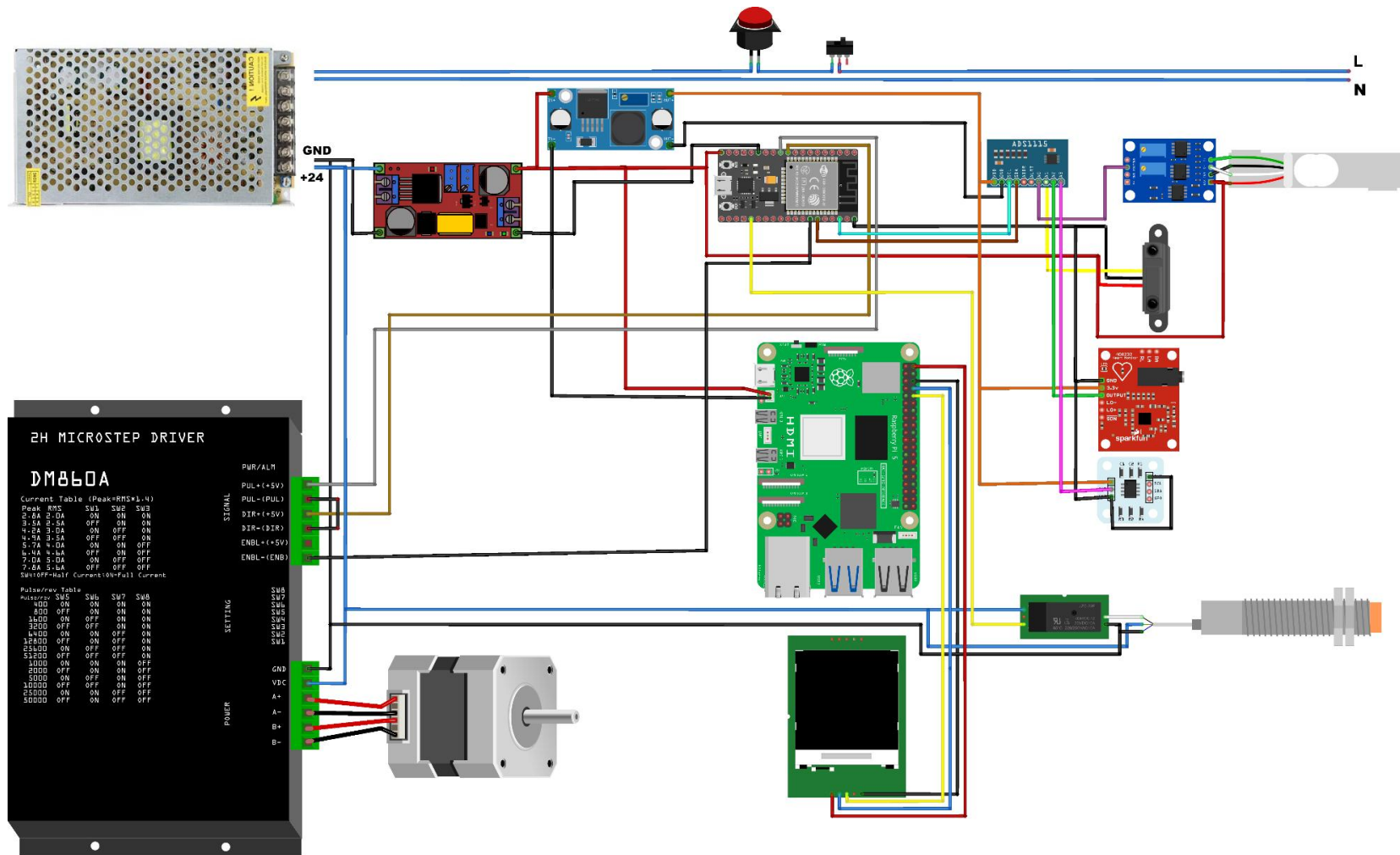
Los elementos usados para el diseño se los enlista en la Tabla 36, de manera que se pueda distinguir cada uno de los elementos utilizados.

Tabla 36
Elementos del circuito electrónico

Elemento	Marca	Modelo
Switch		
Paro de emergencia	SWEIDEER	LA155 A
Fuente de poder	---	TP2410
Driver para el motor	ACT Motor	DM860A
Motor a pasos	Shinano Kenshi	NEMA23 57HD6013-03
Regulador de Voltaje	---	XL4015
Regulador de Voltaje	---	LM495
Tarjeta de control	ESP	ESP32
Tarjeta de control	Raspberry	Raspberry Pi5
Módulo Amplificador	---	AD620
Módulo ADC	---	ADS1115
Celda de carga	QILICHUANGAN	A1S3
Sensor Sharp	Sharp	GP2Y0A41SK0F
Sensor EMG	---	AD8232
Sensor encoder magnético	---	AS5600
Relé	SONGLE	SRD-24VDC-SL-C
Sensor inductivo	HANYOUNG NUX	UP8RM-1.5NA
Pantalla HMI	Nextion Basic	NX4827T043

Nota. Colores utilizados para el diseño del circuito

Figura 31
Circuito electrónico

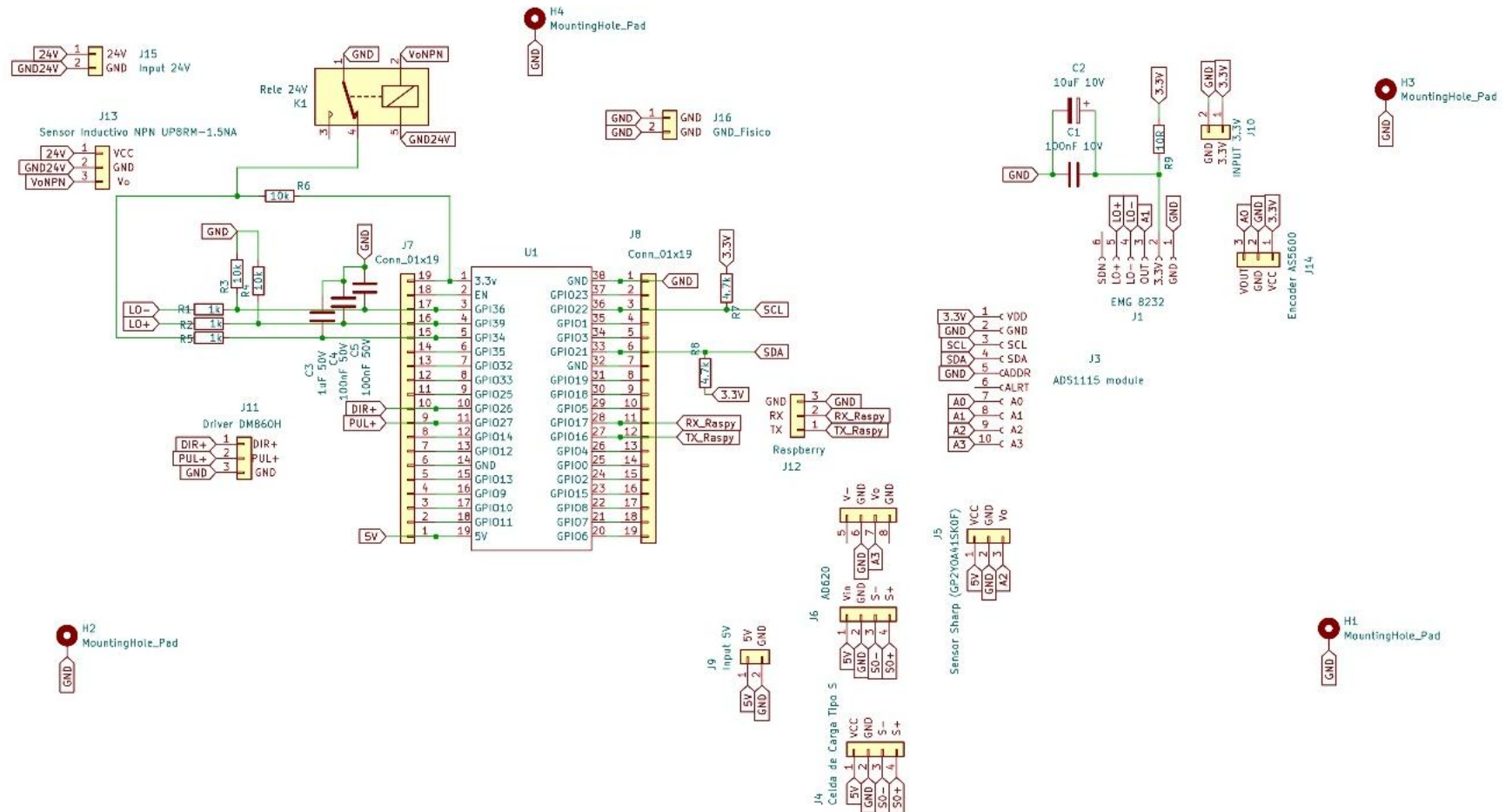


fritzing

Nota. Circuito electrónico realizado en Fritzing.

A continuación, se realiza un esquemático de las conexiones en el software open source KiCad 10.0. Estas etiquetas servirán en la implementación para ubicar correctamente cada cable y sus conexiones, lo que se observa en la Figura 32.

Figura 32
Diagrama esquemático



Nota. Circuito electrónico realizado en KiCad.

Diseño PCB

A continuación, se realizan los cálculos para el ancho de las pistas de la PCB tomando en cuenta los consumos individuales de cada línea. Para ello se toma en cuenta las siguientes ecuaciones (16) y (17) según la IPC-2221.

$$A = \left(\frac{I}{(k * (\Delta T)^b)} \right)^{1/c} \quad (16)$$

$$W = \frac{A}{(t * 1.378) [mils/oz]} \quad (17)$$

Para el cálculo se toman en cuenta los siguientes parámetros para todos los casos:

$$\Delta T = 10[^\circ C]; t = 1 \left[\frac{oz}{ft^2} \right]; k = 0.048; b = 0.44; c = 0.725$$

El aumento de temperatura se lo toma de 10 [°C] por ser estándar en estabilidad de instrumentación médica según la IEC 60601-2-37. Además, se asume un espesor del cobre de 1 [oz/ft^2] por ser lo más común y los valores de k, b y c se deben a la posición del cobre en la zona externa, los cuales son constantes dados por la norma. Reemplazando en las ecuaciones

$$A = \left(\frac{I}{(0.048 * (10)^{0.44})} \right)^{\frac{1}{0.725}}$$

$$W = \frac{A}{(1 * 1.378) [mils/oz]}$$

Operando A

$$A = \left(\frac{I}{0.1322} \right)^{1.3793}$$

Reemplazando A en W

$$W = \frac{\left(\frac{I}{0.1322} \right)^{1.3793}}{1.378} [mils]$$

Transformando de mils a mm

$$W = \frac{\left(\frac{I}{0.1322}\right)^{1.3793}}{1.378} [\text{mils}] * \frac{0.0254 [\text{mm}]}{1 [\text{mils}]}$$

$$W = \frac{0.0254 * \left(\frac{I}{0.1322}\right)^{1.3793}}{1.378} [\text{mm}]$$

Línea de 24V

A pesar de que el consumo era de 6.25 A, se restan los 6 A de los motores a paso, dado que esos irán conectados directamente sin pasar por las conexiones de la PCB, por lo que la corriente a soportar será de 0.25 A.

$$W = \frac{0.0254 * \left(\frac{0.25}{0.1322}\right)^{1.3793}}{1.378} [\text{mm}]$$

$$W = 0.044 [\text{mm}]$$

Se decide colocar un ancho de 1 [mm] para facilidad de fabricación y resistencia mecánica, además la resistencia sería despreciable.

Línea de 5V

$$I = 0.557 [\text{A}]$$

$$W = \frac{0.0254 * \left(\frac{0.557}{0.1322}\right)^{1.3793}}{1.378} [\text{mm}]$$

$$W = 0.134 [\text{mm}]$$

Se decide colocar un ancho de 1 [mm] para facilidad de fabricación y resistencia mecánica, además la resistencia sería despreciable.

Línea de 3.3V

$$I = 0.0069[A]$$

$$W = \frac{0.0254 * \left(\frac{0.0069}{0.1322} \right)^{1.3793}}{1.378} [mm]$$

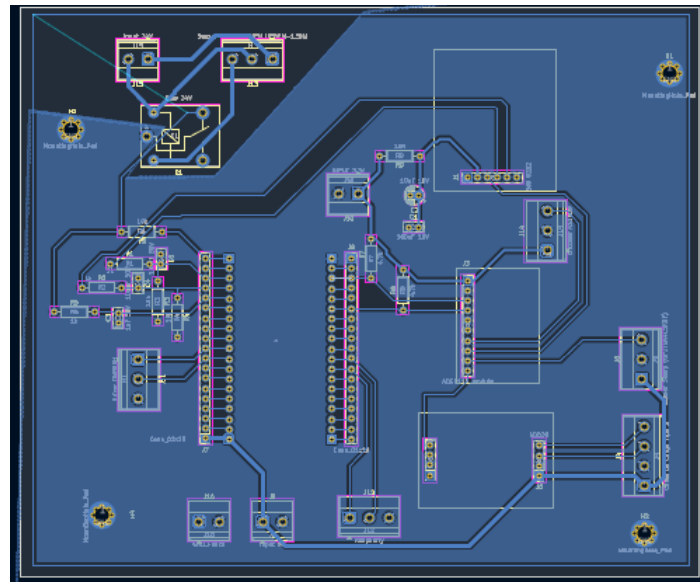
$$W = 0.000313[mm]$$

Se decide colocar un ancho de 0.7 mm para garantizar estabilidad de voltaje en el ADC y sensores alimentados, así como facilitar la fabricación y resistencia de las pistas.

Para las líneas de comunicación y señales I/O se decide usar un ancho de 0.3 para una facilidad en el ruteo y reducción de ruido. Además, Para el GND se decidió implementar un plano de cobre para la minimización de bucles de tierra y ruido como se aprecia en la Figura 33. Es importante recalcar que se excluyó las conexiones de 24 [V] del plano de cobre para evitar ruido parásito y que se incluyeron orificios con contactos al plano de GND para conexión de tierras físicas en caso de ser necesarias. Se presenta el diseño aproximado en 3D para una referencia en el ensamble en la Figura 34.

Figura 33

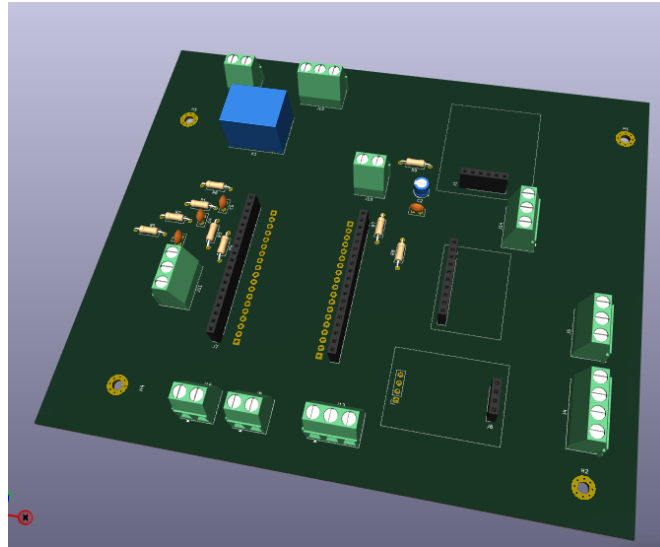
Footprint de la PCB a fabricar para las conexiones de los sensores con la ESP32.



Nota. Se aprecian las diferencias de ancho de líneas y la capa de cobre de GND.

Figura 34

Vista 3D de la PCB a fabricar para las conexiones de los sensores con la ESP32.



Nota. Se distinguen elementos de acondicionamiento como filtros pasabajos y resistencias de pull up para algunas señales.

Diseño del sistema de control y procesamiento

Selección de estrategia de control

Para la escoger la estrategia de control se realiza una tabla de selección donde se evalúan diferentes parámetros, donde 1 es el peor escenario y 5 es el mejor. En la Tabla 37 se visualizan tres umbrales para cada criterio.

Tabla 37

Criterios de selección para la estrategia de control del motor en modo activo

Criterio de selección	1-2 (Deficiente - Aceptable)	3 (Bueno)	4-5 (Muy Bueno - Excelente)
Precisión en modo activo asistido	Error de seguimiento $> 5^\circ$	Error de seguimiento $2^\circ - 5^\circ$	Error de seguimiento $< 2^\circ$
Suavidad en modo activo asistido	Tirones y discontinuidades notables	Pequeñas oscilaciones tolerables	Movimiento fluido e imperceptible
Transparencia / Backdrivability	Torque residual > 2 Nm	Torque residual 1-2 Nm	Torque residual < 1 Nm
Capacidad de torque resistivo	No alcanza o muy limitada (< 5 Nm)	Rango medio (5-10 Nm)	Rango alto (> 10 Nm)
Adaptabilidad a cambios (fatiga/intención)	Requiere re-sintonización manual	Ajuste mediante parámetros	Ajuste en tiempo real automático
Robustez a no linealidades	Falla ante fricción o backlash	Requiere compensación adicional	Tolera sin re-sintonización
Tiempo de respuesta a cambios de intención	> 100 ms	50-100 ms	< 50 ms
Facilidad de implementación con RF	Requiere arquitectura compleja	Implementación moderada	Integración directa y natural

Nota. Criterios de selección enfocados en el rendimiento final del sistema.

Una vez definido los criterios se procede a comparar y contrastar las tres candidatas de estrategias de control más usadas en investigaciones relacionadas, las cuales serán PID, Fuzzy y Model Predictive Control (MCP). En la Tabla 38 se realiza la comparación para la estrategia de control más adecuada.

Tabla 38*Tabla de comparación para la estrategia de control del motor en modo activo*

Criterio de selección	PID	Fuzzy Logic	Model Predictive Control (MPC)	Ideal
Precisión en modo activo asistido	4	4	5	5
Suavidad en modo activo asistido	3	5	5	5
Transparencia / Backdrivability	3	4	5	5
Capacidad de torque resistivo	4	4	5	5
Adaptabilidad a cambios (fatiga/intención)	3	5	4	5
Robustez a no linealidades	2	5	4	5
Tiempo de respuesta a cambios de intención	5	4	3	5
Facilidad de implementación con RF	5	4	2	5
Sumatorio	29	35	33	40
Índice porcentual	29/40	35/40	33/40	40/40
Orden de selección [%]	72.5	87.5	82.5	—

Nota. Se asume una ponderación equivalente para cada criterio.

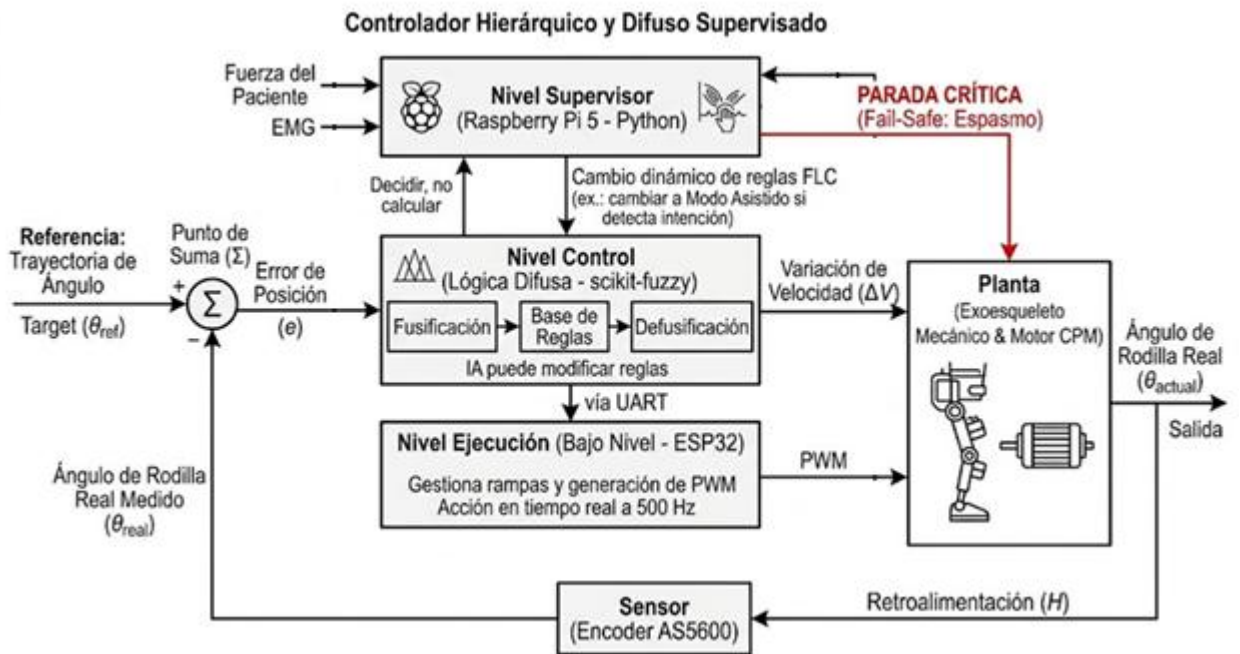
Después del análisis se decide usar Fuzzy Logic (Lógica Difusa) como estrategia de control para el motor en modo activo, esto permitirá un mejor acoplamiento con el modelo de IA a usarse.

Diseño de controlador

Para gestionar las no linealidades del sistema, tales como la variación de la carga inercial entre pacientes y los cambios en la rigidez muscular, se implementa un controlador basado en Lógica Difusa tipo Mamdani debido a que buscamos que sea más entendible para los profesionales del área para una posible validación futura, además de que no se necesita una optimización máxima que ofrece el método de Sugeno puesto que se lo realizará en una Raspberry Pi 5. Este enfoque permite ajustar la respuesta del sistema en tiempo real, se lo puede observar en la Figura 35. El uso de un controlador adaptativo se justifica también por la necesidad de mecanismos de detención automática para dispositivos CPM. Los dispositivos comerciales como el de Kinetec usan sistemas donde el sistema se detiene abruptamente

cuando el paciente opone resistencia, en nuestro caso se lo implementará de forma gradual y no binaria.

Figura 35
Diseño de lazo de control



Nota. Lazo de control objetivo a implementar diseñado en IA

Para el diseño de este sistema se consideran tres variables de entrada y una de salida, las cuales interactúan mediante un conjunto de 27 reglas de control.

- Entradas: Error de posición, Derivada del error de posición y Fuerza del paciente discretizadas en tres funciones de membresía.
- Salida: Variación de velocidad que afecta al actuador alternando las instrucciones “Acelerar”, “Mantener” o “Retroceder” con una alternativa de velocidad suave adicional para acelerar o retroceder.
- Reglas de control: Basadas en la seguridad y confort del paciente.

Las reglas planteadas para el control Fuzzy se observan en la Figura 36, siendo estas 27 que condicionarán el funcionamiento del controlador. Las últimas 9 reglas es con fuerza alta, donde se decide mantener la posición, dado que se asume que es un espasmo. Esta lógica está respaldada por el trabajo de Zhong et al. (2020), que ejecuta un sistema de control denominado “Assist-as-Needed” que ejecuta un stop efectivo a los 7 kg de fuerza ejercida en la pierna. En nuestro caso, dado el cambio de la posición en la que se realiza el tratamiento, se lo realizará a los 10 kg, lo cual se lo configurará como el 100% del umbral de fuerza de entrada.

Figura 36
Reglas para el control Fuzzy

System: Controlador_Adaptativo_V5			
Add All Possible Rules Clear All Rules			
Rule		Weight	Name
1	If Error_Posicion is PG and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Acelerar	1	rule1
2	If Error_Posicion is PG and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Acelerar	1	rule2
3	If Error_Posicion is PG and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule3
4	If Error_Posicion is Z and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Acelerar	1	rule4
5	If Error_Posicion is Z and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule5
6	If Error_Posicion is Z and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Reversa	1	rule6
7	If Error_Posicion is NG and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule7
8	If Error_Posicion is NG and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Reversa	1	rule8
9	If Error_Posicion is NG and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Baja then Variacion_Velocidad is Reversa	1	rule9
10	If Error_Posicion is PG and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Adelante_Suave	1	rule10
11	If Error_Posicion is PG and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Adelante_Suave	1	rule11
12	If Error_Posicion is PG and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule12
13	If Error_Posicion is Z and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Adelante_Suave	1	rule13
14	If Error_Posicion is Z and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule14
15	If Error_Posicion is Z and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Reversa_Suave	1	rule15
16	If Error_Posicion is NG and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule16
17	If Error_Posicion is NG and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Reversa_Suave	1	rule17
18	If Error_Posicion is NG and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Media then Variacion_Velocidad is Reversa_Suave	1	rule18
19	If Error_Posicion is PG and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule19
20	If Error_Posicion is PG and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule20
21	If Error_Posicion is PG and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule21
22	If Error_Posicion is Z and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule22
23	If Error_Posicion is Z and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule23
24	If Error_Posicion is Z and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule24
25	If Error_Posicion is NG and derivada_error is PG and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule25
26	If Error_Posicion is NG and derivada_error is Z and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule26
27	If Error_Posicion is NG and derivada_error is NG and Fuerza_Paciente is Alta then Variacion_Velocidad is Mantener	1	rule27

Nota. Reglas para el control Fuzzy diseñadas en Matlab

Para el diseño del Controlador Fuzzy se lo hizo con la ayuda de la herramienta de Matlab “Fuzzy Logic Designer”, donde se estableció el control de tipo Mamdani, cada uno de los bloques con tres triángulos, el de la izquierda indicando que está en valores negativos, a la derecha en valores positivos fuera del rango adecuado, mientras que en medio está los valores que se encuentran en el punto ideal, tanto para las dos entradas como para la salida. Según la salida dada se tendrá la retroalimentación al sistema, se lo puede observar en la Figura 37.

Figura 37
Diseño de Control Fuzzy



Nota. Controlador Fuzzy diseñado en Matlab

Una vez definidos los parámetros básicos se procede a definir los objetivos de la simulación del controlador Fuzzy, con esto se validará su viabilidad antes de su implementación.

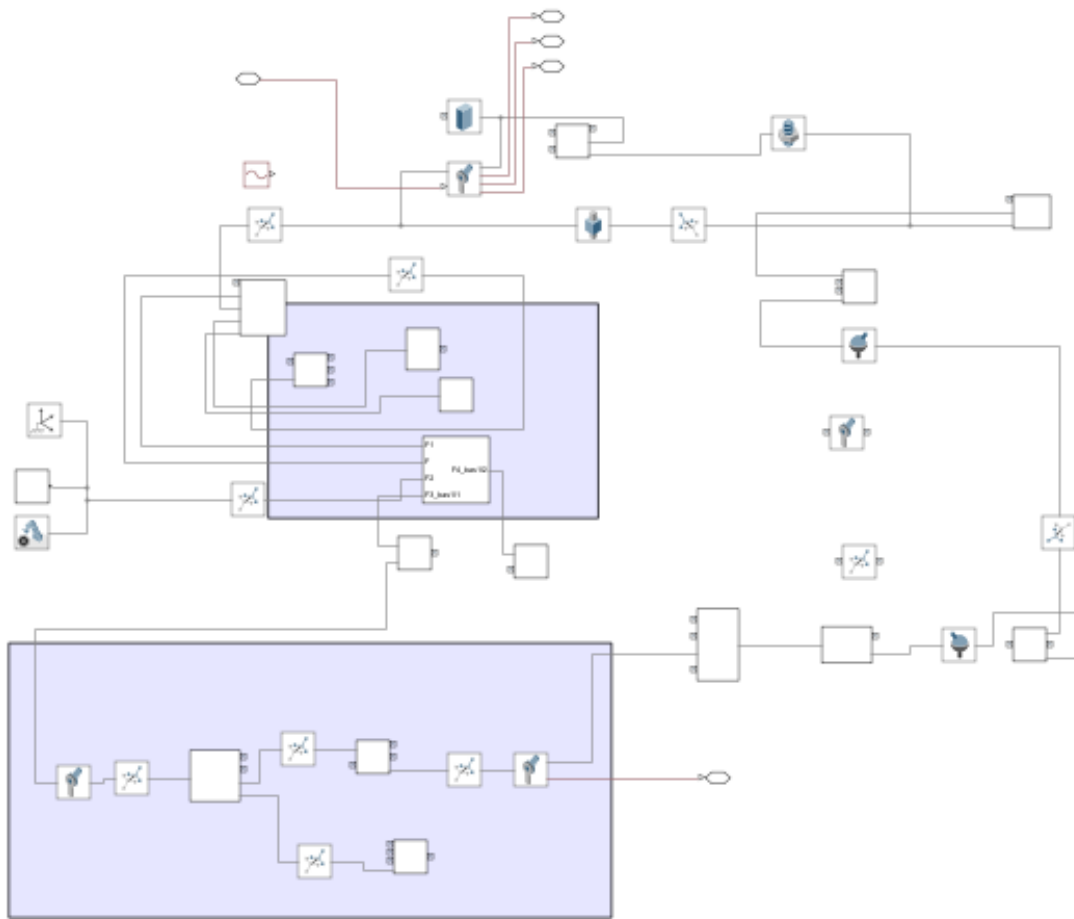
- Validar el seguimiento de trayectoria: se comprueba la disminución del error de posición estacionario durante los ciclos de rehabilitación.
- Analizar el esfuerzo de control: se verifica que el torque del motor requerido durante la operación no exceda el torque nominal del motor Nema 23 implementado.
- Verificar respuesta adaptativa ante perturbaciones demostrando: se demuestra que el sistema ajusta la variación de velocidad de manera segura ante incrementos de la fuerza del paciente.

Simulación de Control

Para la evaluación de desempeño del controlador, se desarrolló un modelo equivalente de la planta mecánica con el uso de las herramientas en Matlab: Simulink y Simscape Multibody. Se realizó la unión de partes del ensamble diseñado en Inventor, parte a parte con sus respectivas uniones y puntos de referencia para simular en mismo funcionamiento y movimiento que presenta dentro del entorno de Inventor. Se conoce que lo más importante para el desempeño del sistema es el husillo y tornillo sinfín unido con el apoyo del pie, generando los movimientos necesarios, la configuración dentro del Simscape Multibody se lo observa en la Figura 38.

Figura 38

Diseño del modelo Completo en Simscape Multibody en Simulink

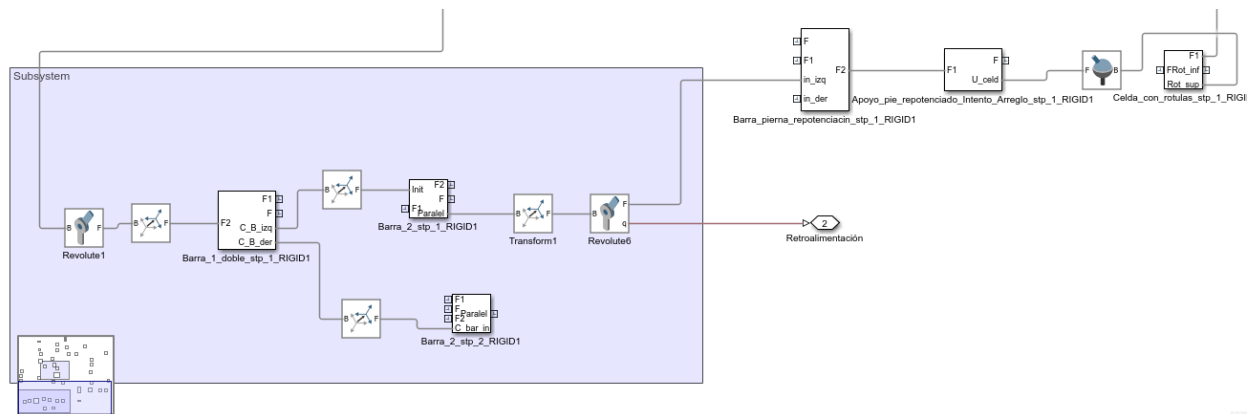


Nota. Sistema implementado en Matlab Simulink

En la Figura 39 se muestra la parte crítica de control, dominado por el tornillo de potencia, la entrada de control corresponde a la posición angular dado que se trata del motor a pasos y las salidas de medición son la velocidad, aceleración y torque del mismo para verificar que el sobre impulso no supere a la capacidad del motor en la simulación. En este apartado se logra visualizar las relaciones con la placa que sujeta el rodamiento del tornillo hasta el acople del husillo.

En la Figura 41 se muestra la parte móvil del ensamble que corresponde a las barras redondas configurables y el apoyo de pie, así como su unión con la celda de carga tipo S. Es importante resaltar que el valor de retroalimentación se extrae de la relación entre las barras que se unen a la altura de la rodilla para marcar el ángulo de extensión de rodilla en cada instante, lo cual será importante para el lazo de control.

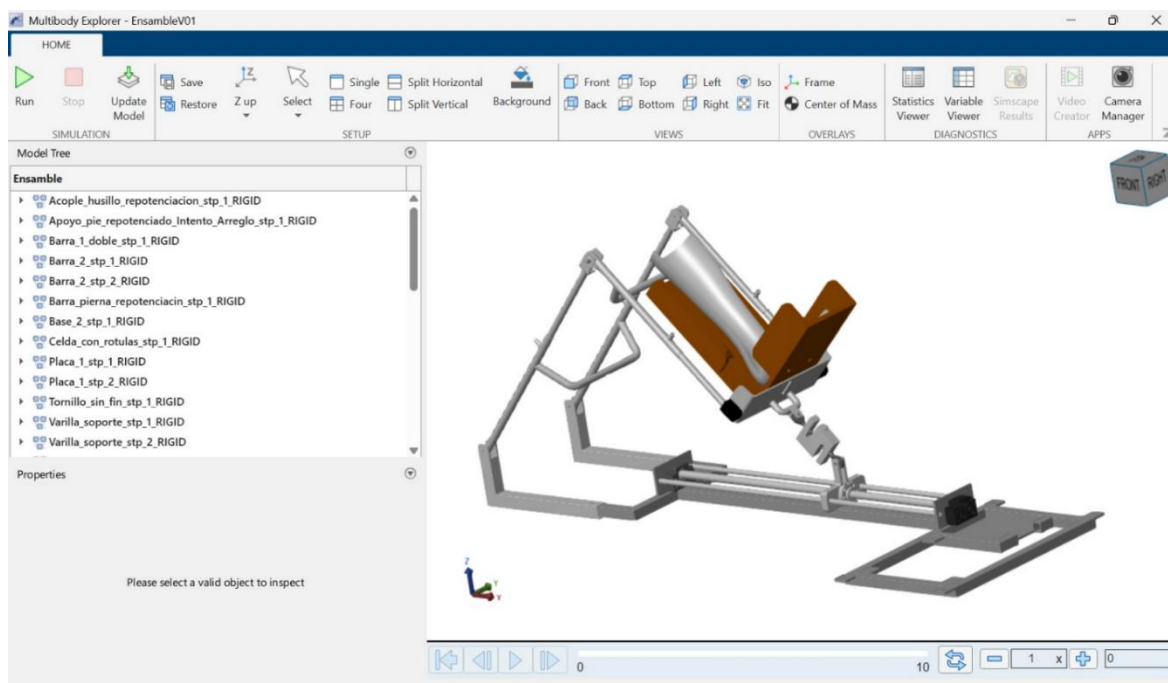
Figura 41
Diseño del modelo en Simscape Multibody (parte 3) en Simulink



Nota. Sistema implementado en Matlab Simulink

El modelo base fue modificado para representar la planta física del prototipo CPM (Continuous Passive Motion). Se configuraron los parámetros geométricos y de fricción estática/dinámica específicos para representar de forma más precisa el comportamiento real del sistema. Además, se reemplazaron los bloques de carga por las representaciones de las otras barras del sistema con sus respectivas masas e inercias correspondientes, observado en la Figura 42.

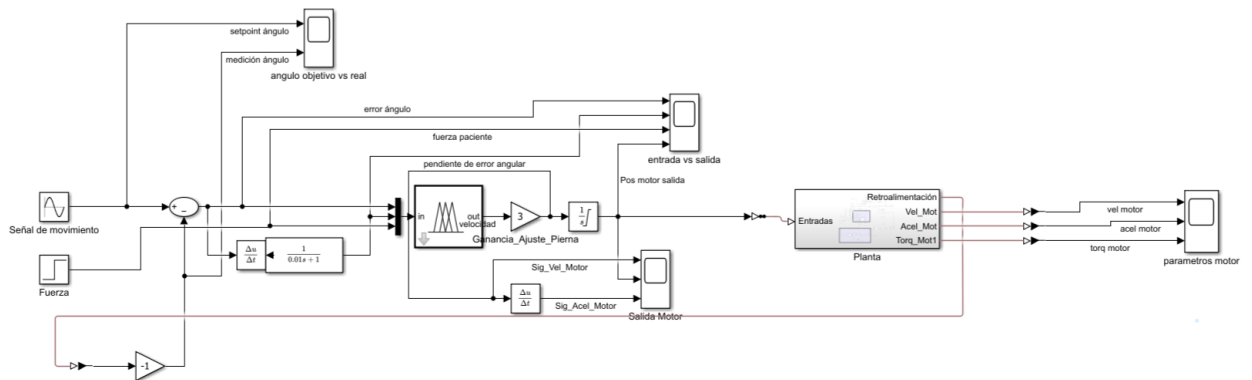
Figura 42
Simulación con Matlab Simulink Multibody.



Nota. Sistema original con configuración del husillo cambiada.

Se realiza el diagrama de control del dispositivo, donde se puede observar la entrada, la realimentación que tiene, ingresando en el controlador, para luego actuar dentro del sistema que se está simulando, esto a su vez dirigido a la salida, que será la velocidad del motor regulada según las entradas que se mencionaron antes, se observa dicho comportamiento a través de la Figura 43. Es importante mencionar que le colocan mediciones de las señales de entrada y salida para verificar el estado del sistema en cada momento. Para las entradas del sistema Fuzzy se tiene el error de la señal de movimiento dada por la velocidad de 1 o 2 ciclos por minuto además se tiene como entrada a la pseudo-derivada del error para darle mayor resistencia al ruido y para que se pueda programar sin causar desbordamientos numéricos con una frecuencia de corte de 16 Hz, lo cual es suficiente para captar las señales de intención de movimiento.

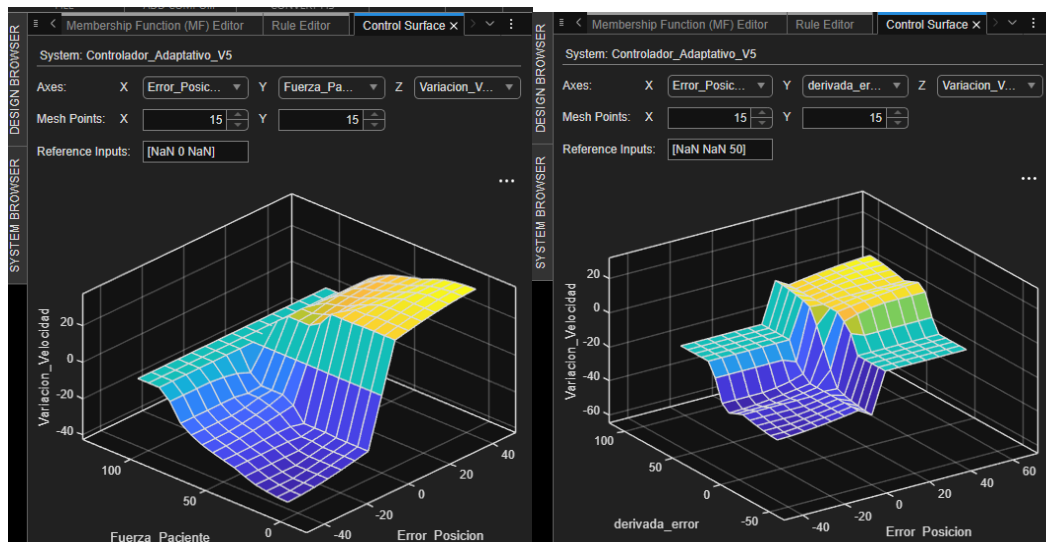
Figura 43
Lazo de Control en Simulink



Nota. Sistema implementado en Matlab Simulink.

Para observar las posibles respuestas del sistema en cada situación se grafica la superficie de control del controlador Fuzzy, obteniendo la gráfica de la Figura 44. A la izquierda se observa la respuesta de velocidad en función de la fuerza y posición; en cambio, al lado derecho se lo compara con el error de posición y su derivada para definir la velocidad de respuesta.

Figura 44
Superficie de Control en Simulink

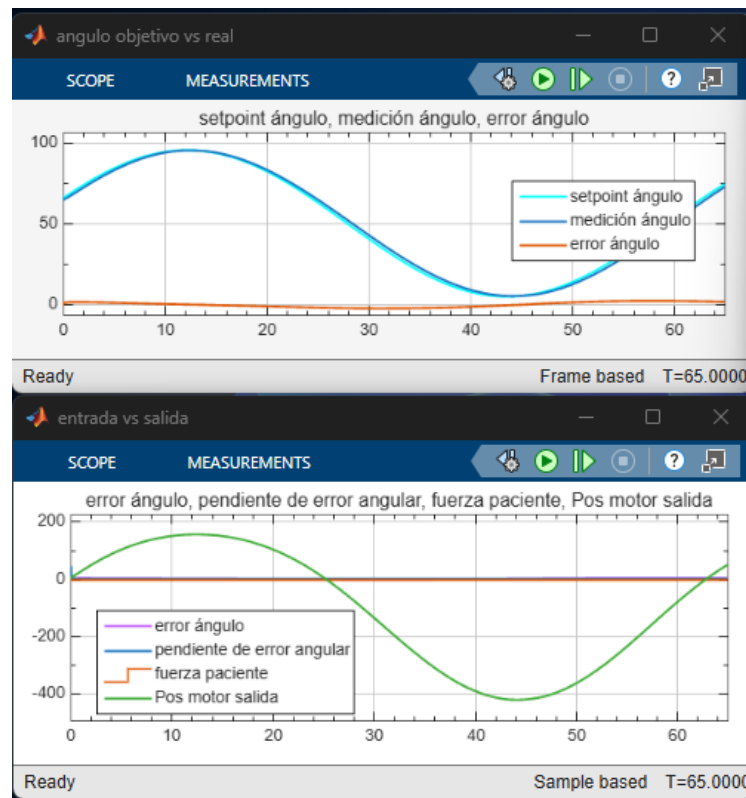


Nota. La fuerza del paciente está en porcentaje.

Para evaluar el comportamiento del sistema se incluyó una señal escalón de fuerza con tres variaciones distintas: 0%, 50% y 100% de umbral de fuerza máxima permitida. A continuación, se presentan las gráficas de funcionamiento del controlador adaptativo Fuzzy en cada situación.

Para este primer caso, en la Figura 45 se demuestra un correcto funcionamiento del sistema: la señal de Fuerza, el set point de ángulo deseado, ángulo logrado y posición angular del motor respecto al punto inicial. En este ejemplo se asume una fuerza nula en el sistema, por lo cual se observa una gráfica de seguimiento en la parte superior con un error muy bajo respecto a la posición angular en grados. Además, en la gráfica inferior se observan los valores de entrada y los de salida del controlador fuzzy, donde se aprecia cómo cambia la posición angular del motor en revoluciones.

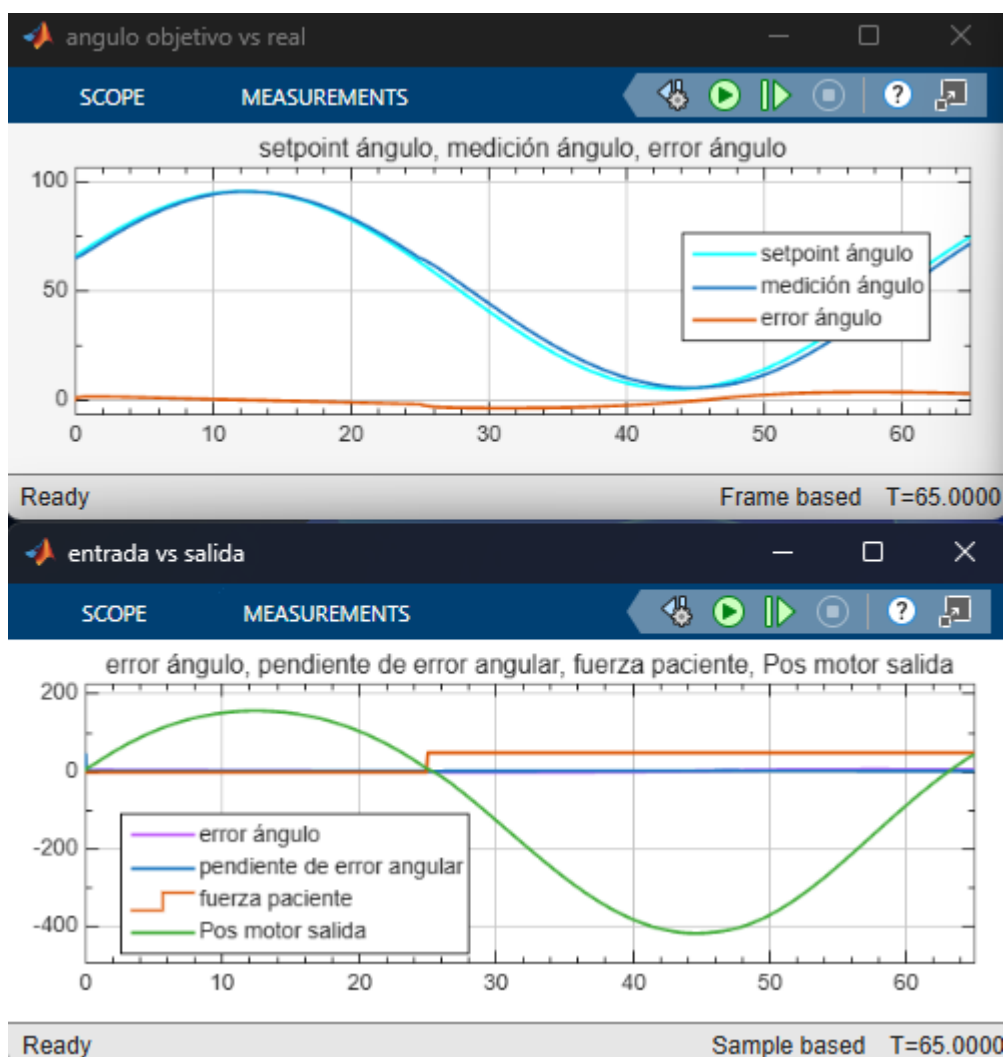
Figura 45
Simulación con step de fuerza de 0



Nota. La fuerza del paciente está en porcentaje.

Para el caso de un step de fuerza del 50%, en la Figura 46 se denota un seguimiento más lento cuando ocurre esta fuerza entrante, es decir existe mayor error angular durante el seguimiento, sin embargo, se trata de un valor controlado, como un desfase de la función. Lo cual coincide con la lógica de suavizamiento en la velocidad para no forzar al paciente cuando empieza a ejercer resistencia.

Figura 46
Simulación con step de fuerza de 50

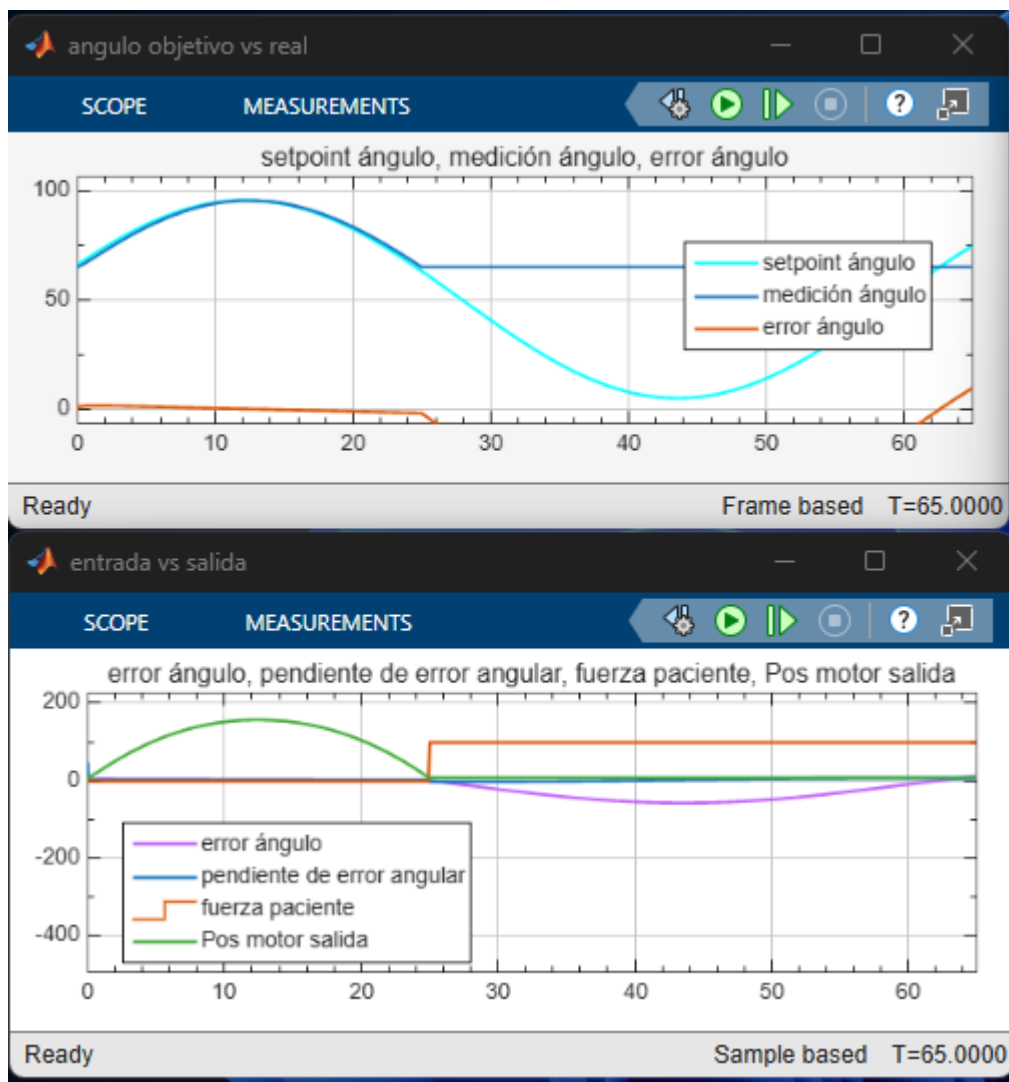


Nota. La fuerza del paciente está en porcentaje.

En la Figura 47 se observa la respuesta del sistema cuando se implementó un step de fuerza del 100%, equivalente a 10 kg. En el segundo 25, se observa que el sistema se detiene satisfactoriamente mientras que se detecta una alta fuerza de entrada, simulando un espasmo.

Figura 47

Simulación con step de fuerza de 100%.



Nota. La fuerza del paciente está en porcentaje.

Modalidades de Funcionamiento e implementación de IA

El sistema integra tres paradigmas de rehabilitación robótica, cada uno de estos con una lógica de control diferenciada:

1. Modo Pasivo: El sistema establece trayectorias constantes y programadas por el usuario; este procedimiento se basa en la precisión del ángulo y la velocidad para mantener la movilidad articular sin esfuerzo voluntario. Se utiliza un control adaptativo Fuzzy para detectar molestias o espasmos del paciente y generar una reacción automática del prototipo inmediata.
2. Modo Activo-Asistido: Implementa un control basado en el umbral de intención, para lo que fuerza. El motor permanece en espera hasta que el algoritmo de IA en la Raspberry Pi 5 detecta los parámetros configurados, un patrón de activación mioeléctrico (EMG) significativo, pero principalmente la variación de fuerza en cualquier sentido. Posteriormente, la ESP32 inicia la asistencia para completar el rango de movimiento.
3. Modo Resistivo: En cambio este opera mediante un control de impedancia, por ende, el por software. El motor genera un torque de oposición definido, dado por niveles configurados por el usuario: bajo, medio, alto medido por la celda de carga y el sensor EMG. Este modo permite al paciente realizar ejercicios de fortalecimiento muscular bajo una carga controlada y segura.

Implementación de Inteligencia Artificial

Para que el equipo dispositivo de rehabilitación pueda comportarse de forma más inteligente y adaptarse al instante a lo que el paciente necesita, se incorporó un módulo de inteligencia artificial que utiliza técnicas clásicas de aprendizaje automático. Su tarea principal es reconocer por sí solo el estado de los músculos y las articulaciones de la pierna durante la rehabilitación; con ese fin, el sistema clasifica la condición en cuatro estados bien definidos:

- Reposo
- Flexión
- Extensión
- Espasmo

Al identificar en cuál de ellos se encuentra, el sistema de control ajusta automáticamente la ayuda que brinda según la situación detectada y, si aparece algo anormal o potencialmente peligroso, activa los protocolos de seguridad, de esta manera, el equipo puede responder de forma más segura, autónoma y adaptada a cada momento de la terapia.

Adquisición y Segmentación de Señales en Tiempo Real

Para capturar los datos de manera eficiente y bien organizada, se diseñó el subsistema de adquisición con una arquitectura en dos niveles. En la base está un pequeño nodo con un ESP32, que se encarga de recoger tanto las señales electromiográficas (EMG) como las de fuerza que provienen de la celda de carga. Estas señales se muestrean a una frecuencia fija de 500 [Hz]; es decir, se toma una muestra cada 2 [ms]. Este muestreo de 500 [Hz] corresponde a la etapa de adquisición interna del ADC en el ESP32. Las muestras se promedian y se transmiten hacia la Raspberry Pi 5 por UART a una frecuencia efectiva de 25 [Hz], que es la frecuencia de llegada de datos al lazo de control y del clasificador de IA, mientras que la predicción la maneja a una frecuencia de 20 [Hz]. Así se asegura de cumplir con el teorema de Nyquist y de registrar con fidelidad las frecuencias que realmente interesan desde el punto de vista clínico, las que aparecen durante las contracciones musculares superficiales.

Desde ahí, los datos viajan por comunicación UART hasta la unidad de procesamiento principal, una Raspberry Pi 5, para analizar las señales de forma continua sin perderles la pista

a sus variaciones en el tiempo, se recurrió a una estrategia de ventanas deslizantes, esto permite mantener un flujo constante de información y reaccionar prácticamente al instante.

Se define un tamaño de ventana de 200 [ms], lo que equivale a 100 muestras en cada ciclo de análisis. Se eligió el valor buscando un equilibrio; suficientes datos para hacer un análisis estadístico fiable, pero sin sacrificar la rapidez de respuesta que exige una terapia de rehabilitación.

Además, se añadió un solapamiento del 75 %, esto significa que la ventana no empieza de cero cada vez, sino que avanza cada 50 [ms], incorporando 25 muestras nuevas y dejando atrás las 25 más antiguas. Gracias a este truco, el sistema refresca el análisis continuamente y no necesita esperar a juntar un bloque completamente nuevo de datos.

Como resultado, el sistema realiza una nueva predicción cada 50 [ms]; traducido a frecuencia de trabajo, está a 20 [Hz], una velocidad más que suficiente para seguir de cerca el estado del paciente y permitir que el equipo CPM ajuste su comportamiento en tiempo real, de forma fluida y segura.

Extracción de características

Para la extracción de características, se procesan algunas variables de entrada para detectar la intención de movimiento mientras el motor permanece detenido (sistema auto-bloqueante), dado el sistema motor auto bloqueante, específicamente eso se realiza con los datos del sensor EMG y de Fuerza de celda de la siguiente manera:

- Detección de Umbral: Con el motor encendido pero estático, se monitorea los valores de EMG y de la celda de carga para identificar ruido.
- Mean Absolute Value (MAV) (Valor Medio Absoluto): Para indicar el nivel de activación muscular, observada en la ecuación (18).

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (18)$$

- Root Mean Square (RMS) (Raíz media cuadrática): Para la potencia de la contracción muscular, observado en la ecuación (19).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (19)$$

- Zero Crossing (ZC) (Cruce por cero): Para identificar la frecuencia de la señal y fatiga muscular.
- Diferencia de Carga (ΔF): Para detectar la presión física del paciente contra el soporte del pie antes que el husillo se mueva.

Variables de Salida (Target)

- Intención de movimiento (Reposo, Flexión, Extensión).
- Fuerza muscular estimada (en Newtons).

Clasificación mediante Random Forest y Mitigación de Latencia

Para la etapa de clasificación se eligió un modelo de Bosque Aleatorio (Random Forest). Este modelo puede entenderse como un comité de árboles de decisión que votan de forma independiente, y cuya combinación produce una predicción final más robusta que la de un árbol individual. El algoritmo Random Forest (RF) ofrece tres ventajas importantes para los sistemas embebidos: resiste el sobreajuste al promediar el resultado de muchas decisiones tomadas, mantiene un desempeño estable con buena resistencia al ruido posee un coste computacional bajo frente a alternativas como las redes neuronales profundas por lo que es óptimo para una respuesta rápida.

Para iniciar el trabajo de la IA se siguieron dos etapas: la primera fue una fase de entrenamiento fuera de línea para recolectar los datos y ajusta el modelo desde una computadora. La segunda fase consistió en la inferencia en línea, que ejecutó el modelo ya entrenado dentro de la Raspberry Pi 5.

Fase de entrenamiento fuera de línea.

El modelo se desarrolló y entrenó en un computador con la biblioteca scikit-learn que proporciona Python. Para ello se usó una base de datos recolectada durante las pruebas experimentales y etiquetada con los estados identificados en el laboratorio con un sujeto de prueba que cabe mencionar estaba sano. Una vez alcanzada la precisión requerida, el modelo entrenado se exportó a un archivo de extensión .joblib. Este formato compacto permite guardar la estructura completa del Random Forest sin datos adicionales la que funcionará dentro de la tarjeta Raspberry Pi5.

Fase de inferencia en línea.

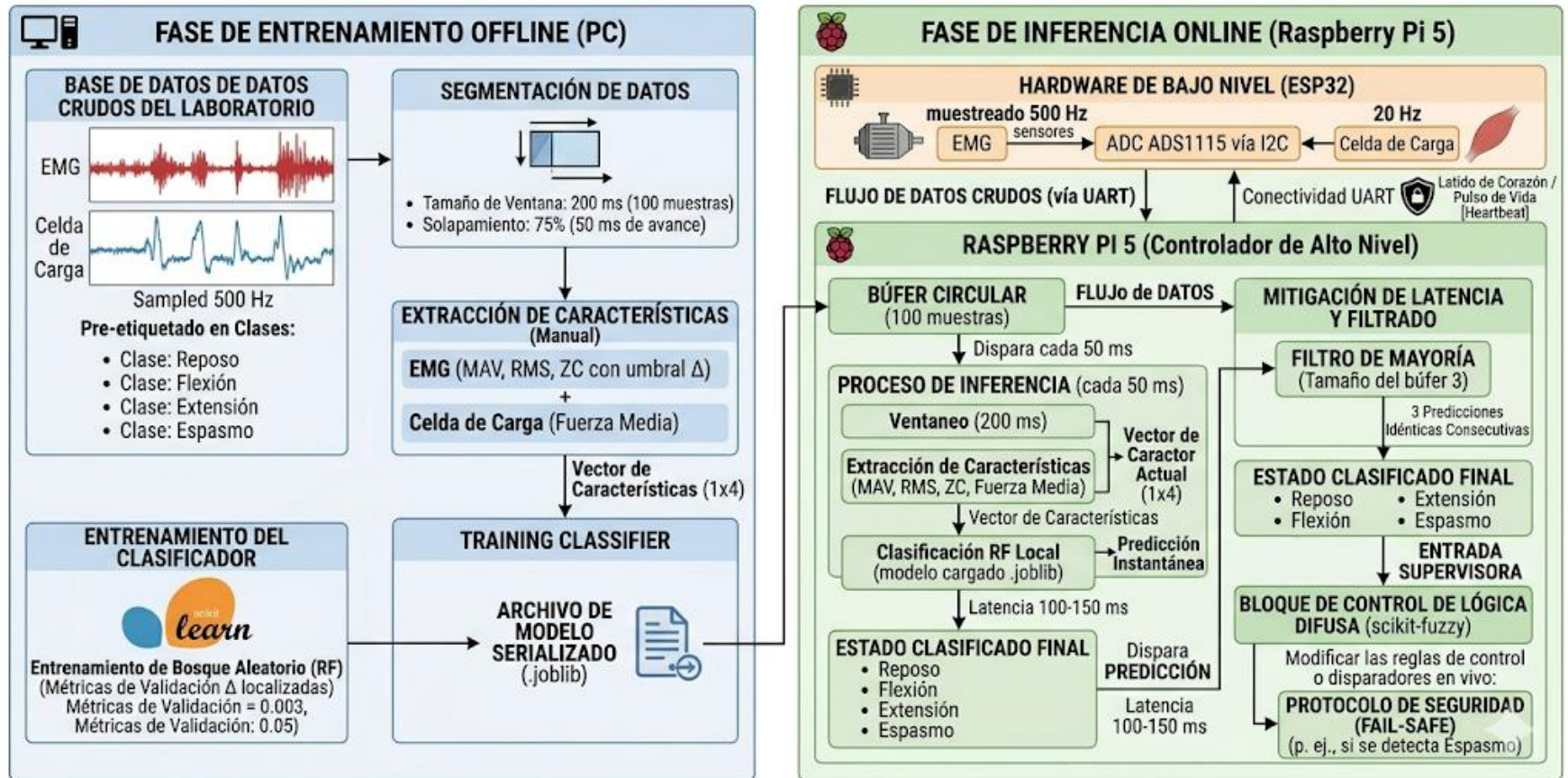
La Raspberry Pi 5 carga ese archivo y ejecuta el modelo de forma autónoma. Cada vez que recibe un nuevo vector de características de tamaño 1×11 (4 variables EMG, 3 variables de ángulo, 4 variables de fuerza), el algoritmo consulta la votación interna de los árboles y emite un veredicto. El coste computacional es mínimo: el tiempo de predicción está por debajo del milisegundo.

Para evitar que un cambio de estado se dispare por ruido o por una fluctuación pasajera de la señal, se agregó un filtro de mayoría a la salida del clasificador. Las predicciones del modelo se guardan en un búfer circular de tres resultados consecutivos, y el sistema solo confirma un cambio de estado cuando las tres coinciden. Con esto, una predicción aislada o un falso positivo no puede provocar un movimiento brusco o una acción insegura en el actuador del dispositivo.

Cada ventana de análisis se desplaza cada 50 [ms], por lo que el tiempo total de respuesta ante un cambio real en el estado del paciente queda entre 100 [ms] y 150 [ms]: 100 [ms] si el cambio se confirma en dos desplazamientos desde la primera detección, y 150 [ms] en el caso más conservador, con tres desplazamientos completos desde que empieza el evento físico. La Figura 48 muestra el flujo de trabajo completo de la IA, desde el diseño hasta la ejecución en la Raspberry Pi 5.

Figura 48
Flujo de trabajo para la IA

FLUJO DE TRABAJO DE IA PARA EL EXOESQUELETO DE REHABILITACIÓN DE RODILLA



Nota. La figura fue generada con Gemini Nano Banana.

Diseño de software

Para el diseño del software se cubrirá con los siguientes aspectos que se mencionan en los apartados siguientes.

Arquitectura de software y lógica de control

El desarrollo de la arquitectura se basa en un enfoque de sistemas embebidos de tiempo real (RTOS), priorizando la seguridad del paciente sobre el funcionamiento de los modos mediante una estructura modular y jerárquica. Por ende, la lógica de control se segmenta en una capa de bajo nivel para la manipulación de actuadores y adquisición de datos de los sensores; y una capa de alto nivel para la gestión inteligente de las modalidades terapéuticas y sistemas de monitoreo inteligente.

Arquitectura de Procesamiento Distribuido (Maestro-Esclavo), dividiendo las responsabilidades de cómputo de la siguiente manera:

- **Nodo Maestro (Raspberry Pi 5):** Bajo un entorno operativo Linux, este nodo gestiona la Interfaz Hombre-Máquina (HMI), además de la orquestación de los algoritmos de Inteligencia Artificial y control fuzzy. Su función principal es recibir las señales mioeléctricas y mecánicas generadas por los sensores para la toma de decisiones clínicas de alto nivel, comunicando las disposiciones de movimiento al esclavo mediante un protocolo de comunicación robusto (UART).
- **Nodo Esclavo (ESP32):** Será el encargado de las tareas de tiempo real, por lo que su firmware gestiona la adquisición de señales analógicas (EMG y Celda de Carga) con altas frecuencias de muestreo, la lectura de sensores de posición y la generación precisa de trenes de pulsos (PWM) para el driver que gobierna al motor a pasos. Esta separación garantiza que un retraso en la interfaz gráfica o la velocidad de procesamiento no afecte la continuidad del movimiento mecánico.

normalización de la señal EMG para ajustar la sensibilidad del sistema a la línea base muscular del paciente actual.

Desarrollo de Interfaz gráfica

El desarrollo de la interfaz gráfica será distribuido en 2 entornos de programación, siendo que se ocupará tanto la pantalla HMI Nextion Basic NX4827T043, como el entorno Node-Red para poder manejar el funcionamiento desde el dispositivo de rehabilitación como desde un dispositivo móvil, que esté conectado a la misma red Wifi generada desde la Raspberry Pi 5, manteniendo ambas las mismas funcionalidades.

Pantalla HMI

Se diseñó la imagen inicial, donde se tendrá que iniciar sesión para cada paciente que vaya a utilizar el dispositivo de rehabilitación, además del terapeuta. La persona que quiera usar tendrá que poner tanto su usuario como contraseña. En la Figura 50 se muestra el diseño de la pantalla.

Figura 50

Pantalla de inicio de sesión



The image shows a digital interface for a knee rehabilitation system. At the top, a dark blue header contains the text 'SISTEMA DE REHABILITACIÓN DE RODILLA' in white. Below this, there is a light gray background with a subtle grid pattern. In the center, there is a circular icon representing a person. Below the icon, there are two input fields: the first is labeled 'USUARIO' and the second is labeled 'CONTRASEÑA'. Below these fields is a dark blue button with the text 'INGRESAR' in white.

Nota. Pantalla inicio sesión HMI

Una vez que se pasa del inicio de sesión, se tiene la pantalla principal que será el Menú, desde donde se direcciona hacia cada uno de los modos en los que se trabajará, además de un botón para cerrar la sesión, como se lo puede observar en la Figura 51.

Figura 51
Pantalla Menú HMI



Nota. Pantalla Menú HMI

Una vez seleccionado la opción Modo Pasivo, direccionará a una pantalla donde se mostrarán opciones de configuración para ese modo, ajustando el rango de movimiento, velocidad y cantidad de repeticiones según las necesidades del paciente. Existe botones para iniciar y parar el proceso, además, existe botones para dirigir hacia la pantalla de gráfica o retroceder al menú principal como se observa en la Figura 52.

Figura 52
Pantalla Modo Pasivo HMI

MODO PASIVO

Rango de movimiento

Ángulo máximo [°]: **165** Ángulo mínimo [°]: **65**

Límites de Seguridad
min: 60°
max: 170°

Velocidad [#ciclos/min]: **1** Número de repeticiones: **2**

INICIAR **PARAR**

GRÁFICA **MENÚ**

Nota. Pantalla Modo Pasivo HMI

En caso de seleccionar el botón de gráfica, direcciona hacia una gráfica de la fuerza del Modo Pasivo, donde además de la gráfica de Fuerza respecto al Tiempo se puede observar los valores del ángulo en que se encuentra el dispositivo, como el tiempo que ha transcurrido de la sesión. Dispone de un botón regresar, para ir a la ventana previa, se lo puede observar en la Figura 53.

Figura 53
Pantalla Gráfica Modo Pasivo HMI

GRÁFICA - MODO PASIVO

Ángulo actual [°]: **0** Tiempo [s]: **0** Fuerza ejercida [N]: **0**

Fuerza [N]

Tiempo [s]

REGRESAR

Nota. Pantalla Gráfica Modo Pasivo HMI

Si en la pantalla de menú se elige Modo Activo-Asistido, se direcciona hacia esta pantalla donde existe una configuración posible, del umbral de fuerza donde comienza a trabajar, se observa la fuerza que se está midiendo, además del progreso del umbral de fuerza donde comenzaría a actuar el modo asistido. Existe 2 botones para iniciar y parar, además de uno para direccionar de regreso al menú, como se puede observar en la Figura 54.

Figura 54
Pantalla Modo Activo asistido HMI



Nota. Pantalla Modo Activo-Asistido HMI

En el tercer modo desde el menú, direcciona a la pantalla de Modo Resistivo donde se encuentra un indicador del ángulo actual en el que se encuentra el dispositivo, además existe 3 botones para configurar el nivel de resistencia del sistema, 2 botones para iniciar o parar el funcionamiento y unos últimos 2 botones que permiten dirigirse de regreso hacia el menú o para avanzar hacia la venta de la gráfica, de la manera que se observa en la Figura 55.

Figura 55
Pantalla Modo Resistivo HMI



Nota. Pantalla Modo Resistivo HMI

Al aplastar el botón de gráfica, dirige hacia una ventana donde existe un indicador de la fuerza ejercida, para determinar el valor observado en la gráfica de mejor manera, además de la misma gráfica de la fuerza respecto al tiempo. Tiene un botón Regresar para dirigir hacia el menú anterior, como se observa en la Figura 56.

Figura 56
Pantalla Modo Resistivo Asistido HMI



Nota. Pantalla Modo Gráfica Modo Resistivo HMI

Pantalla Node-Red

De la misma manera que se diseñó la pantalla en la HMI, se buscó replicar para la interfaz desarrollada, teniendo la misma paleta de colores, para buscar la semejanza entre las dos pantallas, solo que ahora estará adaptada a diferentes tamaños de pantallas como la del celular, donde se busca mayoritariamente que funcione. Esta estará corriendo dentro de la Raspberry Pi 5 que generará la red a través de la cual se podrá acceder al aplicativo con cualquier dispositivo conectado a la misma red.

Se diseñó la pantalla para iniciar sesión con los mismos usuarios y contraseñas registradas entre las dos interfaces, se lo observa en la Figura 57.

Figura 57

Pantalla de inicio de sesión Node-Red



The screenshot shows a mobile application interface for a login screen. At the top, there is a status bar with the time 5:35 PM and various icons. Below the status bar is a navigation bar with a home icon, a URL bar showing '192.168.0.111:1880', and a menu icon. The main content area has a title 'SISTEMA DE REHABILITACIÓN I' and a login form titled 'INICIAR SESIÓN'. The form includes a user icon, a username field labeled '* USUARIO' with the value 'admin', a password field labeled '* CONTRASEÑA' with a masked password '...', and a blue 'INGRESAR' button.

Nota. Pantalla Inicio Sesión Node-Red

Una vez direccionado al menú de la interfaz mantiene los mismos botones que el menú de la HMI, pero configurado a los tamaños de pantalla que se maneja de manera que se puedan observar y utilizar adecuadamente como se lo observa en la Figura 58.

Figura 58
Pantalla Menú Node-Red



Nota. Pantalla Menú Node-Red

De la misma manera, la pantalla del Modo Pasivo está diseñada con la misma funcionalidad que la HMI, adaptado cada uno de las configuraciones a las dimensiones que tiene el dispositivo en el que se esté buscando, se lo puede observar en la Figura 59.

Figura 59
Pantalla Modo Pasivo Node-Red

5:35 PM 192.168.0.111:1880 + 7

MODO PASIVO

CONFIGURACIONES PASIVO

Rango de movimiento

Ángulo máximo [°]:

Ángulo máximo

Límites de Seguridad min:
60° max: 170 °

Ángulo mínimo [°]:

Ángulo mínimo
60

Velocidad [#ciclos/min]:

Velocidad

Número de repeticiones:

repeticiones

INICIAR

PARAR

GRÁFICA

MENÚ

5:35 PM 0.00

60° max: 170 °

Ángulo mínimo [°]:

Ángulo mínimo
60

Velocidad [#ciclos/min]:

Velocidad

Número de repeticiones:

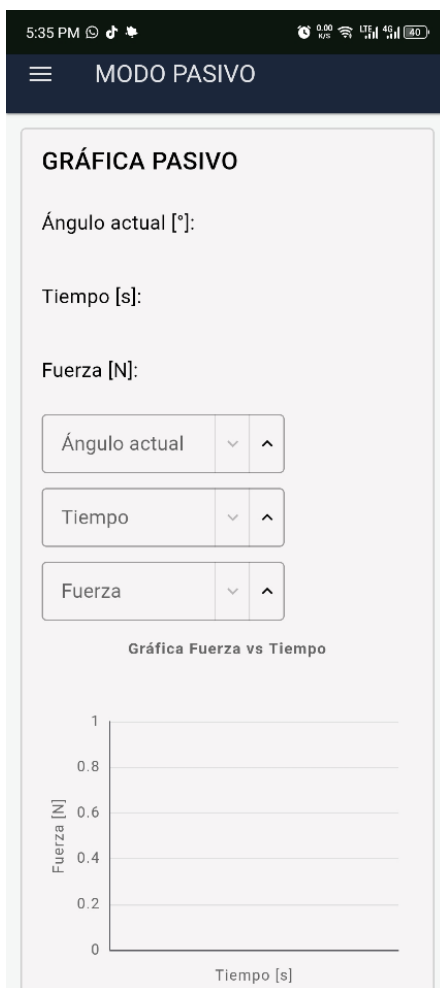
repeticiones

Nota. Pantalla Modo Pasivo Node-Red

La pantalla de la Gráfica del Modo Pasivo, también se la puede observar en la Figura 60, donde se ajusta a las dimensiones que tendrá la pantalla, del celular, teniendo la gráfica adaptativa donde se observará la fuerza respecto al tiempo transcurrido.

Figura 60

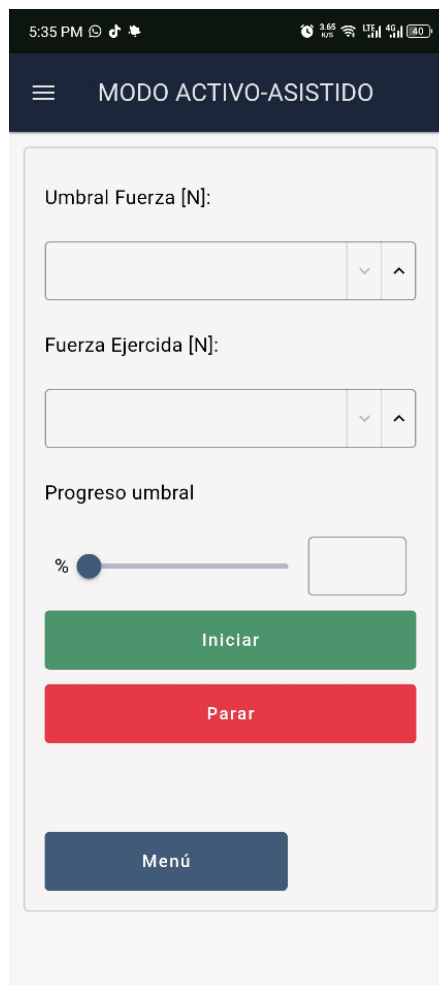
Pantalla Gráfica Modo Pasivo Node-Red



Nota. Pantalla Gráfica Modo Pasivo Node-Red

En el Modo Activo-Asistido se mantiene lo mismo que en los otros casos, misma funcionalidad entre interfaces gráficas, con diseños adaptados por pantalla, con la única variación de que la barra del progreso del umbral se la observa de diferente manera, con un indicador del valor en porcentaje alcanzado, se lo puede observar en la Figura 61.

Figura 61
Pantalla Modo Activo Asistido Node-Red



Nota. Pantalla Modo Activo-Asistido Node-Red

Para el Modo Resistivo Asistido, se presenta la pantalla para las configuraciones con las mismas funcionalidades que para la HMI, mismos controles y botones, de la misma manera adaptado al nuevo tamaño, se lo observa en la Figura 62.

Figura 62

Pantalla Modo Resistivo Asistido Node-Red



Nota. Pantalla Modo Resistivo Node-Red

Por último, la pantalla de gráfica de modo resistivo igual se tiene mismas funcionalidades que la que se desarrolló en la HMI de la pantalla Nextion Basic, así replicando las interfaces que trabajarán a la par, como se muestra en la Figura 63.

Figura 63
Pantalla Gráfica modo resistivo asistido Node-Red



Nota. Pantalla Gráfica Modo Resistivo Node-Red

Construcción del prototipo

La construcción del prototipo se basa en tres aspectos fundamentales, que será la modificación de las piezas mecánicas, el soldado de la PCB y la unión de todas las partes para el diseño final de la estructura.

Modificación piezas mecánicas

Para llegar al modelo repotenciado se realizaron ciertos cambios principales para el nuevo funcionamiento del dispositivo, se muestran los cambios más importantes realizados en estos.

Como se mostró en el diseño mecánico, se tomó el soporte del husillo y se lo adaptó para que pueda unirse a la rótula que a su vez se juntará con la celda de carga y transmitir el movimiento al dispositivo. En la Figura 64 se puede observar, las piezas realizadas en acero negro para la modificación a lado izquierdo, mientras, que al lado derecho se observa ya unido al husillo.

Figura 64
Modificaciones al husillo



Nota. Piezas modificadas soporte husillo

Una de las modificaciones más relevantes también fue, adaptar los soportes a la nueva forma diseñada, para lo cual se soldó una pieza nueva, del mismo material diseñado en la forma mostrada en la Figura 65, al lado izquierdo, mientras que al lado derecho se observa como quedó ya unida entre las dos barras.

Figura 65
Modificaciones soportes muslo



Nota. Piezas modificadas soporte muslo

Para transmitir la fuerza en ambos sentidos, y dar una mayor estabilidad al pie a fin de que los datos tomados sean fidedignos a lo que el paciente muestre, se utilizó una férula para el soporte del pie, como se observa en la Figura 66 al lado izquierdo. Posteriormente esta férula fue sujeta a cambios, para fijarla en la estructura de madera que será la que se une con las barras de acero inoxidable, además, de tener correas que le sujeten para la fuerza en flexión y extensión, se lo puede observar en la Figura 66, al lado derecho.

Figura 66
Soporte fijación pie



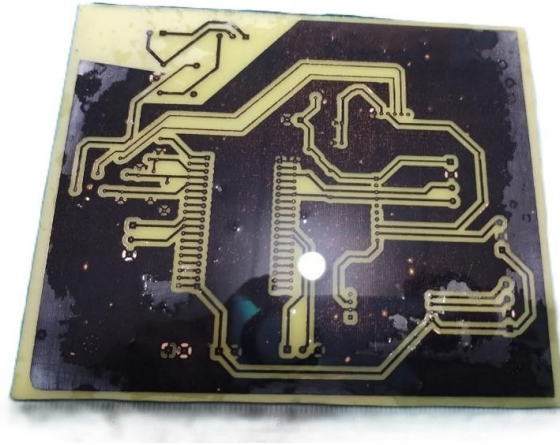
Nota. Piezas modificadas soporte pie y transmisión fuerza.

Armado y soldado de la PCB

Dentro del apartado electrónico se realizó una nueva tarjeta PCB para el control, adaptado a los requerimientos ahora mostrados. Por lo que fue necesario ejecutar el proceso de realización de la PCB, incluyendo pruebas de funcionamiento con cada uno de los sensores que se conectaron.

En la Figura 67, se puede observar que la PCB diseñada fue adherida a la placa de baquelita y realizado el ataque químico en donde no era necesario generar conexiones.

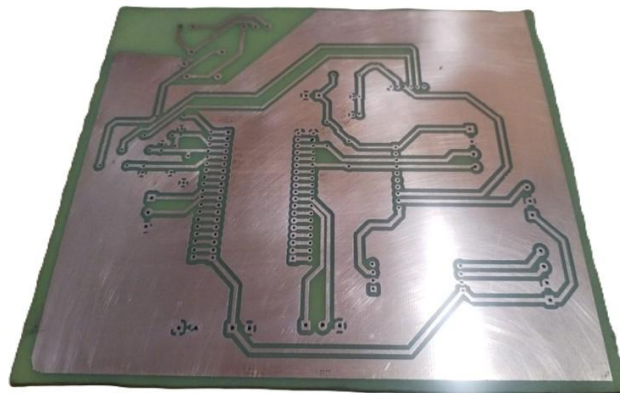
Figura 67
Creación de la PCB



Nota. PCB con tinta tóner

Posteriormente se limpió la PCB, quedando las pistas marcadas, donde se tomó en cuenta que estén todas las pistas bien realizadas, lo que se puede observar en la Figura 68.

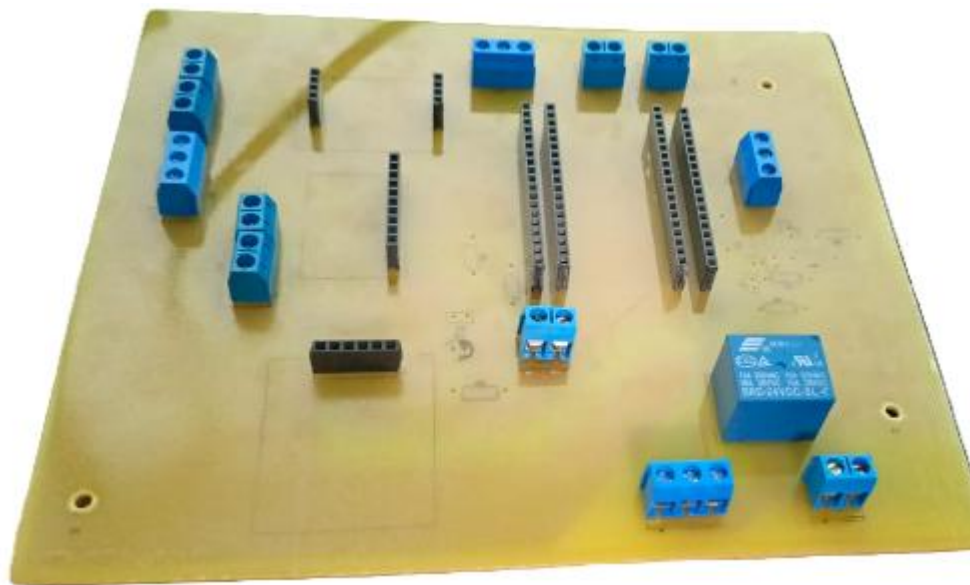
Figura 68
PCB diseñada



Nota. PCB finalizada

Se soldaron todos los componentes necesarios, para la disponibilidad de todas las nuevas funciones diseñadas para que la PCB ejecute, sean los componentes que ya se tenían y los nuevos componentes que se están adaptando. Para los sensores se optó por dejar borneras para conectar los cables mediante la presión generada por la misma y esto permita la manipulación en la fase de pruebas, lo que se puede observar en la Figura 69.

Figura 69
PCB con los componentes soldados



Nota. PCB con componentes soldados.

Armado de la estructura final

Con las partes modificadas, se procede al armado de la estructura final del dispositivo, tanto la parte mecánica para posteriormente unirlo con la parte electrónica.

En la Figura 70, se puede observar a la estructura final armada, incluyendo la celda de carga, y las piezas modificadas para su posterior uso en conjunto.

Figura 70

Ensamble final después de las modificaciones mecánicas



Nota. Ensamble parte mecánica.

Ya teniendo armado la parte mecánica como la parte electrónica se procede a unir entre las dos, colocando los sensores correspondientes en las posiciones adecuadas, para realizar el cableado y conexión dentro de la PCB para que reciban los datos el controlador correspondiente. Se observa la unión de todos los componentes mencionados dentro de la estructura en la Figura 71, incluyendo el cableado que sale al exterior.

Figura 71
Ensamble final con parte electrónica incorporada



Nota. Unión parte electrónica y parte mecánica en la estructura.

Ya para el prototipo final, se acomodó los cables, para que no exista enredos y mejorando de manera estética, al igual que la inclusión de la tapa para la parte electrónica, donde se puede observar que la HMI ya está incorporado dentro del dispositivo para el manejo del funcionamiento del mismo, como se lo observa en la Figura 72.

Figura 72
Prototipo final



Nota. Unión parte electrónica y parte mecánica en la estructura.

Código para funcionamiento

Para el funcionamiento del dispositivo con todas las mejoras implementadas, se utilizará un sistema basado en dos controladores, el uno manejará la información en tiempo real, es decir, los sensores que envían información y el motor que la recibe, este será el ESP-32, mientras que el otro será la Raspberry Pi 5, que manejará todo el desarrollo de los programas, IA, controlador Fuzzy y comunicación para el control del sistema. Entre los dos controladores existe una comunicación mediante el puerto UART a 115200 baud, pero entre la Raspberry y la pantalla HMI se comunica por otro puerto UART a 9600 baud; además, se comunicará con Node-red mediante MQTT.

ESP-32

Dentro de esta tarjeta de control se maneja un único código, se encarga de la recepción y envío de datos en tiempo real.

sensores_mov_homing.ino

En este código se lee los datos de cada uno de los sensores configurados y conectados de manera continua con una frecuencia de 500 [Hz], se promedian y se transmiten cada 25 [Hz]. En el caso del sensor EMG no solo lee sino también procesa la señal. Esta información la envía por el puerto UART hacia la Raspberry para tener la comunicación adecuada y a su vez recibe comandos, para el desplazamiento del motor, avanzar, retroceder, realizar homing, parar; en el caso de los dos primeros con valor de velocidad y aceleración para determinar el movimiento que tendrá el motor.

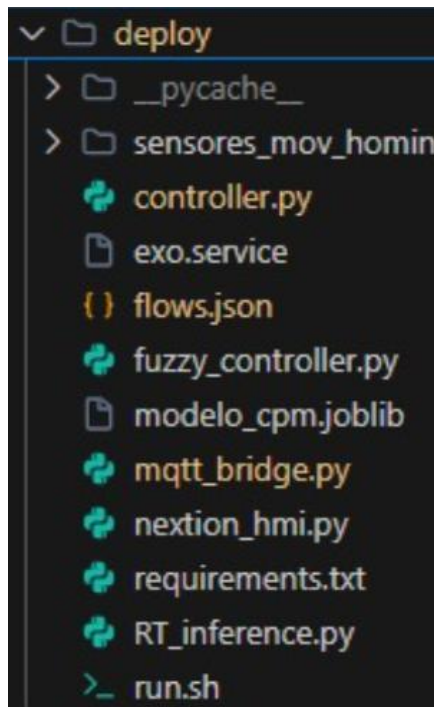
Raspberry Pi 5

Esta tarjeta de control manejará varias funcionalidades, por lo que se buscó que el desempeño sea el necesario para una respuesta adecuada en el sistema que se está aplicando. Se creó varios archivos que corren dentro de este dispositivo, cada uno diseñado para una función específica y el trabajo en conjunto resulte el sistema diseñado.

Dentro de la Raspberry se ejecutan al arranque los programas, gracias a los archivos creados run.sh que es el que corre a todos los archivos y exo.service le da el arranque automático al anterior archivo y puede funcionar al energizar la tarjeta de control. En la Figura 73 se muestran los programas que correrán de forma embebida en la Raspberry Pi 5.

Figura 73

Estructura de los programas en Python a correr en la Raspberry Pi 5.



Nota. Se encuentran los programas de control, de comunicación y modelos validados.

RT_inference.py

Este módulo será el encargado de recibir la información desde la ESP-32 a través del UART, que llega en formato CSV para facilidad de lectura y mantiene esa información en buffers circulares. A partir de eso este programa empieza a extraer información a partir de las mediciones tomadas por los sensores, se extrae 11 características, que están distribuidas de la

siguiente manera: 4 del sensor EMG, 3 del sensor de ángulo, 4 del sensor de fuerza; estas características servirán posteriormente para el análisis.

El programa con la información extraída es el responsable de ejecutar la IA, a través del archivo creado “modelo_cpm.joblib”, el cual se lo entrenó con gran cantidad de datos a través de la librería de Python scikit-learn, esto se ejecuta a través del modelo Random Forest. Por lo que, se recibe la información de los sensores, se extrae las características de los otros sensores, esto se lo ejecuta, procesa a través de los árboles de decisiones para que clasifique el estado del paciente entre 4 modos diferentes: flexión, extensión, reposo y espasmo. Esta información dada en cambio se la comunicará al programa principal.

fuzzy_controller.py

Este módulo es el encargado de manejar el controlador Fuzzy de tipo Mamdani diseñado en Matlab con las 27 reglas de control, implementa en Python el sistema de interferencia difusa (FIS). Transforma el archivo generado desde el entorno de Matlab a código Python, con lo que se podrá ejecutar y correr dentro del sistema en conjunto.

Este controlador está diseñado para la parte de CPM, lo que busca que el movimiento sea más seguro para el paciente, se lo llama a ejecutar desde el programa principal, entonces lee la información dada y a través de las reglas diseñadas toma una decisión para el movimiento del motor. Se caracteriza por este modelo de movimiento, si la fuerza aplicada por el paciente no es tan alta, se acelera la velocidad, mientras vaya aumentando la fuerza disminuye la velocidad, al punto de detectar una fuerza alta y parar; o, dicho en otras palabras, implementa el principio de seguridad biomecánica, si el paciente resiste activamente, no se fuerza el movimiento.

Se prefirió implementar el sistema Fuzzy con la librería scikit-fuzzy en RPi en lugar de Matlab Runtime por las siguientes razones:

- Matlab Runtime (MCR) requiere licencia y una instalación de casi 2 GB que no es práctica en una Raspberry Pi 5 con almacenamiento limitado.
- El sistema necesita correr en la RPi de forma autónoma sin conexión a internet ni servidor de licencias.
- scikit-fuzzy es una librería Python open-source, instalable con pip, con dependencias mínimas (numpy + scipy).

nextion_hmi.py

Este módulo será el encargado de comunicarse a través de otro puerto UART con la pantalla HMI Nextion Basic, con lo que permite que se pueda controlar el sistema desde la pantalla.

Lee los datos tomados de los sensores, los envía para actualizar los indicadores dentro de la pantalla para mostrar la información en tiempo real. Del mismo modo, recibe la información de la pantalla de la configuración deseada por el usuario para el tratamiento y la configura dentro del programa principal para que el sistema responda de la manera configurada. Además, se encarga de mantener la información de los sensores y gráficas en todo momento para que cuando exista cambios entre las ventanas se mantenga la información visible.

La tarea principal de este módulo es leer la información que se tiene, codificar para la lectura de comandos que mantiene el entorno de Nextion, y de igual manera recibir información que la decodifica para que se pueda interpretar dentro del programa principal.

mqtt_bridge.py

Para el otro modo de comunicación que mantiene el sistema, a través de Node-red es necesario manejar la información a través de un bróker, que será mosquitto, con esa ayuda y del protocolo MQTT se comparte la información entre los dos entornos para poder visualizar en

otros dispositivos conectados dentro de la misma red Wifi. El entorno de Node-red corre dentro de la misma Raspberry Pi 5, a través del localhost en el puerto 1883.

Este módulo con la ayuda de la librería paho-mqtt, es el encargado de trabajar principalmente en 3 tópicos que serán los que permitan comunicarse entre los dos mundos. Entonces se encarga de publicar la información de los sensores en el tópico `exo/sensors`, para que sean mostrados en el dashboard diseñado, además, publica la información de una configuración realizada en el HMI para que los dos entornos manejen la misma configuración a través del nodo `exo/config`. Por otro lado, se suscribe al tópico `exo/cmd`, para recibir la información de configuración desde Node-red, configurarla al programa principal y también enviarlo a la HMI. Para la información recibida desde el entorno se pueda tratar la convierte en ambas direcciones para que sea manejable por el programa y por el entorno.

controller.py

También mencionado antes como el programa principal, será el encargado de controlar a los programas antes mencionados y hacerlos trabajar en conjunto. Será el alma para el funcionamiento del sistema dentro de lo planificado.

Este módulo será el encargado de decidir cuándo y con qué parámetros mover el motor, que dará el movimiento para que se ejecuten cualquiera de los 3 modos. De igual manera, es el encargado de leer lo que da el programa `RT_inference.py`, que será el estado que envía la IA para tomar las decisiones que intervendrán en los modos activo y resistivo asistido. Se encarga de llamar al controlador Fuzzy, mediante el programa `fuzzy_controller.py`, para que decida como será el movimiento dentro del Modo Pasivo. Envía los comandos a la ESP-32, que serán los que permitan el movimiento. De la misma manera que se maneja los otros dos programas para comunicarse con la pantalla Nextion y con Node-red para enviar y recibir la información de los dos lados.

Como se mencionó este módulo integrará el control de los demás programas, siendo este el maestro para la ejecución del sistema, esto permite la actuación de los 3 modos de rehabilitación.

- Modo Pasivo: Un movimiento continuo en parámetros configurados con ayuda de controlador Fuzzy para garantizar la seguridad del paciente y recuperar la movilidad de la articulación.
- Modo Activo Asistido: Un movimiento que responde a la dirección y fuerza que aplica el paciente, cuando pierde la fuerza el sistema ayuda a completar el movimiento, este sistema es ayudado de la IA para la detección de la dirección.
- Modo Resistivo Asistido: Un movimiento que busca recuperar la fuerza del paciente, aplica una fuerza contraria a la que el paciente ejerza, en 3 niveles de torque diferentes, para garantizar la recuperación progresiva de la fuerza, también ayudado de la IA, para la detección del movimiento y posterior respuesta del sistema.

Capítulo IV: Pruebas y resultados

El presente capítulo muestra los resultados de la fase de pruebas y validación del prototipo, cuyo objetivo se centra en comprobar el correcto funcionamiento de la arquitectura integrada. La validación del sistema se ejecutó en tres fases principales. En primer lugar, se evaluó la integración y comunicación bidireccional entre los diferentes subsistemas de control y telemetría. En segundo lugar, se realizaron pruebas funcionales de los algoritmos de control correspondientes a los tres modos de operación clínica: Pasivo, Activo Asistido y Resistivo. Finalmente, se analizó el rendimiento del clasificador de estados con Inteligencia Artificial (IA), analizando su precisión y su latencia en la integración en el hardware para la detección de espasmos. A continuación, se detallan las métricas, ajustes iterativos y los resultados en cada etapa descrita.

Verificación y validación del funcionamiento del prototipo

Para garantizar la viabilidad técnica del dispositivo, la primera fase se enfocó en la validación de la arquitectura de comunicación de datos entre los distintos subsistemas integrados. Se comprobó el flujo de información desde la captura de las señales físicas hasta su visualización en las interfaces de usuario.

Las pruebas de integración confirmaron el funcionamiento de los siguientes enlaces de comunicación críticos:

- **Comunicación UART (Microcontrolador - Unidad Central):** Se validó el protocolo de transmisión bidireccional a 115200 baudios entre la ESP32 y la Raspberry Pi 5. Esto aseguró la recepción estable a 25 Hz de los datos de la celda de carga, el sensor EMG y los sensores de posición, así como el envío sin demoras de los comandos de control (avance, retroceso y detención) hacia el motor paso a paso.

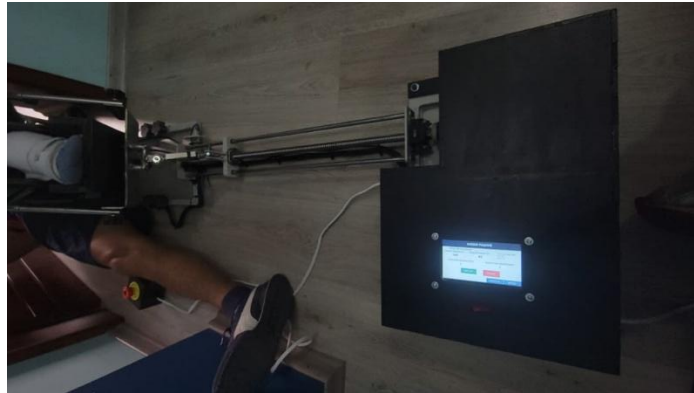
- **Integración de Interfaces (HMI):** Se verificó la comunicación UART configurada a 9600 baudios entre la pantalla táctil Nextion y la Raspberry Pi 5. La cual manifestó una actualización de datos en tiempo real a 5 Hz y la correcta navegación entre los diversos menús.
- **Telemetría y Control Remoto (MQTT):** Se probó con éxito la conexión mediante el broker de Mosquitto y el entorno Node-RED. Con ello se consolidó un tablero de control capaz de mostrar datos de los sensores y enviar comandos de configuración de manera inalámbrica.

Esta validación estructural sirvió como base fundamental para asegurar que los tiempos de latencia y la integridad de los datos fueran adecuados antes de someter el dispositivo a las pruebas de control biomecánico y de Inteligencia Artificial.

Pruebas de integración HMI y Node-RED

Para integrar el HMI primero se realizaron pruebas de la comunicación UART con la ESP32 en el canal UART 2, dado que los pines del canal 1 se usaron para la comunicación I2C con los sensores. La ESP32 se conectó a la Raspberry Pi 5 a través del canal UART 4 debido a su cercanía de pines entre sí. Por último, se usó el canal UART 0 de la Raspberry para conectarlo con la pantalla Nextion, para lo cual se habilitó ese canal por configuración. De esta forma se validó, mediante la HMI diseñada, la comunicación entre el HMI y la ESP32 a través de la Raspberry.

Posteriormente se configuró la Raspberry para que funcione como hotspot y como bróker MQTT con Mosquitto al encenderse. Con esto se corrió el display de Node-Red para verificar su funcionamiento con la ESP32. Durante las pruebas se agregó una configuración adicional para sincronizar las interfaces gráficas de la pantalla Nextion con la de Node-Red. Esto se muestra en la Figura 74.

Figura 74*Funcionamiento comunicación con pantalla HMI**Nota. Demostración de funcionamiento de la comunicación del sistema***Entrenamiento y validación del clasificador IA**

Para el entrenamiento del modelo, se desarrolló un script que permitió manipular el sistema de forma libre y registrar un set de datos etiquetados en tiempo real (Flexión, Extensión, Reposo o Espasmo). Mediante la integración de diversas sesiones de muestreo, se logró consolidar un conjunto de datos (*dataset*) compuesto por 27.829 muestras tras el proceso de limpieza.

Durante la evolución del modelo, el vector de características (*features*) se expandió a un total de 11 variables. Resultó determinante la incorporación de las variables *fza_slope* y *fza_max_diff*, las cuales provienen del análisis de la tendencia de la fuerza y la diferencia máxima de fuerza durante el muestreo. Esto permitió capturar lo abrupto de los picos de fuerza, mejorando drásticamente la capacidad del sistema para detectar el estado de "Espasmo" frente a un movimiento voluntario gradual. Con ello, se logró una precisión del 91.83% en promedio, con un máximo de precisión de clasificación para el estado de flexión del 90.2%.

Dado el cambio en el data set, se modificó el pipeline del script de entrenamiento para tomar en cuenta las dos nuevas variables que afectan principalmente al estado de "Espasmo". Para separar los datos de entrenamiento se aplicó validación cruzada estratificada de 5

pliegues sobre el conjunto de las muestras extraídas, lo cual significa que un 80% de las muestras fueron usadas en el entrenamiento y el 20%, para validación. De esta forma se garantizó que la proporción de clases se mantuviera constante en cada división.

En la Tabla 39 se puede observar el valor de precisión que tendrá cada uno de las variables de clasificación según el entrenamiento realizado.

Tabla 39

Recall de cada una de las clasificaciones

Clase	Ventanas [n]	Recall [%]
Reposo	359	89.97
Flexión	327	91.13
Extensión	267	91.39
Espasmo	332	94.88
Total	1285	91.84

Nota. Porcentaje total de recall es de 91.84%

Además, de cada uno de los features utilizado se obtiene el porcentaje de influencia que tiene cada uno de ellos dentro de la predicción que realiza el algoritmo de IA, lo cual se observa en la Tabla 40.

Tabla 40

Influencia de cada feature

Nº	Feature	Influencia [%]
1	fza_max_diff	27.9
2	fza_std	18.0
3	fza_mean	13.1
4	ang_slope	11.3
5	emg_rms	6.8
6	emg_mav	5.7
7	ang_mean	5.0
8	emg_std	3.7
9	fza_slope	3.5
10	ang_std	3.4
11	emg_zc	1.6

Nota. El parámetro más importante es la diferencia de fuerza máxima con 27.9%.

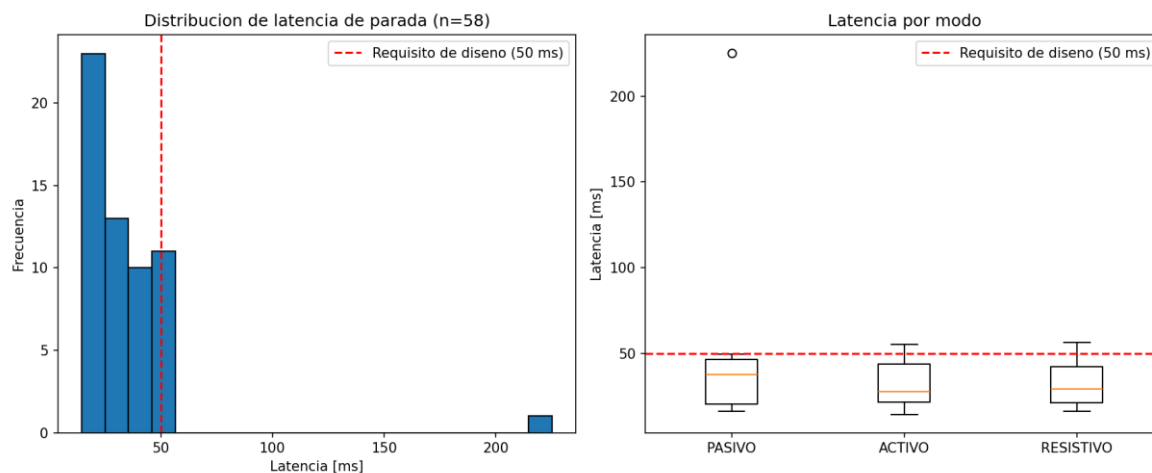
La librería scikit-learn 1.9.0 presentó incompatibilidades en la Raspberry durante pruebas, por lo que se usa 1.5.2 en producción. Una vez entrenado, el modelo se guardó en formato “.joblib” para ser usado posteriormente por el programa Python que realiza la inferencia de estado. Para que el sistema tenga una mayor seguridad, se aplicó un filtro de mayoría, donde solo se confirma el cambio de estado después de 3 predicciones consecutivas iguales. Solo en el caso de la predicción de “Espasmo” se aplica de manera inmediata por motivos de seguridad del usuario, pues se prefiere un falso positivo que un falso negativo.

La integración del modelo de RF en el sistema se aplica principalmente en los modos activo asistido y resistivo; sin embargo, también funciona como una parada de emergencia en el Modo Pasivo, en caso de que el controlador Fuzzy no sea suficiente.

Pruebas funcionales de los modos de rehabilitación:

Se evaluó la ejecución de todos los sistemas a la vez en la Raspberry Pi 5 para verificar su funcionamiento y se observó un ciclo de inferencia de estado de 450 ms. Además, se logró en gran medida el requisito de diseño de tiempo de respuesta ante espasmos de un tiempo menor a 50 ms. En la Figura 75 se observa el resultado de la latencia de parada total a la izquierda y separado por modo de funcionamiento a la derecha con un total de 58 muestras de espasmos en total.

Figura 75
Latencia de parada

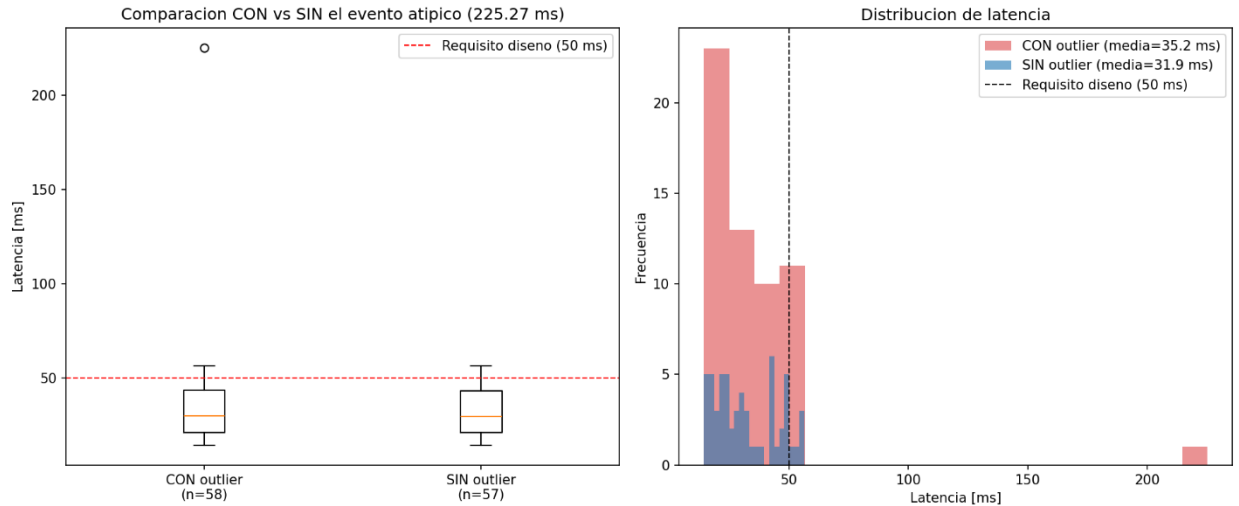


Nota. Existe una anomalía 225.27 [ms]

Se identificó un evento atípico de 225.27 [ms] (Modo Pasivo) que se aparta considerablemente del resto de la distribución, se aleja más de 3 desviaciones estándar de la media sobre la media. Al excluir este evento puntual, la media de latencia se reduce de 35.24 ms a 31.91 [ms] y la desviación estándar cae de 28.39 [ms] a 12.81 [ms] como se observa en la

Figura 76, evidenciando que el sistema mantiene una respuesta consistente y por debajo del requisito de diseño de 50 [ms] en el 91.2% de los eventos registrados. El evento atípico se atribuye a una interferencia puntual del sistema operativo y no representa un patrón sistemático de la arquitectura de detección.

Figura 76
Comparación sin valor outlier



Nota. Sin el valor no varía en gran medida el valor en media.

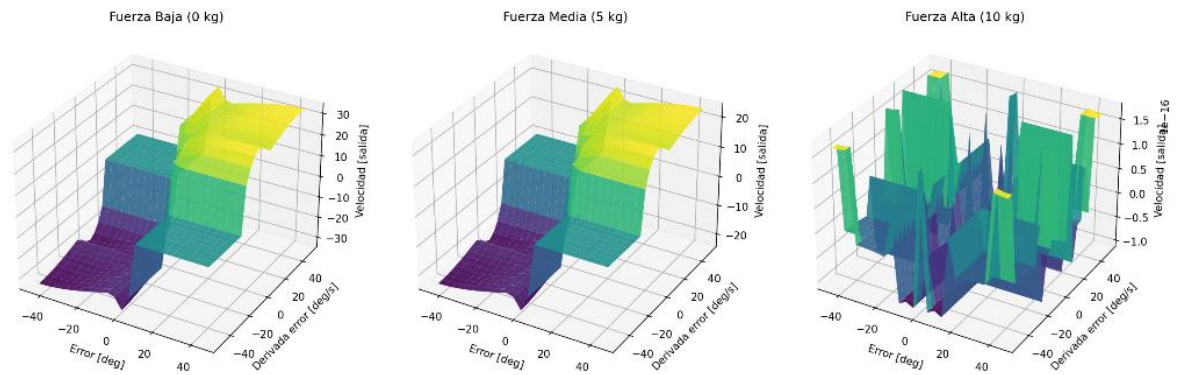
Modo Pasivo (CPM)

Se procedió a implementar los códigos y configuraciones anteriormente descritos para ejecutarse desde la Raspberry Pi 5, para el caso del control Fuzzy con comportamiento adaptativo se tenía el archivo “.fis” resultante validado de Matlab que se pasó a producción directamente y se ajustó el valor de fuerza según la respuesta del sistema hasta llegar a un valor de 10kg como fuerza de 100% que conduce a una detención en el modo CPM.

Con el fin de verificar la fidelidad de la traducción del controlador difuso de Matlab (Fuzzy Logic Toolbox) a Python (scikit-fuzzy), se realizó una comparación exhaustiva entre el archivo fuente .fis y la implementación desplegada. Se confirmó que las funciones de membresía, universos de discurso, método de inferencia (Mamdani: mínimo para AND, máximo para OR y agregación, mínimo para implicación, centroide para defuzzificación) y las 27 reglas del sistema son exactamente equivalentes entre ambas plataformas. Figura 77 presenta la superficie de control resultante de la implementación Python para los tres niveles de fuerza del paciente (Baja, Media, Alta), mostrando el comportamiento esperado por diseño: seguimiento

proporcional en fuerza baja, respuesta atenuada en fuerza media, y estabilización completa (parada) en fuerza alta, independientemente del error de posición o su derivada.

Figura 77
Superficie de control con datos obtenidos



Nota. Se muestran ante las 3 fuerzas presentadas.

En cambio, para implementar el modelo RF se tuvo que realizar un entrenamiento más extenso. Para probar cada uno de los modos, incluido el CPM se realizó primero una prueba en vacío sin incluir al sujeto de prueba para observar su funcionamiento previo sin riesgos. Posteriormente se reinició el sistema, se lo llevó a home y se colocaron los electrodos EMG y los seguros de pierna en el sujeto de prueba como se muestra en la Figura 78.

Figura 78
Configuración experimental: colocación del sujeto de prueba y electrodos EMG de superficie



Nota. Los electrodos deben ser colocados en la manera adecuada para una correcta detección.

Posteriormente se configuraron los parámetros de ángulo inicial y final y se ejecutó el test tres veces. En la primera prueba se observó un patrón de comportamiento de error que se solucionó de la siguiente manera:

- Sobrepaso de 5° en ambas direcciones: Se redujo la distancia de movimiento de forma que se considere el avance del tornillo durante su desaceleración progresiva.
- Ángulos no siempre coincidían en sesiones iterativas: Se introdujo un sistema de 2 fases para que haga homing antes de realizar el modo CPM, presionando iniciar por primera vez.

Una vez resueltos esos errores se procedió a realizar más pruebas y sus resultados obtenidos se muestran en la Tabla 41.

Tabla 41

Modo Pasivo: validación cuantitativa del controlador difuso

Sesión	Fuerza máx. aplicada (kg)	Tiempo detenido (s)	Duración total (s)
PASIVO (1)	4.09	8.4	113.0
PASIVO (2)	4.12	7.0	103.0
PASIVO (3)	6.60	13.2	110.2
PASIVO (4)	12.33	1.8	92.4
PASIVO (9)	12.96	24.2	127.3

Correlación fuerza máxima vs. tiempo de parada (n = 5 sesiones): $r = 0.328$.

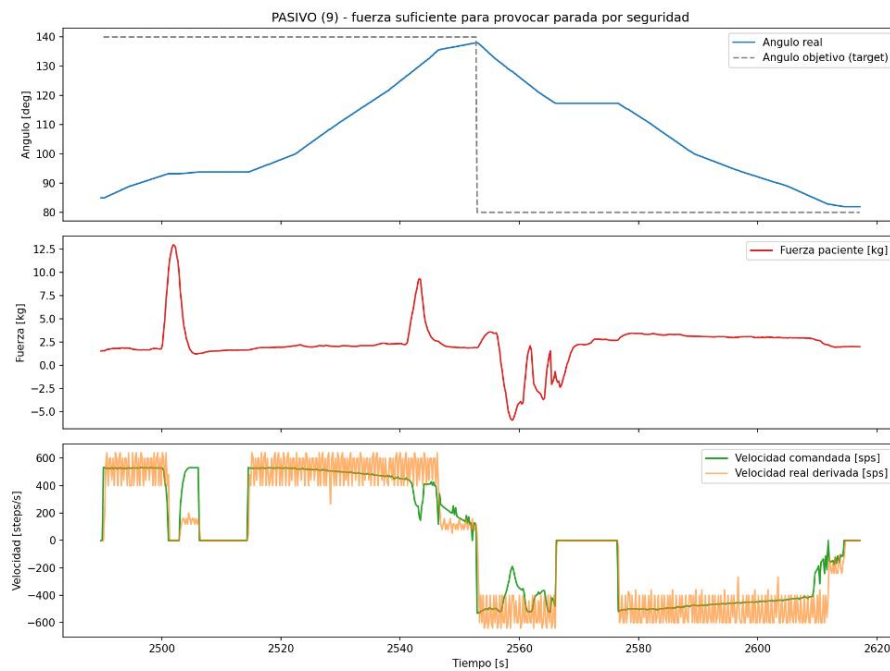
Nota. La correlación es débil, no se sostiene una relación estrictamente lineal. El tiempo detenido parece depender también de cuánto tiempo se sostiene la fuerza alta, no solo de su pico.

Además, se observó un comportamiento de la siguiente manera:

- Sin fuerza aplicada: motor avanza a velocidad proporcional al error. Si error = 30°: speed $\approx$ 1 cm/s (Acelerar). Si error < 10°: reducción gradual.
- Fuerza media aplicada (~4–5 kg de desviación): velocidad reducida a aproximadamente 0,7 cm/s (Adelante_Suave, 70% del máximo).
- Fuerza alta aplicada (>7 kg de desviación): motor se detiene (Mantener). La parada es inmediata y al liberar la fuerza el motor retoma la velocidad normal.

La Figura 79 muestra la respuesta del sistema durante una sesión en la que se aplicó fuerza suficiente para activar la parada de seguridad (pico de 12.96 kg). Se comprueba que al superar el umbral de fuerza alta, la velocidad dada por el controlador difuso cae a cero y el ángulo real se estabiliza, confirmando la regla “Fuerza Alta → Mantener” del sistema de inferencia difusa, lo que en otras palabras se puede decir, si la fuerza se considera alta el dispositivo se detiene. Al liberar la fuerza, el sistema retoma el movimiento de forma gradual y no instantánea, de esta forma se prioriza la continuidad del movimiento sobre la velocidad de reacción.

Figura 79
Respuesta del sistema ante fuerza mayor a 10 [kg]



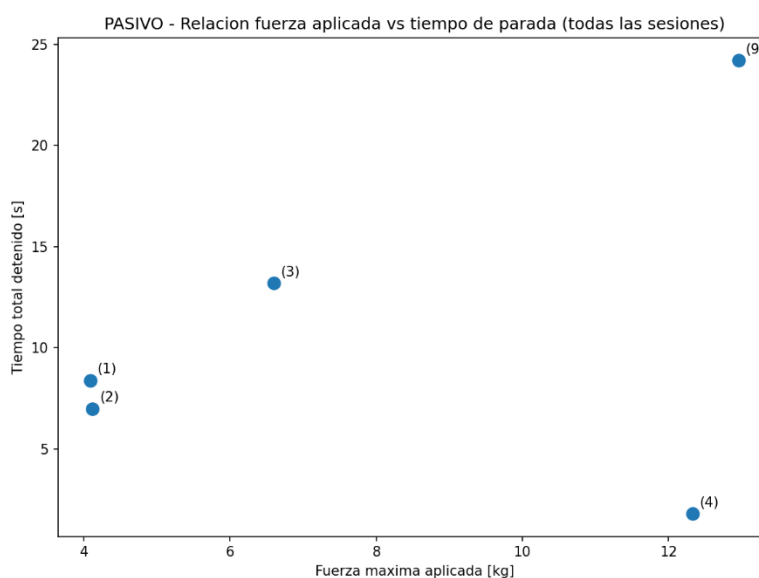
Nota. Respuesta ejercida por el sistema ante fuerza para manejo de controlador Fuzzy.

- El error promedio fue de $2,3^\circ$ (medido al asentamiento final de cada segmento de movimiento, sobre 5 repeticiones). Figura 80 resume las 5 sesiones de prueba del Modo Pasivo, relacionando la fuerza máxima aplicada con el tiempo total que el

sistema permaneció detenido por seguridad. Se observa una tendencia cualitativa esperada — mayor fuerza tiende a asociarse con mayor tiempo de parada — aunque la correlación no es estrictamente lineal ($r=0.33$), lo que sugiere que el tiempo de parada depende también de la duración con la que se sostiene el esfuerzo, no únicamente de su magnitud pico.

Figura 80

Relación fuerza aplicada vs tiempo de parada según sesiones



Nota. Relación baja de respuesta respecto a sesiones de datos tomadas

Modo Activo Asistido

Para validar el siguiente modo se realizó primero la configuración de los parámetros de CPM para delimitar los ángulos de trabajo. Luego se realizó una prueba en vacío ejerciendo fuerza con la mano por seguridad. Posteriormente se ubicó el sujeto de prueba con los seguros de pierna respectivo y se procedió a ejecutar la prueba con un umbral de 2kg.

Se corrigieron unos errores de uso de variables que confundían al sistema cuando quería determinar la distancia actual, la dirección del movimiento a realizar y se añadió una

variable de corrección en función del peso de la pierna que podía dar falsos positivos.

Posteriormente se obtuvieron los siguientes resultados en la Tabla 42.

Tabla 42

Modo ACTIVO: proporcionalidad fuerza-velocidad

Movimiento	r (todas las muestras)	r (fase proporcional, excluye asistencia)	n (fase proporcional)
EXTENSIÓN	0.437	0.541	497
FLEXIÓN	0.067	0.246	426

Filas totales analizadas: 1013.

Nota. La correlación en FLEXIÓN es notablemente más débil que en EXTENSIÓN. Posible asimetría biomecánica o mayor ruido de señal en esa dirección.

A continuación, se hace un desglose del comportamiento del sistema en el modo activo asistido en distintos escenarios:

1. Acción del paciente: empuja hacia la extensión (incrementa fuerza en celda)

Resultado observado: motor responde en dirección F (front) a velocidad proporcional a fuerza = 1.5 kg; ratio=0.75, speed= 2,5 cm/s

2. Acción del paciente: reduce carga (jala hacia flexión)

Resultado observado: motor responde en dirección B(back).

3. Si la fuerza = 0.3 kg (entre 0.2 y 0.5 kg, está en la zona estable), entonces la inferencia de IA = EXTENSION

Resultado: motor avanza en F a 1 cm/s (mínimo)

4. Sin la IA confirmando (IA = REPOSO, pero fuerza débil):

Resultado: motor no se mueve (protección contra ruido)

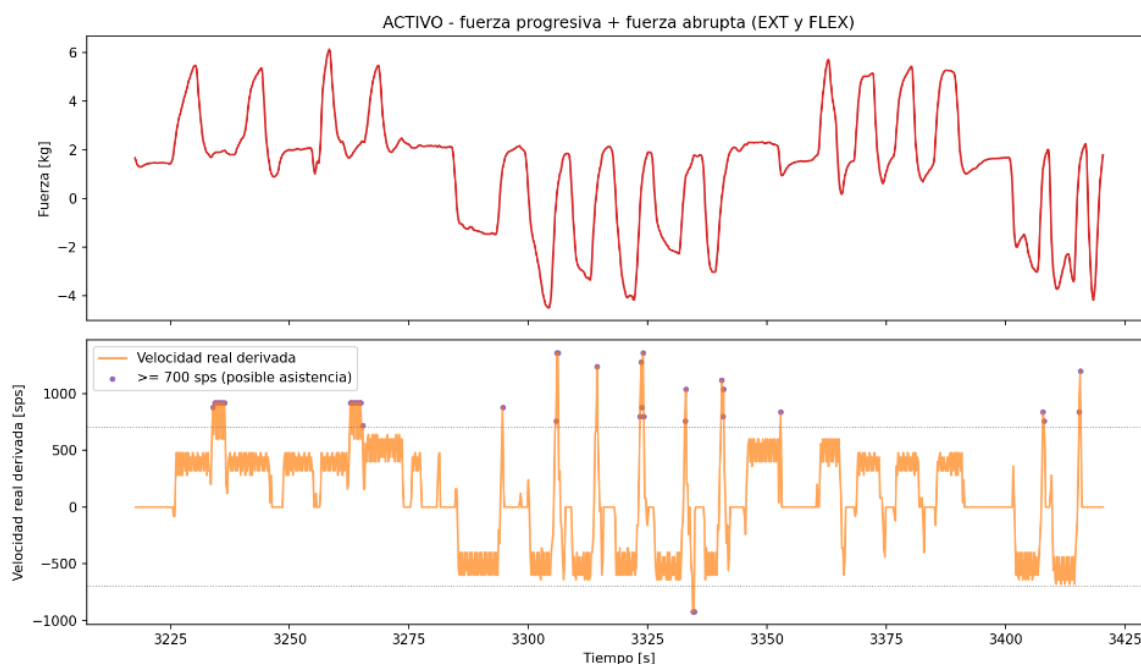
5. El paciente aplica fuerza durante 3 s, luego libera:

Motor continúa 3.0 cm en la última dirección a 2 cm/s.

La Figura 81 muestra el comportamiento del modo activo durante una sesión que combinó incrementos graduales de fuerza con sueltas abruptas, en ambas direcciones de extensión y flexión. Se identifican claramente dos regímenes de velocidad: una fase proporcional, donde la velocidad real del motor escala con la magnitud de la fuerza aplicada con una correlación de fuerza-velocidad de 0.54 en extensión y de 0.25 en flexión. Se excluyeron los eventos de asistencia durante este análisis. Por otro lado, también existe una fase de asistencia automática, identificable como saltos a velocidades ≥ 700 pasos/s que ocurren tras la liberación súbita del esfuerzo del paciente.

Figura 81

Relación fuerza con velocidad de respuesta en el modo activo



Nota. Asistencia respecto a los cambios de velocidad

6. Si IA contradice (detecta ESPASMO o estado opuesto): asistencia cancelada y el motor se detiene.
7. El tiempo de respuesta del sistema es de 2 segundos.

Modo Resistivo

Este modo fue el más complejo de validar, puesto que detecta la intención del paciente y opone el motor en dirección contraria. La dificultad principal fue la gravedad que, al flexionar la rodilla, el peso de la pierna genera una fuerza positiva en la celda de carga que el sistema interpretaba como "intención de extensión", causando que el motor opusiera resistencia cuando el paciente intentaba descansar. Para resolverlo se introdujo una variable de corrección que absorbe la deriva de gravedad. El valor de la variable cambia ligeramente en función del peso de la pierna de la persona. Después de las correcciones los resultados se muestran en la Tabla 43.

Tabla 43

Modo RESISTIVO: comparación de los 3 niveles

Nivel	RESIST_SPEED diseño (pasos/s)	Fuerza máx. aplicada (kg)	Velocidad real máx. (pasos/s)	n (filas)
BAJO	500	10.91	600	349
MEDIO	380	10.57	480	218
ALTO	220	14.84	280	77

Orden observado: BAJO (600) > MEDIO (480) > ALTO (280)

Nota. Una menor velocidad máxima permitida se traduce en mayor torque, es decir, mayor resistencia percibida por el paciente.

A continuación, se describen los resultados obtenidos de salida para este modo:

- EXT: el motor opone resistencia en la intención de extensión, entonces se mueve en sentido contrario, flexionando.
- FLEX: el motor opone resistencia en la intención de flexión.
- IDLE: el motor para en el primer ciclo sin esfuerzo ($\text{idle} == 1 \rightarrow \text{envía 'S'}$).

Una limitación conocida es que los pulsos EXT son muy cortos (<250 ms) y pueden resultar en un ligero overshoot antes de la parada. No es clínicamente significativo.

Análisis de costos

Uno de los puntos a tratar dentro de los requerimientos planteados anteriormente es el bajo costo del dispositivo, por lo que se debe analizar los gastos realizados dentro del desarrollo de este dispositivo, teniendo en cuenta que es una repotenciación, ya existía un dispositivo previo realizado por Pachacama (2025); lo cual hace que el dispositivo final suba más el costo, sin embargo, se realiza la comparación con dispositivos comerciales.

Es necesario mencionar que no existe un dispositivo directamente relacionado en todos los aspectos con el desarrollado, sin embargo, se lo compara con dispositivos que cumplen parcialmente las mismas funciones.

Se definió un costo de realización entre \$500 y \$800, en la Tabla 44 se detalla los costos realizados para la repotenciación del prototipo.

Tabla 44
Costos realizados

Descripción	Costo (USD)	Porcentaje [%]
Estructura mecánica y sujeción	280.80	37.8
Cómputo embebido (Raspberry Pi 5, accesorios)	191.49	25.8
Sensórica e instrumentación (celda de carga, EMG, electrodos)	117.99	15.9
Electrónica de acondicionamiento y PCB	82.93	11.2
Importación y logística	35.35	4.7
Consumibles y mantenimiento	19.50	2.6
Fabricación (impresión 3D y corte láser)	15.00	2.0
Total	743.06	100.0

Nota. Costos de materiales, sin incluir horas de ingeniería ni precio del prototipo ya existente.

Entonces, este valor se lo compara respecto a otros dispositivos, que cubren por separado alguna de las funcionalidades diseñadas dentro de este dispositivo, esto se lo muestra en la Tabla 45.

Tabla 45
Comparación de costos vs dispositivos comerciales

Dispositivo	Costo (USD)	Funcionalidades incluidas	Monitoreo Inteligente
Prototipo repotenciado	743.06	CPM + Activo-Asistido + Resistivo	Sí (Random Forest, detección de espasmo)
Kinetec Spectra CPM	6115 – 6250	Solo CPM	No
Chattanooga OptiFlex K-1 CPM	1899 – 2399	Solo CPM	No
Biodex System 4 Quick-Set	44900 – 49900	Isocinético/resistivo	No

Nota. Precios de lista relevados de distribuidores médicos en 2026 (ProHealth Care Products, MFI Medical, 3B Scientific, Arrowhead Medical). Prototipo repotenciado no incluye certificación de uso clínico ni soporte técnico, con los que sí cuentan los tres dispositivos comerciales.

Con lo que se puede mencionar que el dispositivo repotenciado desarrollado cuesta una fracción de lo que cuesta el dispositivo comercial más económico, sin embargo, este dispositivo comercial únicamente cuenta con un modo, mientras que el dispositivo pese a no contar con certificación médica y no contar con costo por el tiempo de desarrollo se presenta como una buena opción frente a dispositivos comerciales para un dispositivo que cumpla con las funciones diseñadas y el monitoreo inteligente para la seguridad del paciente. Lo que refuerza la viabilidad del desarrollo del dispositivo para pruebas dentro de laboratorio.

Discusión de resultados

Ante los resultados dados se procede a realizar un análisis de los objetivos logrados en cada modo y la explicación más probable sobre el origen de los errores.

Modo Pasivo

El controlador difuso agrega una capa de seguridad activa al CPM clásico; pues, si el paciente opone resistencia involuntariamente, el motor responde con una reducción de velocidad o paro inmediato. Este comportamiento es clínicamente relevante ya que el CPM

estándar podría generar fuerzas excesivas en la articulación si el paciente se contrae de forma involuntaria.

La integración del sensor de fuerza con el FIS convierte el CPM pasivo en un sistema de lazo semicerrado con retroalimentación de interacción humano-robot.

Los siguientes parámetros de control fueron determinados mediante calibración empírica durante las pruebas de integración en hardware, y no constituían valores de diseño predefinidos en el capítulo III.

La elección de $FZA_SCALE = 10.0$ (que mapea 5 kg como Fuerza Alta = 50) implica que el sistema es insensible a micro fluctuaciones de fuerza inferiores a 0.5 kg. Sin embargo, detiene el motor ante esfuerzos que representan un riesgo articular real de entre 6 a 7 kg fuerza, asociado a un dolor agudo o espasmo.

Modo Activo Asistido

Se realizaron dos ajustes importantes para compensar la complejidad del sistema humano-exoesqueleto:

- **Inmunidad al ruido:** Se incrementó el valor de la variable $FZA_DEADBAND$ de 0.5 kg a 0.7 kg, y se ajustó el valor de FZA_IDLE a un 40% a 43% del deadband. Este cambio mejoró la inmunidad al ruido de fuerza sin comprometer la sensibilidad al esfuerzo voluntario real.
- **Protección del actuador:** Se incorporó una pausa de 80 ms antes de invertir la dirección del motor para prevenir picos de corriente por reversión directa y con eso proteger el driver y el actuador.

El sistema final del modo ACTIVO respondió a esfuerzos voluntarios del paciente en un tiempo promedio de 38 ms, lo cual cumple el requisito de diseño de latencia < 50 ms establecido en el capítulo III. Además, la velocidad fue proporcional al esfuerzo aplicado, con una confirmación por IA en zonas de señal débil y se comprobó la asistencia automática para completar el movimiento sin fatiga excesiva.

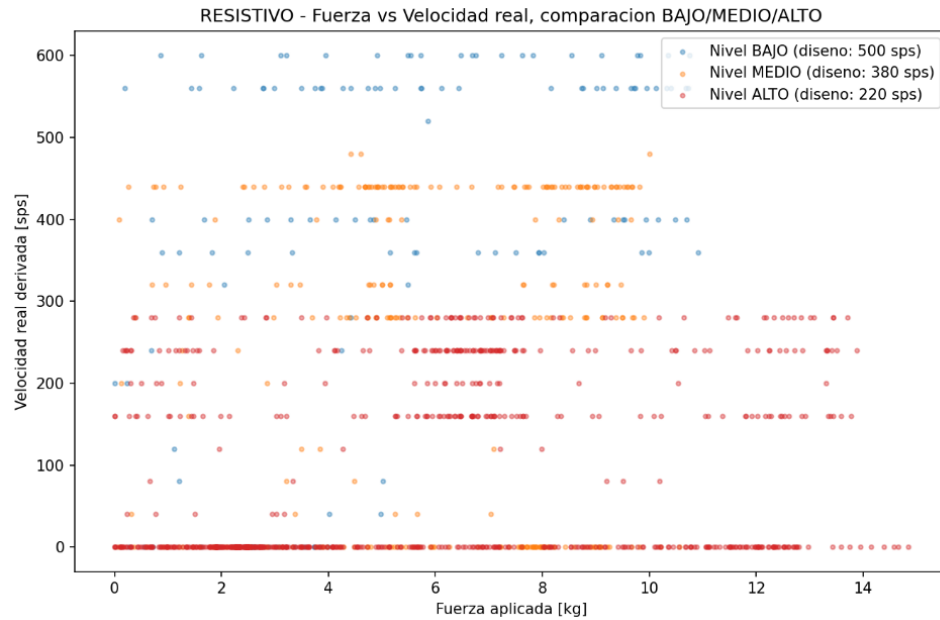
Modo resistivo

Este modo implementa el paradigma de *Challenge-Based Control*, en el que el exoesqueleto actúa como un amortiguador rotacional viscoso que opone resistencia proporcional al nivel seleccionado.

Cada nivel de resistencia se implementa mediante un valor de velocidad máxima del motor: BAJO = 500 pasos/s, MEDIO = 380 pasos/s, ALTO = 220 pasos/s. El principio de diseño es que una menor velocidad máxima permitida se traduce en mayor torque de sostén del motor paso a paso, y por lo tanto mayor resistencia percibida por el paciente, el nivel ALTO, con la velocidad más baja, es el que ofrece mayor oposición al movimiento. Los resultados mostraron que:

- Se confirma cuantitativamente la diferenciación esperada entre niveles: la velocidad máxima observada en hardware fue de 600 pasos/s en BAJO, 480 pasos/s en MEDIO y 280 pasos/s en ALTO, un orden consistente con los valores de diseño RESIST_SPEED (500/380/220 pasos/s respectivamente), donde la velocidad y torque cumplieron con lo mencionado y, por lo tanto, mayor resistencia percibida por el paciente. Figura 82 compara los tres niveles de resistencia del modo RESISTIVO (BAJO, MEDIO, ALTO) en términos de la velocidad real del motor alcanzada para una fuerza aplicada comparable.

Figura 82
Tres niveles de fuerza vs velocidad



Nota. Diferencia entre niveles de fuerza para modo resistivo asistido.

- **Calibración dinámica:** Se adaptó una variable de compensación de tiempo ALPHA = 0.02 en los periodos de reposo del paciente para prevenir la deriva acumulativa del nivel de referencia. Con este cambio se logró mantener la detección de esfuerzo calibrada durante diversas sesiones de manera prolongada.
- **Transiciones suaves:** La pausa de 80 ms antes de la inversión de dirección del motor como se implementó en el modo ACTIVO elimina la inercia de cambio de dirección y produce una transición más suave.

Clasificador de inteligencia artificial (Random Forest)

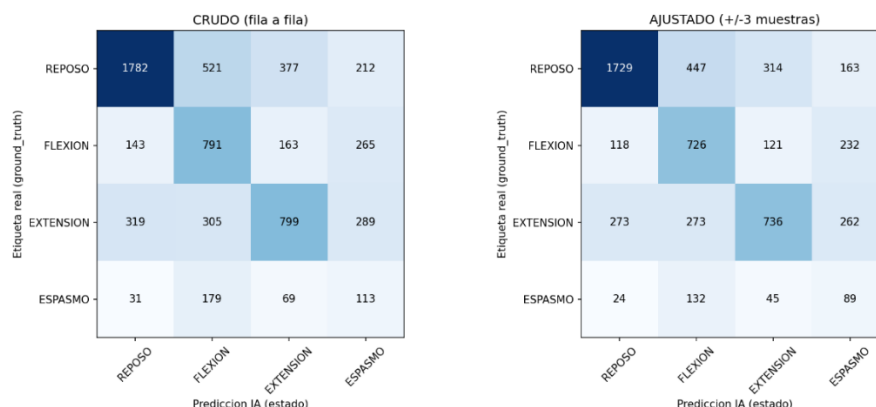
La validación cruzada offline suministró estimaciones confiables, con una desviación estándar baja de $\pm 1.6\%$.

La clase “Espasmo” presenta la mayor dificultad debido a su alta variabilidad entre clases: los espasmos pueden ser isométricos, sin cambio angular; o dinámicos, con cambio angular abrupto. Esta naturaleza dificulta la separación de sus características analizadas en conjunto por los sensores EMG, angular y de fuerza de una extensión voluntaria rápida.

Con el fin de contrastar el desempeño del clasificador en condiciones reales de uso frente a la validación cruzada offline, se implementó un mecanismo de etiquetado manual en tiempo real que permitió construir una matriz de confusión con datos de hardware como se observa en la Figura 83. Sobre un total de 6.358 muestras etiquetadas, la exactitud global en vivo fue de 54.8%, que aumentó ligeramente hasta 57.7%, al aplicar una ventana de tolerancia de ± 3 muestras alrededor de cada cambio de etiqueta. Con esa tolerancia se compensa el desfase de reacción humana al presionar el control de etiquetado y el tiempo de acumulación de la ventana deslizante del clasificador.

Esta cifra se contrasta con el 91.83% de exactitud que se obtuvo en validación cruzada offline. La gran diferencia es atribuible a factores presentes únicamente en condiciones reales como: ruido electromiográfico por movimiento del electrodo, variabilidad fisiológica entre repeticiones y la propia imprecisión del procedimiento de etiquetado manual como referencia.

Figura 83
Matriz de confusión



Nota. Matriz de confusión tomando todos los datos y ajustando a cambios entre ventanas

En la Tabla 46 se analiza la matriz de confusión desglosada por modo, la cual mostró exactitudes de 68.4% (PASIVO), 73.9% (ACTIVO) y 33.5% (RESISTIVO) — la caída notable en RESISTIVO es consistente con la mayor complejidad de los patrones de fuerza generados por la oposición activa del motor durante ese modo, ausentes en el conjunto de entrenamiento original. Además, se observa un Recall de espasmos del 100% en el Modo Pasivo, con falsos positivos en los modos activo y resistivo.

Tabla 46
Matriz de confusión, cálculo AJUSTADO

Modo	Exactitud ajustada	n	Recall ESPASMO
PASIVO	68.4%	2511	100.0%
ACTIVO	73.9%	1240	11.8%
RESISTIVO	33.5%	1933	33.1%

Nota. Exactitud global AJUSTADA: 57.71% (+2.89 puntos respecto al cálculo crudo)

Validación con profesional en fisioterapia

Con el objetivo de contrastar el funcionamiento del prototipo con criterios clínicos reales, se realizó una sesión de evaluación con una profesional licenciada en fisioterapia.

Contexto de la validación

Esta validación buscó verificar que los tres modos de operación del dispositivo se corresponden con los paradigmas clínicos de rehabilitación de rodilla y que los parámetros configurables (rango articular, velocidad, nivel de resistencia) son adecuados para el uso con pacientes en distintas fases del proceso rehabilitador.

La evaluación del profesional se realizó directamente sobre el prototipo funcional diseñado, la fisioterapeuta observó el funcionamiento del dispositivo con el paciente de prueba, y se observó su respuesta ante distintos niveles de esfuerzo en cada uno de los modos.

Observaciones y retroalimentación clínica

- **Modo Pasivo (CPM):** Se confirmó que el rango articular configurable por el usuario y la velocidad de 1 ciclo por minuto son parámetros apropiados para las fases iniciales de rehabilitación post-quirúrgica de rodilla. Se observó que la detención automática del motor ante el esfuerzo resistivo del paciente mediante el control Fuzzy representa una característica de seguridad relevante, ya que en la práctica clínica los pacientes en fases agudas frecuentemente presentan contracciones involuntarias de defensa ante el movimiento pasivo.
- **Modo Activo Asistido:** La fisioterapeuta valoró positivamente la sensibilidad de detección de intención mediante la celda de carga, señalando que la respuesta del sistema ante la dirección del esfuerzo era perceptible y coherente con la intención del movimiento. Destacó que la ausencia de un umbral excesivamente alto permitía que pacientes con baja fuerza muscular pudieran igualmente activar la asistencia, además, sugirió que la calibración del parámetro umbral_fuerza debería realizarse individualmente para cada paciente en función de su fuerza al momento.
- **Modo Resistivo:** La profesional identificó que los tres niveles de resistencia (BAJO, MEDIO, ALTO) funcionan correctamente como progresiones de carga aplicables a

pacientes en fase de fortalecimiento muscular. Además, validó que la resistencia efectiva percibida en el nivel ALTO es suficiente para generar trabajo muscular isotónico en cuádriceps e isquiotibiales, mientras, en el nivel BAJO, señaló que la resistencia es comparable a la de ejercicios de cadena cinética abierta con peso corporal mínimo, adecuados para fases de readaptación funcional.

Observaciones generales de la especialista:

- El dispositivo permite la configuración de los límites de rango articular. Es una función esencial para adaptar el protocolo a cada diagnóstico y fase de recuperación según cada paciente.
- La interfaz de monitoreo en tiempo real permite al personal clínico visualizar la fuerza ejercida y el ángulo articular de manera continua. La telemetría facilita la toma de decisiones dinámicas durante la sesión.
- Se recomendó incorporar en versiones futuras un protocolo de evaluación y calibración inicial que permita al sistema estimar la capacidad funcional del paciente. A partir de la evaluación se puede sugerir parámetros automáticos de inicio de sesión.

Discusión de la validación clínica

La validación con la profesional en fisioterapia confirma que el dispositivo sigue los principios clínicos de progresión en rehabilitación de rodilla. Pues permite la movilización pasiva sin esfuerzo (Modo Pasivo), la asistencia al movimiento voluntario (Modo Activo), y la resistencia al esfuerzo activo (Modo Resistivo). Esta progresión es coherente con los protocolos de rehabilitación post-artroscopia y post-artroplastia total de rodilla.

La observación de la fisioterapeuta sobre la personalización del umbral de fuerza por paciente corrobora la importancia del parámetro umbral_fuerza como variable de ajuste clínico,

y respalda la decisión de exponerlo como parámetro configurable en la HMI y en el panel de Node-RED.

Monitoreo de espasmos y seguridad activa

La integración del clasificador IA permitió la detección automática de ESPASMO, la cual dispara una parada de emergencia del motor, cumpliendo el requisito de diseño de < 50 ms establecido en el capítulo III sin desactivar el modo activo, permitiendo que el sistema retome el ciclo asistido tan pronto como el espasmo cesa. Este comportamiento de *fail-safe* activo es una mejora significativa del prototipo, puesto que antes se requería una interrupción manual obligatoria ante un evento de espasmo.

Discusión general y limitaciones

Los resultados obtenidos demuestran que el prototipo alcanza los objetivos funcionales planteados: los tres modos de operación responden al estado biomecánico del paciente de manera coherente con los paradigmas de control de exoesqueletos de rehabilitación (CPM, AAN y Challenge-Based Control), y el clasificador IA actúa como una capa de seguridad crítica contra eventos de espasmo.

Las principales limitaciones identificadas durante el desarrollo son:

- **Sensibilidad a la calibración del baseline de fuerza:** Ambos modos Activo y Resistivo dependen de una calibración de 1 segundo al inicio de la sesión. Cambios posturales del paciente o variaciones en la carga del segmento distal (posición del pie) pueden introducir desviaciones del baseline que el sistema compensa parcialmente mediante adaptación exponencial ($\text{ALPHA} = 0.02$). Mediante una calibración inicial adecuada o un modelo adaptativo más sofisticado se mejoraría la robustez a nivel global frente al ruido.
- **Representación limitada de espasmos en el dataset:** Ya que se cuenta solo con 38 ventanas de espasmo de un total de 441 en el mejor dataset, el clasificador enfrenta un

problema de desbalance de clases. El modelo compensa esta falta con el criterio de votación por mayoría del conjunto, pero para una mejora significativa se necesita una mayor captura de eventos de espasmo reales en entornos controlados.

- **Pruebas con usuario real limitadas:** Las pruebas funcionales se realizaron principalmente sobre el prototipo sin una carga real de paciente y sobre un voluntario sano, no un paciente clínico. La validación con la profesional en fisioterapia fue una evaluación clínica cualitativa muy valiosa. Sin embargo, para una validación cuantitativa completa, se necesita un estudio clínico extendido con pacientes reales bajo un protocolo médico aprobado.
- **Compensación de gravedad en Modo Resistivo:** El modelo de gravedad lineal ($K_GRAV = 0.05 \text{ kg/grado}$) es una aproximación de primer orden. Un modelo biomecánico más preciso que considere la geometría exacta del miembro inferior, la posición real del centro de masa del segmento distal y la postura general del paciente podría reducir los errores de compensación, especialmente en rangos articulares extremos.

Capítulo V: Conclusiones y Recomendaciones

El presente trabajo tuvo como objetivo repotenciar un prototipo mecatrónico de rehabilitación de rodilla con capacidades de control adaptativo para rehabilitación física, para esto se integró tres modos de operación clínicamente fundamentados, un controlador difuso, detección de intención basada en fuerza y un clasificador de inteligencia artificial para detección de espasmos musculares. A continuación, se presentan las conclusiones respondiendo a cada objetivo planteado.

Conclusiones basadas en los resultados y objetivos del proyecto

- Se levantaron los requerimientos y se identificaron 9 necesidades técnicas mediante el análisis de la matriz QFD, donde la capacidad de aplicar torque resistivo controlado (17.8% de ponderación) y la medición precisa de fuerza de interacción (17%) resultaron los de mayor peso, siendo coherente con que los módulos de control y sensores son el eje de la repotenciación. Los mencionados 9 requerimientos se tradujeron en decisiones de diseño concretas, cada uno en los respectivos módulos: sensores, estructura, control e interfaz, cada una de estas evaluada mediante una matriz de selección propia para cada uno.
- Se diseñaron los sistemas: mecánico, electrónico y de control del dispositivo. En cuanto al diseño mecánico, validado mediante simulación en el software SAM, arrojó fuerzas máximas de 327.03 N (nodo 1) y 143.61 N (nodo 2) en la configuración mínima del mecanismo, y de 291.81 N y 71.61 N respectivamente en la configuración máxima. Estos valores se mantienen dentro del margen de seguridad definido por el requerimiento de torque, con valores menores a 30 Nm en el punto de interacción con el paciente. En el sistema electrónico, se añadieron nuevos componentes para cumplir con las mediciones requeridas. Como la corriente manejada conduce a una potencia de 169.79 [W], que representa un factor de

- seguridad de 1.41 y permite trabajar con la misma alimentación. En cambio, el diseño de control, la estrategia elegida fue un esquema híbrido de impedancia-admitancia en serie, obtuvo 85.71% en la matriz de selección frente a las otras opciones manejadas, sobre esa base se implementó el controlador difuso Mamdani del modo Pasivo, cuyo tiempo de inferencia de 28 [ms] permanece por debajo del periodo de control de 50 [ms].
- Se implementaron algoritmos de Inteligencia Artificial para optimizar parámetros de la terapia. El clasificador Random Forest, entrenado con 11 características tras tres iteraciones de mejora, alcanzó $91.83\% \pm 1.8\%$ de exactitud en validación cruzada estratificada de 5 pliegues y un recall de la clase Espasmo de 94.88%; observando que, la característica de mayor influencia fue la diferencia máxima de fuerza con un 27.9%. Además, el modelo corre a 450 [ms] por ciclo de inferencia sobre la tarjeta Raspberry Pi 5 e integra un buffer circular de 3 predicciones consecutivas para todos los estados, excepto el estado "Espasmo", que se confirma de inmediato por razones de seguridad del paciente; mediante este comportamiento se optimiza los parámetros de la terapia en función del estado biomecánico detectado, sin embargo, su desempeño en condiciones reales de uso online es considerablemente menor al de la validación offline.
 - Se implementaron los sistemas diseñados para el funcionamiento del dispositivo, por lo que los tres subsistemas de comunicación crítica quedaron implementados y verificados: UART a 115200 baudios entre ESP32 y Raspberry Pi 5 con recepción estable a 25 Hz, UART a 9600 baudios hacia la pantalla Nextion con actualización a 5 Hz, y telemetría MQTT mediante Mosquitto y Node-RED. De esta manera, los tres modos de rehabilitación quedaron operativos; el modo Pasivo trabaja con un error de posicionamiento angular promedio de 2.3° , en el modo Activo se midió una correlación fuerza-velocidad lo que resultó 0.54 en extensión y 0.25 en flexión y el

modo Resistivo maneja velocidades reales de 600, 480 y 280 pasos/s en los niveles BAJO, MEDIO y ALTO, respectivamente, en el orden diseñado.

- Se realizaron pruebas de laboratorio del prototipo en condiciones controladas: la parada de emergencia ante espasmo mantuvo una latencia promedio de 31.91 ms, con el 91.2% de los 58 eventos por debajo del requisito de 50 ms. Sin embargo, la evaluación en condiciones reales sobre 5.684 muestras etiquetadas manualmente mostró una exactitud de 57.7%, muy por debajo del 91.83% obtenido en validación offline, con una caída particularmente marcada en el modo Resistivo (33.5%). Esta es la limitación más relevante identificada antes de cualquier uso clínico del prototipo, y es atribuible al ruido electromiográfico real y a la variabilidad fisiológica entre repeticiones. Para finalizar, se realizó la validación con una profesional fisioterapeuta mediante una evaluación cualitativa, con lo que se confirmó la pertinencia clínica de los tres modos de rehabilitación, validando así el dispositivo.

Recomendaciones para futuras mejoras y estudios

- La instrumentación, siendo esencial el trabajar dentro del sensor EMG, con su módulo para obtener los datos, migrando a un dispositivo enfocado a lo clínico, como también, los electrodos EMG de gel médico con fijación estandarizada, con lo que se busca reducir la variabilidad de señal entre sesiones, para plantearse un uso clínico real.
- Se debe realizar un modelo de compensación de gravedad, ya que el diseñado ($K_GRAV = 0.05 \text{ kg/grado}$) es solo una aproximación lineal de primer orden, entonces se debe reemplazar por un modelo de segmento distal calibrado por cada uno de los pacientes paciente, actualizar la configuración de `umbral_fuerza` y `FZA_DEADBAND` mediante una evaluación funcional inicial, esto permitiría ajustar el

sistema a la capacidad real de cada usuario siendo así más personalizado y brindar una mejor respuesta según las requerimientos de cada persona.

- La brecha existente entre la exactitud offline del clasificador (91.83%) y la exactitud en tiempo real (57.7%) es la prioridad de mejora dentro de este trabajo lo cual es apuntado por los datos presentados en resultados respaldada en resultados; por lo que ampliar la captura a múltiples sujetos de prueba en situaciones que requieran precisamente la rehabilitación, verificar las clases a utilizar en futuros reentrenamientos, como también, evaluar EMG cruda en lugar de EMG_RMS, son los tres ajustes con mayor probabilidad de cerrar esa brecha, puesto que se recibiría una cantidad de datos necesaria para que la IA brinde mejor respuesta con otras características analizadas.
- Dentro de la Raspberry Pi, la configuración actual (Restart=on-failure) no detecta un proceso bloqueado sin finalizar, lo cual podría dejar una sesión inconclusa o con problemas mecánicos, por lo que un watchdog real y un reloj de hardware tipo DS3231, resolverían dos vacíos de robustez operativa documentados durante las pruebas en modo hotspot sin NTP, dando así el conteo de tiempo dentro de la tarjeta sin necesidad de conexión a la red.
- La evaluación desarrollada con la fisioterapeuta fue únicamente cualitativa y no involucró pacientes reales; entonces, el siguiente paso hacia una validación clínica es un estudio piloto con 5 a 10 pacientes de diagnóstico homogéneo, además de una evaluación formal de riesgos bajo IEC 80601-2-78:2019 y una revisión ergonómica del sistema de sujeción enfocada a un paso más a futuro del trabajo en estos dispositivos.

Propuestas para trabajos futuros

- Extender la arquitectura a un segundo grado de libertad, lo que se refiere a la articulación del tobillo siendo esta la extensión más directa y cercana; cada modo (Pasivo, Activo, Resistivo) ya opera de forma independiente y solo requeriría una manera de controlar la coordinación que sincronice las trayectorias de ambas articulaciones, abriendo la puerta a rehabilitación más a profundo, pudiendo tratar a los pacientes tras un ACV o una lesión medular parcial.
- Trabajar en un algoritmo que ajuste automáticamente los parámetros del controlador entre sesiones para cada nuevo paciente mediante aprendizaje por refuerzo, que adapten el clasificador de Inteligencia Artificial, Random Forest, a un nuevo paciente mediante una calibración más eficiente en lugar de un reentrenamiento completo, siendo así que tome los datos de este nuevo paciente y brinde las condiciones adecuadas para que se ajusten los parámetros.
- La arquitectura MQTT ya implementada es extensible hacia telerehabilitación remota mediante VPN o HTTPS/TLS, lo que permitiría a un fisioterapeuta supervisar la sesión, haciendo que los pacientes pueden manejar el dispositivo desde sus hogares con las indicaciones del experto, ajustar parámetros y recibir alertas de espasmo a distancia, algo considerado relevante para pacientes en zonas rurales o con dificultad de movilidad.
- Para un trabajo más enfocado hacia el uso clínico regulado requeriría completar la evaluación formal de riesgos (ISO 14971:2019), la validación de software de dispositivo médico (IEC 62304) y la conformidad con IEC 80601-2-78:2019; este proceso queda fuera del alcance de una tesis de pregrado, pero define la ruta para continuar el proyecto ya enfocado.

Referencias

- Abulhasan, J. F., & Grey, M. J. (2017). Anatomy and physiology of knee stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4). <https://doi.org/10.3390/jfmk2040034>
- Barrera Sánchez, A., Blanco Ortega, A., Martínez Rayón, E., Gómez Becerra, F. A., Abúndez Pliego, A., Campos Amezcua, R., & Guzmán Valdivia, C. H. (2022). State of the Art Review of Active and Passive Knee Orthoses. In *Machines* (Vol. 10, Number 10). MDPI. <https://doi.org/10.3390/machines10100865>
- Bevilacqua, A., Huang, B., Argent, R., Caulfield, B., & Kechadi, T. (2018). *Automatic Classification of Knee Rehabilitation Exercises Using a Single Inertial Sensor: a Case Study*. <https://doi.org/10.1109/BSN.2018.8329649>
- Bocchetta, G., Fiori, G., Sciuto, S. A., & Scorza, A. (2023a). Performance of Smart Materials-Based Instrumentation for Force Measurements in Biomedical Applications: A Methodological Review. In *Actuators* (Vol. 12, Number 7). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/act12070261>
- Bocchetta, G., Fiori, G., Sciuto, S. A., & Scorza, A. (2023b). Performance of Smart Materials-Based Instrumentation for Force Measurements in Biomedical Applications: A Methodological Review. In *Actuators* (Vol. 12, Number 7). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/act12070261>
- Chen, Y., Yu, S., & Xu, J. (2026a). Research on Structural Optimization of High-Sensitivity Torque Sensors for Robotic Joints. *Sensors*, 26(2), 649. <https://doi.org/10.3390/s26020649>
- Chen, Y., Yu, S., & Xu, J. (2026b). Research on Structural Optimization of High-Sensitivity Torque Sensors for Robotic Joints. *Sensors*, 26(2), 649. <https://doi.org/10.3390/s26020649>
- De Fazio, R., Mastronardi, V. M., De Vittorio, M., & Visconti, P. (2023). Wearable Sensors and Smart Devices to Monitor Rehabilitation Parameters and Sports Performance: An Overview. In *Sensors* (Vol. 23, Number 4). MDPI. <https://doi.org/10.3390/s23041856>

- Ghazaly, M. M., An, N. J., Kwee, L. H., Abdullah, Z., Hasim, N., Halim, I., & Zainal, N. (2024). DESIGN AND DEVELOPMENT OF A SLIDER-CRANK ACTUATED KNEE EXOSKELETON WITH OPTIMIZED MOTION CONTROLLER. *IIUM Engineering Journal*, 25(2), 396–412. <https://doi.org/10.31436/iiumej.v25i2.3250>
- He, G. (2022). Motion Rehabilitation Robot Control Based on Human Posture Information. In *Journal of Sensors* (Vol. 2022). Hindawi Limited. <https://doi.org/10.1155/2022/5067346>
- 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). <https://doi.org/10.1186/s13018-024-04536-y>
- Jing, K., Han, Y., Yuan, S., Zhao, R., & Cao, J. (2024). A Piezoresistive-Sensor Nonlinearity Correction on-Chip Method with Highly Robust Class-AB Driving Capability. *Sensors*, 24(19). <https://doi.org/10.3390/s24196395>
- Keemink, A. Q. L., van der Kooij, H., & Stienen, A. H. A. (2018). Admittance control for physical human–robot interaction. *International Journal of Robotics Research*, 37(11), 1421–1444. <https://doi.org/10.1177/0278364918768950>
- Kotsifaki, R., Korakakis, V., King, E., Barbosa, O., Maree, D., Pantouveris, M., Bjerregaard, A., Luomajoki, J., Wilhelmsen, J., & Whiteley, R. (2023). Aspetar clinical practice guideline on rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 57(9), 500–514. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-106158>
- 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>

- Lee, J. J., Lyons, S., Arora, P., Morgan, J. J., Chan, S., & Amanatullah, D. F. (2026). The Impact of a Lightweight Pneumatic Robotic Knee Wearable on Gait. *Case Reports in Orthopedics*, 2026(1). <https://doi.org/10.1155/cro/7160005>
- Lee, M. C., Pan, C. T., Huang, J. S., Hoe, Z. Y., & Hwang, Y. M. (2025). Integrated Lower Limb Robotic Orthosis with Embedded Highly Oriented Electrospinning Sensors by Fuzzy Logic-Based Gait Phase Detection and Motion Control. *Sensors*, 25(5). <https://doi.org/10.3390/s25051606>
- Li, F., Guo, Y., Xu, W., Zhang, W., Zhao, F., Wang, B., Du, H., & Zhang, C. (2024). Design and control of a low-cost non-backdrivable end-effector upper limb rehabilitation device. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 5. <https://doi.org/10.3389/fresc.2024.1469491>
- Liu, H., Zhu, C., Zhou, Z., Dong, Y., Meng, W., & Liu, Q. (2024). Synergetic gait prediction and compliant control of SEA-driven knee exoskeleton for gait rehabilitation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1358022>
- Loachamin Pachacama, S. M. (2025). *Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitación automática mediante la implementación de una estructura mecatrónica de un solo grado de libertad para el movimiento pasivo continuo de extensión y flexión de la rodilla*.
- Monsegue, A. P., Emans, P., van Loon, L. J. C., & Verdijk, L. B. (2024). Resistance exercise training to improve post-operative rehabilitation in knee arthroplasty patients: A narrative review. *European Journal of Sport Science*, 24(7), 938–949. <https://doi.org/10.1002/ejsc.12114>
- Mora-Tola, E., Loja-Duchi, J., Ordonez-Torres, A., Vazquez-Rodas, A., Astudillo-Salinas, F., & Minchala, L. I. (2020). *Robotic Knee Exoskeleton Prototype to Assist Patients in Gait Rehabilitation* (Vol. 18, Number 9).
- Naghavi, N., & Mahjoob, M. J. (2016). Design and control of an active 1-DoF mechanism for knee rehabilitation. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 11(7), 588–594. <https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1027299>

- Nicora, G., Pe, S., Santangelo, G., Billeci, L., Aprile, I. G., Germanotta, M., Bellazzi, R., Parimbelli, E., & Quaglini, S. (2025). Systematic review of AI/ML applications in multi-domain robotic rehabilitation: trends, gaps, and future directions. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Vol. 22, Number 1). BioMed Central Ltd.
<https://doi.org/10.1186/s12984-025-01605-z>
- Pachacama, M. (2025). *Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitación automática mediante la implementación de una estructura mecatrónica de un solo grado de libertad para el movimiento pasivo continuo de extensión y flexión de la rodilla.*
- Perugachi Perugachi, J. F. (2015). *PROTOTIPO REHABILITADOR ISOCINÉTICO PASIVO DE RODILLA.* <https://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/4608>
- Phinyomark, A., & Scheme, E. (2018). EMG pattern recognition in the era of big data and deep learning. In *Big Data and Cognitive Computing* (Vol. 2, Number 3, pp. 1–27). MDPI AG.
<https://doi.org/10.3390/bdcc2030021>
- Porciuncula, F., Roto, A. V., Kumar, D., Davis, I., Roy, S., Walsh, C. J., & Awad, L. N. (2018). Wearable Movement Sensors for Rehabilitation: A Focused Review of Technological and Clinical Advances. In *PM and R* (Vol. 10, Number 9, pp. S220–S232). Elsevier Inc.
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.06.013>
- Prodanovic, N., Dzunic, D., Kocovic, V., Djordjevic, A., Prodanovic, T., Petrovic Savic, S., & Devedzic, G. (2024). *Application of the Random Forest Algorithm for Identifying Abnormal Patterns of Knee Joint Movement.*
https://www.researchgate.net/publication/380339660_Application_of_the_Random_Forest_Algorithm_for_Identifying_Abnormal_Patterns_of_Knee_Joint_Movement
- Scheidl, M.-A., Schuh, K., Sierotowicz, M., Betsch, M., & Castellini, C. (2026). EMG-controlled knee orthosis lowers effort in sit-to-stand. *Frontiers in Robotics and AI*, 12.
<https://doi.org/10.3389/frobt.2025.1732294>

- Sharma, D., Shaik, S. A., Rajagopal, S., Mohan, M., Ramanathan, K. C., & Lingampally, P. K. (2024). Design and development of knee rehabilitation robot. *IAES International Journal of Robotics and Automation*, 13(4), 423–431. <https://doi.org/10.11591/ijra.v13i4.pp423-431>
- Stetter, B. J., Fiedler, J., Arndt, M., Stein, T., & Sell, S. (2024). Impact of a Semi-Rigid Knee Orthotic Intervention on Pain, Physical Activity, and Functional Capacity in Patients with Medial Knee Osteoarthritis. *Journal of Clinical Medicine*, 13(6). <https://doi.org/10.3390/jcm13061535>
- Sun, Y., Tang, P., Zheng, J., Dong, D., Chen, X., Bai, L., & Ge, W. (2019). Optimal Design of a Nonlinear Series Elastic Actuator for the Prosthetic Knee Joint Based on the Conjugate Cylindrical Cam. *IEEE Access*, 7, 140846–140859. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2944206>
- Sun, Y., Van, M., McIlvanna, S., Minh, N. N., McLoone, S., & Ceglarek, D. (2023). Adaptive Admittance Control for Safety-Critical Physical Human Robot Collaboration. *IFAC-PapersOnLine*, 56(2), 1313–1318. <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2023.10.1772>
- Tian, J., Wang, H., Lu, H., Yang, Y., Li, L., Niu, J., & Cheng, B. (2023). Force/position-based velocity control strategy for the lower limb rehabilitation robot during active training: design and validation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1335071>
- Triwiyanto, T., Caesarendra, W., Abdullayev, V., Ahmed, A. A., & Herianto, H. (2023). Single Lead EMG signal to Control an Upper Limb Exoskeleton Using Embedded Machine Learning on Raspberry Pi. *Journal of Robotics and Control (JRC)*, 4(1). <https://doi.org/10.18196/jrc.v4.i1.17364>
- Wang, F., Wang, L., Zhong, L., Feng, J., & Wang, X. (2025). Artificial Intelligence for Knee Osteoarthritis Care and Rehabilitation: A Systematic Review. In *Pain Management Nursing*. W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/j.pmn.2025.07.013>

- Wu, H., Chen, W., Tuo, L., Ren, J., Ju, L., Hu, X., Shao, Y., Shi, D., Ruan, L., Huang, Y., Zhang, B., Wang, K., Feng, Y., & Zhang, W. (2026). A Hybrid Assistive-Resistive Isokinetic Training Robot for Full-cycle Knee Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2026.3661538>
- Zanella, R., Califano, F., & Stramigioli, S. (2026). *Physical Human-Robot Interaction: A Critical Review of Safety Constraints*. <http://arxiv.org/abs/2601.19462>
- Zhang, L., Zhang, X., Zhu, X., Wang, R., & Gutierrez-Farewik, E. M. (2023). Neuromusculoskeletal model-informed machine learning-based control of a knee exoskeleton with uncertainties quantification. *Frontiers in Neuroscience*, 17. <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1254088>
- Zhong, B., Cao, J., Guo, K., McDaid, A., Peng, Y., Miao, Q., Xie, S. Q., & Zhang, M. (2020). Fuzzy logic compliance adaptation for an assist-as-needed controller on the Gait Rehabilitation Exoskeleton (GAREX). *Robotics and Autonomous Systems*, 133. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2020.103642>
- Zhou, Y., She, J., Liu, Z. T., Xu, C., & Yang, Z. (2021). Implementation of impedance control for lower-limb rehabilitation robots. *Proceedings - 2021 4th IEEE International Conference on Industrial Cyber-Physical Systems, ICPS 2021*, 700–704. <https://doi.org/10.1109/ICPS49255.2021.9468210>
- Zhu, H., Doan, J., Stence, C., Lv, G., Elery, T., & Gregg, R. (2017). *Design and Validation of a Torque Dense, Highly Backdrivable Powered Knee-Ankle Orthosis*. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2017.7989063>

Apéndices