

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA
REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS
CEREBRAL EN LIMA**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Biomédico

Autor:

Homero Williams Fabian Lizardo

Asesor:

Dra. Victoria Elizabeth Abarca Pino

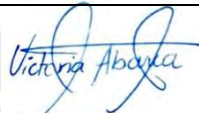
Lima, setiembre, 2025

Informe de similitud

Yo, Victoria Elizabeth Abarca Pino, docente de la Facultad de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA, del autor Homero Williams Fabian Lizardo, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 16%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software Turnitin el 01/09/2025.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 1 de setiembre de 2025

Apellidos y nombres del asesor: Abarca Pino, Victoria Elizabeth	
DNI: 001384213	Firma 
ORCID: 0000-0001-7682-5058	

AGRADECIMIENTOS

A Dios.

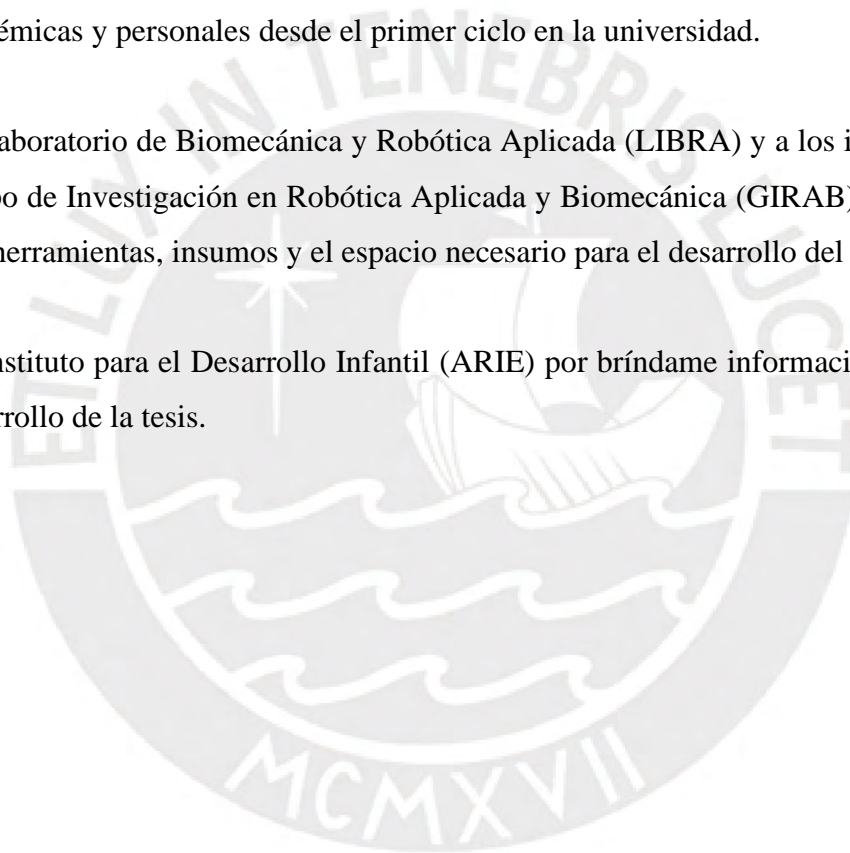
A mis padres por brindarme su apoyo y confianza incondicional en cada etapa de mi vida personal, académica y profesional.

A mi asesora, la profesora Victoria Abarca, por su retroalimentación y tiempo.

A mis amigos de la universidad quienes me acompañaron en numerosas cruzadas académicas y personales desde el primer ciclo en la universidad.

Al Laboratorio de Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA) y a los integrantes del Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica (GIRAB) por ayudarme con herramientas, insumos y el espacio necesario para el desarrollo del trabajo.

Al Instituto para el Desarrollo Infantil (ARIE) por bríndame información útil para el desarrollo de la tesis.



RESUMEN

La parálisis cerebral infantil es la condición de discapacidad motora más común en los niños, esta influye negativamente en la capacidad de realizar numerosas actividades de la vida diaria, como: comer, pintar o vestirse. Entonces surge la necesidad de ir a centros de rehabilitación física para recuperarse. Frente a ello, la robótica permite que el proceso de rehabilitación sea más eficiente. Mas aun, los dispositivos robóticos blandos, pues permiten adaptarse a la antropometría de cada persona, son menos pesados y menos costosos. Sin embargo, aún no existen de sistemas robóticos blandos enfocadas a la rehabilitación pediátrica de dedos.

En esta tesis se muestra el proceso de conceptualización, diseño, fabricación y validación sin usuario de un sistema robótico blando para niños con parálisis cerebral.

La conceptualización se dio siguiendo la metodología VDI 2221. En la fase de diseño se crearon subsistemas mecánicos, electrónicos y de control. El subsistema mecánico incluye un sistema neumático y de telas diseñados a partir de un actuador neumático diseñado por otro autor. El subsistema electrónico se diseña en función a los requerimientos de los actuadores neumáticos. Finalmente, el subsistema de control propone un nuevo algoritmo de alto y bajo nivel capaz de realizar rehabilitación activa y pasiva personalizada. En el proceso de fabricación del dispositivo se centra en la implementación de los subsistemas. Por otro lado, en la fase validación se realizan pruebas cinemáticas, cinéticas y de fatiga al actuador neumático. Así mismo, se validan los modos de uso del sistema de control.

El dispositivo diseñado es capaz de realizar los movimientos de rehabilitación de dedos en los modos de rehabilitación activa y pasiva. Por otro lado, el actuador neumático cumple con los requerimientos de fuerza y rangos de movimiento, además de mostrar resistencia a fatiga por encima del promedio de la literatura. El siguiente paso es realizar pruebas con usuario en un ambiente controlado.

ÍNDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	1
1. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE.....	4
1.1 ANATOMÍA FUNCIONAL DE LOS DEDOS DE LA MANO	4
1.1.1 Huesos y articulaciones.....	4
1.1.2 Músculos	6
1.1.3 Tendones	7
1.2 BIOMECÁNICA DE LOS DEDOS DE LA MANO	8
1.2.1 Ejes y planos de movimientos de la mano	8
1.2.2 Tipos de movimientos de los dedos de la mano.....	9
1.2.3 Rangos de movimiento de los dedos de la mano	10
1.2.4 Movimientos de prensión de la mano	10
1.3 PARÁLISIS CEREBRAL INFANTIL.....	11
1.3.1 Tratamiento previo a la rehabilitación	12
1.3.2 Rehabilitación de dedos en personas con parálisis cerebral.....	13
1.3.3 Técnicas de rehabilitación.....	13
1.4 ROBÓTICA BLANDA EN REHABILITACIÓN DE DEDOS	14
1.4.1 Contextualización de la robótica blanda en rehabilitación de dedos	14
1.4.2 Investigación de robótica blanda en rehabilitación de dedos.....	14
1.4.3 Productos comerciales de robótica blanda en rehabilitación de dedos ..	20
2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	24
2.1 REQUERIMIENTOS TÉCNICOS DE DISEÑO.....	24
2.2 CAJA NEGRA.....	27
2.3 ESTRUCTURA DE FUNCIONES	27
2.4 MATRIZ MORFOLÓGICA	31
2.5 CONCEPTOS DE SOLUCIÓN	34
2.6 EVALUACIÓN TÉCNICO - ECONÓMICO.....	39
2.7 PROPUESTA DE SOLUCIÓN ÓPTIMA	42
2.7.1 Descripción del dispositivo.....	42
2.7.2 Diagrama de flujo.....	44
2.7.3 Diagrama de operación	45
3. DISEÑO DEL DISPOSITIVO.....	46
3.1 SISTEMA MECÁNICO-NEUMÁTICO.....	46
3.1.1 Dimensiones antropométricas para el diseño.....	46
3.1.2 Actuador neumático blando	47
3.1.3 Diseño del sistema neumático.....	49
3.1.4 Diseño de la estructura del guante	51
3.1.5 Selección de componentes mecánicos y neumáticos	53
3.2 SISTEMA ELECTRÓNICO	53
3.2.1 Selección de componentes eléctricos y electrónicos.....	54
3.2.2 Circuito esquemático del sistema electrónico	55
3.2.3 Tarjeta de circuito impreso del sistema electrónico.....	61
3.3 SISTEMA DE CONTROL	62
3.3.1 Sistema de control de bajo nivel.....	62
3.3.2 Sistema de control de alto nivel.....	66

3.4	DISEÑO DE LA INTERFAZ CON EL USUARIO	69
3.5	INTEGRACIÓN DE SISTEMAS.....	70
4.	FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO	72
4.1	IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO	72
4.1.1	Fabricación de actuadores blandos.....	72
4.1.2	Fabricación de guante textil	73
4.1.3	Fabricación de case de los IMUs	73
4.2	INTEGRACIÓN DEL SISTEMA.....	74
4.2.1	Integración del sistema neumático.....	74
4.2.2	Integración del sistema electrónico.....	74
4.3	INTEGRACIÓN DEL GUANTE	75
5.	VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO	77
5.1	VALIDACIÓN DEL ACTUADOR BLANDO	77
5.1.1	Ensayos cinemáticos en el actuador.....	77
5.1.2	Ensayos cinéticos en el actuador.....	78
5.1.3	Análisis de fatiga del actuador	79
5.1.4	Métricas de rendimiento del actuador	80
5.2	VALIDACIÓN DEL SISTEMA DE REHABILITACIÓN	82
5.2.1	Validación de funcionamiento	82
5.2.2	Validación del control en bajo nivel	83
5.2.3	Validación del sistema de rehabilitación pasivo	83
5.2.4	Validación del Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE)	84
5.2.5	Validación del sistema de rehabilitación activo.....	85
6.	PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTE DEL DISPOSITIVO	90
6.1	PLANOS	90
6.2	ESTIMACIÓN DE COSTOS.....	90
6.2.1	Costos de componentes comerciales.....	91
6.2.2	Costos de diseño.....	91
6.2.3	Costos de manufactura	92
6.2.4	Costo total del sistema	92
8.	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	93
9.	CONCLUSIONES	94
10.	BIBLIOGRAFÍA	95

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Rangos de movimiento de las articulaciones según el tipo de movimiento [Kapandji, 2006]. _____	10
Tabla 1.2: Comparación de prototipos en fase de investigación _____	20
Tabla 1.3 Comparación de productos comerciales de guantes robóticos blandos para rehabilitación de dedos _____	23
Tabla 2.1 Matriz morfológica del dominio de sensores y actuadores _____	32
Tabla 2.2 Matriz morfológica del dominio energético, _____	32
Tabla 2.3 Matriz morfológica del dominio de interfaz, mecánico y de control _____	33
Tabla 2.4: Leyenda de conceptos de solución. _____	33
Tabla 2.5: Valor técnico x_i _____	41
Tabla 2.6: Valor económico y_i _____	41
Tabla 2.7: Resumen de promedios ponderados de alternativas de solución. _____	41
Tabla 3.1: Medidas de actuador neumático blando [Barrientos, 2025]. _____	48
Tabla 3.2: Componentes mecánicos y neumáticos _____	53
Tabla 3.3: Componentes electrónicos y eléctricos _____	55
Tabla 3.4: Constantes del sistema de control de bajo nivel _____	66
Tabla 5.1: Resultados de análisis de fatiga _____	80
Tabla 5.2: Comparación de actuador con la literatura _____	81
Tabla 5.3: Parámetros de configuración para rehabilitación pasiva _____	83
Tabla 5.4: Parámetros de configuración para rehabilitación activa _____	85
Tabla 6.1: Listado de planos _____	90
Tabla 6.2: Costos asociados a componentes comerciales _____	91
Tabla 6.3: Estimación de costos de diseño _____	92
Tabla 6.4: Costos asociados a manufactura _____	92
Tabla 6.6: Costo total del sistema _____	92

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Huesos de la mano. Traducido de [Maw, 2016].....	5
Figura 1.2: Articulaciones DIP, PIP y MCP en la mano. Modificado de [Hamill, 2015].	5
Figura 1.3: Algunos músculos extrínsecos de la mano.	6
Figura 1.4: Algunos músculos intrínsecos de la mano: (a) superficiales palmares, (b) profundos dorsales. Modificado de [Maw, 2016].	7
Figura 1.5: Tendones y músculos palmares: (a) Profundos, (b) Superficiales. [Netter, 2019].	8
Figura 1.6: Planos y ejes de la mano. Traducido de [Bullock, 2012].	9
Figura 1.7: Vista de tipos de movimiento de los dedos: (a) Palmar, (b) Palmar, (c) Radial, (d) Radial.	9
Figura 1.8: Tipos de movimiento del pulgar [Ferrin-Becerra, 2021].....	10
Figura 1.9: Taxonomía de agarre función [Arias, 2021].....	11
Figura 1.10: Guante de rehabilitación HERO [Yurkewich , 2020].....	15
Figura 1.11: Prototipo MRC-glove [Yap, 2017].....	15
Figura 1.12: Guante Blando “Hybrid-Exoskeleton-Glove” [Gerez, 2020].....	16
Figura 1.13: Funcionamiento del guante [Zhao, 2021].....	17
Figura 1.14: Prototipo de [Gerez, 2019].	18
Figura 1.15: Guante propuesto por [Sierotowicz, 2022].....	19
Figura 1.16: Guante de rehabilitación R-Touch.....	20
Figura 1.17: Guante de rehabilitación BIRWOW.....	21
Figura 1.18: Guante de rehabilitación SMERORA.....	21
Figura 1.19: Guante comerciable Neomano de Neofect.	22
Figura 2.1: Caja negra del dispositivo de rehabilitación.....	27
Figura 2.2: Estructura de funciones.	28
Figura 2.3: Bosquejo de propuesta de solución 1. Vista lateral.	35
Figura 2.4: Bosquejo de propuesta de solución 1. Vista palmar.....	35
Figura 2.5: Bosquejo de propuesta de solución 1. Módulo de energía y control.....	35
Figura 2.6: Bosquejo de propuesta de solución 2. Vista lateral.	37
Figura 2.7: Bosquejo de Vista palmar de propuesta de solución 2: (a) Capa 1, (b) Capa 2.....	37
Figura 2.8: Bosquejo de propuesta de solución 2. Módulo de energía y control.....	37
Figura 2.9: Bosquejo de propuesta de solución 3. Vista lateral.	38
Figura 2.10: Bosquejo de Vista palmar de propuesta de solución 3: (a) Capa 1, (b) Capa 2.....	39
Figura 2.11: Bosquejo de propuesta de solución 3. Módulo de energía y control.	39
Figura 2.12: Grafica de evaluación técnica económica.	42
Figura 2.13: Bosquejo de actuadores blandos de la solución óptima.	43
Figura 2.14: Bosquejo de solución óptima en vista dorsal: (a)Guante de tela, (b)Guante de tela y actuadores.....	43
Figura 2.15: Bosquejo de solución óptima: (a)Case de IMU, (b) Vista palmar.....	44
Figura 2.16: Diagrama de flujo del dispositivo.....	45
Figura 2.17: Diagrama de operaciones del dispositivo.	45
Figura 3.1: Medidas antropométricas de un niño de 11 años (en cm): (a)Perímetros, (b) Longitudes.	47
Figura 3.2: Agarre pellizco plano [EM Navarra, 2020].	47

Figura 3.3: Actuador neumático blando [Barrientos, 2025].	48
Figura 3.4: Diagrama de sistema neumático.	50
Figura 3.5: Vista de estructura de dos capas del guante: (a) Palmar, (b) Dorsal, (c) Corte.	51
Figura 3.6: Actuador neumático: (a) Vista superior, (b) Vista inferior.	52
Figura 3.7: Paso de cables por ojal en la altura del escafoides.	52
Figura 3.8: Modelo de guante propuesto en 3D.	53
Figura 3.9: Relación de subsistemas del sistema electrónico.	54
Figura 3.10: Circuito esquemático de control de válvula solenoide.	56
Figura 3.11: Diagrama de conexión entre Raspberry pi y el driver “SCPVD-1”.	57
Figura 3.12: Circuito de acondicionamiento de señal para transductor de presión.	57
Figura 3.13: Circuito inversor de voltaje	58
Figura 3.14: Simulación de circuito electrónico: (a) Simulación de corriente máxima. (b) Simulación de corriente mínima. (c) Simulación de corriente pico	59
Figura 3.15: Circuito de reconocimiento de señales.	60
Figura 3.16: Circuito de reconocimiento de señales.	60
Figura 3.17: Circuito de conexión entre pantalla táctil y Raspberry	61
Figura 3.18: Tarjeta de circuito impreso: (a) Rutas, (b) Representación 3D.	62
Figura 3.19: Sistema de control propuesto.	62
Figura 3.20: Sistema de control de bajo nivel propuesto.	63
Figura 3.21: Sistema de control de alto nivel propuesto	66
Figura 3.22: Señal objetivo del control en alto nivel – rehabilitación pasiva.	67
Figura 3.23: Maquina de estados del control de alto nivel activo.	67
Figura 3.24: Interfaz de configuración para el usuario.	69
Figura 3.25: Interfaz de configuración para el usuario.	69
Figura 3.26: Interfaz de ejecución de rehabilitación.	70
Figura 3.27: Exterior de dispositivo de rehabilitación.	71
Figura 3.28: Interior de dispositivo de rehabilitación.	71
Figura 4.1: Proceso de manufactura de guante textil: (a) y (b) Parte palmar. (c) Parte dorsal. (d) Extensión del guante.	73
Figura 4.2: Guante textil para sistema de rehabilitación	73
Figura 4.3: Case de IMU bno055: (a) Diseño. (b) Case fabricado. (c) Case diseñado.	73
Figura 4.4: Sistema neumático integrado: (a) Compresores neumáticos, (b) Válvula anti retorno, (c) Tanque neumático, (d) Transductor de presión, (e) Regulador de presión, (f) Válvula proporcional, (g) Válvula solenoide 3/2, (h) Codos, (i) mangueras.	74
Figura 4.5: Sistema electrónico integrado: (a) Raspberry pi, (b) Driver “Clippard SCPV-1-3”, (c) Convertidor de nivel lógico, (d) MOSFET “IEF840”, (e) Salidas de IMUs, (f) ADC “ADS1115”.	75
Figura 4.6: Distribución de velcro sobre actuador construido.	75
Figura 4.7: Guante neumático de rehabilitación de dedos	76
Figura 5.1: Pruebas de validación cinemáticas: (a) Sin simulador, (b) Con simulador, (c) Test de desplazamiento.	78
Figura 5.2: Prueba de validación cinética: (a) Set de prueba, (b) Relación de fuerza vs presión real y simulado.	79
Figura 5.3: Sistema neumático para análisis de fatiga.	79
Figura 5.4: Ruptura en dos actuadores.	80
Figura 5.5: Funcionamiento del guante robótico de rehabilitación de dedos.	82
Figura 5.6: Respuesta en el tiempo de controlador de bajo nivel.	83

Figura 5.7: Respuesta en el tiempo del sistema en rehabilitación pasiva.	84
Figura 5.8: Validación de ADE.....	85
Figura 5.9: Respuesta en el tiempo del sistema en rehabilitación activo.....	86
Figura 5.10: Validación de máquina de estados finita	87
Figura 5.11: Presión en el tiempo durante rehabilitación activa.....	87
Figura 5.12: Parámetro de acumulación del ADE durante la rehabilitación activa ...	87



INTRODUCCIÓN

La Parálisis Cerebral es la condición más común de discapacidad motora durante la niñez [Stavsky, 2017], se ha estimado que tiene una prevalencia de 2.1 niños por cada 1000 nacidos vivos [Korzeniewski, 2018], entonces si se consideran los nacidos entre 2016 y 2020, en Perú hubieron alrededor de 5900 nuevos niños con esta condición. La parálisis cerebral es un trastorno del desarrollo neurológico que afecta el movimiento, la postura y la coordinación, pudiendo generar discapacidades motoras graves [Rosenbaum, 2007] comprometiendo en las actividades diarias de los niños cómo cepillarse los dientes, caminar, peinarse y muchas más. Limitando su capacidad de interactuar con el entorno, afectando su independencia. En la familia, la parálisis cerebral genera impresiones variadas, pudiendo iniciar conflictos entre sus integrantes [Moreno, 2012] o uniéndolos más [Sarto, 2001], esto se da por cambios en la dinámica familiar.

Por otra parte, se ha encontrado que el estrato socioeconómico influye en la prevalencia. Las familias con menos recursos económicos son más propensas a tener a un integrante con parálisis cerebral, esto se debe a la dificultad de acceso a la salud, siendo propensos a tener desnutrición, parto prematuro, bajo peso al nacer, infecciones maternas, u otros factores de riesgo [Solaski, 2014]. También es importante mencionar que la parálisis cerebral no tiene cura, pero se suele tratar a través de terapias de rehabilitación ocupacional y física [Patel, 2005]. Es importante tener en cuenta que ir a estos centros de rehabilitación (física y/o ocupacional), supone inversiones económicas extra para familia, pues se necesita pagar por los servicios, además de

transporte, suplementos necesarios, y de una inversión de tiempo en donde se pierde la oportunidad de realizar actividades económicas a favor de la familia. Todo esto, en el contexto en donde, como se ha mencionado, es epidemiológicamente más probable que la familia sea de estrato social bajo, teniendo un impacto más grande en la familia.

En el mismo contexto, en Lima, existen pocos centros especializados en rehabilitación de niños como es el Instituto Nacional de Rehabilitación "Dra. Adriana Rebaza Flores" Amistad Perú - Japón; el Instituto para el Desarrollo Infantil; o el Instituto Nacional de salud del Niño. De hecho, un gran número de centros de rehabilitación, son centros generales, que cuentan con tecnología para rehabilitación escasa, ni tampoco con tecnología especializada en rehabilitación de manos. Entre los beneficios que otorga el uso de la tecnología de rehabilitación en manos, está la capacidad de realizar más repeticiones [Ferreira, 2018], optimizando el proceso de rehabilitación [Sanders, 2022], ahorrando sesiones y previniendo la desmotivación de la familia para continuar con el proceso [Birt, 2013]. Es importante destacar que los dispositivos existentes han sido diseñados solo para adultos con un precio de venta que estaría alejado del presupuesto de un centro de rehabilitación no especializado, por ejemplos el dispositivo robótico blando "SIFREHAB" se ofrece en 1444 USD y la órtesis de la marca "TMISHION" en 750 USD.

Si se toman en cuenta las propuestas de investigación, la mayoría está diseñada para adultos [Chu, 2018]. Sin embargo, dentro de esa variedad, se ha visto que los dispositivos blandos tienen algunas ventajas frente a los dispositivos rígidos, por ejemplo, bajo coste de producción, portabilidad [Thalman, 2020], confortabilidad, peso ligero. Estos dispositivos blandos no presentan enlaces rígidos lo que no generan un movimiento no natural rígido restrictivo [Peng, 2019].

Por lo anteriormente expuesto, en esta tesis se ha diseñado un dispositivo robótico blando para rehabilitación activa y pasiva de dedos en niños con parálisis cerebral. Así mismo, por el contexto detallado anteriormente, su construcción se ha enfocado en un modelo de bajo coste, capaz de poder utilizarse en centros de rehabilitación no especializados y se desarrolló utilizando medidas antropométricas de un niño peruano.

La tesis sigue la metodología alemana VDI 2221. En primer lugar, se presentan y analizan los antecedentes, la biomecánica de los dedos, los procesos actuales de rehabilitación infantil y una revisión del estado del arte. A partir de la información recopilada, se elabora una lista de requerimientos técnicos, la cual sirve de base para la propuesta de solución. Esta se estructura mediante un diagrama de funciones, seguido de una matriz morfológica, la generación de alternativas de solución, de las cuales se definió una ganadora mediante un análisis técnico-económico.

El diseño del concepto de solución ganador se abordando utilizando subsistemas mecánico, electrónico, neumático y de control. En el diseño de cada subsistema completado, se realiza la selección de componentes óptimos para su implementación y posterior ensamblaje. En el sistema mecánico se ha tomado como referencia un actuador neumático preexistente propuesto por [Barrientos, 2025], a partir del cual se desarrollaron los sistemas: neumático, electrónico y de control. Así mismo, en esta tesis se hace especial énfasis en el desarrollo del sistema de control.

A nivel tecnológico, el prototipo se convierte en una alternativa funcional para los centros de rehabilitación no especializados. Así mismo, mejora el desarrollo científico del Perú en materias relacionadas a la robótica blanda y en rehabilitación. A nivel social, se obtiene un dispositivo de rehabilitación capaz de brindar asistencia a los terapeutas, optimizando cada sesión, mejorando la calidad de vida de los niños con parálisis cerebral y la su familia. A nivel económico, los familiares del niño invierten menos recursos económicos en el proceso de rehabilitación, los familiares tienen más tiempo libre para trabajar, generando más ingresos a la nación. A nivel ambiental, el dispositivo no arroja residuos contaminantes durante su funcionamiento, además puede utilizarse muchas veces sin generar residuos adicionales.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se expone la anatomía funcional de la mano; huesos, músculos, ligamentos y tendones. Luego se detalla la biomecánica de la mano; ejes, planos, tipos y rangos de movimiento. Así mismo, aborda la parálisis cerebral infantil; tipos, y técnicas de rehabilitación. Finalmente se detalla los dispositivos de rehabilitación a nivel de investigación y comercial.

1.1 Anatomía funcional de los dedos de la mano

La mano humana está conformada por los dedos, la palma y la muñeca [Arias, 2021]. Su estructura anatómica compleja cuenta con más de 25 huesos, más de 20 articulaciones, más de 30 músculos y más de 20 ligamentos. Esto permite movimientos de alta precisión y el desarrollo de un gran número de tareas [Arias, 2012].

1.1.1 Huesos y articulaciones

Los huesos de la mano son 27 y se encargan de soportar a los músculos, tendones y ligamentos. Los huesos se pueden dividir en tres grupos, los carpos (8), los metacarpos (5) y las falanges (14). Los carpos son los más cercanos al resto del cuerpo, estos proporcionan la unión entre el antebrazo y la mano. Las falanges son las más alejadas y se pueden clasificar en tres grupos: proximales, mediales y distales. Los metacarpos se encuentran en posición intermedia, entre las falanges y los metacarpos [Maw, 2016].

En la Figura 1.1 se puede apreciar la distribución de los huesos mencionados en la mano con la denominación de los dedos, siendo el pulgar el dígito 1, el índice el dígito 2, el medio el dígito 3, el anular el dígito 4 y el meñique el dígito 5.

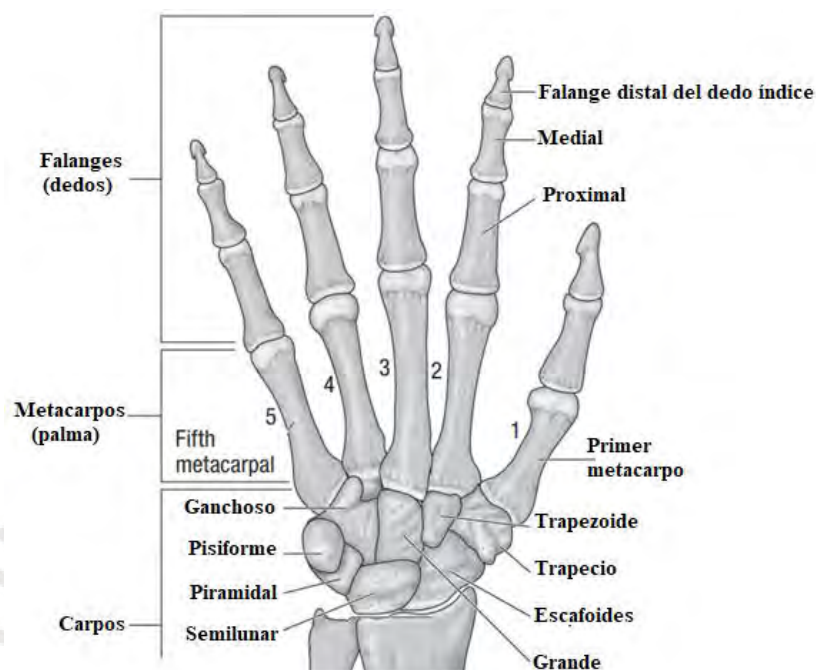


Figura 1.1: Huesos de la mano. Traducido de [Maw, 2016].

Las articulaciones que se presentan en la Figura 1.2 se encargan de conectar dos o más huesos. Entre las articulaciones de los huesos de la mano se encuentran las de tipo interfalángicas (IP) y las mecarpofalángica (MCP). La articulación IP puede dividirse en interfalángica distal (DIP) e interfalángica proximal (PIP). Por otro lado, la MCP hace referencia a la unión entre los metacarpos con las falanges [Hamill, 2015].

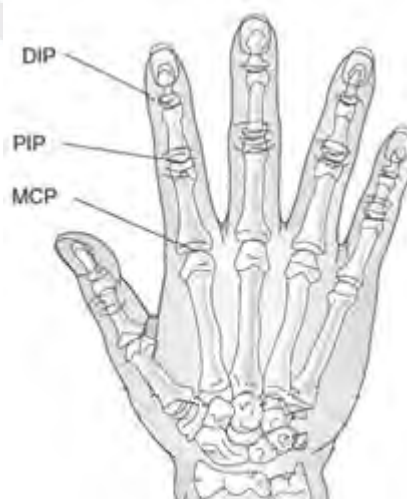


Figura 1.2: Articulaciones DIP, PIP y MCP en la mano. Modificado de [Hamill, 2015].

Los dedos meñiques, anular, medio e índice presentan las articulaciones DIP, PIP y MCP. Por su parte, el pulgar al tener presenta las articulaciones MCP e IP [Hamill, 2015].

1.1.2 Músculos

El movimiento de los dedos es accionado por músculos, estos están repartidos unos sobre otros y se encuentran ubicados en la mano y el antebrazo. Los músculos que se encuentran en el antebrazo son denominados extrínsecos, mientras que los que se encuentran en la mano intrínsecos.

Los músculos extrínsecos: se encuentran: el extensor común, el flexor profundo de los dedos, el flexor superficial de los dedos, flexor largo del pulgar, entre otros, se detalla en la Figura 1.3 Durante movimientos específicos, estos músculos se activan en combinación con otros más pequeños, como el extensor propio del índice, para realizar los movimientos complejos. Gran parte de los músculos extrínsecos están asociados a la realización de tareas que requieren fuerzas elevadas y motricidad gruesa.



Figura 1.3: Algunos músculos extrínsecos de la mano¹.

¹ Extraído de: https://scontent.flm38-1.fna.fbcdn.net/v/t1.6435-9/85016164_2855436807845905_6648877139649101824_n.jpg?stp=dst-jpg_p526x296_tt6&nc_cat=111&ccb=1-7&nc_sid=0b6b33&nc_ohc=uilQxF7wLAQQ7kNvwEvXdNG&nc_oc=AdnMH4C5XRZq-PUQRiXAwzERhiywV-gPVbPWmeTroW3Fdv7QoTezz5GPdqJ9RsDIhc&nc_zt=23&nc_ht=scontent.flm38-1.fna&nc_gid=NOi40_Yng47oerOW2RYrg&oh=00_AfX-9S-ZaycYZfuZMFKzgxSDBAkdNqIQs-8N4XkpSX2IgQ&oe=68C248F7. Revisado el 11-08-2025.

Los músculos intrínsecos: también son muy variados, estos ayudan a sostener la mano frente a los temblores y a realizar tareas finas de todos los dedos. En el pulgar, este puede completar sus funciones gracias a los músculos abductor, abductor largo, oponente del pulgar, entre otros, los cuales también se encuentra ubicados en la región intrínseca. En la Figura 1.4 se pueden apreciar algunos de los músculos intrínsecos de la mano.

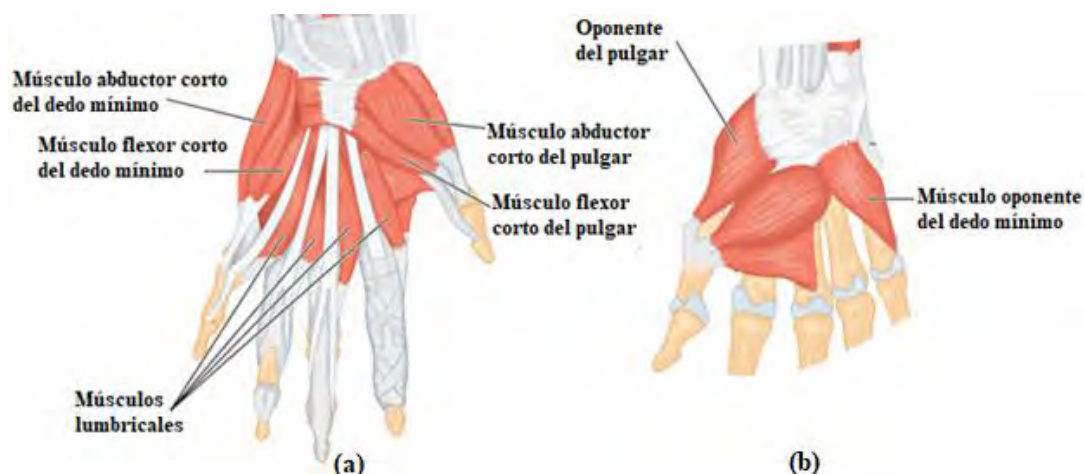


Figura 1.4: Algunos músculos intrínsecos de la mano: (a) superficiales palmares, (b) profundos dorsales. Modificado de [Maw, 2016].

1.1.3 Tendones

Los tendones son estructuras encargadas de transmitir la fuerza generada por los músculos para ejecutar los movimientos de la mano. Se originan en los músculos y se insertan en los huesos, actuando como puentes de tracción. Cuando el músculo se contrae, el tendón transmite esa fuerza al hueso, permitiendo el movimiento.

Los tendones asociados a movimientos de alta precisión, como los de los dedos, pueden originarse de un solo músculo y, en general, no se subdividen en múltiples ramas. Por ejemplo, el tendón del flexor largo del pulgar (Figura 1.5) nace del músculo flexor largo del pulgar y se dirige de forma directa hacia el pulgar, lo que facilita un control preciso del movimiento. Sin embargo, no todos los tendones de músculos responsables de movimientos precisos siguen este patrón, ya que algunos pueden dividirse dependiendo de su función [Netter, 2019].

Por otro lado, cuando varios tendones nacen de un único músculo, este músculo suele estar involucrado en movimientos que requieren mayor fuerza. Un ejemplo es el flexor

superficial de los dedos (Figura 1.5), cuyo tendón se subdivide para controlar los movimientos de los dedos en tareas que requieren tanto fuerza como precisión, dependiendo del grado de activación muscular y la coordinación de los tendones [Netter, 2019].

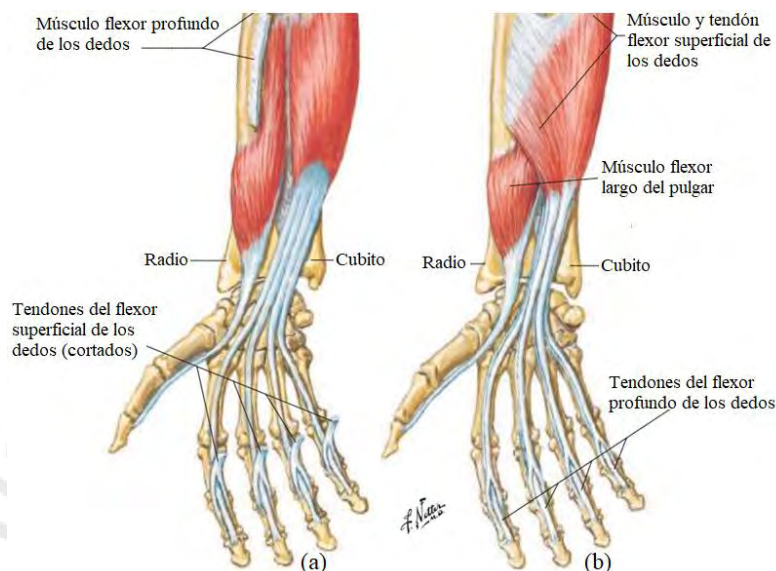


Figura 1.5: Tendones y músculos palmares: (a) Profundos, (b) Superficiales. [Netter, 2019].

1.2 Biomecánica de los dedos de la mano

En la biomecánica de la mano se considera los ejes y planos, tipos de movimiento, rangos de movimiento, y movimientos de prensión.

1.2.1 Ejes y planos de movimientos de la mano

Los movimientos de la mano se pueden estudiar utilizando ejes y planos de movimientos, como se muestra en la Figura 1.6. Estos planos son perpendiculares entre sí y se pueden clasificar en tres: plano sagital; plano frontal o coronal; y plano transversal o axial. Es importante mencionar que cada uno de los planos antes mencionado, son cruzados por ejes, para que en su combinación se produzcan los movimientos articulares. Los ejes son: eje dorsal, eje palmar, eje radial, eje cubital, eje proximal y eje distal [Bullock, 2012].

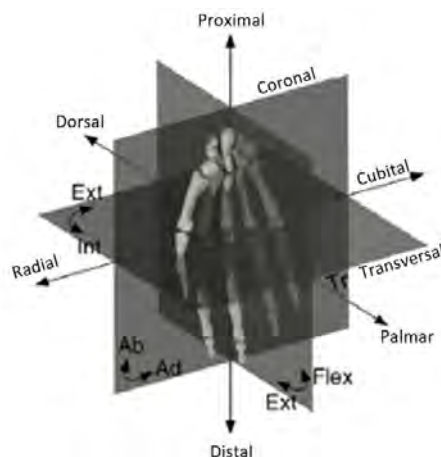


Figura 1.6: Planos y ejes de la mano. Traducido de [Bullock, 2012].

1.2.2 Tipos de movimientos de los dedos de la mano

Los dedos de meñique, anular, medio e índice son capaces de realizar movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, teniendo así cuatro grados de libertad cada uno.

La flexión se da cuando se desplaza una articulación disminuyendo el ángulo entre dos partes del cuerpo y actúa sobre el plano sagital con respecto al eje Radial-Cubital. Mientras que la extensión se da cuando el ángulo se incrementa, y se da sobre el mismo plano y el mismo eje. Por otro lado, si se realiza el movimiento en el plano coronal, en torno al eje dorsal-palmar, si se está acercando al cuerpo el movimiento es del tipo abducción, mientras que si se aleja es aducción [Arias, 2021]. En la Figura 1.7 se pueden apreciar estos tipos de movimiento de los dedos de la mano.

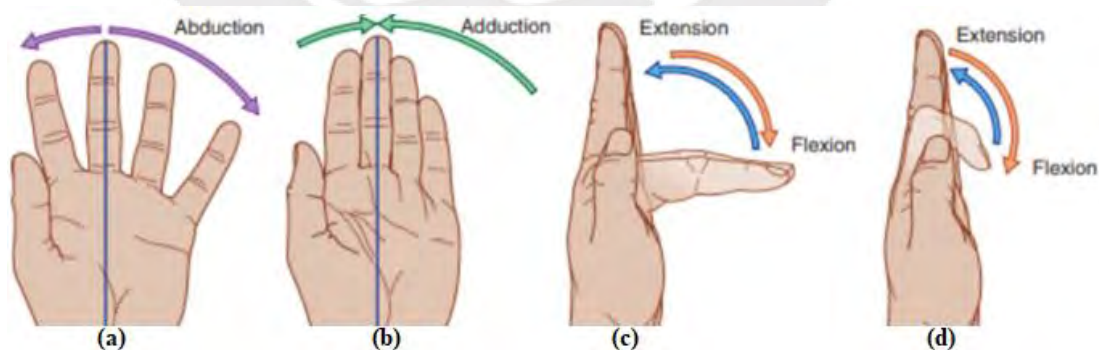


Figura 1.7: Vista de tipos de movimiento de los dedos²: (a) Palmar, (b) Palmar, (c) Radial, (d) Radial.

² Extraído de: <https://www.outlanderanatomy.com/wp-content/uploads/2015/06/finger-movements-KLS-edited.jpg>. Revisado el 11-08-2025

El pulgar, además de los movimientos de flexión y extensión antes mencionados, puede realizar también oposición y reposición, teniendo así seis grados de libertad [Ferrin-Becerra, 2021]. Estos movimientos se pueden apreciar en la Figura 1.8.



Figura 1.8: Tipos de movimiento del pulgar [Ferrin-Becerra, 2021].

1.2.3 Rangos de movimiento de los dedos de la mano

Los rangos de movimiento de los dedos suelen variar de una persona a otra. Sin embargo, los rangos promedio se muestran en la Tabla 1.1. Por otro lado, no se puede conseguir el rango de movimiento máximo de cada dedo si es que no se flexionan todos al mismo tiempo [Kapandji, 2006].

Tabla 1.1: Rangos de movimiento de las articulaciones según el tipo de movimiento [Kapandji, 2006].

Tipo de dedos	Tipo de movimiento	Articulación		
		MCP	PIP	DIP
Dígitos 2 al 4	Flexión/Extensión	80°-110°/30°-40°	90°-135°/0°	90°/5°
	Abducción/Aducción	30°/30°	No realiza	No realiza
Digito 1	Flexión/Extensión	70°/0°	-	IP:80°/10°

1.2.4 Movimientos de prensión de la mano

Uno de los principales movimientos funcionales de la mano es el agarre (Figura 1.9) que va en función de las características físicas del objeto (volumen, peso, forma) y de la actividad que se requiera realizar con el objeto a interactuar [Arias, 2021]. Los diferentes agarres de la mano están clasificados en potencia y precisión, la primera relacionada con la motricidad gruesa y la segunda con la motricidad fina [Arias, 2021].

Agarres de poder: Estos agarres están relacionados con la motricidad gruesa, hacen énfasis en la seguridad y la estabilidad al sostener objetos utilizando los dedos y la palma, se pueden dividir en agarres prensiles y no prensiles. Los agarres prensiles, a su vez se dividen en circulares (para sujetar objetos de forma compacta), prismáticos

(para objetos largos) y delgados. Mientras que los no prensiles ayudan a cargar objetos utilizando dedos y palma, pero sin sujetarlo [Cutkosky, 1989].

Agarres de precisión: Esta subclasificación, al estar más involucrados en la motricidad fina, destaca la sensibilidad y precisión. Para estos movimientos, no se utiliza la palma, solo los dedos y puede ser dividida en circulares (para sujetar objetos de forma compacta) y prismáticos (para objetos largos) [Cutkosky, 1989]. En la Figura 1.9 se aprecian, divisiones adicionales de estos tipos de agarre, por ejemplo, los prismáticos pueden sub clasificarse dependiendo de cuantos dedos utiliza.

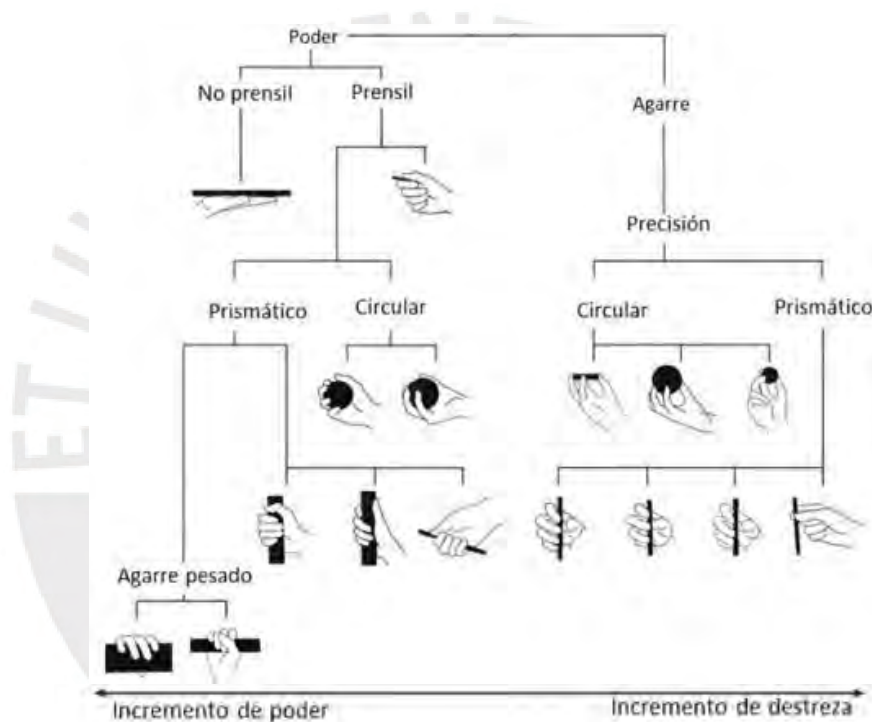


Figura 1.9: Taxonomía de agarre función [Arias, 2021].

1.3 Parálisis cerebral infantil

La parálisis cerebral (PC) infantil es un grupo de trastornos que, entre otros síntomas, afectan la capacidad de una persona para moverse, mantener el equilibrio y la postura. Es una condición permanente no progresiva, que aún no tiene cura [Rosenbaum., 2007]. Los niños con PC pueden tener diferentes grados de alteración motora, pero todos afectando en sus Actividades de la Vida Diaria (AVDs), por ejemplo, algunos presentan dificultades para tragar, para caminar, en movimientos oculares, o en muchas otras más, siendo muy posible la combinación de estos [Rosenbaum., 2007].

La PC infantil puede clasificarse de diversas formas, en esta tesis se utilizará la propuesta por el proyecto de “Vigilancia de la Parálisis Cerebral en Europa” [Cans, 2000]. Esta clasificación indica que la PC se puede clasificar en espástica, discinética, atáxica y mixta.

La PC espástica: se refiere a músculos rígidos, en contracción constante, al mismo tiempo que los músculos antagonistas son muy débiles. Generando un desequilibrio de fuerzas que afecta a las articulaciones, originando un menor rango de movimiento [Cans, 2000]. Es importante mencionar que existen diversos grados de espasticidad. En los casos severos, el movimiento de los músculos es rígido y, en algunas ocasiones, puede resultar incómodo o incluso doloroso para el niño.

La PC discinética: refleja alteraciones de movimientos repetitivos, imprecisos e incoordinados, esto debido a que se generan contracciones involuntarias de los músculos durante el movimiento o en reposo [Cans, 2000].

La PC atáxica: produce dificultades para controlar el movimiento debido a pérdidas en su coordinación muscular voluntaria [Cans, 2000].

La PC no clasificable: presenta síntomas que no corresponden a ninguno de los tipos de PC descritos previamente [Cans, 2000].

1.3.1 Tratamiento previo a la rehabilitación

En algunas ocasiones es necesario eliminar o reducir la espasticidad previa al inicio del proceso de rehabilitación física. Existen diversos métodos de reducción de espasticidad, si se trata de músculos bien concretos, el método ampliamente utilizado es la inyección de toxina botulínica [Shaikh, 2016], esta inhibe la activación muscular, haciendo que se relaje y genere un tono muscular débil.

Las otras alternativas son la quirúrgica, el uso de ortesis, productos farmacológicos o con terapia física enfocada en la reducción de espasticidad [Patel, 2020].

1.3.2 Rehabilitación de dedos en personas con parálisis cerebral

Las Actividades de la Vida Diaria son mermadas por la pérdida del control motor [Krakauer, 2005]. Para recuperarlas se realizan diversos tipos de tratamientos de rehabilitación, los cuales pueden ser por terapias ocupacional o física [Patel, 2005]. Con ambos tratamientos se espera obtener movimientos menos rígidos, rangos de movimiento aumentados e incremento de la precisión de sus movimientos [Patel, 2020]. Las terapias de rehabilitación ocupacional o física se pueden dividir en pasivas y activas:

Rehabilitación pasiva: El paciente no mueve la articulación, sino es ayudado completamente por el terapeuta. Además, se permite el soporte de dispositivos mecánico-eléctricos para llegar a los rangos establecidos [Zhang, 2019].

Rehabilitación activa: La persona realiza varias repeticiones de un mismo movimiento sin tener ningún tipo de ayuda que le aporte fuerza para realizar la actividad. Realizar terapia activa es más difícil para el paciente, pues involucra un nivel de recuperación mayor [Zhang, 2019].

1.3.3 Técnicas de rehabilitación

Durante una misma sesión de rehabilitación se pueden realizar diferentes técnicas de rehabilitación. Una técnica de rehabilitación pasiva recomendado por el Hospital de Chelsea y Westminster, es ayudar el recorrido del movimiento de uno o todos los dedos a través de su rango de movimiento. Por ejemplo, tomar el dedo índice del paciente y flexionarlo, luego llevarlo de nuevo a su posición original [NHS, 2023].

En cuanto a las terapias de rehabilitación activas, se han encontrado técnicas que han sido enfocados de diversas maneras, a continuación, se presentan algunos ejemplos:

Entrenamiento repetitivo de tareas específicas: Se tiene que hacer repetidos movimientos que el terapeuta decidirá [French, 2016].

Terapia inducida por restricción de movimiento: En caso de que el afectado tenga una mano más efectiva que la otra, se restringe a esta mano no dañada, para que así aprenda a utilizar la otra [Pomeroy, 2011].

Terapia de espejo: También se utiliza en pacientes con solo una mano comprometida, en este caso, típicamente se usa un espejo que crea una ilusión reflectante de la extremidad afectada. Se suele situar la extremidad afectada detrás de un espejo, y realizar movimientos con el brazo sano, mientras se observa su reflejo en el espejo. Se crea una ilusión visual que puede conllevar incluso a ilusiones sensoriales proporcionando más conexiones nerviosas, favoreciendo a la rehabilitación [Pomeroy, 2011].

1.4 Robótica blanda en rehabilitación de dedos

En este apartado se describe y se contextualiza la tecnología actual existente en la rehabilitación de dedos utilizando elementos robóticos blandos, se hace un énfasis en la revisión de dispositivos en fase de desarrollo (investigación) y comerciables.

1.4.1 Contextualización de la robótica blanda en rehabilitación de dedos

Las terapias de rehabilitación en donde se utilizan sistemas robóticos han demostrado en investigaciones que son efectivas [Sanders, 2022]. Estos sistemas robóticos pueden realizar altas repeticiones de movimiento de los dedos o ser ajustables [Ferreira, 2018]. Los dispositivos de rehabilitación que utilizan la robótica blanda ofrecen adicionalmente un peso más ligero, comodidad con el usuario, seguridad, bajo coste de producción y la capacidad de portabilidad [Thalman, 2020].

1.4.2 Investigación de robótica blanda en rehabilitación de dedos

Entre la robótica blanda que se encuentra en investigación, se han encontrado una diversidad de prototipos, los cuales cuentan con diferentes tipos de accionamiento, diferentes procesos de fabricación, diferente reconocimiento de intencionalidad de movimiento, entre otros. A continuación, se describen algunas propuestas desarrolladas en diversas partes del mundo, como Singapur, China, Estados Unidos, entre otros.

Guante blando “HERO” [Yurkewich, 2020]

El Instituto de Rehabilitación de la Universidad de Toronto diseñó un guante de código abierto denominado HERO, ilustrado en la Figura 1.10. Su objetivo es reducir las barreras en la realización de las AVDs, al permitir que personas que han sufrido un accidente cerebrovascular puedan estabilizar objetos cotidianos mediante asistencia

mecánica, tanto pasiva como activa, en los movimientos de extensión y flexión de los cinco dedos de la mano. Este guante está compuesto por guías que sujetan cables, estos se encuentran por encima del guante de apoyo. Los cables transmiten el movimiento del actuador lineal. El sistema utiliza una batería recargable 9V, y se controla mediante botones. Además, usa un Arduino como controlador y una Unidad de Medida Inercial (IMU) como sensor. El rango de movimiento que ofrece es de 270° de flexión y una velocidad de $35^\circ/s$ [Yurkewich, 2020].



Figura 1.10: Guante de rehabilitación HERO [Yurkewich, 2020].

Guante blando “MRC-glove” [Yap, 2017]

Investigadores de la universidad de Singapur comandados por Yap desarrollaron al “MRC-glove”, que se muestra en la Figura 1.11. Este es un guante neumático robótico portátil suave diseñado para su uso durante la resonancia magnética y así obtener imágenes cerebrales durante el proceso de rehabilitación, es por ello que este guante no cuenta con ningún sensor ni ningún material ferromagnético. Se construyó imprimiendo un molde reutilizable donde se puede rellenar un elastómero de silicona (DragonSkin10, Smooth-On, Inc.) para así crear un actuador blando. El actuador se fusiona con tela creando un guante que en su totalidad pesa cerca de 180 gramos y está accionado de manera neumática generando una fuerza máxima de agarre de 10.25N por dedo, capaz de sostener hasta 1.5 kg. Se obtienen ángulos de flexión máximos de $86.6 \pm 1.3^\circ$ MCP, $88.2 \pm 1.9^\circ$ PIP y $34.6 \pm 0.7^\circ$ DIP [Yap, 2017].



Figura 1.11: Prototipo MRC-glove [Yap, 2017].

Guante blando “Hybrid-Exoskeleton-Glove” [Gerez, 2020]

El guante Hybrid-Exoskeleton-Glove fue diseñado en la Universidad de Nueva Zelanda (Figura 1.12) con el objetivo de asistir en el agarre a personas con lesiones en la médula espinal. Este guante integra tecnologías accionadas por cable y neumáticas.

Los cables de transmisión de movimiento están conectados a las estructuras de las yemas de los dedos para permitir su flexión, y un tendón adicional se conecta a la articulación interfalángica del pulgar. Además, el sistema neumático se utiliza para fijar el agarre de los dedos mediante la inflación de actuadores compuestos por una matriz de caucho y uretano, reforzada con tiras de fibra de carbono. También se observa la presencia de un "pulgar" adicional, un actuador neumático que facilita aún más el agarre de diversos objetos. De este modo, el guante cuenta con un sistema de seis tendones artificiales, cuatro actuadores neumáticos blandos y cinco estructuras de bloqueo laminar neumáticas [Gerez, 2020].

En el sistema neumático, los actuadores blandos se utilizan para dos propósitos diferentes, para permitir la ejecución del movimiento de abducción / aducción de los dedos y para aumentar la estabilidad de agarre activando un pulgar adicional telescópico que proporciona soporte de agarre. Se han desarrollado tres cámaras neumáticas con forma de "V", y se han fijado en la región entre los dedos para facilitar la ejecución del movimiento de abducción de los dedos [Gerez, 2020].



Figura 1.12: Guante Blando “Hybrid-Exoskeleton-Glove” [Gerez, 2020].

Guante blando [Zhao, 2021]

Investigadores de las universidades chinas Shenzhen Technology University y The Hong Kong Polytechnic University presentaron otra alternativa de investigación que es apreciada en la Figura 1.13. La propuesta utiliza sensores de electromiografía (EMG) para detectar la intención de movimiento del paciente y así apoyarlo en la rehabilitación activa. En este proyecto se utilizaron tres electrodos desechables para la recopilación de las señales EMG. Además, el sistema mecatrónico consta de una bomba neumática (modelo n.º KPV04), una placa de control de adquisición de datos (chip STM32F103) con módulo BLE, sensores de presión diferencial (modelo N.º MPX5100DP, *Freescale Semiconductor Co.*) y válvulas. El microcontrolador regula la presión del dedo robótico mediante la aplicación de ondas de modulación de ancho de pulso (PWM) para abrir y cerrar las válvulas por medio de un controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID). También, se emplean sensores de presión diferencial en cada dedo robótico en la recopilación de información sobre la presión. En relación al funcionamiento, la presión de aire máxima administrada es 70 kPa y la mínima es 10 kPa. Cuenta con rangos de movimientos máximos de 57° MCP, 93° PIP y 75° DIP [Zhao, 2021].



Figura 1.13: Funcionamiento del guante [Zhao, 2021].

Guante blando [Gerez, 2019]

Investigadores de la universidad de Auckland de Nueva Zelanda presentaron el guante que se muestra en la Figura 1.14. El prototipo puede mover los dedos pulgar, índice y medio. El sistema de control se encuentra a la altura del hombro, en donde se encuentra el microcontrolador, la batería y el mecanismo de transmisión.

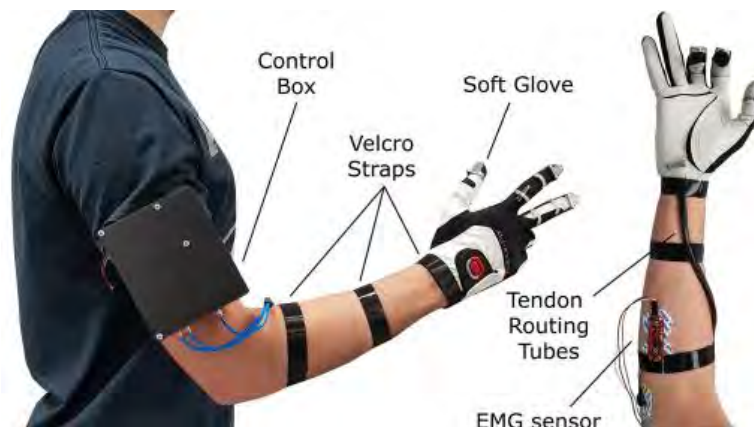


Figura 1.14: Prototipo de [Gerez, 2019].

El sistema funciona cuando el microcontrolador (Arduino nano) acciona a un motor rotatorio, en función de las señales de un sensor de EMG que está pegado entre el guante y el hombro, sin embargo, existe cierta demora entre la acción y la intención de mover los dedos. El prototipo ha conseguido ser capaz de tener la fuerza suficiente para sostener y utilizar objetos cotidianos [Gerez, 2019].

Guante blando [Sierotowicz, 2022]

Investigadores del Instituto de robótica y mecatrónica, del *German Aerospace Center*, desarrollaron el prototipo que se muestra en la Figura 1.15. Este guante detecta la intencionalidad de movimiento del usuario y en tiempo real consigue un movimiento casi instantáneo de los dedos pulgar índice y medio. Esto se consigue procesando las señales de un sensor EMG ubicado en el dorso de la palma mediante *machine learning*.

Las señales EMG se complementan con las señales de sensores de flexion y en base a ambas señales se controla el movimiento. Se utilizó un Arduino con un sensor de Bluetooth para enviar las señales a un procesador Nvidia Jetson Nano board, luego los datos procesados regresan al Arduino por Bluetooth. Se utilizan correas y un guante para asegurar los sensores y los cables a la mano [Sierotowicz, 2022].



Figura 1.15: Guante propuesto por [Sierotowicz, 2022].

En los ejemplos anteriormente descritos, se tienen dos opciones de actuadores, los neumáticos y los electromecánicos. Los electromecánicos pueden ser de diseño y control simple cuando se tiene un grado de libertad, sin embargo, al agregarle más grados de libertad se pierde estos aspectos positivos. Los que presentan un sistema de actuación neumático, no es tan fácil de controlar o diseñar, sin embargo, se presta para agregarle más grados de libertad sin sumarle mucha más complejidad.

Se puede apreciar que los sistemas de rehabilitación blandos utilizan múltiples componentes como sensores, actuadores, controladores y diferentes materiales. En cuanto al uso de sensores, estos se emplean principalmente para tres propósitos: reconocimiento de la intención de movimiento, monitorización continua durante el ejercicio, o para fines de seguridad. Para reconocer la intención de movimiento se han utilizado sensores EMG, mientras que para medir la posición angular se utilizan acelerómetro, giroscopio o sensores de flexión. Finalmente, para la seguridad se utilizan sensores de fuerza, sensores de presión neumática (en caso de actuadores neumáticos) o fines de carrera.

Desde el punto de vista de la medicina, es más conveniente rehabilitar a todos los dedos en lugar de a una porción de ellos, bajo ese punto de vista, idealmente se debería de tener como objetivo un dispositivo para los cinco dedos. Por otro lado, es importante mencionar que no se han encontrado prototipos de guantes blandos diseñados para niños. En la Tabla 1.2 se presenta un resumen de los prototipos en fase de investigación.

Tabla 1.2: Comparación de prototipos en fase de investigación

Autor	Dedos de la mano	Transmisión de movimiento	Actuadores	Sensores	Controlador
[Yurkewich, 2020]	Todos	Cables	Electromecánico	Acelerómetro y giroscopio	tinyTILE Intel Curie
[Yap, 2017]	Todos	Bomba neumática	Neumático	Sensores de presión neumática	Arduino Mega
[Gerez, 2020]	Todos	Bomba neumática y Motores dinámicos	Neumáticos y electromecánicos	Sensores de flexión	Robotis OpenCM9.04
[Zhao, 2021]	Todos	Bomba neumática	Neumático	EMG y presión diferencia	chip STM32F103
[Gerez, 2019]	Medio, índice y pulgar	Cables y engranajes	Electromecánico	EMG	Arduino nano
[Sierotowicz, 2022]	Medio, índice y pulgar	Cables	Electromecánico	De flexión y EMG	Nvidia Jetson Nano board y Arduino Mega

1.4.3 Productos comerciales de robótica blanda en rehabilitación de dedos

También existen productos comerciables enfocados a la asistencia durante la rehabilitación o a la asistencia durante la realización de las AVDs. Al igual que en los productos en fase de investigación, en estos productos se han enfocado de diversas formas, estos productos serán presentadas a continuación.

El Guante de rehabilitación R-Touch

En la Figura 1.16 combina tecnología robótica flexible y teoría de la neurociencia, utilizando el sistema de actuación dirigido por cable. El guante promueve la flexión y extensión de los 5 dedos, reduciendo la tensión muscular, promueve la circulación sanguínea y previene la atrofia muscular. Este guante brinda la rehabilitación tipo espejo, entrenamiento con un solo dedo y entrenamiento pasivo de flexión y extensión. Por otro lado, el guante deja el lado palmar de la mano libre para poder interactuar con objetos, además utiliza una interfaz gráfica para potenciar la rehabilitación.



Figura 1.16: Guante de rehabilitación R-Touch³.

³R-Touch de la empresa BTL - <https://www.btlnet.com/r-touch>. Accedido el 12-08-2025.

El guante BIRWOW

En la Figura 1.17 se presenta el guante SMERORA que permite la rehabilitación individual de cada mano e incluso de cada dedo. Se ha diseñado para trabajar mediante la terapia de tipo espejo y terapia de rehabilitación pasiva. Es accionado de forma neumática y cuenta con un compresor portátil, lo cual hace que la terapia pueda llegar a casa. Se pueden configurar los tiempos y periodos de rehabilitación en función de los requerimientos clínicos evaluados por el especialista. Utiliza un sensor magnético para determinar el fin del movimiento de la mano.



Figura 1.17: Guante de rehabilitación BIRWOW⁴.

El guante SMERORA

El guante de rehabilitación SMERORA se muestra en la Figura 1.18. El cual es accionado por actuadoras neumáticas, presenta un sensor magnético para controlar el movimiento de los dedos (modo On-Off). Así mismo utiliza el mismo sistema de compresión neumática que el guante BIRBOW, por lo que comparte sus mismos modos de operación. El guante utiliza tres actuadores neumáticos por dedo, permite la rehabilitación pasiva y la rehabilitación individual de los dedos.



Figura 1.18: Guante de rehabilitación SMERORA⁵.

⁴Guante de rehabilitación BIRWOW - <https://m.media-amazon.com/images/I/71x+UfLiHhL.AC.SL1500.jpg>. Accedido el 12-08-2025.

⁵Guante de rehabilitación SMERORA - <https://www.amazon.es/Auto-parts-rehabilitaci%C3%B3n-recuperaci%C3%B3n-RightHand-M/dp/B09SDBXJWL>. Accedido el 12-08-2025.

El guante Neomano

La compañía Neofect desarrolló Neomano (Figura 1.19), este producto utiliza cables como medio de actuación. Cuenta con un botón que se encuentra en el antebrazo, al presionar el botón el dispositivo flexionará los dedos, logrando que el usuario pueda sostener objetos. La fuerza máxima de flexión se puede controlar con un sistema que se puede colocar en el brazo, en donde se puede aumentar o disminuir la intensidad. Algunos de sus componentes funcionan con baterías intercambiables, la talla más pequeña es de 6.3 pulgadas o 16 cm aproximadamente.



Figura 1.19: Guante comerciable Neomano de Neofect⁶.

En la Tabla 1.3 se puede ver el resumen de los productos comerciables encontrados. Al tratarse de dispositivos comerciales, no se detallan los microcontroladores. Respecto a la lógica de control, los guantes SMERORA, y BIRWOW presentan un sistema On-Off realimentado por un sensor magnético que actúa como fin de carrera, esto significa que no es posible controlar rangos articulares exactos. Por otro lado, el sistema de control puede modificar diferentes periodos de movimiento y el número de repeticiones.

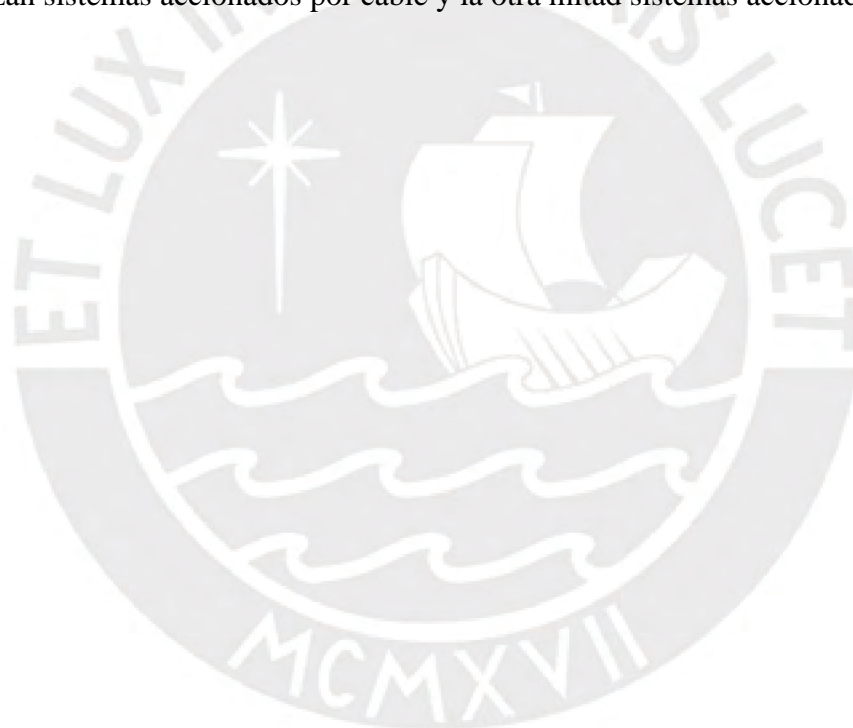
Al comparar los productos en desarrollo con los comerciales, la principal similitud radica en el tipo de movimiento que ofrecen: un movimiento de agarre de poder circular, que representa solo uno de los muchos movimientos posibles. Otra coincidencia es el enfoque en la portabilidad, permitiendo realizar terapia en el hogar. Además, los módulos generadores de energía mecánica no se encuentran integrados en el guante, sino en un módulo separado, lo que deja la mano libre para realizar otras actividades.

⁶ Neomano de Neofect - <https://www.neofect.com/us/blog/tag/neomano>. Accedido el 12-08-2025.

Tabla 1.3 Comparación de productos comerciales de guantes robóticos blandos para rehabilitación de dedos

Guante	Dedos asistidos	Transmisión de movimiento	Actuadores	Sensores	Rehabilitación	Precio (\$)
Neofect Neomano ⁷	Pulgar Índice Medio	Cable	Electromecánico	No específica	Pasiva	1,999.00
SMERORA ⁸	Todos	Bomba neumática	Neumáticos	Sensor magnético	Pasiva	210.00
BIRWOW ⁹	Todos	Bomba neumática	Neumáticos	Sensor magnético	Pasiva	210.00
R-Touch ¹⁰	Todos	Cable	Electromecánico	No específica	Pasiva	No disponible

Respecto a los tipos de rehabilitación, ninguno de los equipos mostrados en la Tabla 1.3 ofrece una de tipo activo, dejando una brecha en el mercado. Respecto a los tipos de transmisión de movimiento y actuadores, la mitad de los guantes encontrados utilizan sistemas accionados por cable y la otra mitad sistemas accionados por aire.



⁷ Neomano de Neofect - <https://www.neofect.com/us/blog/tag/neomano>. Accedido el 12-08-2025.

⁸ Guante de rehabilitación SMERORA - <https://www.amazon.es/Auto-parts-rehabilitaci%C3%B3n-recuperaci%C3%B3n-RightHand-M/dp/B09SDBXJWL>. Accedido el 12-08-2025.

⁹ Guante de rehabilitación BIRWOW - https://m.media-amazon.com/images/I/71x+UfLiHhL.AC_SL1500.jpg. Accedido el 12-08-2025.

¹⁰ R-Touch de la empresa BTL - <https://www.btlnet.com/r-touch>. Accedido el 12-08-2025.

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se detallan el diseño conceptual, estableciendo los requerimientos técnicos de diseño, la caja negra, la estructura de funciones y el planteamiento de alternativas de solución. Finalmente se selecciona la propuesta de solución mediante un análisis técnico económico siguiendo la metodología VDI 2221.

2.1 Requerimientos técnicos de diseño

A continuación, se presentan requerimientos técnicos de diseño, cada uno de los puntos toman en cuenta el contexto y el estado del arte detallados a lo largo del Capítulo 1.

a) Función principal

Brindar asistencia en la rehabilitación física de niños con parálisis cerebral (PC) residentes en Lima, enfocándose en los movimientos de flexión y extensión de los dedos de una mano. El dispositivo debe contar con los modos de operación activa y pasiva al usuario, además debe de ser no invasivo y blando para poder aprovechar todos los beneficios de este tipo de enfoque de diseño robótico.

b) Usuarios

Paciente: Niño residente en Lima con PC que tenga trastorno motor de miembro superior. Que cuente con un tono muscular en los dedos inferior a 2 según la escala de Asworth Modificada (Anexo A). Que esté realizando terapias de rehabilitación por al

menos tres meses, que las dimensiones de su mano y su rango etario estén en función al requerimiento de “Geometría”.

Operador: Terapistas ocupacionales o físicos que trabajen en centros de rehabilitación no especializados de la ciudad de Lima.

c) Geometría

El dispositivo deberá contar con las medidas antropométricas correspondientes a la mano de un niño con PC, residente en Lima, con edad entre 6 y 10 años. Para determinar dichas dimensiones, se tomarán como referencia las mediciones antropométricas de un paciente del Instituto para el Desarrollo Infantil.

d) Cinemática

El dispositivo deberá realizar los movimientos de flexión y extensión de todos los dedos de la mano al mismo tiempo. Se diseñará teniendo en cuenta los rangos articulares anatómicos descritos en la Tabla 1.1. Por otro lado, de esos rangos angulares máximos, se podrá seleccionar un rango límite, para que el Usuario Operador pueda variarlo en función al progreso del Usuario Paciente.

e) Fuerza

El dispositivo deberá de generar al menos 1.96 N de fuerza en cada dedo [Breger-Lee, 1990], con esa fuerza se puede hacer que los dedos del usuario realicen los movimientos descritos previamente.

f) Modos de operación

El dispositivo deberá contar con dos modos de operación para adecuarse mejor a las necesidades de los usuarios. El primer modo es de rehabilitación pasiva, el dispositivo realiza movimientos preprogramados, en tiempo y rangos de movimientos. El segundo modo es de rehabilitación activa, el dispositivo capta el movimiento inicial de la mano, al pasar un límite establecido, se activa el dispositivo y este completa un ciclo de movimiento.

g) Energía

El dispositivo se debe alimentar eléctricamente utilizando 220 VAC @ 60 Hz, correspondientes a la red eléctrica de Lima.

h) Señales

El dispositivo debe de interpretar si se han llegado a los rangos establecidos por el especialista, se consideran mediciones a partir de la cinemática del dispositivo utilizando sensores. Por otro lado, todo el sistema es alimentado por energía eléctrica.

i) Ergonomía

El dispositivo no debe de generar una gran carga sobre la mano del niño. En ese sentido, siguiendo las propuestas recolectadas en el estado del arte, el dispositivo deberá de estar compuesto de dos módulos. El primero será denominado “guante” que estará en contacto con la piel y los dedos, el cual ejercerá el movimiento y podrá retroalimentar al dispositivo. El segundo módulo será encargado de proporcionar alimentación energética (eléctrica y mecánica) y de controlar al guante, este no estará en contacto del cuerpo del usuario paciente.

El módulo guante debe de estar hecho según las características antropométricas del Usuario Paciente. Los materiales que lo conforman se detallan en el requerimiento denominado “Materiales”.

j) Materiales

Los materiales utilizados en el módulo guante deberán de ser hipoalergénicos, para evitar reacciones adversas durante la terapia. Todos los componentes de este módulo deberán de resistir las fuerzas y/o presiones que generen los actuadores. Los actuadores deberán ser resistentes a múltiples usos antes de fallar.

k) Limpieza

Se pueden limpiar las partes que se encuentran en contacto con la piel utilizando agua, detergentes o alcohol, en función a los materiales que se elijan.

l) Seguridad

La piel del niño no debe estar en contacto directo con ningún tipo de cable eléctrico. Por otro lado, se debe contar con un sistema mecánico o un algoritmo de control que evita rangos de movimiento excesivos en el Usuario Paciente, previniendo dolores o lesiones.

m) Ambiente de trabajo

El dispositivo funcionará en centros de rehabilitación no especializados de la ciudad de Lima. Estos centros pueden ubicarse en cualquier parte de la ciudad, por lo que deberá de operar en un rango de altitud de 0 y 450 msnm. Además, debe de funcionar a temperaturas entre 10°C y 30°C, con humedades relativas de entre 40 y 99%.

2.2 Caja negra

Siguiendo la metodología VDI 2221, se propone una caja negra (Figura 2.1) en donde se pueden apreciar cinco entradas y cuatro salidas. Ingresan a la caja negra el “usuario paciente” que es el niño al que se rehabilitará los dedos, junto con la ayuda la energía mecánica del “usuario operador” que es el terapeuta. Al salir de la caja negra, se tendrán los dedos del usuario paciente rehabilitados. El dispositivo tiene un mejor desempeño si analiza algunas señales, estas pueden ser retroalimentadas de sus componentes o leídas del usuario. Además, el dispositivo funcionará con energía, es por ello que se considera a la “energía eléctrica”. En el proceso se obtiene como residuos al calor y al ruido, pues es un sistema mecánico – eléctrico.

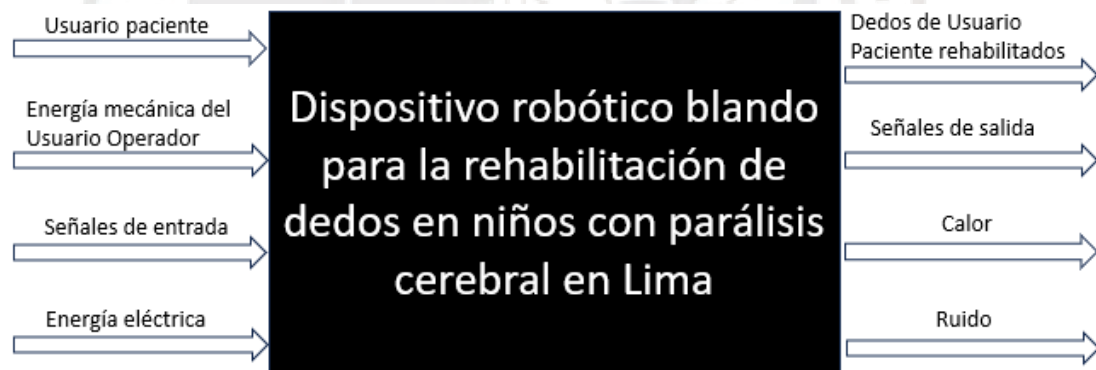


Figura 2.1: Caja negra del dispositivo de rehabilitación.

2.3 Estructura de funciones

A continuación, se puede apreciar la estructura de funciones (Figura 2.2), la cual considera las entradas y salidas descritas en la caja negra. Se han propuesto cinco dominios diferentes (mecánico, interfaz, de control, de sensores y actuadores, y energético), los cuales se detallarán líneas abajo.

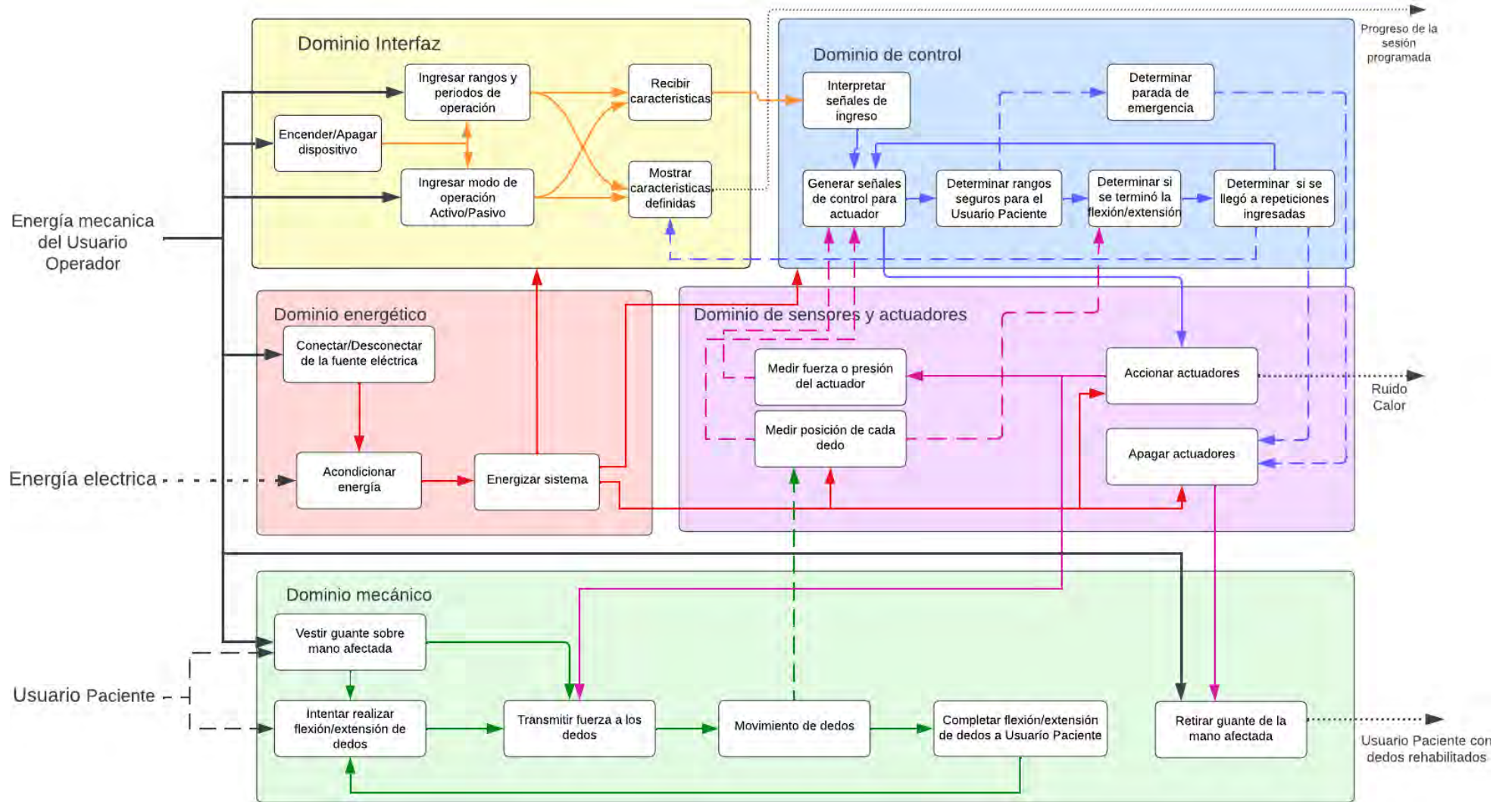


Figura 2.2: Estructura de funciones.

Dominio mecánico:

El dominio mecánico de la estructura de funciones tiene las siguientes funciones:

- Vestir guante sobre mano afectada: El usuario operador viste el módulo guante al usuario paciente, esto incluye asegurarse que la mano este firme con la estructura.
- Intentar realizar flexión/extensión de dedos: Con el guante puesto sobre la mano afectada, y siguiendo el proceso de rehabilitación, el usuario paciente intenta realizar movimientos de flexión/extensión de los dedos.
- Transmitir fuerza a los dedos: Cuando el usuario paciente está intentando realizar el movimiento de los dedos, a través de los actuadores se comienza a transmitir fuerza del módulo guante hacia los dedos del usuario paciente.
- Movimiento de dedos: Con la fuerza ejercida sobre los dedos, se genera el movimiento de dedos, para asegurar la funcionalidad y seguridad es importante conocer cuánto y cómo se está moviendo, para esto se utilizan sensores.
- Completar flexión/extensión de dedos a usuario paciente: Con el movimiento del dedo debido a la fuerza del guante se completará un ciclo de flexión o extensión. En este momento el usuario paciente intenta realizar el siguiente movimiento, si realizó la flexión, ahora realizará la extensión, así mismo si realizó la extensión ahora deberá de realizar la flexión.
- Retirar guante de la mano afectada: Cuando los ciclos de flexión y extensión se hayan completado, los actuadores estarán desactivados y el usuario operador podrá retirar el guante del usuario paciente. De esa forma se habrá cumplido con la rehabilitación de dedos del usuario paciente.

Dominio interfaz:

Las funciones del dominio interfaz se detallan a continuación. Es importante mencionar que este dominio esta alimentada por la energía eléctrica adaptada para el funcionamiento del módulo.

- Encender/Apagar dispositivo: El usuario operador es el encargado del encendido y apagado del dispositivo de rehabilitación.
- Ingresar rangos y periodos de operación: Con el dispositivo encendido, el usuario operador ingresa rangos angulares máximos de movimiento, así como el período de rehabilitación que desea que el dispositivo este rehabilitando al usuario.

- Ingresar modo de operación activo/pasivo: Por otro lado, el usuario operador define el modo de operación en el cual el dispositivo funcionará (activo o pasivo).
- Recibir características: Los diferentes parámetros ingresados por el usuario operador son capturados por el sistema, estos son enviados al Dominio de control.
- Mostrar características definidas: A partir de señales del controlador, se muestra al usuario operador tiene que conocer que valores ha ingresado previamente, así mismo el progreso actual de la sesión de terapia programada.

Dominio de control:

En las siguientes líneas se presenta el dominio de control, al igual que el dominio interfaz, este dominio también se encuentra alimentado por la energía eléctrica.

- Interpretar señales de ingreso: El sistema de control interpreta los valores determinados en la interfaz.
- Generar señales de control para actuador: Con todos los datos interpretados y las señales medidas por los sensores, el sistema genera las señales necesarias para encender o apagar el actuador. Con la continua alimentación de los sensores se conoce en tiempo real la posición de cada dedo.
- Determinar rangos seguros para el usuario paciente: Mientras el actuador este encendido, es importante conocer el rango de posiciones en los que podría estar el actuador sin ocasionar ningún tipo de lesión al usuario paciente.
- Determinar parada de emergencia: En caso el sistema no se encuentre en un rango seguro de posiciones para el usuario, este enviará una señal a los actuadores para detenerlo.
- Determinar si se terminó la flexión/extensión: Se determina si se ha completado un ciclo de flexión o extensión en los dedos, esto se analiza con la posición del actuador.
- Determinar si se llegó a repeticiones ingresadas: Se determina si se han completado los ciclos ingresados en la interfaz y almacenados en el sistema de control. En caso no se ha llegado al límite, se generan nuevamente las señales de control para el actuador. En caso se hayan llegado al límite, se envía una señal a los actuadores.

Dominio de sensores y actuadores:

El dominio de sensores y actuadores se presenta a continuación:

- Accionar actuadores: El controlador decide cuando activarlos, al estar activos se encargan de proporcionar movimiento sobre los dedos, esto se puede ver como la interacción que se da con el sistema mecánico.
- Apagar actuadores: El controlador decide cuando desactivar a los actuadores. cuando se mantienen apagados, e puede interactuar con el dominio mecánico, como él se ha visto, en ese momento el terapeuta es capaz de finalizar la actividad.
- Medir fuerza o presión del actuador: Este sub dominio es el encargado de medir la fuerza o presión con la que se acciona al actuador. Alimenta al dominio de control.
- Medir posición de cada dedo: Encargado de cuantificar la posición de cada dedo (desde el dominio mecánico). Las señales generadas son aprovechadas por dominio de control.

Dominio energético:

A continuación, se presenta el dominio energético (Figura 2.7), el cual está compuesto de tres sub dominios:

- Conectar/desconectar de la fuente eléctrica: El usuario operador puede conectar o desconectar el dispositivo de la fuente eléctrica.
- Acondicionar energía: En caso esté conectado a la energía eléctrica, se acondiciona la energía eléctrica para que se pueda trabajar en los diferentes subsistemas del dispositivo.
- Energizar sistema: Se encarga de transmitir la energía previamente acondicionada a los módulos interfaz, de control, de sensores y actuadores.

2.4 Matriz morfológica

Con los cinco dominios desarrollados en la estructura de funciones, la metodología de diseño VDI2221 indica que se debe construir la matriz una morfológica. Esta tiene la finalidad de obtener alternativas de solución para el concepto final. Particularmente en

esta tesis se contemplan tres alternativas de solución que se construyen en la matriz morfológica a través de las Tablas 2.1, 2.2 y 2.3.

Tabla 2.1 Matriz morfológica del dominio de sensores y actuadores







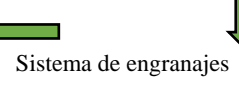
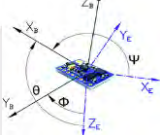



Función	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Actuadores eléctricos	 Compresor neumático		 Motor eléctrico
Actuadores mecánicos	 Actuador neumático blando	 Músculo neumático	
Transmisión de energía mecánica	 Mangueras	 Cables Bowden	 Sistema de engranajes
Medir posición de cada dedo	 IMU		 Sensor de flexión
Medir la fuerza o presión del actuador	 Sensor de presión neumática	 Celda de carga	Sin medir presión ejercida sobre el actuador

Tabla 2.2 Matriz morfológica del dominio energético,



















Dominio	Función	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Dominio energético	Conectar/desconectar de la fuente eléctrica		 Realización de forma manual	
	Acondicionar energía	 Fuente de alimentación		 Fuente de alimentación conmutada

Tabla 2.3 Matriz morfológica del dominio de interfaz, mecánico y de control

Dominio	Función	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Dominio de interfaz	Encender/ Apagar dispositivo			
	Ingresar parámetros			
	Mostrar parámetros			
Dominio de control	Controlador			
	Activar actuadore eléctricos			
Dominio mecánico	Intermediario entre dispositivo y usuario			
	Mecanismo de sujeción a medio de transmisión de movimiento			

Luego de haber recorrido la matriz morfológica se obtuvieron tres propuestas de solución. Como en la tabla 2.4 se aprecia, la propuesta de solución 1 resultó luego del recorrido a través de las flechas azules. La propuesta de solución 2 resulta luego del recorrido de las flechas naranjas. Finalmente, la propuesta de solución 3 se da por el recorrido de las flechas verdes.

Tabla 2.4: Leyenda de conceptos de solución.

Conceptos de solución	Color de flecha
Concepto de solución 1	
Concepto de solución 2	
Concepto de solución 3	

2.5 Conceptos de solución

A continuación, se detallan los tres conceptos de solución encontrados con la matriz morfológica. Además, se muestran gráficos de cada uno de ellos para favorecer el entendimiento.

Concepto de solución 1:

Entre las Figura 2.3 al 2.5 se presentan a la primera propuesta conceptual para el dispositivo, comprende de un sistema mecánico-neumático, diseño textil del guante y un sistema de energía y control.

El sistema mecánico-neumático (Figura 2.3) comprende cinco actuadores neumáticos, línea neumática (mangueras para aire a presión), conectores, y abrazaderas. Los actuadores se ubican sobre las falanges de los dedos, y están ubicados en el plano dorsal. Estos actuadores se sujetan a la mano por medio de un guante, cubriendo en su totalidad a los dedos de la mano. Los actuadores se mueven debido a la presión de aire que se tiene sobre su interior, utilizan mangueras como medio conductor de aire. Las mangueras nacen en el actuador y se dirigen hasta el sistema de control.

El diseño textil del guante será ergonómico, el cual se utiliza un material que permita unir el actuador neumático al guante. Se une utilizando un velcro cocido sobre zonas dorsales del guante y en el actuador tendrá unidas las partes complementarias del velcro. De esa manera el actuador y el guante juntos podrán realizar los movimientos de flexión y extensión de los dedos. Así mismo, se reduce el riesgo eléctrico para el usuario haciendo que los IMUs se encuentren en un case de material no conductor. Los case de los IMUs también cuentan con velcro para ser unidos al guante, esto se aprecia en la Figura 2.4.

El sistema de energía y control comprende IMUs, sensores de presión, electroválvulas, compresores neumáticos, y una pantalla táctil (Figura 2.5). En este sistema se realiza el control de los actuadores utilizando a los diferentes componentes. Las mangueras y los cables antes mencionados, terminan en el sistema de energía y control. La pantalla táctil permite que el terapeuta configure el tipo de rehabilitación (activo o pasivo) o un número de repeticiones. También sirve para mostrar los valores programados. El

sistema de control permite mover a los actuadores asegurando un funcionamiento correcto y seguro.

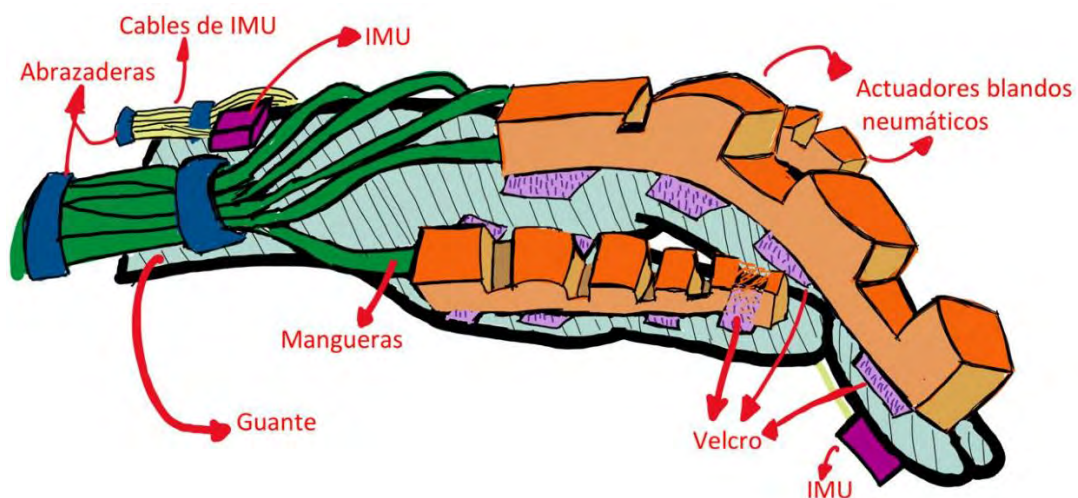


Figura 2.3: Bosquejo de propuesta de solución 1. Vista lateral.

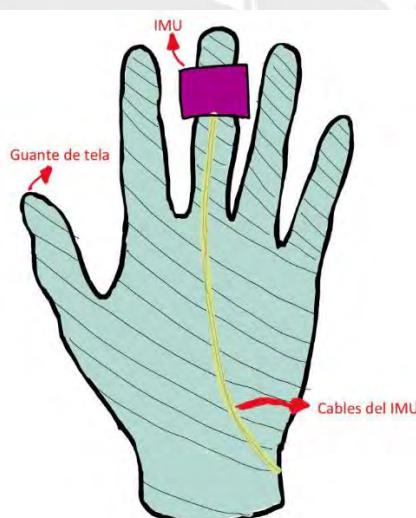


Figura 2.4: Bosquejo de propuesta de solución 1. Vista palmar.

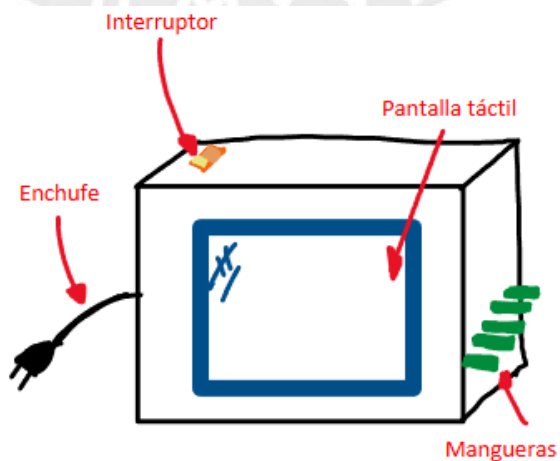


Figura 2.5: Bosquejo de propuesta de solución 1. Módulo de energía y control.

Concepto de solución 2:

La segunda propuesta de solución se puede apreciar en las Figuras 2.6, al 2.8. Comprende un sistema mecánico-neumático, diseño textil del guante y un sistema electrónico para el módulo de energía y control.

El subsistema mecánico-neumático (Figura 2.6) comprende un compresor neumático, músculos neumáticos, cables, anillos con ojales y mangueras. Los anillos con ojales utilizados van sobre las falanges proximales y mediales de cada dedo, es decir cada dedo cuenta con dos anillos. El cable Bowden que nace en uno de los músculos neumáticos, este cable atraviesa a cada par de anillos de los dedos. El músculo neumático actúa como un actuador que se contrae bajo la presión del aire. Al contraerse, genera tensión sobre el cable Bowden, lo que produce un momento en las falanges, facilitando así la flexión o extensión de los dedos.

El diseño textil del guante se presenta en la Figura 2.7, el cual se utiliza un material que permita unir los anillos al guante. Esta unión se produce teniendo a los anillos con diámetro regulable. Por otro lado, se tiene una doble capa de tela, esto se da pues los sensores de flexión no deben de estar expuestos al exterior pues podrían dañarse con las terapias, además sería peligroso tener a los cables expuestos en la zona palmar. Se proveen estos inconvenientes teniendo una capa doble en la zona palmar. Los sensores de flexión se encuentran entre las dos capas de tela y sus cables salen al exterior a través de un ojal a la altura del carpo escafoides en vista dorsal.

El sistema de energía y control comprende sensores de flexión, presión, electroválvulas, sistemas de generación de energía, microcontrolador, una pantalla LCD y un teclado (Figura 2.8). Las mangueras y los cables de los sensores antes mencionados, terminan en este sistema. Este sistema cuenta con un teclado por donde se pueden programar los parámetros que el terapeuta desee, por ejemplo, número de repeticiones. La pantalla LCD sirve para mostrar los valores programados. En este sistema también se encarga el control de los actuadores utilizando a las electroválvulas, sensores de presión y microprocesador. El sistema de control permite en conjunto con los sensores de flexión permiten conocer si los actuadores están funcionando de manera óptima, previniendo movimientos incorrectos, e incrementando la seguridad en el paciente.

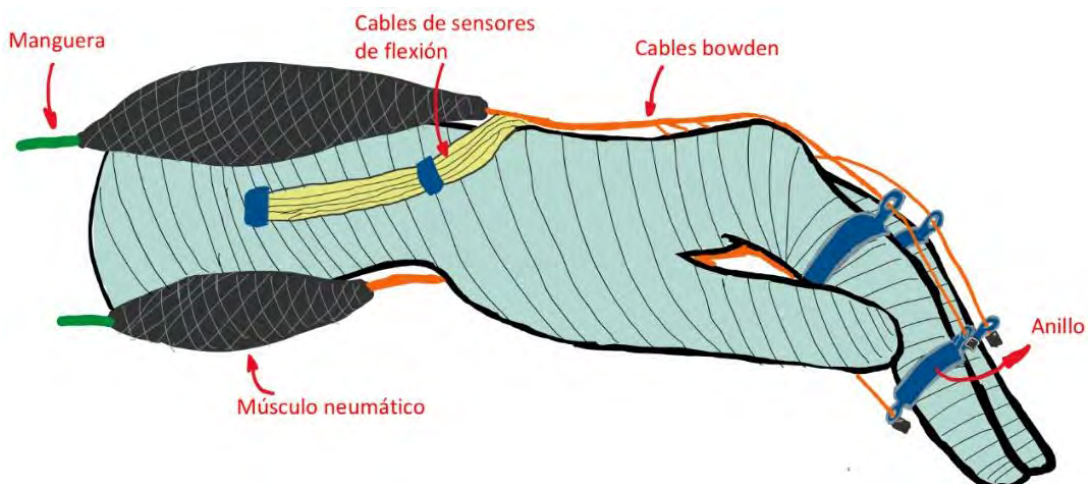


Figura 2.6: Bosquejo de propuesta de solución 2. Vista lateral.

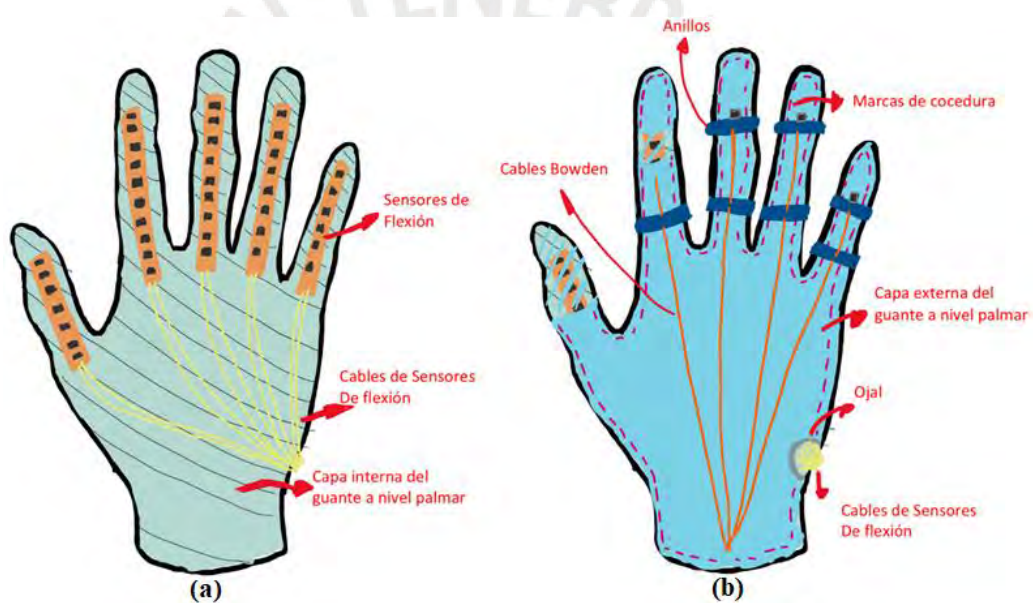


Figura 2.7: Bosquejo de Vista palmar de propuesta de solución 2: (a) Capa 1, (b) Capa 2.

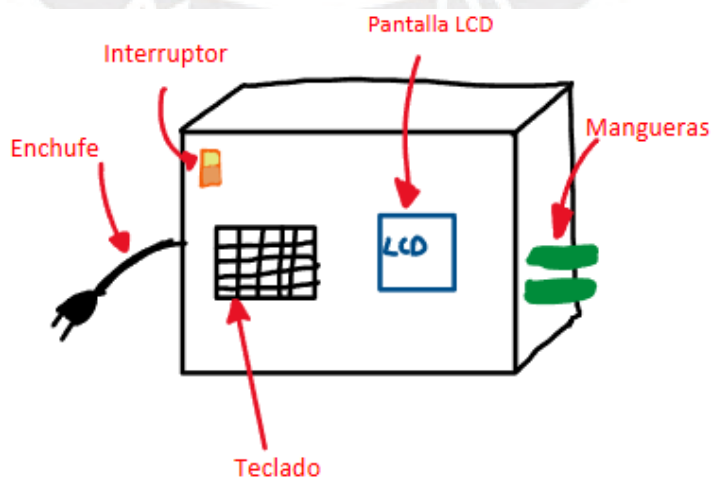


Figura 2.8: Bosquejo de propuesta de solución 2. Módulo de energía y control.

Concepto de solución 3:

La tercera propuesta de solución se puede apreciar en las Figuras 2.9 a la 2.11. Comprende un sistema electromecánico, diseño textil del guante y un sistema electrónico para el módulo de energía y control.

El sistema electromecánico presenta cables Bowden, anillos con ojales, y un ojal. En la Figura 2.9, se presenta a los dedos que son movidos por la tensión ejercida de los cables Bowden sobre los anillos con ojales. Los anillos con ojales utilizados van sobre las falanges proximales y mediales de cada dedo, es decir cada dedo cuenta con dos anillos. Por otro lado, dos cables Bowden parten en el sistema de control y energía, y se trasladan hasta el guante. En el guante a la altura de la muñeca se subdividen, uno a nivel palmar y el otro a nivel dorsal, las divisiones llegan a los anillos antes mencionados, pudiendo llegar a todos los dedos. Es importante mencionar que los cables Bowden antes de subdividirse pasan a través de un ojal en el guante, para una mejor unión de lo contrario el guante y los cables podrían desalinearse.

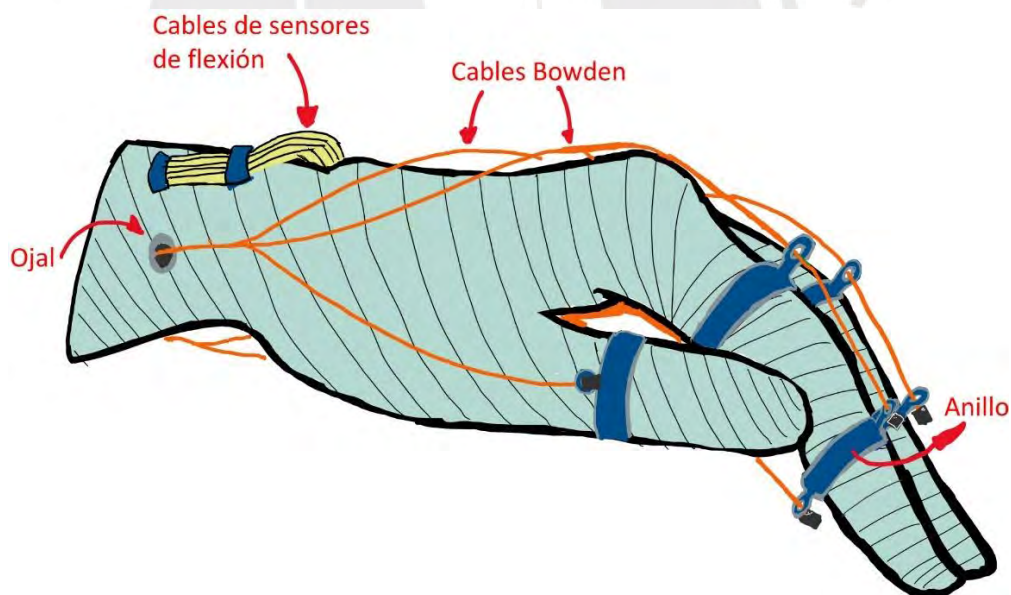


Figura 2.9: Bosquejo de propuesta de solución 3. Vista lateral.

El diseño textil del guante comprende al igual que las propuestas 1 y 2 un guante ergonómico, con dos capas de tela a nivel palmar para conseguir seguridad eléctrica. En esta alternativa de solución se pueden apreciar en una vista palmar (Figura 2.10) las ramificaciones del cable Bowden pasan a través de los anillos con ojales en cada dedo.

El sistema de energía y control comprende sensores de flexión, un motor eléctrico, relés, sistemas de generación de energía, microcontrolador, una pantalla táctil (Figura 2.11). El par de cables Bowden principal nace en este sistema. Este sistema cuenta con una pantalla táctil por donde se pueden programar los parámetros que el terapeuta desee, por ejemplo, número de repeticiones. La pantalla táctil, también sirve para mostrar los valores programados. Este sistema se encarga del control de los actuadores utilizando sensores de flexión, actuadores lineales y un microprocesador.

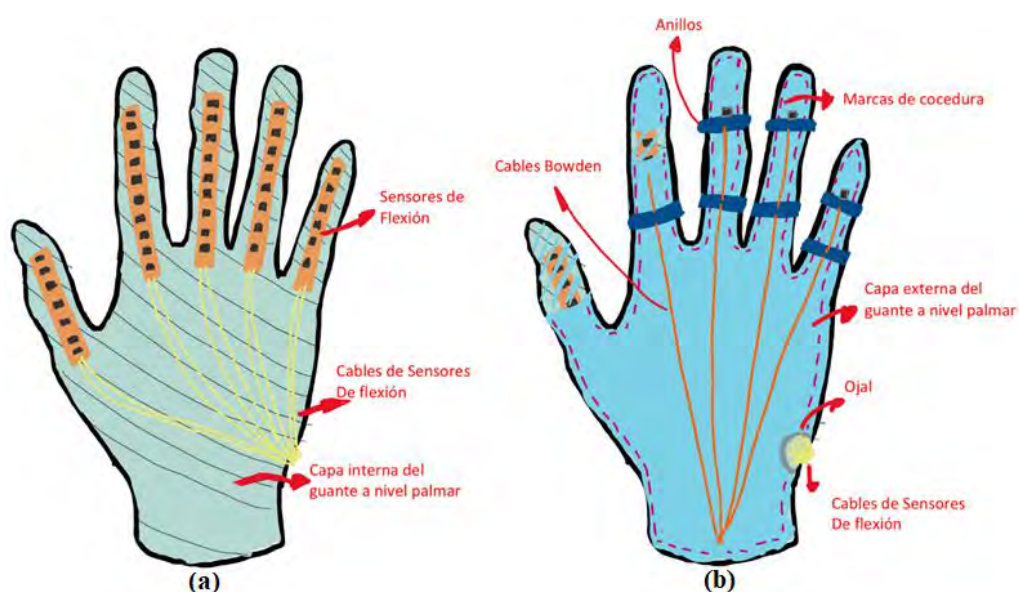


Figura 2.10: Bosquejo de Vista palmar de propuesta de solución 3: (a) Capa 1, (b) Capa 2.

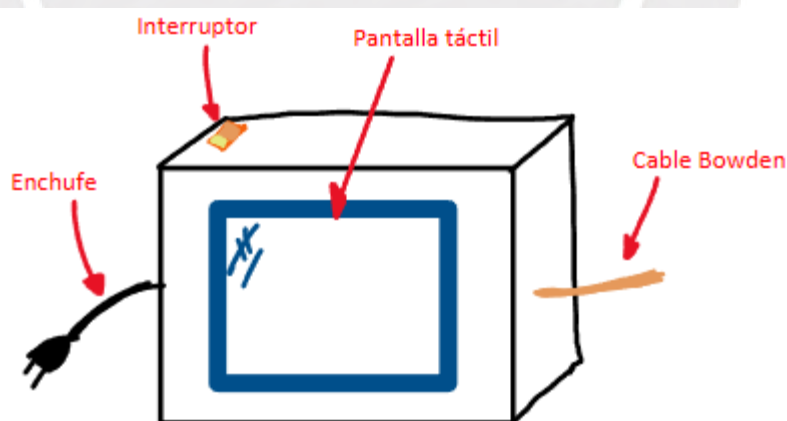


Figura 2.11: Bosquejo de propuesta de solución 3. Módulo de energía y control.

2.6 Evaluación técnico - económico

Realizar una evaluación técnico - económico determina de forma metodológica el concepto de solución ganador. El análisis se da considerando diferentes aspectos que van relacionados a los criterios técnicos y económicos. Considerando la pertinencia de

la problemática y su aplicación, surgen diferentes pesos para cada aspecto a considerar. A continuación, se muestran los aspectos técnicos y económicos seguidos.

Aspecto técnico

- **Fabricación:** Complejidad del proceso de manufactura e integración de los componentes del dispositivo para su correcto funcionamiento.
- **Confortabilidad:** Comodidad física o táctil que siente el paciente con el dispositivo
- **Sujeción:** El dispositivo se adhiere al cuerpo del paciente sin interrumpir movimientos programados durante todo momento de la sesión de terapia.
- **Mantenimiento:** Nivel de facilidad para realizar mantenimientos correctivos y preventivos a las propuestas de solución
- **Montaje:** Facilidad generada al conjunto de individuos terapeuta-paciente al poner el prototipo en la mano a rehabilitar antes de iniciar la sesión de terapia.
- **Portabilidad:** Facilidad de almacenamiento en el centro de rehabilitación
- **Desempeño:** Que tan bien se adecua para ser utilizado por los terapeutas en un ambiente clínico

Aspecto económico

- **Costo de fabricación:** Cantidad de dinero probable que se invertirá en la manufactura e implementación de subsistemas del prototipo.
- **Costo de tecnología:** Cantidad de dinero probable que se invertirá en el diseño y desarrollo de los diferentes subsistemas para conseguir el prototipo final.
- **Costo de mantenimiento:** Cantidad de dinero probable que requiere el prototipo para que pueda cumplir todas sus funciones de forma ideal.
- **Ensamblaje:** Cantidad de dinero probable que se requiere para ensamblar los diferentes subsistemas del prototipo.

Se desarrolla el análisis técnico en la Tabla 2.5 siguiendo la Ecuación 2.1, dictada por la norma VDI 2221. De la misma forma, en la Tabla 2.6 se presenta el análisis económico siguiendo a la Ecuación 2.2.

$$x_i = \frac{(\sum_{i=1}^7 g_i p_i)}{(\sum_{i=1}^7 g_i) P_{max}} \leq 1 \quad (2.1)$$

$$y_i = \frac{(\sum_{i=1}^4 g_i p_i)}{(\sum_{i=1}^4 g_i) P_{max}} \leq 1 \quad (2.2)$$

Tabla 2.5: Valor técnico x_i

Variantes de concepto			Alternativa 1			Alternativa 2		Alternativa 3		Alternativa ideal	
N°	Criterios	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Fabricación	5	3	15	4	20	4	20	4	20	
2	Confortabilidad	5	4	20	3	15	3	15	4	20	
3	Sujeción	3	4	12	3	9	3	9	4	12	
4	Mantenimiento	2	3	6	4	8	3	6	4	8	
5	Montaje	3	4	12	3	9	3	9	4	12	
6	Portabilidad	4	3	12	4	16	4	16	4	16	
7	Desempeño	5	4	20	3	15	2	10	4	20	
Puntaje Σg o Σgp		27		97		92		85		108	
Valor técnico x_i			0.898			0.852		0.787		1.00	
p: puntaje de 0 a 4 0= no satisface, 1=mínimamente aceptable, 2=suficiente, 3=bien, 4=muy bien g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación.											

Tabla 2.6: Valor económico y_i

Variantes de concepto			Alternativa 1			Alternativa 2		Alternativa 3		Alternativa ideal	
N°	Criterios	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Fabricación	5	4	20	4	20	4	20	4	20	
2	Confortabilidad	5	3	15	3	15	4	20	4	20	
3	Sujeción	3	4	12	3	9	3	9	4	12	
4	Mantenimiento	3	3	9	3	9	4	12	4	12	
Puntaje Σg o Σgp		16		56		53		61		64	
Valor técnico y_i			0.875			0.828		0.953		1.00	
p: puntaje de 0 a 4 0= no satisface, 1=mínimamente aceptable, 2=suficiente, 3=bien, 4=muy bien g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación.											

En la Tabla 2.7 se puede apreciar un resumen de los promedios ponderados obtenidos de cada alternativa de solución, se incluyen aspectos económicos y técnicos.

Tabla 2.7: Resumen de promedios ponderados de alternativas de solución.

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Técnico	0.898	0.852	0.787
Económico	0.875	0.828	0.953

A partir de los promedios ponderados se construyó la Figura 2.12, en donde el eje de las abscisas representa criterios técnicos y el eje de las ordenadas representan criterios económicos. En el grafico también se aprecia el concepto de solución ideal.

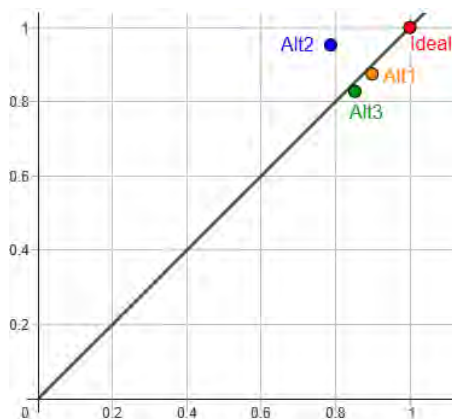


Figura 2.12: Grafica de evaluación técnica económica.

A partir de la Figura 2.12 se puede concluir que la alternativa de solución que mejor se adecua a los criterios económicos y técnicos mostrados es la propuesta de solución número 1.

2.7 Propuesta de solución óptima

A partir del concepto de solución ganador se brinda una descripción en mayor profundidad del dispositivo, la lógica de operación del dispositivo, y su diagrama de flujo.

2.7.1 Descripción del dispositivo

El dispositivo comprende de un sistema mecánico-neumático, diseño textil del guante y un sistema de energía y control. El sistema mecánico-neumático está compuesto por cinco actuadores blandos (Figura 2.13), un guante de tela y un sistema de energía y control.

Cada actuador blando cuenta con una manguera por donde fluye el aire a su interior, algunas cámaras que se encargaran de deformarlo y velcro para adherirse al resto del prototipo. Además, cada actuador blando es de un elastómero de silicona, siendo de bajo coste, no pesado y blando con el usuario. El objetivo de estos actuadores es mover a los dedos, esto se logra cuando el aire fluye dentro de las cavidades del actuador, deformándolo, y haciendo que exista presión sobre la su parte dorsal de los dedos.

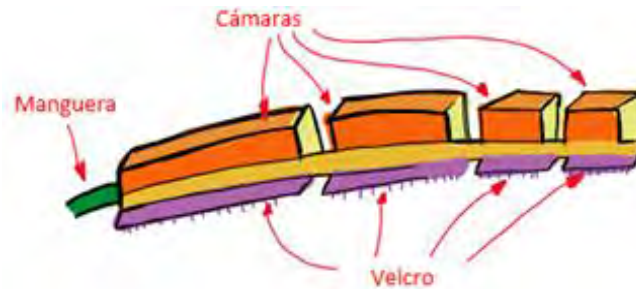


Figura 2.13: Bosquejo de actuadores blandos de la solución óptima.

El diseño textil del guante comprende de un guante ergonómico ajustándose a la talla del paciente e hipoalergénico. En la parte dorsal del guante (Figura 2.19-a) se cuenta con la parte completaría del velcro presente en los actuadores previamente mencionados, para que así se puedan unir los actuadores con el guante. Cada velcro está cosido al guante para evitar que se salgan de lugar, además están ubicados sobre las falanges de los dedos y no sobre las articulaciones, permitiendo un mejor movimiento del guante cuando se accionen a los actuadores. Con ello los actuadores se pueden unir al guante, como se ve en la Figura 2.14-b.

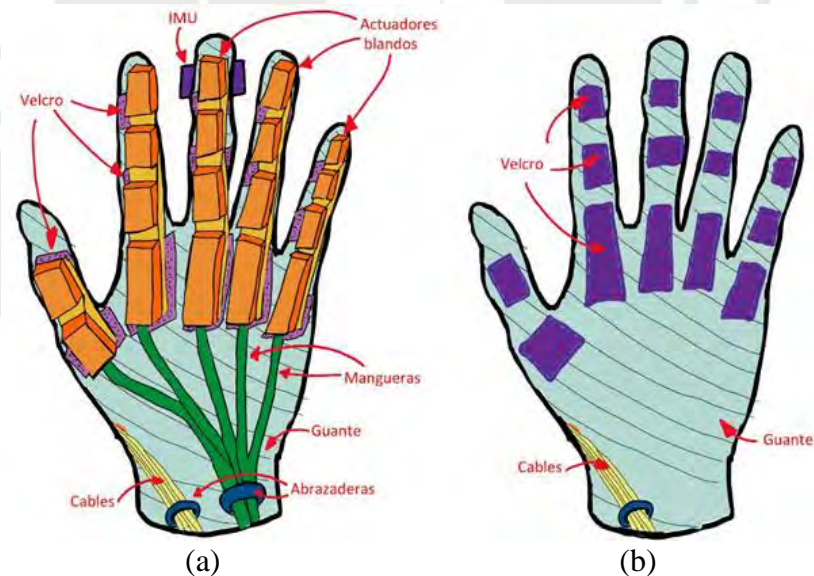


Figura 2.14: Bosquejo de solución óptima en vista dorsal: (a)Guante de tela, (b)Guante de tela y actuadores.

Por otro lado, los IMUs utilizan un case para proteger al usuario de riesgo eléctrico y para protegerse de contaminantes. Los case de los IMUs se sujetan al guante utilizando velcro como se muestra en la Figura 2.15.

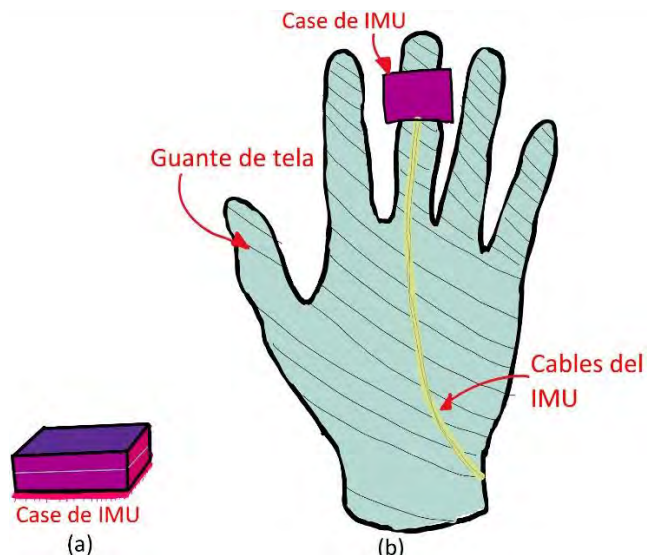


Figura 2.15: Bosquejo de solución óptima: (a) Case de IMU, (b) Vista palmar.

El sistema de energía y control comprende sensores de presión, electroválvulas, sistemas de generación de energía, microprocesador y una pantalla táctil. La alimentación eléctrica está acondicionada por la fuente de alimentación, esta alimenta a todos los componentes antes mencionados. La bomba neumática genera una presión de aire que circula a través de los componentes neumáticos. El controlador en conjunto con el circuito eléctrico del sistema, utilizan las señales recibidas (de los sensores) haciendo que se abran o se cierre la válvula solenoide, al mismo tiempo que gradúa el flujo de aire que atraviesa de la válvula proporcional. Por otro lado, desde una interfaz mostrada en la pantalla táctil se pueden configurar el modo de rehabilitación (activo o pasivo) o el número de repeticiones.

2.7.2 Diagrama de flujo

En la Figura 2.16 se muestra el diagrama de flujo del dispositivo. En él, la energía eléctrica se convierte de AC a DC para alimentar tanto al circuito electrónico como a los actuadores eléctricos. El circuito electrónico suministra energía a los sensores, al microcontrolador y módulos de control de los actuadores. A su vez, el microcontrolador procesa las señales provenientes de los sensores y de la interfaz de usuario, y envía la información necesaria a los drivers y a los actuadores eléctricos.

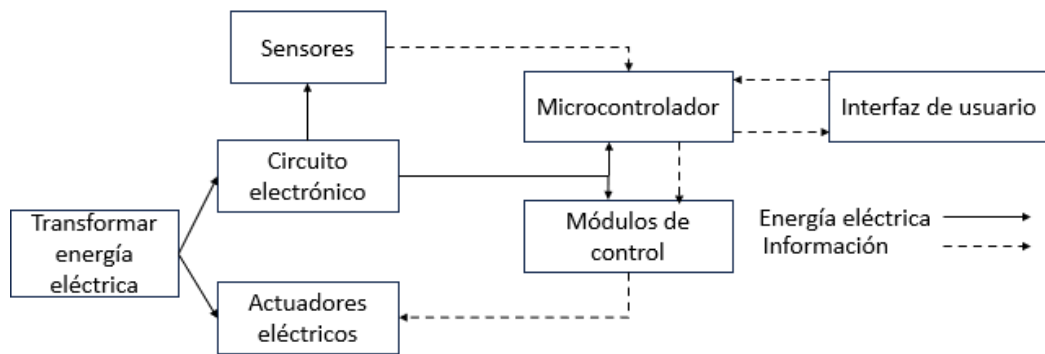


Figura 2.16: Diagrama de flujo del dispositivo.

2.7.3 Diagrama de operación

En la Figura 2.17 se puede apreciar el diagrama de operación del sistema de rehabilitación, el cual ha sido elaborado desde una perspectiva de las acciones que realiza el terapeuta de rehabilitación al utilizar el dispositivo.

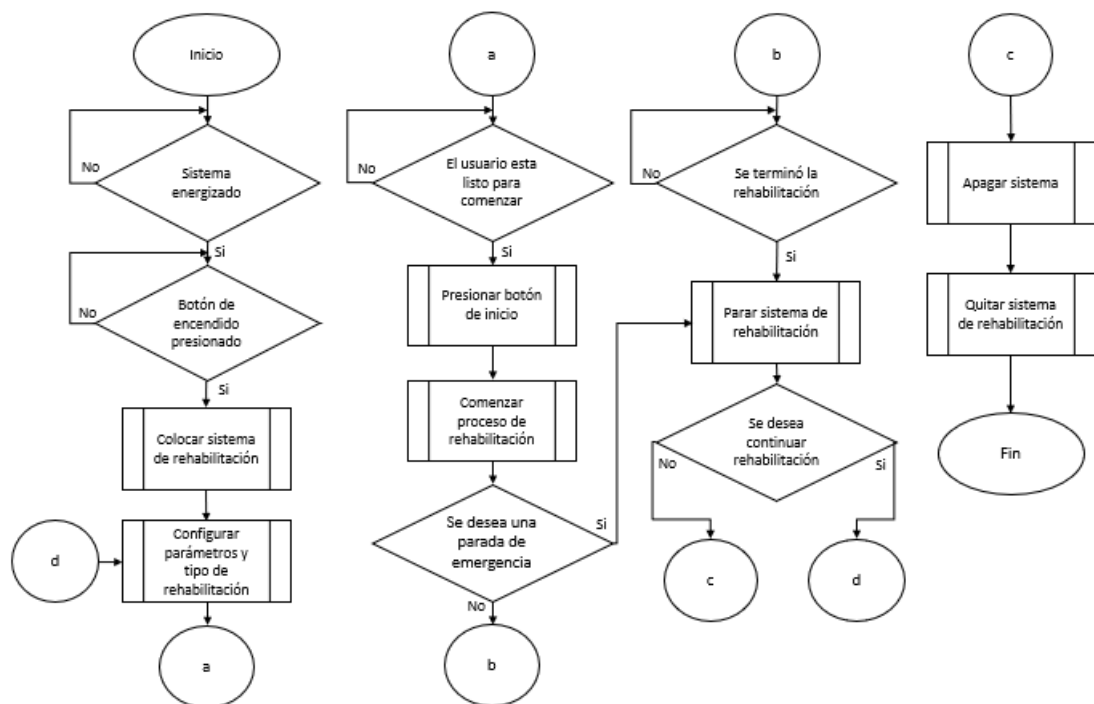


Figura 2.17: Diagrama de operaciones del dispositivo.

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL DISPOSITIVO

En este capítulo se detalla el diseño del dispositivo que comprende el sistema mecánico-neumático, electrónico y control, la selección de los componentes mecánicos y electrónicos para la fabricación del dispositivo.

Además, el diseño está en base a las medidas antropométricas de un usuario real, estas medidas fueron proporcionadas por Instituto para el Desarrollo Infantil (ARIE), quienes tienen un convenio con el Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA).

3.1 Sistema mecánico-neumático

Se parte de las dimensiones antropométricas de un niño con parálisis cerebral de 11 años de la ciudad de Lima. Con esa información se utiliza el actuador blando neumático propuesto por Barrientos [2025], en base a este actuador se diseña un sistema neumático de alimentación, así mismo se diseña un guante para sujetar el actuador sobre la mano del usuario. Finalmente se presenta la selección de componentes neumáticos y materiales.

3.1.1 Dimensiones antropométricas para el diseño

En la Figura 3.1 se presenta las dimensiones antropométricas de la mano de un niño de 11 años con parálisis cerebral de la ciudad de Lima, el mismo que asiste a

rehabilitación física y ocupacional continua en una cede de ARIE. Estas medidas detalladas las proporcionó ARIE.

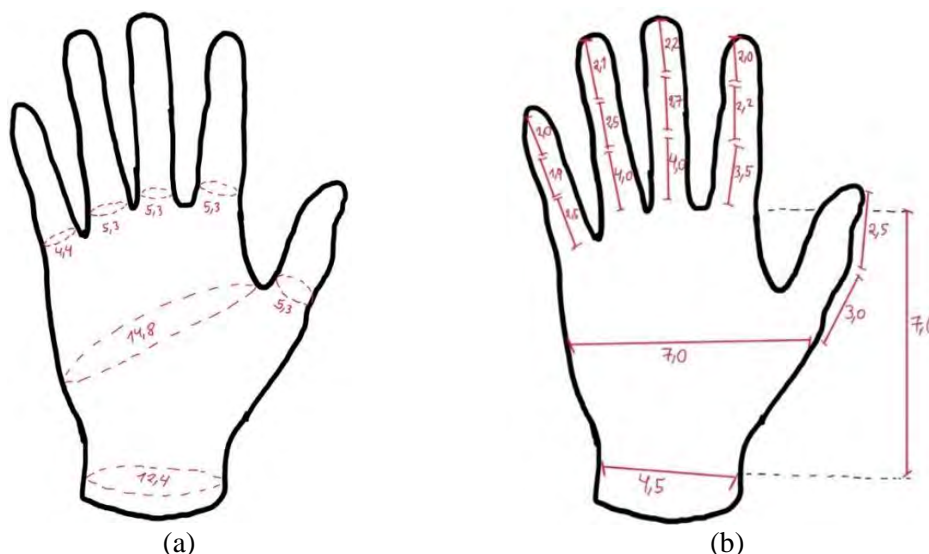


Figura 3.1: Medidas antropométricas de un niño de 11 años (en cm): (a) Perímetros, (b) Longitudes.

3.1.2 Actuador neumático blando

Durante la rehabilitación física de dedos en Parálisis Cerebral se realiza los movimientos de agarre esférico y pellizco plano [EM Navarra, 2020], sin embargo, a nivel tecnológico la mayoría de propuestas se enfocan en desarrollar actuadores que realizan agarre esférico y no el agarre de pellizco plano, mostrado en la Figura 3.2. Es por ello que se ha buscado en la literatura un actuador capaz de realizar el movimiento de pellizco plano.

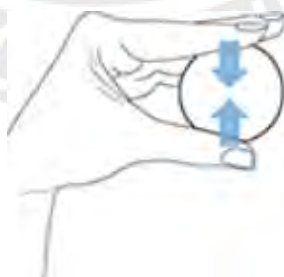


Figura 3.2: Agarre pellizco plano [EM Navarra, 2020].

El principio de funcionamiento de un actuador neumático blando se explica en el Anexo B, así mismo ahí se detallan los diferentes problemas asociados con el diseño de un actuador blando.

Debido a la complejidad de diseño, en esta tesis se utiliza un actuador con la geometría propuesta por Barrientos [2025], el cual presenta una simulación de deformación y de fuerzas generadas que cumplirían con los requerimientos. Sin embargo, aún falta validar el actuador fabricándolo y realizando diferentes test de validación. Así mismo, tampoco se tiene un sistema mecánico, electrónico ni de control para poder utilizarlo en un usuario.

El actuador propuesto por Barrientos [2025], se aprecia en la Figura 3.3. El actuador tiene una longitud de 104.5 mm, siendo suficiente para que el actuador cubra a las articulaciones PIP, DIP, MCP y aun haya espacio para que repose sobre los metacarpos de los dedos del usuario de 11 años. En la Tabla 3.1 se pueden apreciar las medidas del actuador.

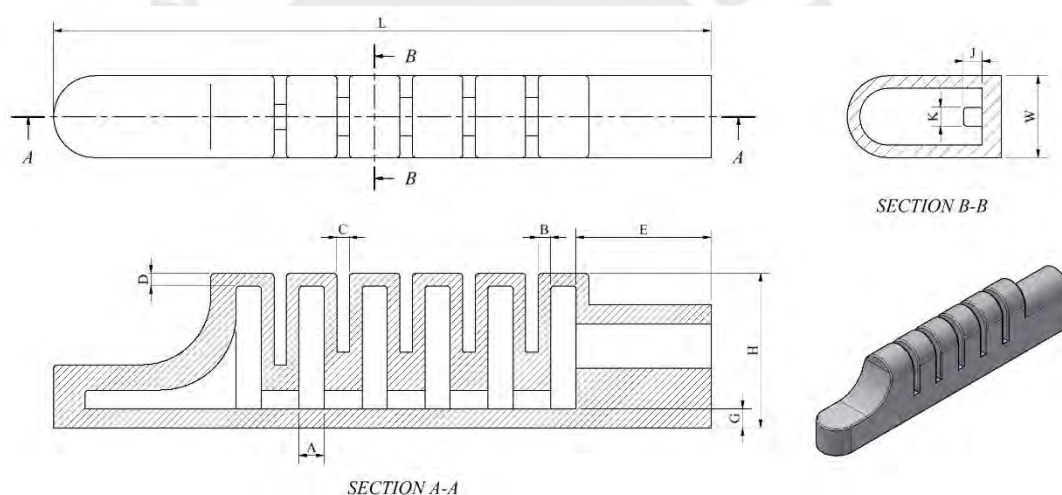


Figura 3.3: Actuador neumático blando [Barrientos, 2025].

Tabla 3.1: Medidas de actuador neumático blando [Barrientos, 2025].

Identificación	Parámetro	Medida (mm)
A	Ancho de la cámara	4
B y D	Espesor de pared	2
C	Distancia entre cámaras	2
E	Longitud de ducto de conexión	21.5
G	Espesor de la base	3
H	Altura de cámara	24.5
J	Alto del conducto de conexión	3
K	Ancho del conducto de conexión	3
L	Largo de todo el actuador	104.5
W	Ancho de todo el actuador	13

Con las medidas mostradas en las Tablas 3.1, se calcula el volumen del actuador, obteniendo 3177 mm³ (3.177 ml). Con ello, el volumen de cinco actuadores sería 15885 mm³ (15.885 ml).

Finalmente, según las simulaciones realizadas por Barrientos [2025], el pico de presión de este actuador es de aproximadamente 120 kPa.

3.1.3 Diseño del sistema neumático

Los componentes del sistema neumático que se presenta en la Figura 3.4 son:

- a) Compresor de aire: Es un dispositivo electromecánico que genera el flujo de aire necesario para alimentar a todo el sistema neumático
- b) Válvula anti retorno: Esta válvula mecánica permite que el caudal solo fluya en un sentido. En el sistema neumático, se ubica después del compresor de aire y antes del tanque de almacenamiento.
- c) Tanque de almacenamiento: Este componente tiene la función de asegurar suficiente volumen de aire en el sistema neumático. El tanque de almacenamiento se ubica después de la válvula anti retorno y antes de la válvula reguladora de presión.
- d) Válvula reguladora de presión; Esta válvula mecánica limita la presión máxima de salida del tanque hacia el resto del sistema neumático. Se ubica entre el taque del almacenamiento y la válvula proporcional.
- e) Válvula proporcional: La válvula proporcional es un dispositivo mecánico - electrónico que sirve para variar la presión del fluido utilizando un controlador. Esta válvula en el circuito neumático tiene la función de hacer que el actuador se flexione a velocidades y rangos de flexión controlados. Además, se conecta luego de la válvula reguladora de presión y antes de la válvula solenoide.
- f) Válvula solenoide 3/2: Es una válvula para controlar el paso del caudal, presenta 3 puertos de conexión; una entrada y dos salidas. La entrada se conecta a los actuadores neumáticos, la primera salida se conecta a la válvula proporcional y la segunda salida al ambiente. Esa configuración permite que el aire ingrese a la válvula proporcional y cuando se desee, el aire salga expulsado al ambiente.

- g) Actuadores: Los actuadores diseñados que se muestran en la Figura 3.5 y Tabla (L) son cinco en total. Los cinco actuadores se conectan de forma paralela entre sí, y en serie con la válvula proporcional.
- h) Mangueras: Las mangueras de material plástico permite que el aire circule a través de todos los componentes descritos en la presente sección. Se utilizan mangueras de diámetro de 6 mm para la conexión de todos los componentes del sistema neumático.

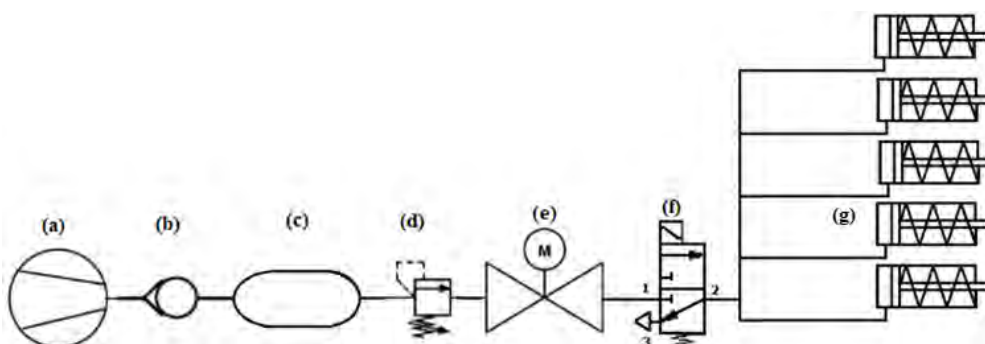


Figura 3.4: Diagrama de sistema neumático.

Caudal mínimo que debe suministrar el compresor de aire

El caudal de alimentación de aire que requiere el sistema neumático para los cinco actuadores se calcula utilizando la Ecuación (3.2)

$$Q = \frac{V}{t} \quad (3.2)$$

Donde:

Q: Caudal $\left[\frac{l}{s}\right]$, V: Volumen del sistema [l], t: Tiempo [s].

Reemplazando el valor obtenido del volumen de aire (15.885 ml), y asumiendo el tiempo de entrada/ salida de aire en un segundo. Considerando que solo hay flujo de aire en la entrada a los actuadores, pues la salida del aire va de los actuadores al ambiente. Se obtiene el caudal de alimentación de $0.15885 \frac{l}{s}$ o $9.531 \frac{l}{min}$.

Volumen del tanque reservorio

El volumen del tanque reservorio se calcula con la Ecuación 3.3.

$$V_t = N * V \quad (3.3)$$

Donde:

V_t : Volumen del tanque reservorio [l], N: número de ciclos de activación,

V : Volumen del sistema [l].

Se plantea que el tanque tenga la reserva de aire suficiente para poder realizar dos ciclos de activación del movimiento de flexión a los actuadores neumáticos. Se obtiene un volumen del tanque de al menos 0.317 l.

3.1.4 Diseño de la estructura del guante

Los actuadores previamente diseñados se unen a un guante que sirve de conexión con la mano del usuario, esta estructura no limita la flexibilidad del actuador y al mismo tiempo ofrece resistencia para que los actuadores no generen movimiento relativo con respecto a su posición inicial.

El guante de tela como estructura de conexión, cubre la piel desde la muñeca hasta las puntas de los dedos. Adicionalmente, la estructura del guante, como se muestra en la Figura 3.5, presenta dos capas para evitar el contacto de la piel con el sistema eléctrico. En una vista desde el plano transversal, la capa va cocida a la capa interna, creando un espacio por donde van los cables de los sensores de flexión.

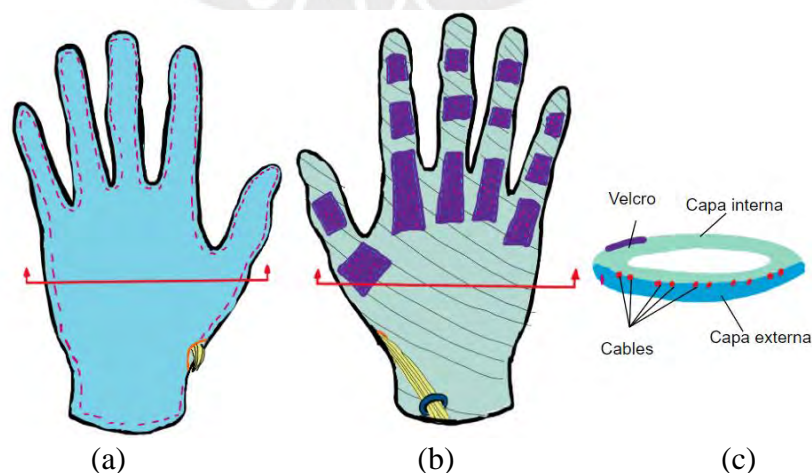


Figura 3.5: Vista de estructura de dos capas del guante: (a) Palmar, (b) Dorsal, (c) Corte.

Adicionalmente, los actuadores y la capa interna del guante se unirán utilizando velcro. Esto permite desmontar a los actuadores para facilitar su limpieza, al mismo tiempo permite un sistema de montaje más cómodo.

Por otro lado, el velcro se une a la parte inferior del actuador con pegamento. Es importante mencionar que la distribución del velcro sobre esta superficie del actuador, como se muestra en la Figura 3.6, debe dejar espacios vacíos para no impedir la flexión del actuador.

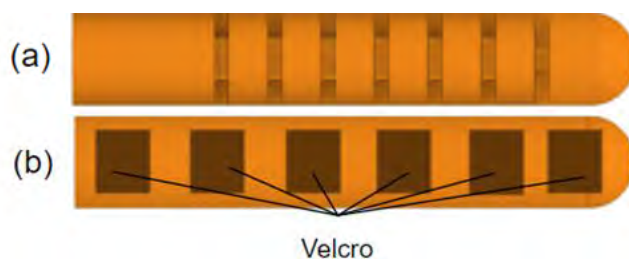


Figura 3.6: Actuador neumático: (a) Vista superior, (b) Vista inferior.

Además, en la Figura 3.7, los cables que van entre las dos capas de tela, salen desde la altura del hueso escafoides por un ojal para dirigirse al sistema de control y energía.

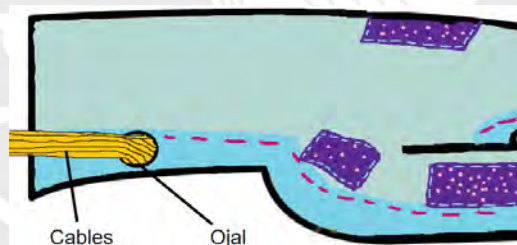


Figura 3.7: Paso de cables por ojal en la altura del escafoides.

Los IMUs van en un case para aislar eléctricamente de la mano del usuario, así mismo el case, servirá para poder fijarlos sobre la mano. Se modeló el guante propuesto utilizando el software “Autodesk Inventor” para una mejor comprensión del posicionamiento de los actuadores blandos y los case de los IMUs sobre la mano del niño, esto se puede observar en la Figura 3.8.

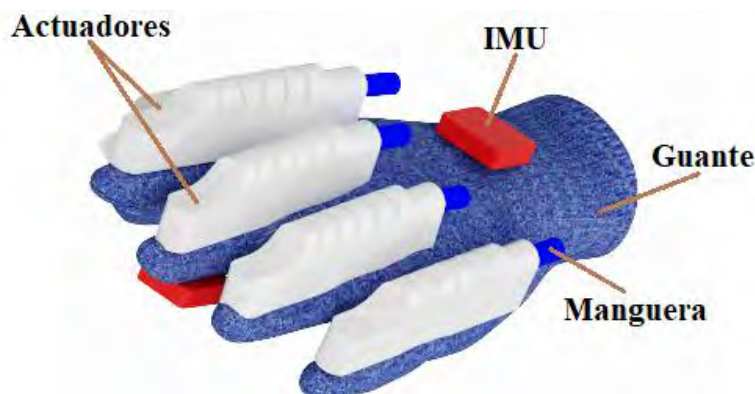


Figura 3.8: Modelo de guante propuesto en 3D.

3.1.5 Selección de componentes mecánicos y neumáticos

En la Tabla 3.2 se presenta la selección de los componentes mecánicos y neumáticos utilizados en el dispositivo de rehabilitación. Los detalles de la selección de los componentes se aprecian en el Anexo C.

Tabla 3.2: Componentes mecánicos y neumáticos

N	Componente	Modelo	Marca
1	Elastómero de silicona ¹¹	RTV tipo 6	Silika Moldes e Insumos
2	Estructura del guante ¹²	Guante comercial de algodón	Miniso
3	Compresores neumáticos ¹³	Serie 1410	Thomas
4	Válvula anti retorno 1/4" ¹⁴	LCV-08	Baomain
5	Tanque de almacenamiento de aire	Mandado a hacer a medida	No aplica
6	Válvula reguladora de presión ¹⁵	GR300-15	AirTac
7	Válvula proporcional ¹⁶	SCPV-1-3"	Clippard
8	Válvula solenoide 3/2 ¹⁷	3V 2:200 10 1/4" NC DC24	AirTac

3.2 Sistema electrónico

En la presente sección se detallan el diseño del sistema electrónico que tendrá el dispositivo. Esta sección tiene como base a la selección de componentes electrónicos, con los cuales se diseñan los circuitos eléctricos – electrónicos, y se representa el diseño de la tarjeta electrónica impresa.

¹¹ Caucho de silicona Tipo 6 - <https://silikamoldeseinsumos.pe/producto/caucho-de-silicona-rtv-tipo-6-1kg/>. Accedido el 12-08-25.

¹² Guante Miniso - <https://www.miniso.pe/guantes-afelpados-infantiles-miniso-disney-monsters-inc-james-sullivan-disney/p> Accedido el 12-08-25.

¹³ Compresor Thomas Serie 1410 - <https://www.thomaspumps.com/es-uy/diaphragm-pumps-compressors/1410-series> Accedido el 12-08-25.

¹⁴ Válvula anti retorno Baomain - <https://baomain.com/products/check-valve-lcv-08> Accedido el 12-08-25.

¹⁵ Válvula reguladora de presión AirTac GR300-15 - <https://www.airtacs.com/> Accedido el 12-08-25.

¹⁶ Válvula proporcional SCPV-1-3 de la marca Clippard - <https://www.clippard.com/> Accedido el 12-08-25.

¹⁷ Solenoide "3V110-06-NC" de la marca AirTac - <https://www.airtacperu.com.pe/> Accedido el 12-08-25.

El diseño electrónico se estructura en cinco subsistemas: actuadores neumáticos, actuadores eléctricos, sensores, control, energía e interfaz. La relación entre los diferentes subsistemas se aprecia en la Figura 3.9.

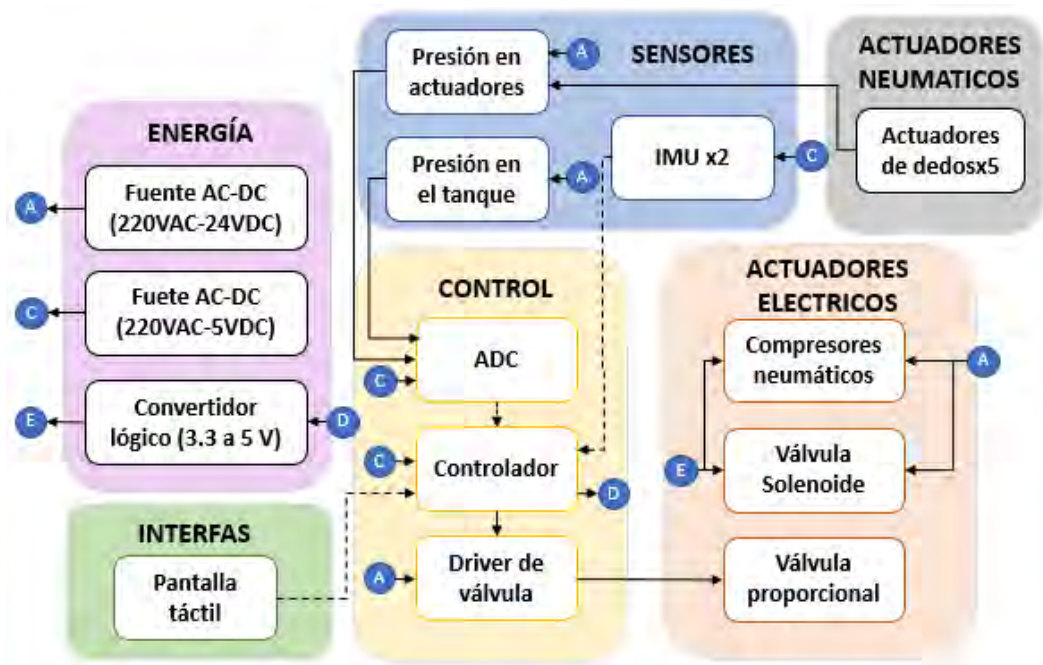


Figura 3.9: Relación de subsistemas del sistema electrónico.

El sistema de energía se encarga de convertir 220VAC a las tensiones de funcionamiento necesarias para los distintos componentes electrónicos. Por su parte, los sensores miden la presión tanto en los actuadores como en el tanque de almacenamiento, mientras que las IMU registran el rango de movimiento de las articulaciones. Los datos recogidos por los sensores se transmiten a la unidad de control, donde el controlador procesa las señales de los sensores para enviar órdenes de control al subsistema de actuadores eléctricos.

3.2.1 Selección de componentes eléctricos y electrónicos

En la Tabla 3.3 se presenta la selección de los componentes electrónicos y eléctricos utilizados en el dispositivo de rehabilitación. Los detalles de la selección de los componentes se aprecian en el Anexo D.

Tabla 3.3: Componentes electrónicos y eléctricos

N	Componente	Modelo y marca
1	Computadora de placa simple ¹⁸	Raspberry Pi 4
2	Sensor IMU para posición angular ¹⁹	BNO 055
3	Transductor de presión neumática ²⁰	Wika A10
4	Pantalla táctil para interfaz ²¹	7inch HDMI LCD (H)
5	Ventilador para válvula proporcional ²²	Pengdalantu 50x50mm
6	Fuente de alimentación 24 V DC ²³	MDR-60-24 de la marca “Mean Well”
7	Controlador de válvula proporcional ²⁴	Controlador SCPVD-1 de la marca Cleppard
8	Convertor de señal analógica a digital ²⁵	Integrado ADS1115
9	Convertidor de nivel lógico ²⁶	Integrado BOB 12009 - SparkFun
10	MOSFET	IRF840 tipo N
11	Diodo Zenner	1N746A

3.2.2 Circuito esquemático del sistema electrónico

Se dividió el sistema electrónico en 5 secciones: el circuito de funcionamiento de válvula solenoide, el circuito de funcionamiento de válvula proporcional, el circuito de lectura de datos del transductor de presión, el circuito de lectura de ángulo de articular de los dedos y el circuito de conexión de pantalla táctil. A continuación, se detallan los circuitos mencionados.

Circuito de funcionamiento de válvula solenoide

Es el circuito encargado de controlar la válvula solenoide utilizada. A continuación, se describe la lógica de funcionamiento electrónico a partir de la salida de la “Raspberry pi 3B+”.

La válvula solenoide cambia de estado con 24V, sin embargo, la Raspberry pi al presentar voltajes de alimentación de 3.3 V o 5 V por lo que no puede hacer que la válvula solenoide cambie de estado. Para solucionar esto, se realiza un arreglo que se puede apreciar en la Figura 3.10.

¹⁸ Raspberry Pi 4 - <https://www.raspberrypi.com/>. Accedido el 12-08-25.

¹⁹ IMU BNO 055 - <https://www.adafruit.com/product/2472>. Accedido el 12-08-25.

²⁰ Transmisor de presión Wika A10 - https://www.wika.com/en-en/a_10.WIKA. Accedido el 12-08-25.

²¹ Pantalla táctil “7inch HDMI LCD (H)” - <https://www.waveshare.com/7inch-hdmi-lcd-h.htm>. Accedido el 12-08-25.

²² Ventilador Pengdalantu - <https://naylorlampmechatronics.com/ventiladores-dc/889-ventilador-axial-5050mm-24vdc.html>. Accedido el 12-08-25.

²³ Fuente MDR-60-24 - https://www.meanwell.com/Meanwell_Products.html. Accedido el 12-08-25.

²⁴ Controlador “SCPVD-1” - <https://www.clippard.com/part/SCPVD-1#info>. Accedido el 12-08-25.

²⁵ Integrado ADS1115 - <https://www.teslaelectronic.com.pe/producto/modulo-convertidor-ads1115-16-bit-adc/>. Accedido el 12-08-25.

²⁶ Convertidor de nivel lógico de la marca SparkFun - <https://www.sparkfun.com/products/12009>. Accedido el 12-08-25

En el arreglo se utiliza un transistor MOSFET modelo IRF840 de tipo N, este MOSFET logra entrar en saturación a unos 4.4V de entrada. Así mismo, se utiliza un conversor lógico digital de 3.3 V a 5V. consiguiendo que la válvula solenoide obtenga los 24V que necesita.

Es importante destacar que se utilizan dos tierras, la tierra de potencia, por donde circula la corriente al solenoide, y la tierra de control, por donde circula la corriente por las resistencias que acompañan al MOSFET.

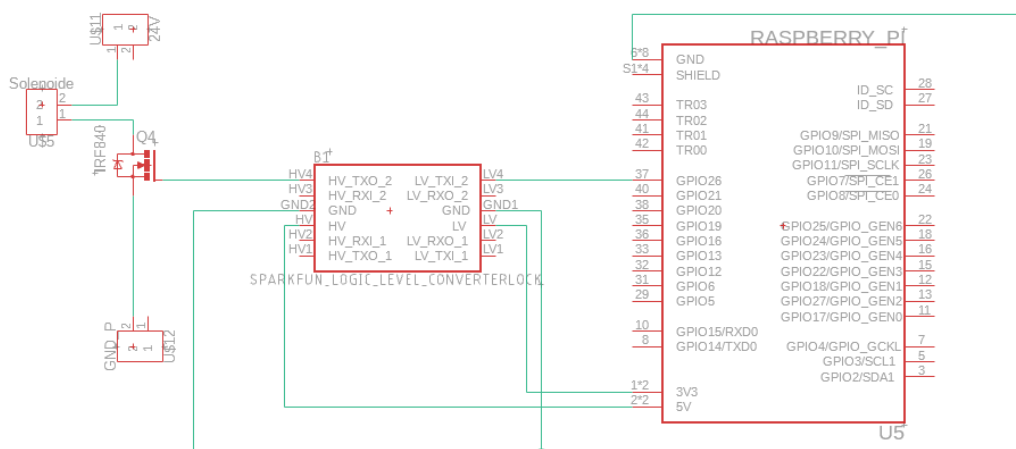


Figura 3.10: Circuito esquemático de control de válvula solenoide.

Diagrama de conexión de válvula proporcional

Es el circuito encargado de controlar a la válvula proporcional por medio del driver “SCPVD-1”, a través de la “Raspberry pi 4”. Mediante una señal “Up/Down” y una señal PWM. La señal “Up/Down” indica que la válvula estará en fase de apertura o cierre, mientras que la frecuencia de la señal PWM determina la velocidad a la que se abre o cierra la válvula proporcional.

La conexión entre el driver y la “Raspberry pi 3B+” se puede apreciar en la Figura 3.11, en donde se conecta el PIN 40 de Raspberry (que puede PWM) al pin “STEP” del driver y el PIN 32 (GPIO) de la Raspberry al pin “DIR” del driver.

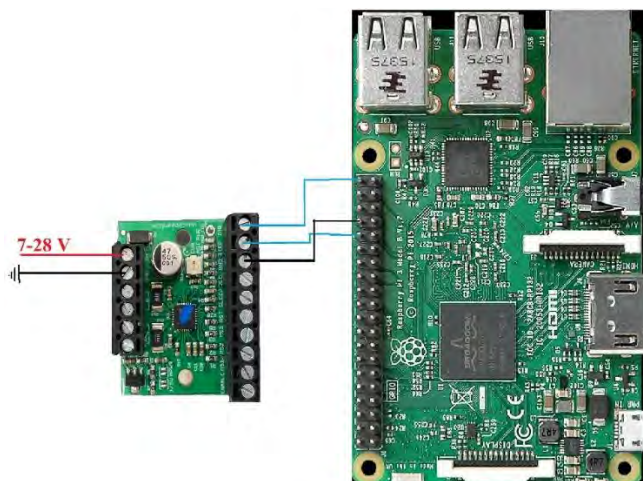


Figura 3.11: Diagrama de conexión entre Raspberry pi y el driver “SCPVD-1”.

Circuito de lectura de datos de transductor de presión

Los transductores de presión Wika A-10 son componentes que emiten una señal analógica de 4 a 20 mA en función lineal de la presión leída, sin embargo, la Raspberry no posee un medio directo para leer corriente, es por ello que se diseña un circuito eléctrico para poder monitorear las presiones.

El primer paso es hacer que la corriente se convierta en voltaje, para conseguirlo se utilizó el circuito mostrado en la Figura 3.12, el cual se compone por un diodo Zener, dos capacitores, una resistencia y un amplificador operacional.

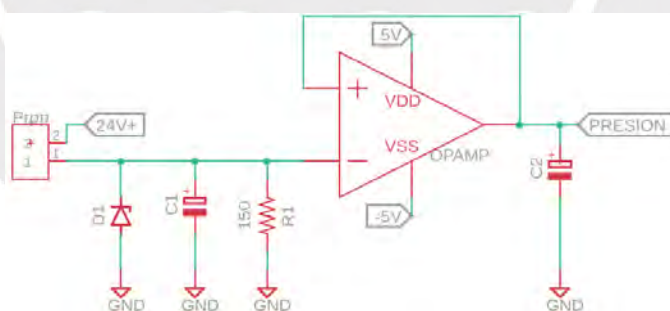


Figura 3.12: Circuito de acondicionamiento de señal para transductor de presión.

El diodo Zener 1N746A se utiliza como medio de protección, en caso la corriente entregada por el transductor supere los 20 mA. Por otro lado, el capacitor C1, se utiliza como medio de filtrado en caso el transductor envíe ruido, luego R1 proporciona el medio para leer voltaje a partir de la corriente. Una vez que se ha establecido el voltaje, se utiliza el OPAMP en configuración de seguidor para aislar el resto del circuito. Finalmente se utiliza un capacitor C2 a la salida del OPAMP, para eliminar posibles ruidos

La resistencia R_1 se calculó utilizando la Ecuación 3.4, básicamente se utiliza la corriente máxima que emite el transductor (20 mA). Así mismo se utiliza el voltaje máximo a leer 3.3 V, con ello se obtiene la máxima resistencia.

$$R_{max} = \frac{V_{max}}{I_{max}} \quad (3.4)$$

Donde:

R_{max} : Resistencia máxima [Ω], V_{max} : voltaje máximo [V], I_{max} : Corriente máxima emitida por el transductor [A].

Con lo anterior, R_{max} es 165 Ω , considerando que 165 Ω no es comerciable, se utilizara R_1 con un valor de 150 Ω . Por otro lado, se define el valor de C_1 y C_2 como 10 μF . Con ello, utilizando la Ecuación 3.5 se tiene 159.15 Hz de frecuencia de corte.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.5)$$

Donde:

f_c : Resistencia del circuito [Hz], R : Resistencia del circuito [Ω], C : Capacitancia del circuito [F].

Por otro lado, como se ha visto, el amplificador operacional en configuración inversora requiere una alimentación de $\pm 5\text{V}$. La tensión de +5V es suministrada por la Raspberry Pi, mientras que la de -5V debe ser generada. Para ello, se emplea el circuito integrado TL7660, que actúa como un inversor de voltaje. Según su hoja de datos, para un funcionamiento óptimo, se debe conectar un capacitor de 10 μF (C_3) entre los pines CAP+ y CAP-, como se ilustra en la Figura 3.13.

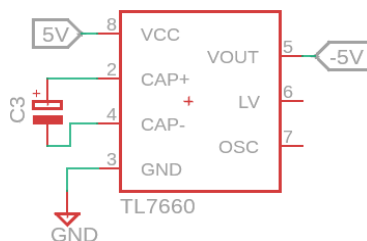


Figura 3.13: Circuito inversor de voltaje

Luego de calcular los valores de R_1 , C_1 y C_2 , se realizó simulaciones del circuito en el software Proteus 8. Se probaron los valores de corriente máxima (Figura 3.14-a) y

mínima (Figura 3.14-b) emitidas por el transductor de presión. Se aprecia que a 20mA la salida es de 3.00 V y a 4mA es de 0.6V, esto indica que la resistencia R1 mantiene al circuito en el rango de voltaje deseado.

Por otro lado, en la Figura 3.14-c se simuló un fallo del transductor mediante un pico de corriente de 300% superior a su corriente máxima. Obteniendo 3.39 V debido a la influencia del diodo Zener. Si no estaría presente el Zener, siguiendo la Ecuación 3.4, el voltaje de salida sería de 9V pudiendo dañar componentes

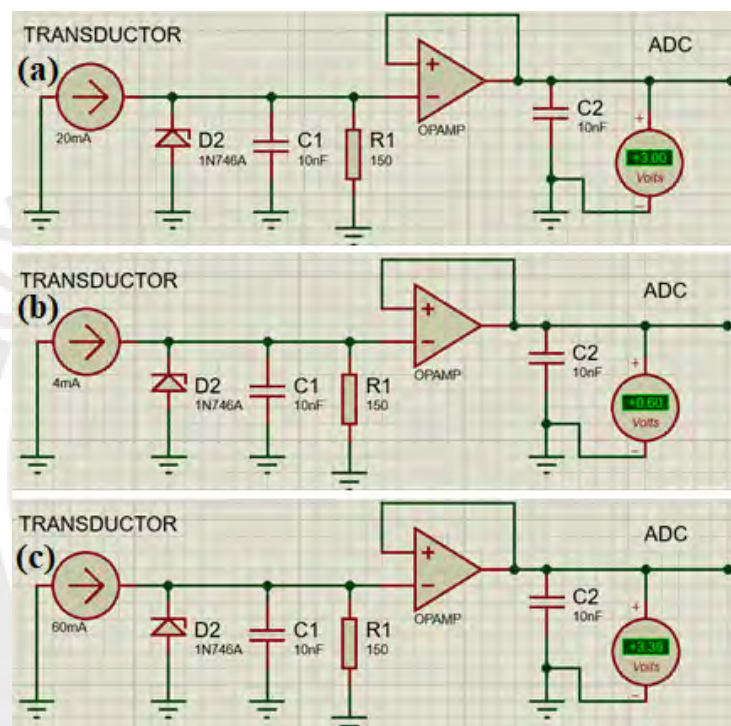


Figura 3.14: Simulación de circuito electrónico: (a) Simulación de corriente máxima. (b) Simulación de corriente mínima. (c) Simulación de corriente pico

Luego de haber convertido la corriente del transductor en voltaje, se utiliza un ADC para leer la señal debido a que la Raspberry no cuenta con un ADC interno. Se utilizó un ADC “ADS1115”, el cual registra de forma digital los valores de voltaje y los envía a la Raspberry utilizando el protocolo I2C. El circuito que conecta a la Raspberry con el ADC se aprecia en la Figura 3.15

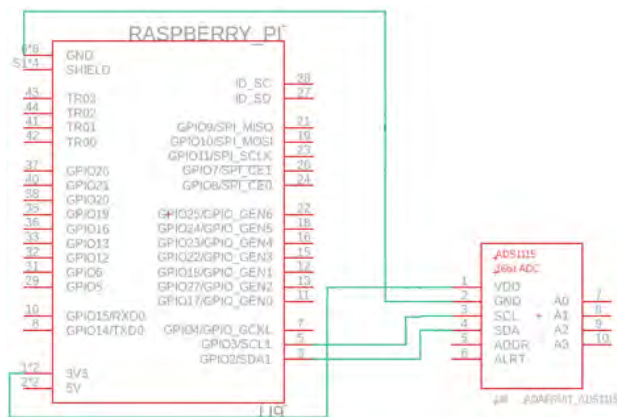


Figura 3.15: Circuito de reconocimiento de señales.

Finalmente, se realiza una curva que relaciona el voltaje obtenido por el circuito y la presión. La curva se desarrolló considerando que: a 4 mA le corresponde 0.6 V (Figura3.14-a) y a 20 mA le corresponde 3 V (Figura3.14-b). Así mismo, 4 mA corresponde a 0 bar y 20 mA corresponde a 2.5 bar. Utilizando esos datos se construye la Ecuación 3.5 para obtener la presión en función del voltaje leído.

$$P = 1.579V - 0.9474 \quad (3.5)$$

Donde:

P: Presión neumática [Bar], V: Voltaje leído [V].

Circuito de lectura de ángulo de articular de los dedos

La lectura del ángulo de articular del dedo se realiza utilizando dos IMUs “BNO055”. La conexión entre los IMUs y la Raspberry se observa en la Figura 3.16.

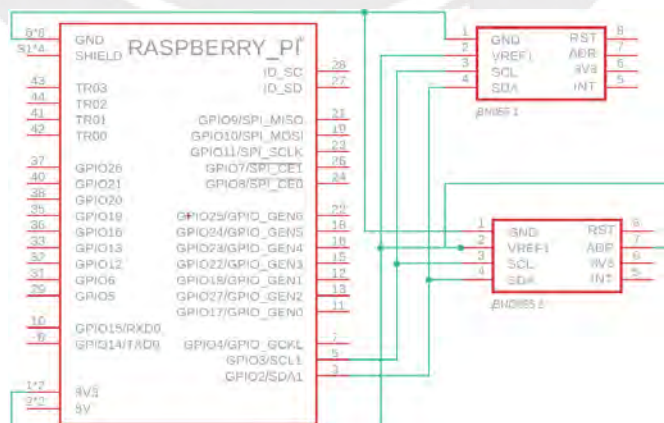


Figura 3.16: Circuito de reconocimiento de señales.

Por otro lado, se obtiene el ángulo posicionando un IMU a la altura de la falange medial del dedo medio y otro IMU a la altura de los carpos en posición dorsal. Obteniendo ambas lecturas de los IMUs, se obtiene el ángulo articular utilizando la Ecuación 3.6.

$$\theta_{(t)} = \theta_{IMU1(t)} - \theta_{IMU2(t)} \quad (3.6)$$

Donde:

$\theta_{(t)}$: Ángulo articular de los dedos [°], $\theta_{IMU1(t)}$: Ángulo medido por el IMU1 [°],

$\theta_{IMU2(t)}$: Ángulo medido por el IMU2 [°].

Circuito de conexión de pantalla táctil

El circuito electrónico de conexión de la pantalla táctil con la “Raspberry pi 3B+”, siguiendo el sistema de conexión recomendado por el fabricante que se muestra en la Figura 3.17. Por un lado, se conecta la pantalla a través del puerto HDMI con la Raspberry. Así mismo, se alimenta de corriente a la pantalla utilizando un puerto USB de la Raspberry.



Figura 3.17: Circuito de conexión entre pantalla táctil y Raspberry ²⁷.

3.2.3 Tarjeta de circuito impreso del sistema electrónico

Con los circuitos eléctricos previamente mostrados, se diseña la tarjeta de circuito impreso (PCB por sus siglas en inglés) del sistema electrónico utilizando el software Autodesk Fusión 2024. Las rutas pueden apreciarse en la Figura 3.18-a, mientras que una representación 3D de la placa se puede apreciar en la Figura 3.18-b.

²⁷ Ejemplo de conexión con Raspberry Pi 3B - <https://www.waveshare.com/7inch-hdmi-lcd-h.htm>

parámetro de referencia ($\theta_{ref}(t)$). En la Figura 3.20 se aprecia el sistema de control de bajo nivel propuesto.

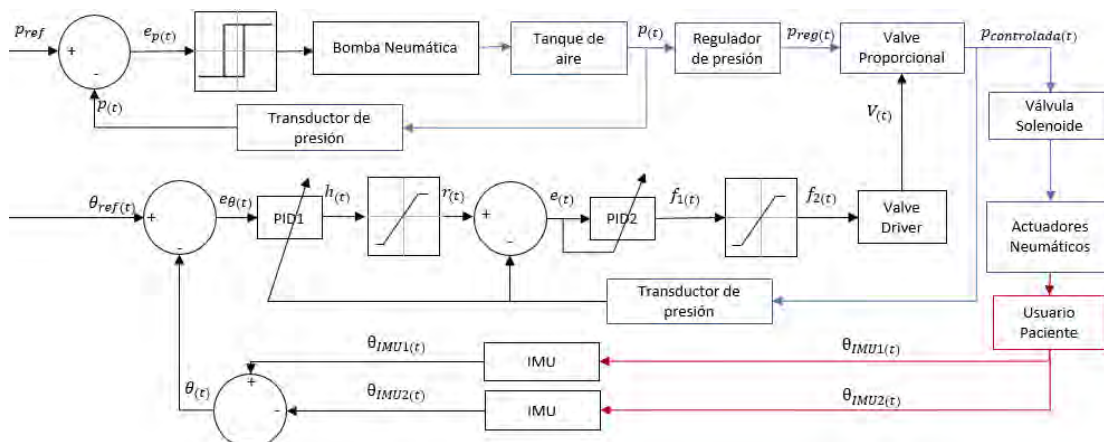


Figura 3.20: Sistema de control de bajo nivel propuesto.

La presión controlada $P_{controlada}(t)$ es una consecuencia de la apertura o cierre de la válvula proporcional, este parámetro depende de la presión de suministro de aire a la válvula proporcional ($P_{reg}(t)$) y una señal relacionada a la velocidad de apertura de la válvula ($V(t)$).

La presión $P_{reg}(t)$ debe ser como máximo la presión pico de los actuadores (120 kPa), de lo contrario los actuadores podrían estallar, es por ello que se previenen picos usando un regulador de presión. Con ello $P_{reg}(t)$, siempre será menor o igual a ($P(t)$). Esto se puede apreciar matemáticamente utilizando la ecuación 3.7.

$$P_{reg}(t) = \begin{cases} P(t), & P(t) \leq 120 \\ 120, & P(t) > 120 \end{cases} \quad (3.7)$$

Así mismo $P(t)$ se controla mediante un control por histéresis, con el fin evitar sobrecargar al regulador de presión y al tanque. El control por histéresis compara la presión de referencia $P_{ref}(t)$ y $P(t)$, con ello se genera un error de presiones ($e_p(t)$). Si el error está por encima del parámetro de histéresis (H), se encienden los compresores, de lo contrario se apagan, esto se aprecia en la ecuación 3.8.

$$\begin{aligned} \text{Estado encendido: } & e_p(t) \leq H \\ \text{Estado apagado: } & e_p(t) > H \end{aligned} \quad (3.8)$$

Luego de definir a $P_{reg}(t)$ como un presión constante y controlada, se puede interpretar como una fuente de energía mecánica para la válvula proporcional. Bajo esa perspectiva, $P_{controlada}(t)$ solo depende de $V(t)$. En ese sentido se puede generar un lazo de control realimentado entre $\theta(t)$ y $\theta_{ref}(t)$. A partir de la diferencia de estos parámetros se genera un error de ángulos ($e_{\theta(t)}$).

Por otro lado, se establece un lazo de control en cascada utilizando un bucle interno de control de presión y uno externo de control de rango articular. Adicionalmente, se utilizan sistemas de control PID para controlar el bucle interno y externo.

Al tratarse de un sistema PID se genera una señal de salida $h(t)$, asociada a la presión que se necesita en los actuadores, la cual es dependiente de $e_{\theta(t)}$. En la Ecuación 3.9 se define la relación entre $e_{\theta(t)}$ y $h(t)$ como:

$$h(t) = K_{p\theta}(t) + K_{i\theta} \int_{t_0}^t e_{\theta(t)} + K_{d\theta} \frac{de_{\theta(t)}}{dt} \quad (3.9)$$

Donde:

$h(t)$: Resultado del sistema PID [kPa], $K_{p\theta}$: Constante proporcional, $K_{i\theta}$: Constante integrativa, $K_{d\theta}$: Constante derivativa.

Como mecanismo de protección digital a los actuadores y al usuario, se bloquean las acciones integrativas en caso que la presión este por encima de su límite (120 kPa). Haciendo que el sistema PID se cambie en función de la presión, como se aprecia en la Ecuación 3.10.

$$h(t) = \begin{cases} K_{p\theta}(t) + K_{i\theta} \int_{t_0}^t e_{\theta(t)} + K_{d\theta} \frac{de_{\theta(t)}}{dt}, & P_{controlada}(t) \leq 120 \\ K_{p\theta}(t) + K_{d\theta} \frac{de_{\theta(t)}}{dt}, & P_{controlada}(t) > 120 \end{cases} \quad (3.10)$$

Así mismo, para complementar el sistema Anti-Windup se evita sobrecargar de presión a los actuadores utilizando un saturador, mostrado en la ecuación (3.11). Se configura el segurador utilizando el valor de presión máxima del actuador.

$$r(t) = \begin{cases} 0, & h(t) \leq 0 \\ h(t), & 0 < h(t) \leq 120 \\ 120, & h(t) > 120 \end{cases} \quad (3.11)$$

Por otro lado, en el bucle interno se genera un error ($e(t)$), a causa de la diferencia entre la presión deseada ($r(t)$) y la presión actual ($P_{controlada(t)}$). Este error pasa por un sistema PID, mostrado en la Ecuación 3.12, formando la señal $f_1(t)$.

$$f_1(t) = K_p(t) + K_i \int_{t_0}^t e(t) + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (3.12)$$

Donde:

K_p : Constante proporcional, K_i : Constante integrativa, K_d : Constante derivativa.

También se evitan acumulaciones de factores integrativos en caso la válvula proporcional este moviéndose a su máxima velocidad (cuando tiene una frecuencia de 500 Hz), por ello se define un control PID Anti Windup, utilizando la Ecuación 3.13.

$$f_1(t) = \begin{cases} K_p(t) + K_i \int_{t_0}^t e(t) + K_d \frac{de(t)}{dt}, & f_1(t) \leq 500 \\ K_p(t) + K_d \frac{de(t)}{dt}, & f_1(t) > 500 \end{cases} \quad (3.13)$$

Adicionalmente, teniendo en cuenta la velocidad máxima de la válvula proporcional se limita a $f_1(t)$ con un saturador. Con ello la relación entre $f_1(t)$ y $f_2(t)$ se define mediante la Ecuación 3.14.

$$f_2(t) = \begin{cases} -500, & -500 > f_1(t) \\ f_1(t), & -500 \geq f_1(t) \geq 500 \\ 500, & f_1(t) > 500 \end{cases} \quad (3.14)$$

Finalmente, el Driver “SCPVD-1” de la válvula proporcional transforma la frecuencia de entrada $f_2(t)$ a una señal que activa el motor a pasos interno de la válvula proporcional. Con ello se ha completado el ciclo de control de bajo nivel.

Por otro lado, los valores de las constantes H , K_p , K_d , K_i , $K_{p\theta}$, $K_{d\theta}$ y $K_{i\theta}$ han sido determinados de manera experimental. Los valores se aprecian en la Tabla 3.4. En

particular, en el Anexo E se presenta la respuesta en el tiempo del bucle interno de control de presión.

Tabla 3.4: Constantes del sistema de control de bajo nivel

Constante	Valor
H	10 kPa
K_p	35
K_d	40
K_i	2
$K_{p\theta}$	1.375
$K_{d\theta}$	7
$K_{i\theta}$	1.5

3.3.2 Sistema de control de alto nivel.

El sistema de control de alto nivel es responsable de generar a $\theta_{ref}(t)$, permitiendo así que el sistema de control de bajo nivel siga esta señal. Además, este sistema controla la activación y desactivación de la válvula solenoide.

Ambos parámetros se ajustan en función de las características establecidas por el terapeuta en la interfaz de usuario, por ejemplo, en base al tipo de rehabilitación física (activa o pasiva). Finalmente, en este sistema se encuentra el Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE). Este sistema se muestra en la Figura 3.21.

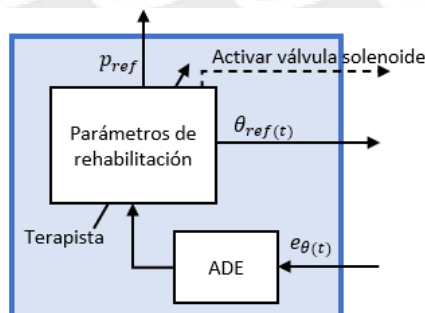


Figura 3.21: Sistema de control de alto nivel propuesto

Sistema de control de alto nivel de rehabilitación pasiva:

En este caso se define que $\theta_{ref}(t)$ como una onda cuadrada, con rango máximo de movimiento (θ_{refM}), rango mínimo (θ_{refm}) y período (T), estos parámetros serán definidos por el usuario operador. Matemáticamente en la Ecuación 3.15 se aprecia la representación de $\theta_{ref}(t)$, además en la Figura 3.22 se puede ver la respuesta en el tiempo. Finalmente, en caso se utilice este modo de rehabilitación, el ADE se desactiva.

$$\theta_{ref}(t) = \frac{\theta_{refM} - \theta_{refm}}{2} \left(\text{sign} \left(\sin \left(\frac{\pi}{T} t + \pi \right) \right) + 1 \right) + \theta_{refm} \quad (3.15)$$

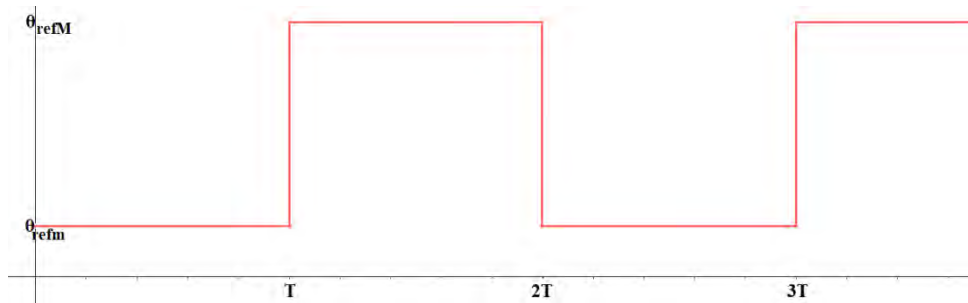


Figura 3.22: Señal objetivo del control en alto nivel – rehabilitación pasiva.

Sistema de control de alto nivel de rehabilitación activa:

En caso se desee una rehabilitación activa, se propone un algoritmo en función al Rango de Movimiento (ROM) del usuario ($\theta(t)$). En una primera fase el usuario tiene que alcanzar un ROM mínimo (θ_{min}) sin ayuda del sistema de rehabilitación. En caso el usuario haya conseguido un ROM superior o igual a θ_{min} , el sistema lo asistirá a alcanzar un ROM más grande (θ_{REFmax}), lo ayuda a regresar a un ROM (θ_{REFmin}) y el usuario tiene que terminar de regresar a un ROM final (θ_{final}). La lógica mencionada se programa utilizando una Máquina de Estados Finita (FSM), como se aprecia en la Figura 3.23.

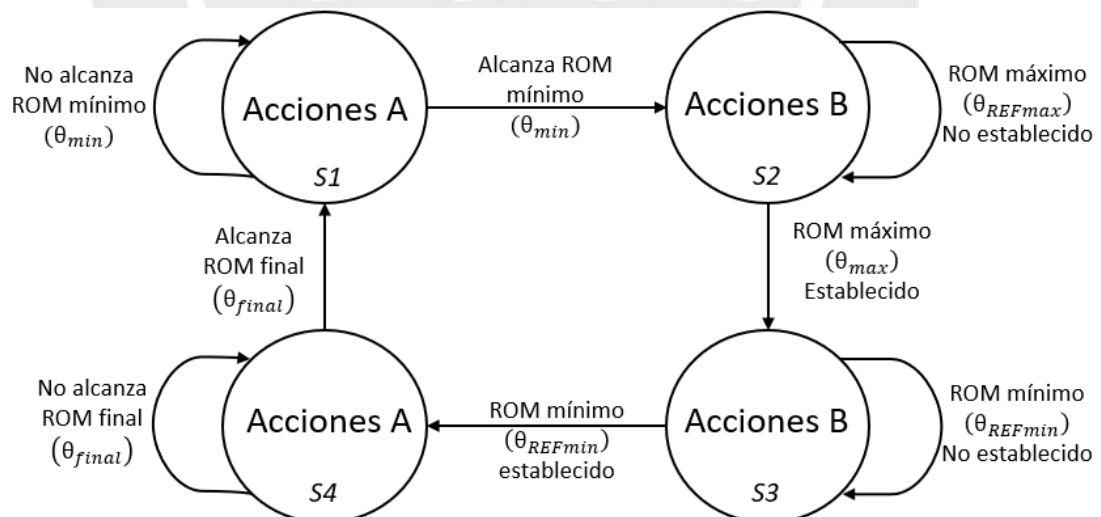


Figura 3.23: Máquina de estados del control de alto nivel activo.

En el primer estado (S1), se siguen las acciones “A”, con las cuales se desactiva la lógica de control de bajo nivel y se activa únicamente el bucle de control de presión, estableciendo una presión objetivo de P_0 , tal que P_0 sea inferior al 15% de la presión

de operación del sistema. Al tener una presión objetivo baja la deformación del actuador no será alta, haciendo que no haya aporte de fuerza en el sistema de rehabilitación. El sistema permanecerá en este estado hasta que el usuario utilizando su propia fuerza consiga llegar que $\theta_{(t)}$ sea superior a θ_{min} .

En el segundo estado (S2), se utilizan las acciones “B”, esto hace que se siga la lógica de control de bajo nivel propuesto, en el cual se configura a θ_{ref} como θ_{REFmax} . Con ello, el sistema funciona como si se realizara rehabilitación pasiva. Se cambiará de estado en caso el Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE), detecte que θ_{REFmax} se ha establecido.

El tercer estado (S3) utiliza las acciones “B”. Se configura en el sistema de control de bajo nivel a θ_{ref} como θ_{REFmin} . Considerando que $\theta_{REFmin} < \theta_{REFmax}$, el sistema hace que la mano retorne a una posición de menor ROM. Este estado se completa solo si el ADE detecta que θ_{REFmin} se ha establecido.

En el cuarto estado (S4) se utilizan las acciones “A”, con ello se hace que el sistema de se establezca en la presión P_0 minimizando la fuerza sobre el usuario. Se permanece en este estado hasta que el usuario se mueva a un ángulo inferior a θ_{final} , tal que $\theta_{final} < \theta_{min}$.

Parada de emergencia:

En caso de requerirse una parada de emergencia, el terapeuta deberá seleccionar dicha opción a través de la interfaz. Al activarse, la válvula solenoide se abre, liberando la presión de aire contenida en los actuadores. Simultáneamente, se desactiva el sistema de control de bajo nivel y se apagan los compresores de aire.

Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE):

El Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE) se emplea para identificar cuando el sistema se ha estabilizado. Funciona tomando muestras del error $e_{\theta(t)}$ y lo va comparando con un parámetro “C” definido. Si el $e_{\theta(t)}$ es inferior a C, pues se incrementa un contador N. Se determina que se ha establecido cuando N logra llegar a un valor predeterminado (X). Este algoritmo se desarrolla de una manera mas profunda y formal en el Anexo F.

3.4 Diseño de la interfaz con el usuario

La interfaz del usuario es el medio por donde el terapeuta puede elegir las acciones que considere oportunas para la rehabilitación. Se programa la interfaz para establecer con datos al sistema de control utilizando parámetros de rehabilitación. Además, toda la interfaz se construyó utilizando la librería tkinter de Python, y se consideró la resolución de la pantalla táctil seleccionada (1024x600 píxeles). Así mismo, se utilizó una paleta de colores amigable para los niños.

El terapeuta puede elegir el tipo de rehabilitación, si elige rehabilitación pasiva se puede modificar el número de repeticiones, el ángulo máximo de flexión de dedos (θ_{refM}), el ángulo mínimo de flexión de dedos (θ_{refm}) y el período (T). Si se elige rehabilitación activa se elige el número de repeticiones, el ángulo mínimo (θ_{min}), el ángulo máximo (θ_{max}) y ángulo final (θ_{final}). Luego de configurar los parámetros, deberá de utilizar el botón de “Inicio” para que el sistema comience a funcionar. Esto se muestra en la Figuras 3.24 y 3.25.

The screenshot shows a window titled 'Interfaz de Rehabilitación' with a subtitle 'Sistema de Rehabilitación de Dedos'. At the top, there are radio buttons for 'Tipo de Rehabilitación': 'Pasiva' (selected) and 'Activa'. Below this, there are four input fields with labels: 'Número de repeticiones' (value: 5), 'Ángulo máximo' (value: 60), 'Ángulo mínimo' (value: 10), and 'Período' (value: 10). At the bottom, there is a numeric keypad with buttons for digits 0-9, a decimal point, and a backspace key, along with a large blue 'Inicio' button.

Figura 3.24: Interfaz de configuración para el usuario.

The screenshot shows the same window as Figure 3.24, but with the 'Activa' radio button selected. The configuration fields are: 'Número de repeticiones', 'Ángulo máximo', 'Ángulo mínimo', and 'Ángulo final'. The numeric keypad and 'Inicio' button are also present at the bottom.

Figura 3.25: Interfaz de configuración para el usuario.

Una vez que el sistema comienza a funcionar (al presionar inicio), se pasa a la segunda interfaz en la cual se muestra la repetición en la que se encuentra el paciente. Además, se agrega un botón, con el cual se puede modificar la configuración realizada. Finalmente, se tiene un botón de parada de emergencia, si se presiona este botón se realizarán las acciones explicadas en el sistema de control y se regresara al menú de configuración. En la Figura 3.26 se aprecia esta interfaz de ejecución.



Figura 3.26: Interfaz de ejecución de rehabilitación.

3.5 Integración de sistemas

En esta sección se presentan la integración del dispositivo utilizando los componentes electrónicos y mecánicos seleccionados. En la Figura 3.34 se aprecia el exterior del dispositivo, mientras que en la Figura 3.35 se observa su interior.

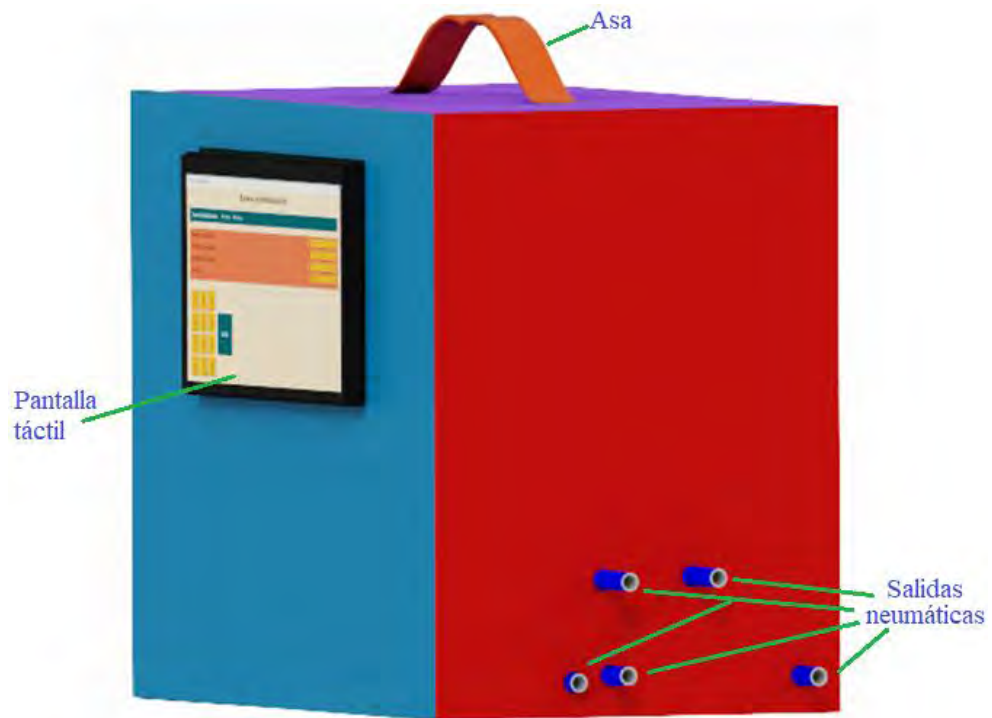


Figura 3.27: Exterior de dispositivo de rehabilitación.

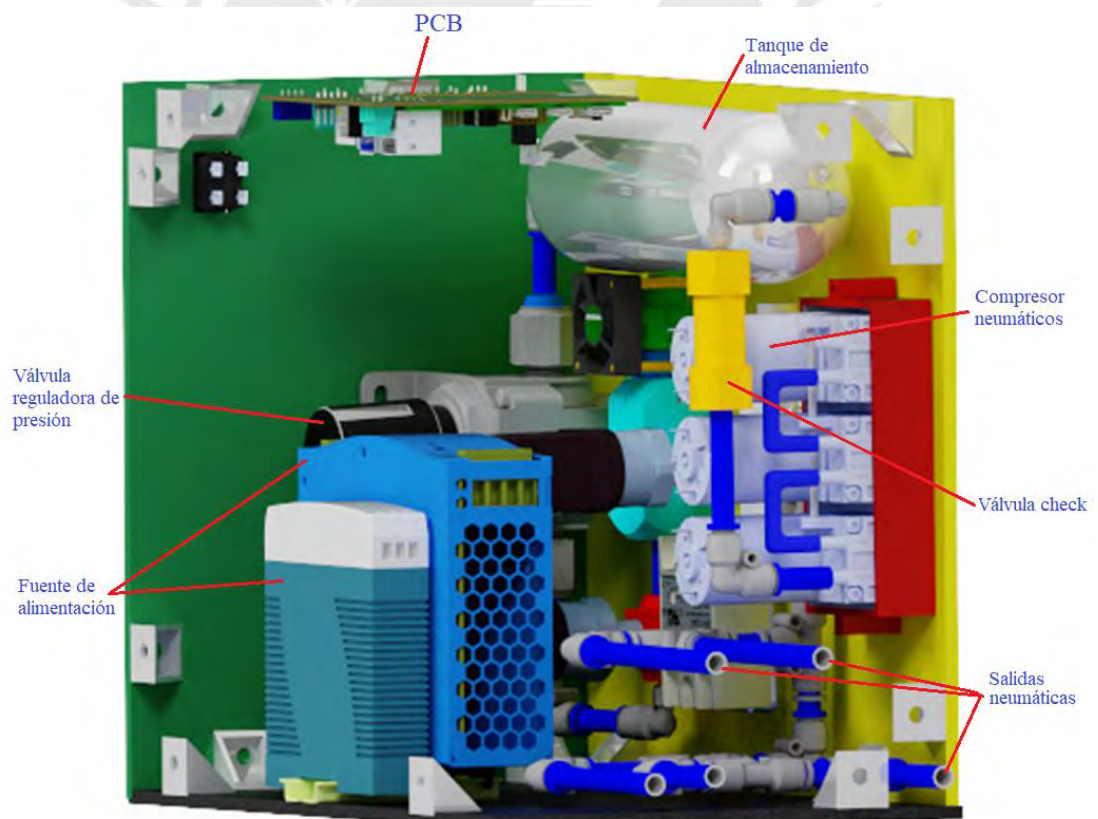


Figura 3.28: Interior de dispositivo de rehabilitación.

CAPÍTULO 4

FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO

El este capítulo se detalla el proceso de fabricación del dispositivo. Se considera la implementación de los sistemas mecánicos, electrónicos y eléctricos. Luego se describe la integración mecánico eléctrica.

4.1 Implementación del sistema mecánico

En la implementación del sistema mecánico se contempla el proceso de fabricación de los actuadores blandos, del guante textil y su integración con el sistema neumático

4.1.1 Fabricación de actuadores blandos

Se construyen a los actuadores blandos mediante el proceso de manufactura “fundición por laminación” (LC, por sus siglas en ingles), el cual es un proceso ampliamente utilizado en la fabricación de actuadores neumáticos blandos para diferentes aplicaciones [Costas, 2018].

El proceso de creación de los actuadores se realiza en tres pasos: i) Modelado del actuador en Inventor. ii) Impresión del molde. iii) Fabricación del actuador. Estos tres pasos se pueden apreciar a profundidad en el Anexo G.

4.1.2 Fabricación de guante textil

El guante textil sobre el cual se posicionarán los actuadores blandos se fabrica utilizando el guante comerciable de algodón mostrado en la Figura 4.1-a. Como primer paso, se eliminan los adornos del guante (Figura 4.1-b). Luego se cosen fragmentos de velcro en la parte dorsal del guante, esto se aprecia en la Figura 4.1-c. Por otro lado, se crea una extensión al guante (Figura 4.1-d) para que entren mejor los componentes. Finalmente, se unen mediante costura el guante y la extensión, obteniendo el guante mostrado en la Figura 4.2.



Figura 4.1: Proceso de manufactura de guante textil: (a) y (b) Parte palmar. (c) Parte dorsal. (d) Extensión del guante.



Figura 4.2: Guante textil para sistema de rehabilitación

4.1.3 Fabricación de case de los IMUs

Se utilizaron las medidas del IMU BNO055 para diseñar un case (mediante Autodesk Inventor 2024) que servirá como protector y aislante eléctrico (Figura 4.3-a). Luego se imprimió en case utilizando impresoras “Creality CR-3040” y filamento ABS. Finalmente se montó el IMU sobre el case impreso (Figuras 4.3- a, b).

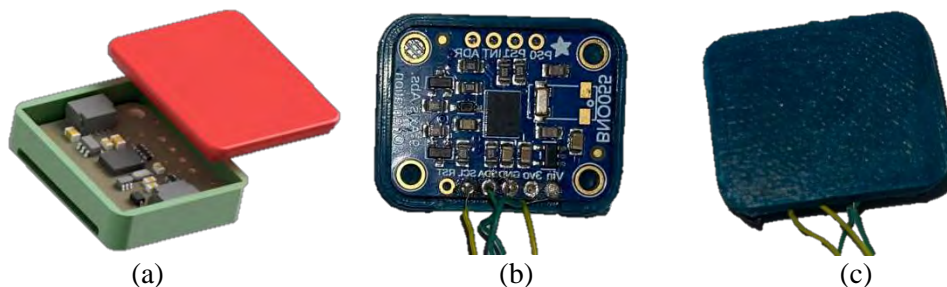


Figura 4.3: Case de IMU bno055: (a) Diseño. (b) Case fabricado. (c) Case diseñado.

4.2 Integración del sistema

A continuación, se presenta la integración de los sistemas neumático, electrónico y del guante. Con los cuales se llevará la validación del dispositivo.

4.2.1 Integración del sistema neumático

Se integra el sistema mecánico–neumático conformado por los tres compresores neumáticos “Thomas Serie 1410”, la válvula anti retorno, el tanque neumático, la válvula solenoide 3/2 “”, la válvula proporcional “Clippard SCPV-1-3”, el Transductor de presión “Wika A-10 400” y los conectores neumáticos.

Además, como se aprecia en la Figura 4.4, todos los componentes presentados se montan sobre una placa de cartón y se unen mediante mangueras de 6mm y conectores rápidos en forma de codo (de 6mm de diámetro).

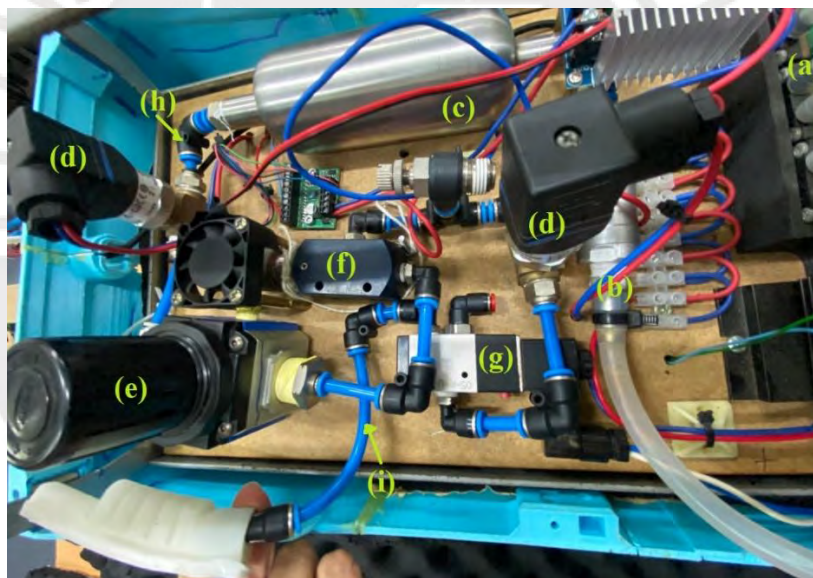


Figura 4.4: Sistema neumático integrado: (a) Compresores neumáticos, (b) Válvula anti retorno, (c) Tanque neumático, (d) Transductor de presión, (e) Regulador de presión, (f) Válvula proporcional, (g) Válvula solenoide 3/2, (h) Codos, (i) mangueras.

4.2.2 Integración del sistema electrónico

En este apartado se integra el sistema electrónico, compuesto por la Raspberry pi, el driver “Clippard SCPV-1-3”, el convertidor de nivel lógico, el ADC “ADS1115”, los IMUs, el MOSFET “IRF840”. Por otro lado, para unir a todos los componentes electrónicos se utilizaron diversos cables jumper (macho-macho, hembra-hembra y

macho-hembra), cables Tw, borneras aéreas y dos *protoboards*. Todo el sistema electrónico integrado se muestra en la Figura 4.5.

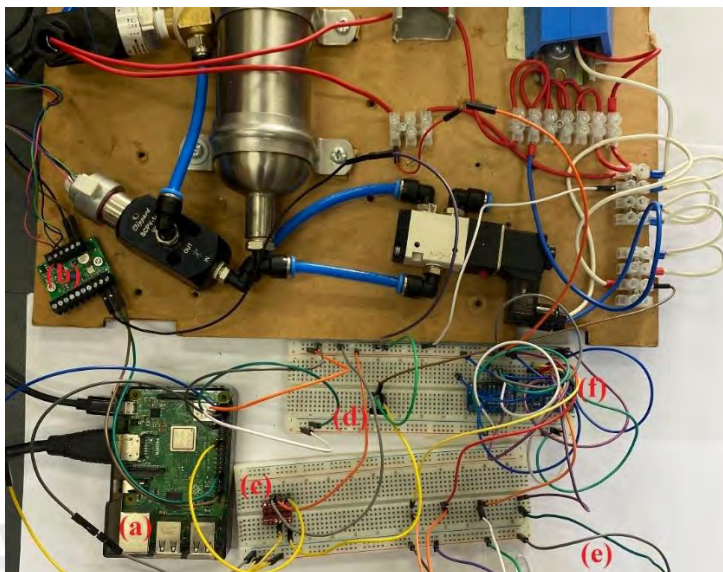


Figura 4.5: Sistema electrónico integrado: (a) Raspberry pi, (b) Driver “Clippard SCPV-1-3”, (c) Convertidor de nivel lógico, (d) MOSFET “IEF840”, (e) Salidas de IMUs, (f) ADC “ADS1115”.

4.3 Integración del guante

Se une velcro a la cara inferior de los actuadores construidos para que así se puedan unir al guante textil construido, esto se puede apreciar en la Figura 4.4. Como se mencionó en la fase de diseño, esta forma de colocar el velcro mediante segmentos permite al actuador expandirse axialmente.



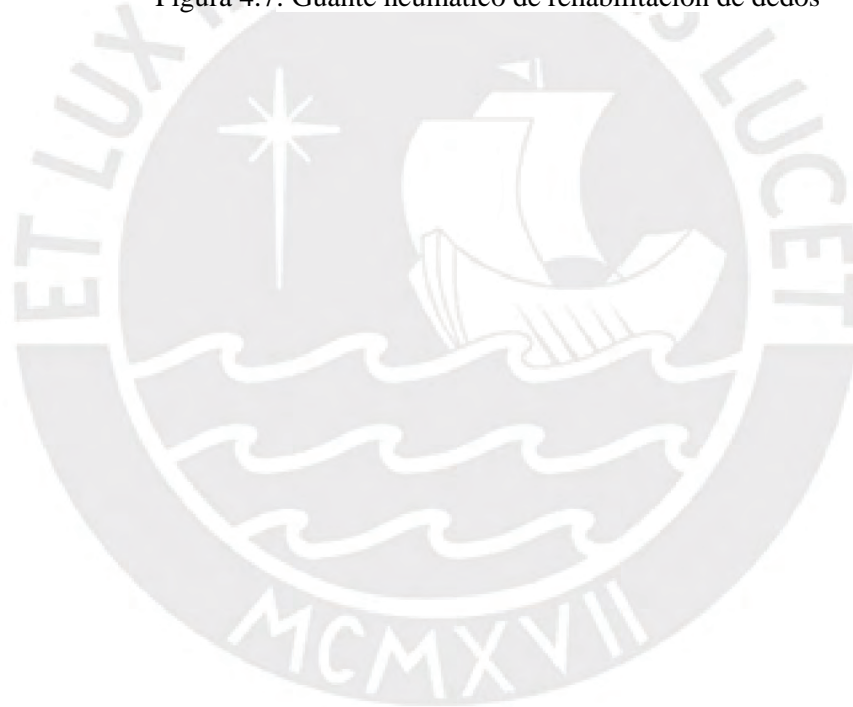
Figura 4.6: Distribución de velcro sobre actuador construido.

Luego, se montan los diferentes actuadores sobre el guante previamente construido. A su vez, utilizando los conectores rápidos en los actuadores se une el sistema neumático con el guante por medio de mangueras. Es importante recordar que las mangueras parten del sistema neumático, esto se observa en la Figura 4.4. Adicionalmente, en la

Figura 4.7 se puede ver el guante neumático propuesto sobre un modelo que para simulaciones.



Figura 4.7: Guante neumático de rehabilitación de dedos



CAPÍTULO 5

VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO

En este apartado se contemplan las pruebas de validación realizadas al actuador y al dispositivo. Es importante aclarar que en esta etapa de validación no se realizan pruebas con usuario.

5.1 Validación del actuador blando

En este apartado se presentan ensayos de validación cinemáticas, cinéticas y de fatiga, luego se lo compara con la literatura.

5.1.1 Ensayos cinemáticos en el actuador

En las pruebas cinemáticas el objetivo es evaluar el rango de movimiento del actuador y validar si es suficiente para poder realizar el agarre de pellizco plano. La evaluación del actuador se dio en dos fases, en la primera se analizó de forma individual y luego se utilizó un simulador de la mano de un niño propuesto por Huarcaya [2025]. En ambos casos el análisis se realizó utilizando el bucle interno del controlador (únicamente el control de presión), además se utilizó una cámara Sony FDR-AX700.

En la primera prueba se colocó el actuador y la cámara de forma perpendiculares, luego se configuro que el sistema de control realice incrementos de 5 kPa y se registró en video el proceso. El video se procesó en el software Kinovea (versión 0.9.5) y se

obtuvo que a 35 kPa el actuador llega a 64.3° , cumpliendo el requerimiento, esto se aprecia en la Figura 5.1-a.

En la segunda prueba se colocó el actuador sobre la mano de pruebas, asegurándolo con cintillo y un pedazo de tela. A continuación, se repitió el procedimiento de captura de video y de procesamiento con Kinovea, obteniendo concluyendo que a 70 kPa el actuador cumple con el requerimiento angular, como se aprecia en la Figura 5.1-b. Mas aun, el actuador hizo una flexión de 37.9° y 22.8° en las articulaciones de MCP y PIP.

Por otro lado, se evaluó el desplazamiento del actuador, con la finalidad de conocer si el camino cuando se infla es diferente de cuando se desinfla. Para ello se pintaron puntos negros en las todas las cámaras del actuador, luego se configuro una presión de 80 kPa seguida de 0 kPa, finalmente se grabó en video el comportamiento. Este video se procesó en Kinovea y se obtuvo que el desplazamiento al inflarse y desinflarse es el mismo. En la Figura 5.1-c se aprecia que el desplazamiento es idéntico en la subida y bajada. Esto indica que la deformación longitudinal varia de igual manera a la deformación volumétrica del actuador. Utilizando la Figura 5.1-c y la herramienta la “Angulo” de Kinovea se obtuvo que 85° es el rango máximo de movimiento del actuador.

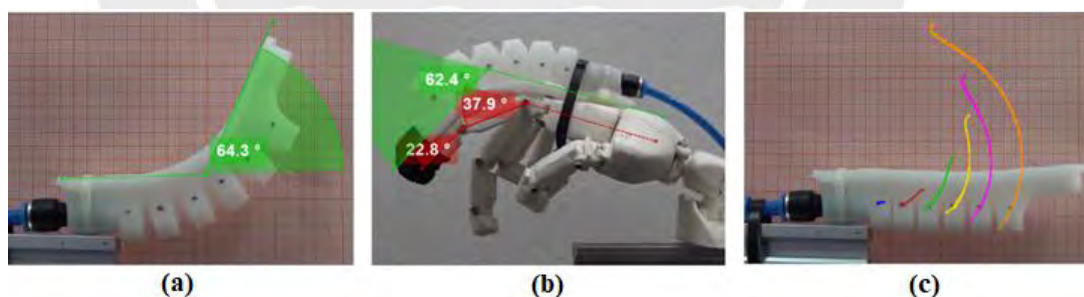


Figura 5.1: Pruebas de validación cinemáticas: (a) Sin simulador, (b) Con simulador, (c) Test de desplazamiento.

5.1.2 Ensayos cinéticos en el actuador

El objetivo de los ensayos cinéticos es conocer si la fuerza generada por el actuador es suficiente para mover el dedo, a partir del estudio de Breger-Lee [1990], el actuador debe de superar al menos 1.96 N. Por otro lado, también se planea evaluar la simulación realizada por Barrientos [2025], en donde se indica que a los 110 kPa se logra obtener 1.96 N.

Se midió la fuerza del actuador utilizando una celda de carga con su driver “HX711” y un Arduino UNO. Se colocó al actuador como se muestra en la Figura 5.2-a, luego utilizo el sistema de control de presión, estableciendo un tren de escalones con incrementos de 5 kPa y en base a ello se midieron las fuerzas generadas, utilizando la celda de carga.

Como resultado de la prueba, el actuador tiene una fuerza máxima de 2.25 N (a 120 kPa) superando el requerimiento establecido. Por otro lado, alcanza 1.96 N a aproximadamente 110 kPa. Finalmente, comparando el desempeño con la simulación realizada por Barrientos [2025] (Figura 5.2-b), se puede apreciar que no hay gran diferencia entre la realidad y la simulación, teniendo un error de aproximadamente 0.1 Newtons de diferencia.

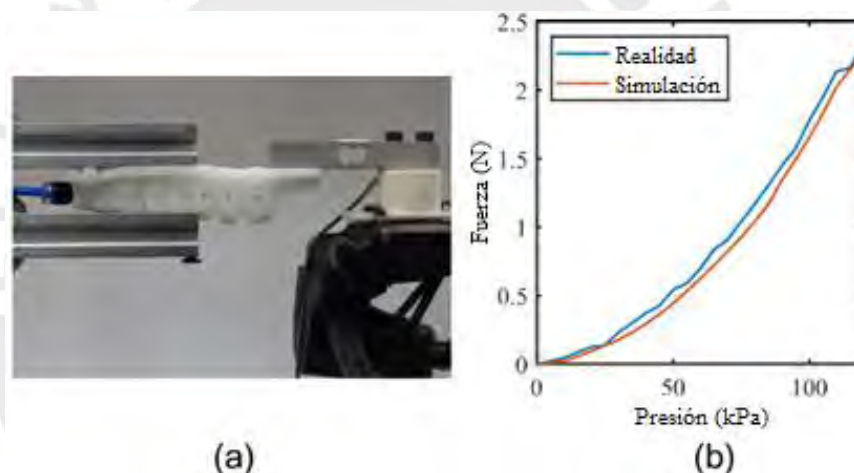


Figura 5.2: Prueba de validación cinética: (a) Set de prueba, (b) Relación de fuerza vs presión real y simulado.

5.1.3 Análisis de fatiga del actuador

El análisis de fatiga utiliza el circuito neumático mostrado en la Figura 5.3, el cual a diferencia del sistema neumático del dispositivo (Figura 3.7) no presenta válvula proporcional.

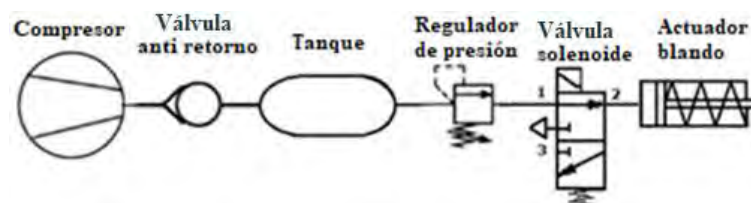


Figura 5.3: Sistema neumático para análisis de fatiga.

Una vez configurado el sistema neumático se delimitó una presión máxima de 110 kPa en el regulador de presión, pues es la presión de trabajo máxima del actuador blando. Al estar configurada la válvula solenoide como normalmente abierta, se infla el actuador hasta llegar a 110 kPa, al detectar esa presión se cambia de estado en la válvula solenoide haciendo que el actuador se desinfe súbitamente. Luego se regresa al estado original a la válvula y el proceso se repite n veces, hasta que se detecte que el actuador ha sufrido daños. Cuando el actuador a sufrido daños no se llegará a 110 kPa debido a las fugas.

Se realizó el proceso en cuatro actuadores y los resultados se muestran en la Tabla 5.1, obteniendo un pico de 2571 ciclos. Por otro lado, un punto frecuente de ruptura es el que se aprecia en la Figura 5.4.

Tabla 5.1: Resultados de análisis de fatiga

Prueba	Ciclos de vida (n)
1	2458
2	2571
3	1050
4	1667



Figura 5.4: Ruptura en dos actuadores.

5.1.4 Métricas de rendimiento del actuador

Luego de conocer las diferentes características mecánicas del actuador, este se compara en la Tabla 5.2 con 16 actuadores de la literatura que han sido fabricados siguiendo el mismo proceso de manufactura LC. Se compara en aspectos de dimensiones, materiales, rango de movimiento, fuerza, fatiga y aplicación.

En la Tabla 5.2 se aprecia que la mayoría valida el comportamiento del actuador midiendo su fuerza (13 de 17 actuadores), en segundo lugar, se encuentra la validación del rango de movimiento (12 de 17 actuadores) y solo algunos miden la fatiga (5 de 17).

Tabla 5.2: Comparación de actuador con la literatura

Autor	Dimensiones		Material	Rango de movimiento	Fuerza - Presión	Ciclos de Fatiga	Aplicación
	Longitudes (mm)	Paredes (mm)					
Actuador testeado	L:104.5, H:24.5, W: 13	WT:2, BT:3	Caucho de silicona RTV Tipo 6	85°- 80 kPa	2.25 N – 120 kPa	2571 – 110 kPa	Rehabilitación
[Barrientos, 2024]	L: 80, H:8.5, W: 5	WT:2, BT:2	Caucho de silicona RTV Tipo 6	70°- 103 kPa	1.2 N-103 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Torzini, 2024]	L: 98.6, H: W: 20.40	WT:2, BT:2	Dragon Skin 30	33.2° - 100 kPa	No realizado	3439	No especifica
[Fabian, 2023]	L: 78, H:18, W: 20	WT:2, BT:2	Caucho de silicona RTV Tipo 6	140° - 70 kPa	3.1 N – 70 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Bui, 2023]	No aplica	WT:12	Dragon Skin 30	No realizado	No realizado	1280	Gripper
[Tiboni, 2023]	L: 116, H: 19.5 W: 15	WT: 3.25, BT: 2	Dragon Skin 30	No realizado	0.95 N-110 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Lei, 2022]	L: 85, H: 10, W: 10	WT: 2, BT: 2	Ecoflex 30 con refuerzo de nylon	270°-70 kPa	No realizado	216 – 60 kPa	Gripper
[Yang, 2020]	L: 139, H: 21, W: 20	WT: 2, BT: 3	Drgon Skin 30	202.3°- 40 kPa	2.12 N - 40 kPa	No realizado	Gripper
[Park, 2019]	No especifica	No especifica	Dragonskin 30	80°-20kPa	2.5 N – 60 kPa	No realizado	Gripper
[Alici, 2018]	L: 140, H: 21, W: 18	WT: 2.25, BT: -	Elastosil M4601	206.63°-90kPa	1.67 N – 90 kPa	No realizado	Gripper
[Hong, 2017]	L: 185, H: 12, W: -	No especifica	Dragon Skin	211°	9.12 N - 120 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Yap, 2016]	L: 180, H: -, W: 15	WT: 8, BT: -	Ecoflex 30	No realizado	2.33 N - 42.5 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Yap, 2016]	L: 180, H: -, W: 15	WT: 8, BT: -	Ecoflex 50	No realizado	3.98 N – 52 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Yap, 2016]	L: 180, H: -, W: 15	WT: 8, BT: -	Dragon Skin 10	217.6°	8.82 N – 180 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Yap, 2016]	L: 180, H: -, W: 15	WT: 8, BT: -	Drgon Skin 20	No realizado	9.96 N – 380 kPa	No realizado	Rehabilitación
[Mosadegh, 2014]	No especifica	No especifica	Elastosil, M4601	33.2°-100 kPa	No realizado	1 millón–50 kPa	No especifica
[Polygerinos, 2013]	No especifica	No especifica	Elastosil, M4601	320°-50 kPa	1.21 N – 45 kPa	No realizado	Rehabilitación

L: Largo de todo el actuador, H: Altura de cámara, W: Ancho de todo el actuador
WT: Espesor de pared, BT: Espesor de la base

Respecto al rango de movimiento, 11 de los 17 actuadores logran superar los 70°, indicando que en la literatura no es un problema recurrente el lograr conseguir el rango de movimiento. Por otro lado, respecto a la fuerza, solamente 9/17 actuadores logran pasar 1.96 N, lo que significa que no todos tendrían la capacidad de realizar movimientos de rehabilitación de dedos.

Respecto a la fatiga, el actuador validado puede realizar hasta 2571 ciclos, estando por encima del promedio de los actuadores (1876 ciclos). Cabe mencionar que no se incluyó en el promedio al actuador diseñado por Mosadegh [2014], pues su actuador está diseñado para trabajar a menor presión, ganando ciclos de fatiga a costa de fuerza.

Finalmente, tres de los 17 actuadores utilizan al caucho de silicona RTV6 desarrollada por una empresa peruana. Los demás autores eligen entre variedades de Dragon Skin (EE.UU.), Elastosil (Alemania) y Ecoflex (Alemania). El desempeño del actuador desarrollado indica que el material peruano es tan capaz como los otros en el desarrollo de actuadores blandos.

5.2 Validación del sistema de rehabilitación

Se montan los actuadores, IMUs y el guante en el simulador de mano propuesto por Huarcaya [2025]. En base a ello se valida su funcionamiento y el de los algoritmos de control propuestos.

5.2.1 Validación de funcionamiento

Se montaron los actuadores en el guante, luego se utiliza el sistema neumático para establecer una presión de 80 kPa, flexionando los dedos como se muestra en la Figura 5.5. Esto demuestra que el sistema está listo para las pruebas de validación.



Figura 5.5: Funcionamiento del guante robótico de rehabilitación de dedos.

5.2.2 Validación del control en bajo nivel

En la validación del algoritmo de control de bajo nivel se configuró como entrada un tren de escalones en un rango de 20° a 70° , además se utilizaron pasos de 7.5° . Se registró y almacenó la respuesta en el tiempo del sistema en un archivo de Valores Separados por Comas (CSV). Luego, utilizando el software Matlab (2024a) se grafica la Figura 5.6.

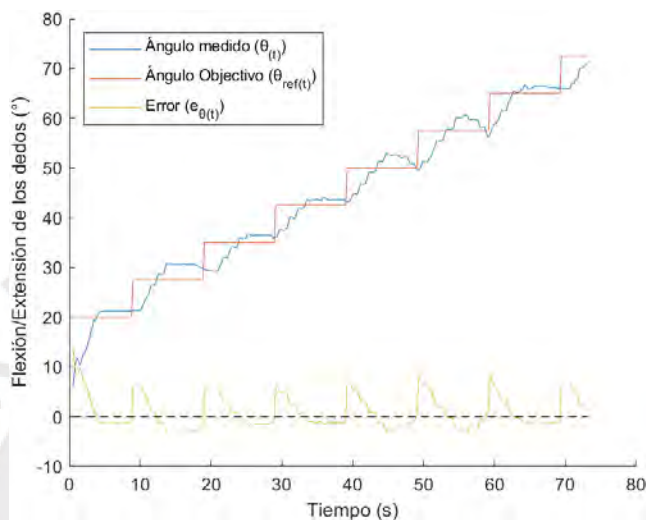


Figura 5.6: Respuesta en el tiempo de controlador de bajo nivel.

A partir de la Figura 5.6 se puede apreciar que el sistema controlado con el algoritmo de bajo nivel presenta un error en estado estable promedio de 1.88° (9.4%), un máximo sobre impulso global de 15.95% y promedio de 10.66%, así mismo presenta un tiempo de subida promedio de 3.84 segundos.

5.2.3 Validación del sistema de rehabilitación pasivo

La validación del algoritmo de rehabilitación pasivo se realizó configurando el sistema de control en modo activo, además se establecieron el ángulo máximo de flexión de dedos (θ_{refM}), el ángulo mínimo de flexión de dedos (θ_{refm}) y el período (T), utilizando los valores mostrados en la Tabla 5.3. Con ello se genera la respuesta en el tiempo mostrada en la Figura 5.7.

Tabla 5.3: Parámetros de configuración para rehabilitación pasiva

Parámetros		
θ_{refM}	θ_{refm}	T
70°	50°	10 s

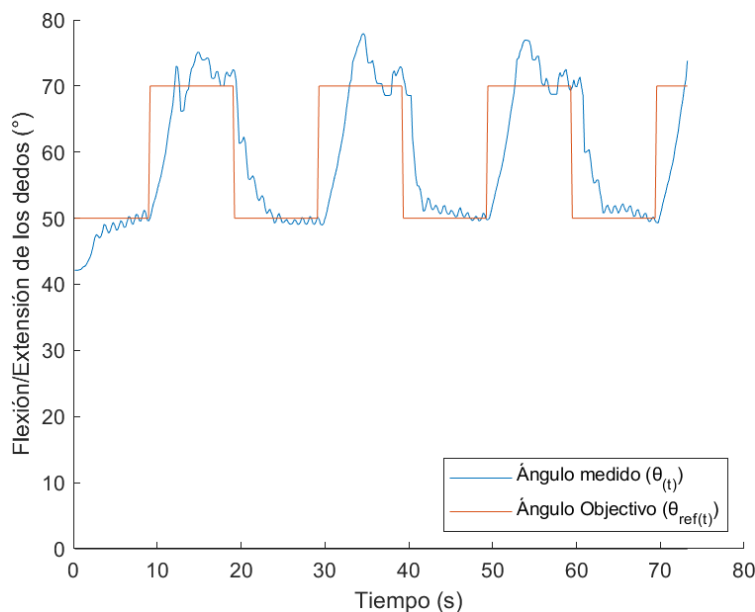


Figura 5.7: Respuesta en el tiempo del sistema en rehabilitación pasiva.

Analizando la Figura 5.7 se puede apreciar que el algoritmo de control es capaz de generar la señal de ángulo objetivo propuesto en la Ecuación 3.15 a partir de los parámetros establecidos.

Por otro lado, analizando la respuesta del sistema de control de bajo nivel se pueden apreciar que se tiene un tiempo de subida en promedio es de 3.44 segundos, un tiempo de bajada promedio de 4.15 segundos. Así mismo, se tiene un máximo sobre impulso promedio en subida de 9% y de 0% en bajada. El tiempo de subida y bajada promedio indican movimientos no bruscos, el máximo sobre impulso en subida (9%) y bajada (0%) permite movimientos sin un error inicial significativo.

5.2.4 Validación del Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE)

A continuación, se presenta la respuesta en el tiempo del ADE, se utilizó el algoritmo de control de bajo nivel buscando que el sistema se establezca en 75° . Por otro lado, se establecieron los parámetros del ADE con N_1 igual a 25 y el parámetro C igual a 3. Con ello se obtuvo la respuesta en el tiempo que se aprecia en la Figura 5.8.

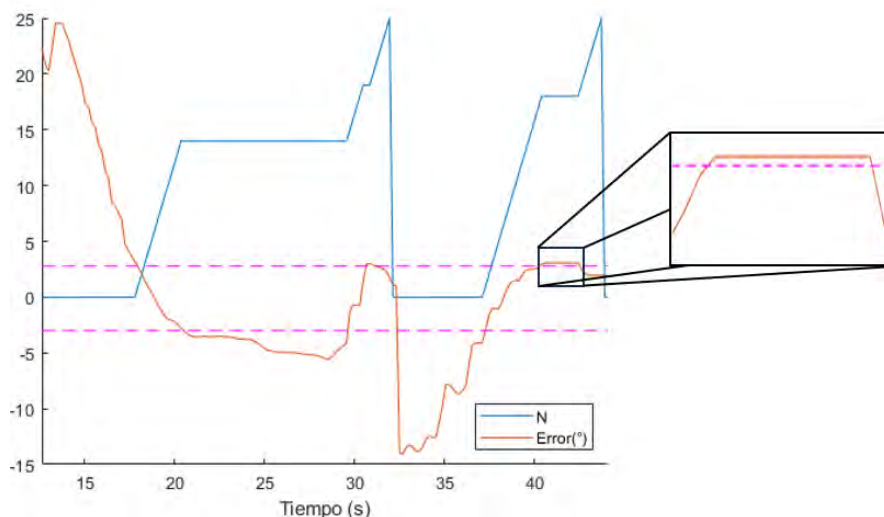


Figura 5.8: Validación de ADE

En la Figura 5.8 se aprecia el error producido por el sistema de control de bajo nivel en color rojo, así mismo las acumulaciones (N) se observan en color azul. Además, el parámetro C con líneas puntadas rosa.

Cuando el sistema de bajo nivel comienza a establecerse, el error es inferior a C, entonces N comienza a subir. Luego, el sistema tiene perturbaciones, haciendo que N deje de acumularse. A continuación, el algoritmo de control hace que el error disminuya una vez más, haciendo que el N logre llegar a N_1 .

Al haber llegado a N_1 , el ADE indica que el sistema se ha establecido, haciendo que se pueda cambiar de señal objetivo, como es el caso de E3. Luego el proceso se vuelve a repetir, particularmente en esta nueva repetición se observa en el recuadro superpuesto que si no se llega al parámetro C el algoritmo no incrementará a N.

5.2.5 Validación del sistema de rehabilitación activo

En la validación del sistema de rehabilitación activo se definen los parámetros de rehabilitación con los valores mostrados en la Tabla 5.4.

Tabla 5.4: Parámetros de configuración para rehabilitación activa

Parámetros de control en bajo nivel					Parámetros ADE		
P_0	θ_{min}	θ_{REFmax}	θ_{REFmin}	θ_{final}	Orden	N_1	C
25.5 kPa	50°	75°	60°	30°	0	25	3

Luego de definir los parámetros se registró la respuesta en el tiempo del sistema de control en modo activo durante 105 segundos, obteniendo la Figura 5.9. Es importante

mencionar que durante esta validación se accionó manualmente el movimiento de los dedos en los estados donde el sistema no aporta con fuerza (el primer y el cuarto estado de la FSM, Figura 3.23). Así mismo, en la Figura 5.9 se aprecian en total tres ciclos de rehabilitación (M1, M2 y M3)

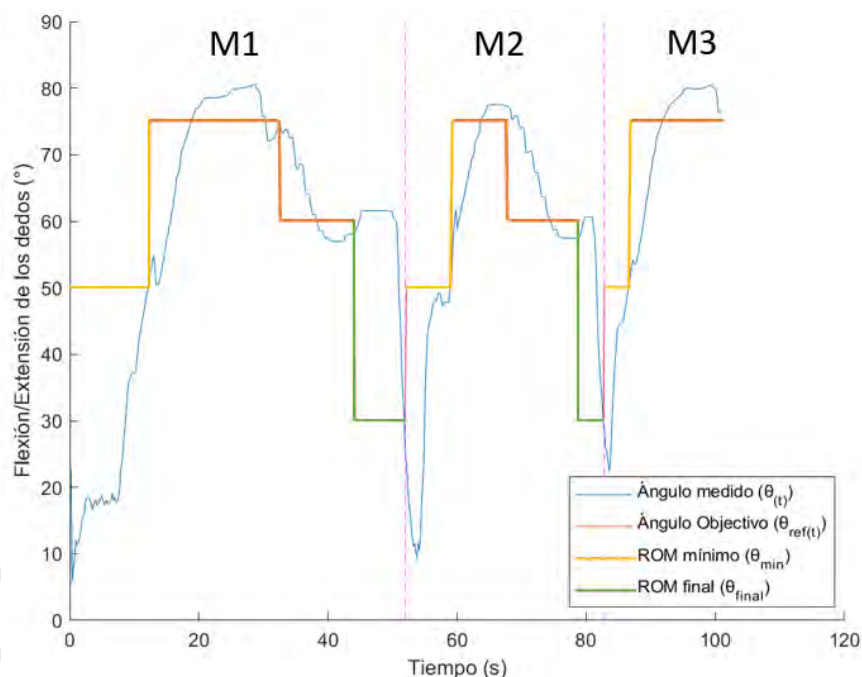


Figura 5.9: Respuesta en el tiempo del sistema en rehabilitación activo

En la Figura 5.9 se aprecia en azul el ángulo medido (el generado por el algoritmo de control). Con amarillo el período de tiempo en el cual el sistema se encuentra durante el primer estado de la FSM. El color naranja representa el ángulo objetivo a hacer el cual se da durante el segundo y tercer estado de la FSM. El color verde representa el cuarto estado de la FSM.

Un análisis más preciso de la validación del sistema de control de rehabilitación pasiva se lleva a cabo durante el segundo ciclo de rehabilitación (M2). Este período de tiempo se segmenta según los estados de la FSM (S1, S2, S3 y S4), lo que permite obtener la Figura 5.10.

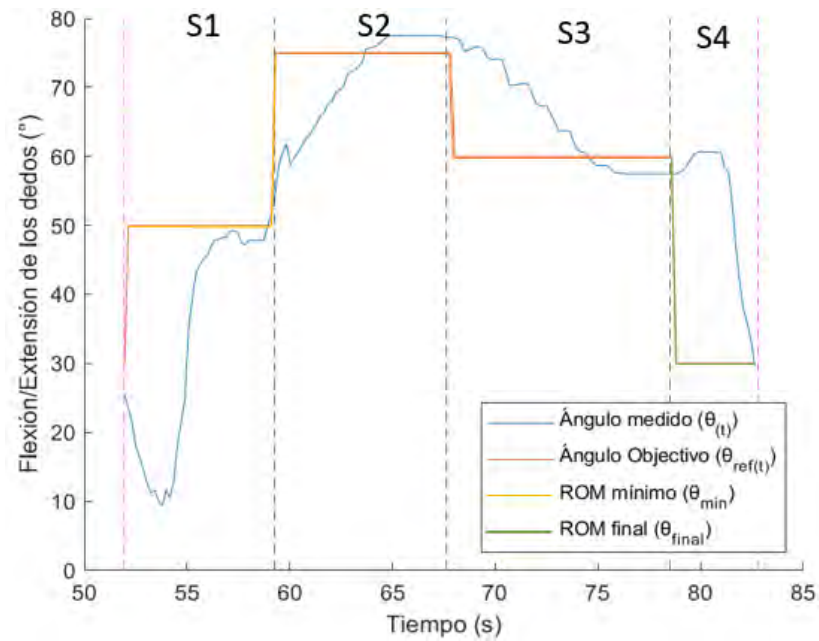


Figura 5.10: Validación de máquina de estados finita

Además, se registraron los datos de la presión y de las muestras recolectadas por el ADE durante el proceso de rehabilitación activo, los cuales al igual que con la Figura 5.10 fueron segmentados según los estados asociados a la FSM. La respuesta de la presión en el tiempo se aprecia en la Figura 5.11 y la acumulación del ADE se aprecia en la Figura 5.12.

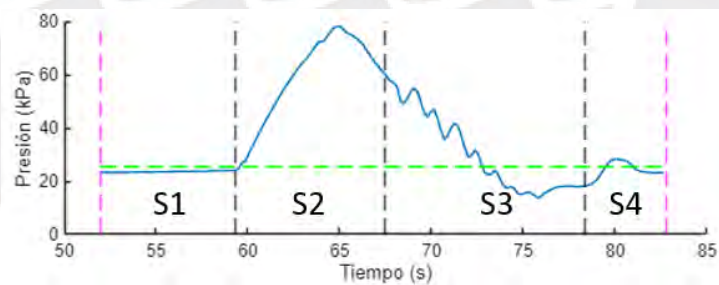


Figura 5.11: Presión en el tiempo durante rehabilitación activa

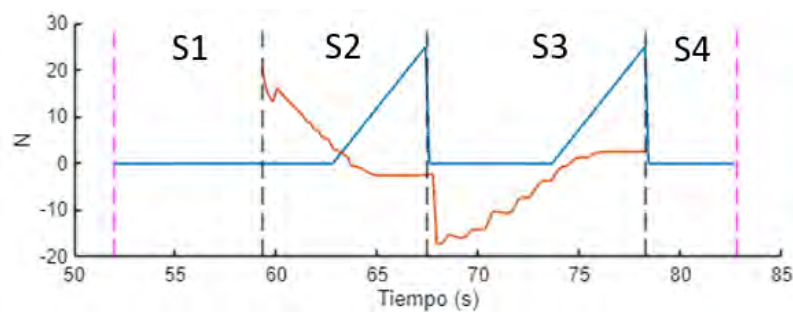


Figura 5.12: Parámetro de acumulación del ADE durante la rehabilitación activa

La validación del algoritmo de rehabilitación activa se realizará analizando los cuatro estados propuestos en la FSM, además se utilizarán a las Figuras 5.10, 5.11 y 5.12.

Validación del estado uno (S1):

Según la Figura 3.23 en el primer estado se tienen a las acciones “A”, entonces el único sistema de control activado es el de control de presión buscando mantener a P_0 (22.5 kPa) constante hasta que el usuario alcance a θ_{min} (50°).

En la Figura 5.11 se ve que la presión es constante en 22.5 kPa durante todo el estado, indicando que no existe aporte de fuerza ni de movimiento por los actuadores durante este estado. Así mismo, en la Figura 5.10 se ve que se mantiene en este primer estado hasta que el ángulo medido llega a los 50° . Es importante mencionar que se realiza manualmente el movimiento de los actuadores, simulando el movimiento activo que realizaría el usuario paciente.

Validación del estado dos (S2):

Luego de alcanzar por cuenta propia los 50° , en el segundo estado sistema utiliza las acciones “B” lo que significa que el sistema de control de bajo nivel se encuentra activo. Se busca establecerse en θ_{REFmax} (75°) utilizando el sistema de control de bajo nivel y el algoritmo ADE.

En la Figura 5.11 se aprecia que la presión en el actuador comienza a cambiar, evidenciando la actuación del sistema de control en bajo nivel. Así mismo, en la Figura 5.10 se ve el sistema llega a los 75° con un tiempo de subida de aproximadamente 4 segundos. En paralelo el ADE funciona, como se ve en la Figura 5.12 y comienza a acumular muestras cuando hay 3° de error, llegando a las 25 acumulaciones aproximadamente en el segundo 67.5, con ello pasando al estado 3.

Validación del estado tres (S3):

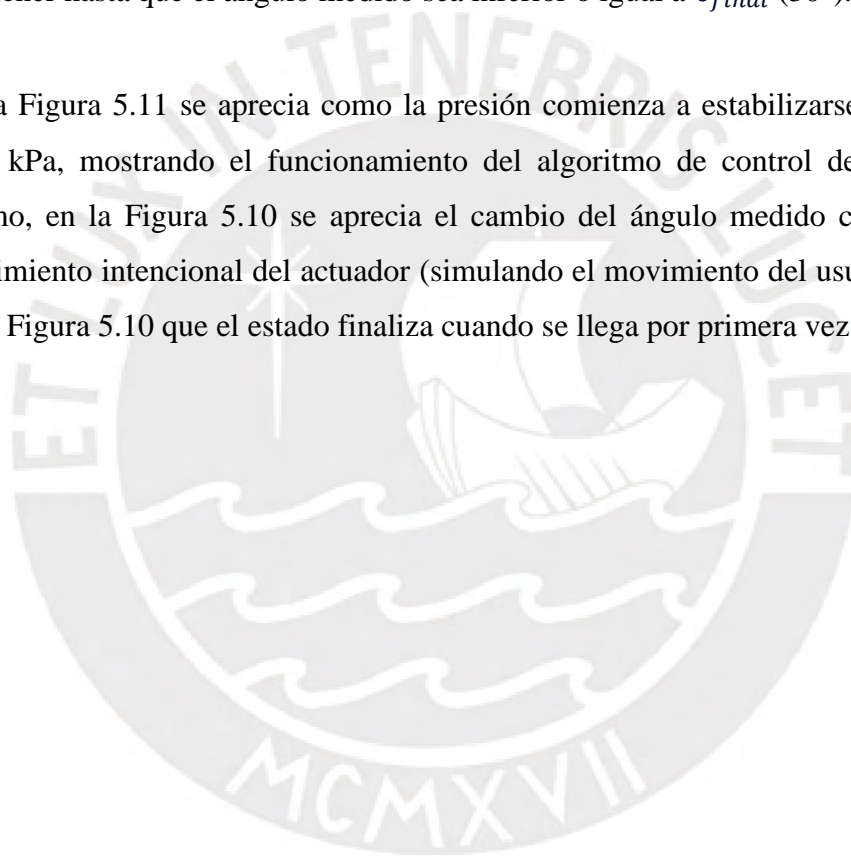
En el estado tres, también se utilizan las acciones “B”, en este caso se busca establecerse en θ_{REFmin} (60°) utilizando el algoritmo de control de bajo nivel y el ADE.

En la Figura 5.10 se ve el decremento progresivo del ángulo medido debido al algoritmo de control de bajo nivel, prueba de esto también es el decremento de presión que se observa en la Figura 5.11. Por otro lado, en la Figura 5.12 se ve el incremento de N desde que se tiene un error inferior a 3° , el sistema llega a las 25 acumulaciones a los 77 segundos, pasando al estado número 4.

Validación del estado cuatro (S4):

En el cuarto estado se utilizan las acciones “A”, por lo que el control de bajo nivel se desactiva y se utiliza solamente el control de presión en P_0 (22.5 kPa). Esto se debe de mantener hasta que el ángulo medido sea inferior o igual a θ_{final} (30°).

En la Figura 5.11 se aprecia como la presión comienza a estabilizarse alrededor de 22.5 kPa, mostrando el funcionamiento del algoritmo de control de presión. Así mismo, en la Figura 5.10 se aprecia el cambio del ángulo medido causado por el movimiento intencional del actuador (simulando el movimiento del usuario). Se nota en la Figura 5.10 que el estado finaliza cuando se llega por primera vez a 30° .



CAPÍTULO 6

PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTE DEL DISPOSITIVO

En el presente capítulo se muestran los diversos planos de fabricación del dispositivo, así como la estimación de los costes asociados al diseño y fabricación del dispositivo robótico blando de rehabilitación de dedos para niños con parálisis cerebral en Lima.

6.1 Planos

La relación de los planos de ensamble y detalle del dispositivo robótico blando de rehabilitación de dedos para niños con parálisis cerebral en Lima se enlistan en la Tabla 6.1.

Tabla 6.1: Listado de planos

Nombre del plano	Tipo de plano	Código
Ensamble de dispositivo robótico de rehabilitación	Plano de ensamble	E-A2-01
Subensamble sistema de control	Plano de ensamble	E-A0-02
Case IMU - Superior	Plano de detalle	D-A3-03
Case IMU - Inferior	Plano de detalle	D-A3-04
Soporte de compresores	Plano de detalle	D-A2-05
Tanque de aire	Plano de detalle	D-A2-06
Cara N° 1 de sistema de control	Plano de detalle	D-A2-07
Cara N° 2 de sistema de control	Plano de detalle	D-A2-08
Cara N° 3 de sistema de control	Plano de detalle	D-A2-09
Cara N° 4 de sistema de control	Plano de detalle	D-A2-10
Cara N° 5 de sistema de control	Plano de detalle	D-A2-11
Diagrama electrónico	Plano electrónico	DE-A3-12

6.2 Estimación de costos

En este punto se describen los costos estimados de diseño y de fabricación asociados al dispositivo robótico blando de rehabilitación de dedos.

6.2.1 Costos de componentes comerciales

En la Tabla 6.2 se presentan los costos asociados a los componentes comerciales utilizados en el guante robótico blando de rehabilitación dedos, estos costes incluyen a los componentes neumáticos, eléctricos y electrónicos. Los precios mostrados ya incluyen el IGV y son precios locales.

Tabla 6.2: Costos asociados a componentes comerciales

Componentes comerciales	Cantidad	Costo unitario (S/)	Costo (S/)
Cable unipolar 1 mm de diámetro (10 metros)	2	15.00	30.00
Caucho de silicona Tipo 6 y catalizador	1	56.00	56.00
Chip Integrado ADS1115	1	45.00	45.00
Chip Integrado Convertidor de nivel lógico 3.3 V a 5V	1	15.00	15.00
Cinta teflón	2	1.00	2.00
Codos 6mm Airtac	7	8.50	59.50
Codos 6mm roscado Airtac	4	10.00	40.00
Compresores neumático Thomas Serie 1410	3	200.00	600.00
Conectores rápidos neumáticos de 4 a 6 mm	10	3.00	30.00
Driver válvula proporcional	1	418.82	418.82
Fuente de alimentación 24 V DC MDR-60-24 Mean Well	1	141.00	141.00
Fuente de alimentación 5 V DC RS-15-5 Mean Well	1	40.00	40.00
Guante de algodón para niño	1	18.45	18.45
IMU BNO055	2	175.00	350.00
Interruptor Switch	1	1.40	1.40
Mangueras de 4 mm de diámetro (10 metros)	1	30.00	30.00
Mangueras de 6 mm de diámetro (10 metros)	1	30.00	30.00
MOSFET IEF840 tipo N	3	3.00	9.00
Pantalla táctil "7inch HDMI LCD (H)"	1	720.00	720.00
Pernos M4	48	3.90	187.20
Raspberry Pi 3B+	1	485.00	485.00
Riel din de acero 60 cm largo x 7.5 mm de ancho	1	20.90	20.90
Set cables jumpers hembra-hembra x40	2	5.00	10.00
Set cables jumpers macho-hembra x40	2	5.00	10.00
Set cables jumpers macho-macho x 40	2	5.00	10.00
Tee 600 Airtac	4	3.50	14.00
Transductor de presión Wika A-10 400	2	600.00	1200.00
Válvula proporcional Clippard SCPV-1-3	1	867.18	867.18
Válvula reguladora de presión Airtac	1	120.00	120.00
Válvula solenoide 3V 2:200 10 1/4" NC DC24 Airtac	1	220.00	220.00
Ventilador Pengdalantu 50x50 mm	1	10.00	10.00
Total			5790.45

6.2.2 Costos de diseño

Se considera al tiempo y trabajo empleados en el diseño de ingeniería, como costos asociados al diseño. Se estima un período de desarrollo de 15 semanas en donde se utilizaron 4 horas diarias, 5 días a la semana. Por otro lado, se considera que cada hora dedicada al diseño es equivalente a S/100. Así mismo, los costes de asesoría son de S/200 por hora con una duración total de 20 horas. Con lo mencionado, en la Tabla 6.3 presenta el costo de diseño.

Tabla 6.3: Estimación de costos de diseño

Trabajo	Costo por hora (S/)	Duración (horas)	Costo de diseño (S/)
Diseño	100.00	100	10,000.00
Fabricación	100.00	100	10,000.00
Validación	100.00	100	10,000.00
Asesoría	200.00	20	4,000.00
Total			24,000.00

6.2.3 Costos de manufactura

En la Tabla 6.4 se presentan los costos asociados a la manufactura del dispositivo robótico blando. Estos costes involucran manufactura, material del producto y el Impuesto General a la Venta (IGV).

Tabla 6.4: Costos asociados a manufactura

Costo asociado	Cantidad	Costo unitario (S/)	Costo (S/)
Manufactura de guante textil para posicionamiento de actuadores. Incluye materiales asociados a la creación.	1	50.00	50.00
Manufactura de moldes de ABS utilizando impresión 3D.	1	200.00	200.00
Manufactura de tanque neumático de reservorio. Incluye materiales.	1	300.00	300.00
Impresión de circuito electrónico en baquelita (PCB)	1	500.00	500.00
Total			1050.00

6.2.4 Costo total del sistema

En la Tabla 6.6 se aprecia el costo total del sistema diseñado, para el cual se consideran los costos de diseño, los costes de los componentes comerciales y los costes por fabricación. Así mismo, se añade un 10% adicional de presupuesto para imprevistos (variaciones en el precio o tarifas de componentes y manufactura). Se obtiene un coste total de S/33,924.50.

Tabla 6.5: Costo total del sistema

Costo asociado	Costo (S/)
Costos de diseño	24,000.00
Costos de componentes comerciales	5790.45
Costos por manufactura	1050.00
Imprevistos (10% adicional del total de los cotos anteriores)	3,084.05
Total	33,924.50

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

El dispositivo presentado aún se encuentra en un nivel de madurez tecnológico bajo, es por ello que aún no se han realizado ensayos en personas. Sin embargo, cuando el dispositivo alcance escalas de madurez elevadas, se recomienda validar el dispositivo utilizando personas en dos etapas. Una primera etapa de validación funcional del dispositivo, en donde se evalué el movimiento que aporta el dispositivo sobre las personas. Y una segunda etapa de validación clínica, en donde se evalué la contribución del dispositivo en el proceso de rehabilitación.

La implementación de los sistemas mecánico-neumático y electrónico no ha alcanzado la configuración mostrada en el plano E-A2-02, ya que su único propósito fue validar los actuadores y el sistema de control propuesto. En el futuro, deberá realizarse la implementación conforme a los planos indicados.

El sistema de control utilizado se basa en el movimiento del dedo medio para generar el movimiento de toda la mano. En un futuro el algoritmo de control en conjunto de IMUs y válvulas proporcionales individuales por dedo permitirían obtener control independiente de cada dedo.

Como trabajo futuro se puede mejorar el sistema de control en bajo nivel propuesto encontrando el modelo matemático del actuador blando y con ello utilizar técnicas de control no lineal para obtener una mejor respuesta en el tiempo. Así mismo, también se puede mejorar el sistema de control de bajo nivel integrando sensores de fuerza.

En esta tesis se limitó el uso del ADE a uno de primer orden, sin embargo, en un trabajo futuro se podría mejorar el algoritmo de control de alto nivel utilizando el ADE de órdenes superiores.

El presente dispositivo permite realizar el agarre de tipo pellizco plano, sin embargo, la mano es capaz de realizar muchos más movimientos. Ante esto, se recomienda plantear alternativas que agreguen más grados de libertad al sistema (para conseguir también abducción y aducción).

CONCLUSIONES

La metodología VDI-2221 ha permitido idear, diseñar y fabricar un dispositivo robótico blando para la rehabilitación de dedos en niños, el cual ha logrado cumplir con los requerimientos técnicos de diseño propuesto.

El actuador testeado permitió superar los requerimientos técnicos planteados. Logrando superar los 64.3° de movimiento y pudiendo alcanzar 2.25 N. Así mismo, el actuador puede soportar hasta 2571 ciclos de fatiga, estando a la par de actuadores de la literatura.

El guante textil desarrollado en conjunto con la técnica de montaje de actuadores mediante velcro, han permitido una forma de transmisión de fuerza suficiente para generar movimiento en los dedos del simulador utilizado.

El diseño mecánico y electrónico, así como la selección de componentes han sido efectivos para construir y validar un sistema de rehabilitación de dedos controlado.

El sistema de control de bajo nivel diseñado ha permitido controlar el rango articular de los dedos obteniendo un error en estado estable promedio de 1.88°. Este resultado ha permitido que este algoritmo pueda ser utilizado por el controlador en alto nivel.

El sistema de control en alto nivel, en conjunto con el ADE, permite realizar los movimientos empleados en terapias de rehabilitación activas y pasivas. Además, el algoritmo de control permite que el terapeuta configure rangos de movimiento específicos.

El coste total del sistema ha sido calculado en S/33,924.50, este monto incluye costos de diseño, componentes comerciales, manufactura e imprevistos.

BIBLIOGRAFÍA

- [Alici, 2018] G. Alici, Canty, T., Mutlu, R., Hu, W., & Vitor Sencadas. (2017). Modeling and Experimental Evaluation of Bending Behavior of Soft Pneumatic Actuators Made of Discrete Actuation Chambers. *Soft Robotics*, 5(1), 24–35. <https://doi.org/10.1089/soro.2016.0052>
- [Arias, 2012] Arias L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, vol. 4, no. 1, pp. 14-24, 2012, Departamento de Morfología, Facultad de Medicina, Universidad Nacional de Colombia.
- [Arias, 2021] Arias, V. (2021). Evaluación de funcionalidad de un exoesqueleto de mano en usuarios sanos. Universidad del Rosario. https://repository.urosario.edu.co/bitstream/handle/10336/31560/T_D_Valeria%20Arias.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
- [Barrientos, 2024] Barrientos, J. R., Fabian, H. W., Abarca, V. E., & Elías, D. A. (2024). An Electro- Pneumatic Glove Using a Soft Actuator for Flat Pinch Movement in Pediatric Finger Rehabilitation. 1–5. <https://doi.org/10.1109/lascas60203.2024.10506183>.
- [Barrientos, 2025] J. R. Barrientos, H. W, Fabian, V. E. Abarca, A. Flores & D. A. Elias. (2025). Finger and Wrist Rehabilitation System Based on Soft. *Journal of mechanical science and technology*. En proceso de publicación.
- [Birt, 2013] Birt, L., Pfeil, M., MacGregor, A., Armon, K., & Poland, F. (2013). Adherence to Home Physiotherapy Treatment in Children and Young People with Joint Hypermobility: A Qualitative Report of Family Perspectives on Acceptability and Efficacy. *Musculoskeletal Care*, 12(1), 56–61. <https://doi.org/10.1002/msc.1055>.
- [Breger-Lee, 1990] Breger-Lee, D., Bell-Krotoski, J., & Brandsma, J. W. (1990). Torque range of motion in the hand clinic. *Journal of Hand Therapy*, 3(1), 7–13. [https://doi.org/10.1016/s0894-1130\(12\)80363-2](https://doi.org/10.1016/s0894-1130(12)80363-2).
- [Bui, 2023] Bui, H., Prugh, B., Alejandra, Schell, C., Keller, M., & Schultz, J. A. (2023). Endurance tests for a fabric_reinforced inflatable soft actuator. *Frontiers in Materials*, 10. <https://doi.org/10.3389/fmats.2023.1112540>.
- [Bullock, 2012] Bullock, I. M., Borràs, J., & Dollar, A. M. (2012, June). Assessing assumptions in kinematic hand models: a review. In 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob) (pp. 139-146). IEEE.
- [Cans, 2000] Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(12), 816-824.
- [Chu, 2018] Chu, C.-Y., & Patterson, R. M. (2018). Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: a narrative review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0350-6>.
- [Costas, 2018] Costas, A., Davis, D. E., Niu, Y., Dabiri, S., José María González García, & Newell, B. (2018). Design, Development and Characterization of Linear, Soft Actuators via Additive Manufacturing. <https://doi.org/10.1115/smasis2018-8097>.

- [Cutkosky, 1989] Cutkosky, M. R. (1989). On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 5(3), 269-279.
- [EM Navarra, 2020] EM Navarra. (2020). Ejercicios de terapia ocupacional. Recuperado de <http://esclerosismultiplenavarra.com/wp-content/uploads/2020/03/Gui%CC%81a-ejercicios-Dept.-Terapia-Ocupacional.pdf>.
- [Fabian, 2023] Fabian, H. W., Barrientos, J. R., Abarca, V. E., & Elías, D. A. (2023). Design and Characterization of a Soft Robotic Wrist Brace for Pediatric Rehabilitation. 1–5. <https://doi.org/10.1109/c358072.2023.10436167>.
- [Ferreira, 2018] Ferreira FMRM, Chaves MEA, Oliveira VC, et al (2018) Effectiveness of robot therapy on body function and structure in people with limited upper limb function: A systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE* 13:e0200330. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200330>.
- [Ferrin-Becerra, 2021] Ferrin-Becerra, G. A., Córdoba-Chasoy, A. M., & Osorio-Toro, S. (2021). Disección de la mano y su relación teórico-práctica en rehabilitación: hallazgo de una variación anatómica. *ENTRAMADO*, 17(02), 280–290. <https://doi.org/10.18041/1900-3803/entramado.2.7874>.
- [French, 2016] French, B., Thomas, L. H., Coupe, J., McMahon, N. E., Connell, L., Harrison, J., Sutton, C. J., Tishkovskaya, S., & Watkins, C. (2016). Repetitive task training for improving functional ability after stroke. *The Cochrane Library*, 2016(11). <https://doi.org/10.1002/14651858.cd006073.pub3>.
- [Gerez, 2019] Gerez, L., Chen, J., & Liarokapis, M. (2019). On the Development of Adaptive, Tendon-Driven, Wearable Exo-Gloves for Grasping Capabilities Enhancement. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(2), 422–429. <https://doi.org/10.1109/lra.2019.2890853>.
- [Gerez, 2020] Gerez, L., Gao, G., Dwivedi, A., & Liarokapis, M. (2020). A Hybrid, Wearable Exoskeleton Glove Equipped With Variable Stiffness Joints, Abduction Capabilities, and a Telescopic Thumb. *IEEE Access*, 8, 173345–173358. <https://doi.org/10.1109/access.2020.3025273>.
- [Hamill, 2015] Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2015). *Biomechanical basis of human movement*. 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Wolter Kluwer busuness. USA. ISBN 978-1-451-17730-5.
- [Huarcaya, 2025] Huarcaya V. C., Diaz A. M., Abarca V. E., & Elias D. A. (2025). Hand and Wrist Motion Simulator for the Evaluation of Robotic Training Gloves Aimed at Children. *IFMBE Proceedings*, 76–89. https://doi.org/10.1007/978-3-031-89510-4_7.
- [Kapandji, 2006] Kapandji, A. (2006). *Fisiología articular: Esquemas comentados de mecánica humana*. Madrid: Médica Panamericana.
- [Korzeniewski, 2018] Korzeniewski, S. J., Slaughter, J., Lenski, M., Haak, P., & Paneth, N. (2018). The complex aetiology of cerebral palsy. *Nature Reviews Neurology*, 14(9), 528-543.
- [Krakauer, 2005] Krakauer, J. W. (2005, December). Arm function after stroke: from physiology to recovery. In *Seminars in neurology* (Vol. 25, No. 04, pp. 384-395). Copyright© 2005 by Thieme Medical Publishers, Inc., 333 Seventh Avenue, New York, NY 10001, USA.

- [Lei, 2022] Lei, J., Ge, Z., Fan, P., Zou, W., Jiang, T., & Dong, L. (2022). Design and Manufacture of a Flexible Pneumatic Soft Gripper. *Applied Sciences*, 12(13), 6306. <https://doi.org/10.3390/app12136306>.
- [Maw, 2016] Maw, J., Wong, K. Y., & Gillespie, P. (2016). Hand anatomy. *British Journal of Hospital Medicine*, 77(3), C34-C40.
- [Moreno, 2012] Moreno TA. (2012). Repercusión de la enfermedad de Alzheimer en el núcleo familiar. *Poiésis*, 8(16).
- [Mosadegh, 2014] B. Mosadegh, P. Polygerinos, Keplinger, C., Wennstedt, S., Shepherd, R. F., Gupta, U., Shim, J., Bertoldi, K., Walsh, C. J., & Whitesides, G. M. (2014). Pneumatic Networks for Soft Robotics that Actuate Rapidly. *Advanced Functional Materials*, 24(15), 2163–2170. <https://doi.org/10.1002/adfm.201303288>.
- [Netter, 2019] Netter, F. (2019). *Atlas of Human Anatomy*. Elsevier. Plate 433.
- [NHS, 2023] Chelsea and Westminster Hospital NHS Foundation Trust. (18 de mayo de 2023). Passive finger flexion exercises. <https://www.chelwest.nhs.uk/services/therapy-services/hand-therapy/links/passive-finger-flexion-exercises.pdf/view>.
- [Park, 2019] Park, W., Seo, S., & Bae, J. (2019). A Hybrid Gripper With Soft Material and Rigid Structures. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(1), 65–72. <https://doi.org/10.1109/ra.2018.2878972>.
- [Patel, 2005] Patel, D. R. (2005). Therapeutic interventions in cerebral palsy. *The Indian Journal of Pediatrics*, 72(11), 979–983. <https://doi.org/10.1007/bf02731676>.
- [Patel, 2020] Patel, D. R., Neelakantan, M., Pandher, K., & Merrick, J. (2020). Cerebral palsy in children: a clinical overview. *Translational Pediatrics*, 9(S1), S125–S135. <https://doi.org/10.21037/tp.2020.01.01>.
- [Peng, 2019] Peng, Z., & Huang, J. (2019). Soft rehabilitation and nursing-care robots: A review and future outlook. *Applied Sciences*, 9(15), 3102.
- [Pomeroy, 2011] Pomeroy, V., Aglioti, S. M., Mark, V. W., McFarland, D., Stinear, C., Wolf, S. L., Corbetta, M., & Fitzpatrick, S. M. (2011). Neurological Principles and Rehabilitation of Action Disorders. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(5_suppl), 33S43S. <https://doi.org/10.1177/1545968311410942>.
- [Polygerinos, 2013] P. Polygerinos et al., Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation, 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robotics and Systems, (2013) 1512-1517
- [Rosenbaum, 2007] Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., ... & Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*, 109(suppl 109), 8-14.
- [Sanders, 2022] Sanders, Q., Chan, V., Augsburger, R., Cramer, S. C., Reinkensmeyer, D. J., & Sharp, K. (2022). Feasibility of home hand rehabilitation using musicglove after chronic spinal cord injury. *Spinal cord series and cases*, 8(1), 86. <https://doi.org/10.1038/s41394-022-00552-4>.

- [Sierotowicz, 2022] Sierotowicz, M., Lotti, N., Nell, L., Missiroli, F., Alicea, R., Zhang, X., & Masia, L. (2022). EMG-Driven Machine Learning Control of a Soft Glove for Grasping Assistance and Rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 7(2), 1566-1573.
- [Sarto, 2001] Sarto MP. (2001). "Familia y Discapacidad". Universidad de Salamanca. Disponible en: <https://campus.usal.es/~inico/actividades/actasuruguay2001/5.pdf>.
- [Shaikh, 2016] Shaikh, A., Phadke, C., Ismail, F., & Boulias, C. (2016). Relationship Between Botulinum Toxin, Spasticity, and Pain: A Survey of Patient Perception. *Canadian Journal of Neurological Sciences / Journal Canadien Des Sciences Neurologiques*, 43(2), 311-315. doi:10.1017/cjn.2015.321.
- [Stavsky, 2017] Stavsky, M., Mor, O., Mastroli, S. A., Greenbaum, S., Than, N. G., & Erez, O. (2017). Cerebral palsy—trends in epidemiology and recent development in prenatal mechanisms of disease, treatment, and prevention. *Frontiers in pediatrics*, 5, 21.za.
- [Solaski, 2014] Solaski, M., Majnemer, A., & Oskoui, M. (2014). Contribution of socio-economic status on the prevalence of cerebral palsy: a systematic search and review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 56(11), 1043–1051. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12456>.
- [Thalman, 2020] Thalman, C., & Artemiadis, P. (2020). A review of soft wearable robots that provide active assistance: Trends, common actuation methods, fabrication, and applications. *Wearable Technologies*, 1.
- [Tiboni, 2023] Tiboni, M., & Loda, D. (2023). Monolithic PneuNets Soft Actuators for Robotic Rehabilitation: Methodologies for Design, Production and Characterization. *Actuators*, 12(7), 299. <https://doi.org/10.3390/act12070299>.
- [Torzini, 2024] Torzini, L., Luca Puggelli, Volpe, Y., Lapo Governi, & Buonamici, F. (2024). Characterization of fatigue behavior of 3D printed pneumatic fluidic elastomer actuators. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 134(5-6), 2725–2736. <https://doi.org/10.1007/s00170-024-14216-0>.
- [Yang, 2020] Yang, F., Ruan, Q., Man, Y., Xie, Z., Yue, H., Li, B., & Liu, R. (2020). Design and Optimize of a Novel Segmented Soft Pneumatic Actuator. *IEEE Access*, 8, 122304–122313. <https://doi.org/10.1109/access.2020.3006865>
- [Yap, 2017] Yap, H. K., Kamaldin, N., Lim, J. H., Nasrallah, F. A., Goh, J. C. H., & Yeow, C.-H. (2017). A Magnetic Resonance Compatible Soft Wearable Robotic Glove for Hand Rehabilitation and Brain Imaging. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(6), 782–793. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2016.2602941>.
- [Yurkewich, 2020] Yurkewich, A., Kozak, I. J., Hebert, D., Wang, R. H., & Mihailidis, A. (2020). Hand Extension Robot Orthosis (HERO) Grip Glove: enabling independence amongst persons with severe hand impairments after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00659-5>.
- [Zhang, 2019] Zhang, F., Lin, L., Yang, L., & Fu, Y. (2019). Design of an active and passive control system of hand exoskeleton for rehabilitation. *Applied Sciences*, 9(11), 2291.

- [Zhao, 2021] Zhao, S., Wang, Z., Lei, Y., Huang, S., Zhang, J., Liu, J., & Gong, Z. (2021). A bionic soft robotic glove mimicking finger actions based on sEMG recognition. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-418019/v1>.
- [Zhu, 2022] Zhu, Y., Gong, W., Chu, K., Wang, X., Hu, Z., & Su, H.-J. (2022). A Novel Wearable Soft Glove for Hand Rehabilitation and Assistive Grasping. *Sensors*, 22(16), 6294–6294. <https://doi.org/10.3390/s22166294>.



ANEXOS



Anexo A.

Escala de Ashworth Modificada

La escala de Ashworth Modificada es una herramienta clínica para medir el tono muscular, esta tiene una escala del cero al cuatro (0, 1, 1+, 2, 3, 4). A continuación, se presenta la tabla resumen:

Tabla A. Escala de Ashworth Modificada

Grado	Descripción
0	No hay incremento en el tono muscular
1	Leve incremento en el tono muscular con un agarre y liberación o resistencia mínima al final del rango de movimiento cuando una parte o partes afectadas se mueven en flexión o extensión
1+	Leve incremento del tono muscular presentado como una captura y seguido de una mínima resistencia mínima a lo largo del resto de rango de movimiento
2	Un marco incremento en el tono muscular en la mayor parte del rango de movimiento, pero las partes afectadas aún se mueven fácilmente
3	Incremento considerable en el tono muscular, dificultad en el movimiento pasivo
4	Partes afectadas rígida en flexión o extensión



ANEXO B

Principio de funcionamiento de actuadores neumáticos blandos

Un actuador neumático blanda tiene una zona de resistencia, y una zona de tracción longitudinal. La zona de resistencia presenta mayor densidad que la zona de tracción longitudinal, entonces al aumentar la presión de entrada en el actuador neumático, se expande más la zona de tracción que la zona de resistencia, formando una curvatura de flexión como la que se muestra en la Figura B.1.

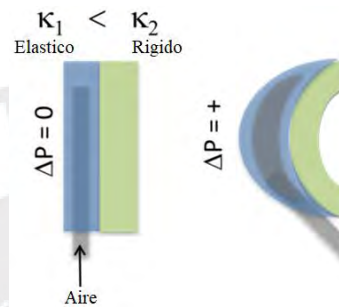


Figura B.1: Principio de funcionamiento de actuador neumático²⁸.

Esta flexión se incrementa añadiendo cámaras al actuador. Una cámara es un espacio o cavidad dentro del actuador que al llenarse de aire hace que el actuador flexione con más facilidad [Zhu, 2022]. Así mismo, un mayor número de cámaras en el actuador genera un mayor rango de flexión [Zhu, 2022]. Además, la forma de las cámaras influye en el rango de flexión que presenta el actuador.

Por otro lado, el desempeño de los actuadores neumáticos está en función de su geometría. Herianto [2019], comparó el desempeño que actuadores con cámaras de diferente geometría circular, triangular y trapezoidal, como se muestra en la Figura B.2, en donde se obtuvo que las cámaras circulares presentan mayor rango de flexión.

²⁸ PneuNets Bending Actuators - soft robotics toolkit - <https://softroboticstoolkit.com/book/pneunets-bending-actuator>

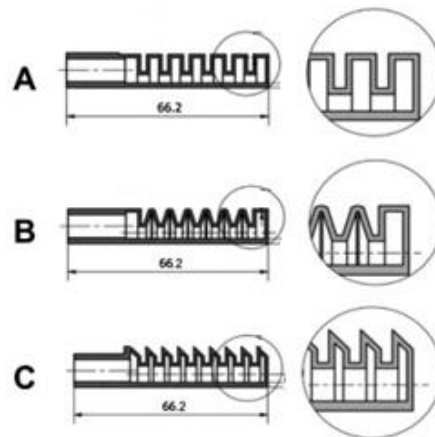


Figura B.2: Tipos de cámaras. (A) Cámaras circulares. (B) Cámaras triangulares. (C) Cámaras trapezoides. Modificado de [Herianto, 2019].

Así mismo, otras características geométricas influyen en el comportamiento del actuador. Por ejemplo, Mosadegh [2014] hizo un estudio en donde compara la influencia del número de cámaras, la altura de las cámaras y su espesor en el comportamiento cinemático, esto se ve en la Figura B.3.

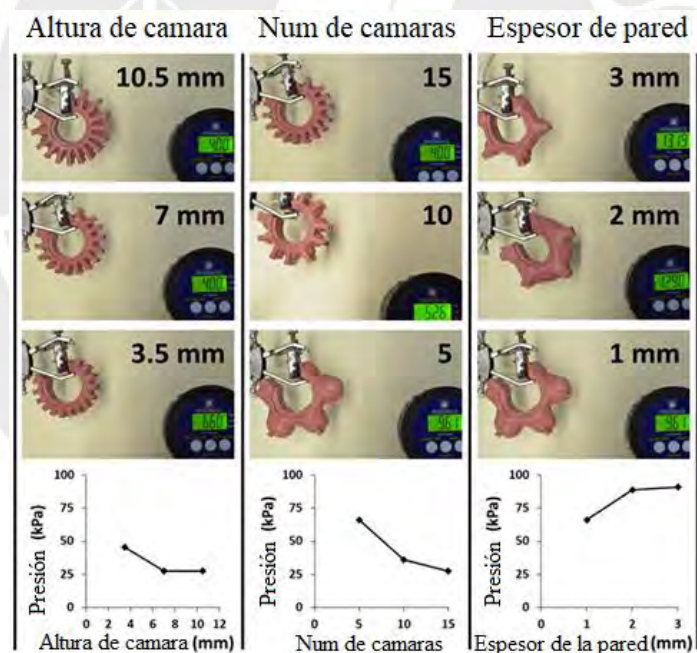


Figura B.3: Desempeño de actuador ante variaciones geométricas [Mosadegh, 2014].

Mosadegh [2014] demostró que al tener mayor altura en las cámaras o al utilizar más cámaras se consigue llegar al mismo punto a una menor presión. Sin embargo, utiliza más espesor de pared hace que se requiera más presión para llegar al mismo punto.

Así mismo, la influencia entre la geometría y las fuerzas producidas por el actuador aún son un tema de estudio. Es por ello que diseñar un actuador es un proceso iterativo,

aún no existe una ecuación para predecir su dinámica. Como, alternativa las simulaciones mediante elementos finitos [Mosadegh, 2014], logran dar aproximaciones que convergen con la realidad, aunque es un proceso complejo pues involucra conocer múltiples propiedades mecánicas del material a utilizar, siendo algunas de ellas no linealidades del material.



ANEXO C

Selección de componentes neumáticos y mecánicos

En el Anexo C se describe la selección de a los componentes mecánicos y neumáticos idóneos para la construcción del sistema mecánico previamente detallado.

1. Selección de componentes mecánicos

a) Elastómero de silicona

Muchas características dinámicas del actuador dependen del elastómero de silicona del que están construidas. Esta tesis se restringe al caucho de silicona RTV tipo 6²⁹ del fabricante “Silka moldes e insumos”, pues en las simulaciones realizadas por Barrientos [2025] se cumplen con los requerimientos cinemáticos y cinéticos.

b) Tela para estructura del guante

El comportamiento y la interacción del dispositivo con el usuario varían en función del tipo de tela utilizado. Si se elije una tela rígida, es posible que interrumpa el movimiento de los actuadores. Así mismo, la tela debe de cumplir con el requerimiento de materiales.

Es por ello que se elije como material al algodón, pues es un material flexible y no genera alergias ni sudor al contacto con la piel. Se selecciona el guante comerciable mostrado en la Figura C.1 con el cual se realizará el guante del sistema.



Figura C.1: Guante para niño comercial³⁰

²⁹Caucho de silicona Tipo 6 - <https://silikamoldeseinsumos.pe/producto/caucho-de-silicona-rtv-tipo-6-1kg/> Accedido el 12-08-25.

³⁰Guante Miniso - <https://www.miniso.pe/guantes-afelpados-infantiles-miniso-disney-monsters-inc-james-sullivan-disney/p> Accedido el 12-08-25.

De los tipos de tela presentados en la Tabla C.1 se selecciona al Polyester pues presenta mejores características mecánicas en los diferentes puntos analizados.

2. Selección de componentes neumáticos

La selección de los componentes neumáticos está en consideración a los parámetros de caudal y volumen y presión necesarios para el comportamiento de cinco actuadores. Por otro lado, se utiliza como convención tuberías o mangueras de 6 mm de diámetro interno.

a) Compresores neumáticos

Se selecciona un compresor neumático con las características técnicas siguientes:

- i) Caudal requerido del sistema neumático $9.53 \frac{l}{min}$, presión.
- ii) Alimentación eléctrica de corriente continua
- iii) Comerciable en Lima

En la Tabla C.1 se muestran algunos modelos de compresores neumáticos existentes.

Tabla C.1: Compresores neumáticos en el mercado

Nº	Modelo/marca del compresor neumático	Caudal [$\frac{l}{min}$]	Presión [Bar]	Voltaje de funcionamiento [V]	Comerciable en Lima
1	Serie 1410 marca Thomas ³¹	3.20	0.70	24	Sí
2	Serie 1014 marca Thomas ³²	0.55	0.58	4	Sí
3	Serie 3003 marca Thomas ³³	1.00	0.20	12	Sí
4	Serie TM30A-A marca TOPSFLO ³⁴	6.00	1.20	12	No

Se elige al compresor neumático “Serie 1410” de la marca Thomas pues cumple con todos los requisitos mencionados previamente. Este compresor, que en la Figura C.2, además de las ventajas expuestas, no utiliza aceite en su funcionamiento y no genera ruidos elevados. Además, se destaca las dimensiones que presenta el componente,

³¹Compresor Thomas Serie 1410 - <https://www.thomaspumps.com/es-uy/diaphragm-pumps-compressors/1410-series> Accedido el 12-08-25.

³²Compresor Thomas Serie - <https://www.thomaspumps.com/es-uy/diaphragm-pumps-compressors/1014-series> Accedido el 12-08-25.

³³Compresor Thomas Serie 3003 - <https://www.thomaspumps.com/es-uy/diaphragm-pumps-compressors/3003-series>

³⁴Compresor TOPSFLOW Serie TM30A-A - https://www.alibaba.com/product-detail/6v-12v-24v-Dc-Mini-Micro_1068712576.html?spm=a2700.shop_index.89.1.405d3e22rAzykk Accedido el 12-08-25.

estas son de 7.9x3x2.4 cm, pudiendo reducir el tamaño final del dispositivo de rehabilitación.

Al producir un caudal de $3.2 \frac{l}{min}$ lo que significa que para llegar a los $9.53 \frac{l}{min}$ se necesitaran tres compresores de este tipo conectados en paralelo, obteniendo así un caudal producido de $9.60 \frac{l}{min}$.



Figura C.2: Compresores neumático Thomas³⁵

b) Válvula anti retorno

Los requisitos de la válvula anti retorno son que tengan máximo 6 mm de diámetro, así mismo que puedan resistir al menos 500 kPa de presión inversa. Se elije la válvula anti retorno Baomain, mostrada en la Figura C.3 pues cumple con los requerimientos mencionados.



Figura C.3: Valvula anti retorno³⁶

c) Tanque de almacenamiento de aire

Se requiere un tanque de aire capaz de almacenar al menos 0.317 litros. Así mismo se espera que resista presiones de al menos 240 kPa (100% superior a la presión máxima estimada por Barrientos [2025]). Se mando a fabricar un tanque con estos requerimientos, obteniendo el ejemplar mostrado en la Figura C.4. Este tanque tiene

³⁵Compresor Thomas Serie 1410 - <https://www.thomaspumps.com/es-uy/diaphragm-pumps-compressors/1410-series> Accedido el 12-08-25.

³⁶Valvula anti retorno Baomain - <https://baomain.com/products/check-valve-lcv-08> Accedido el 12-08-25.

aproximadamente de 0.367 litros. Además, se utilizó acero quirúrgico para asegurar la resistencia a la presión y la resistente a la corrosión.

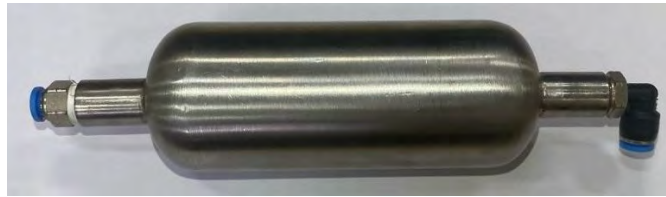


Figura C.4: Tanque de almacenamiento de aire fabricado

d) Válvula reguladora de presión

La válvula reguladora de presión debe poder regular su punto máximo de presión, debido a que no es seguro que las simulaciones realizadas por Barrientos [2025] sean completamente efectivas. Así mismo, debe de poder tener presión de salida regulable, para modificar la presión en caso el actuador utilice presiones diferentes a las simuladas, es así como el rango de regulación debe estar al menos entre 60 kPa y 240 kPa (50% y 200% de la simulación realizada por Barrientos [2025]). Así mismo debe de resistir al menos 240 kPa y ser comerciable en Lima.

Frente a ello, se elige a la válvula reguladora de presión AirTac GR300-15 (Figura C.5), la cual tiene un rango de regulación de presión entre 48 y 896 kPa. Además, su máxima resistencia de presión es de 1000 kPa y es comerciable en Lima.



Figura C.5: Válvula reguladora de presión AirTac GR300-15³⁷

³⁷Válvula reguladora de presión AirTac GR300-15 - <https://www.airtacs.com/> Accedido el 12-08-25.

e) Válvula proporcional

Se requiere una válvula proporcional que tenga un comportamiento lineal. Además, que sea de alta resolución, para que los movimientos de los actuadores sean más sensibles. Al mismo tiempo, debe de presentar pequeños rangos de histéresis, esto facilitara el control del actuador neumático. Por otro lado, debe permitir un flujo de al menos de $5.48 \frac{l}{min}$. Finalmente, para que este alineado con todos los demás componentes, debe de alimentarse a 24V DC y tener conexiones de mangueras neumáticas de 1/4".

Se elige a la válvula proporcional "SCPV-1-3" de la marca Clippard, la cual se muestra en la Figura C.6. Esta válvula cumple con todos los requisitos mencionados anteriormente: tiene un comportamiento lineal, una histéresis de alrededor del 2%, un flujo máximo de $280 \frac{l}{min}$ y presenta conexiones neumáticas de 1/4".



Figura C.6: Válvula proporcional "SCPV-1-3" de la marca Clippard³⁸

f) Válvula solenoide

Se utilizan válvulas solenoides 3/2 para extraer el aire del interior de los actuadores. De todos los posibles solenoides 3/2 a continuación se detallan algunos requerimientos para seleccionar al solenoide adecuado:

- i) Conexión de 1/4" (6 mm) alineado con la convención establecida.
- ii) Alimentación eléctrica de 24 V DC para que sea la misma de los compresores neumáticos y la válvula proporcional.
- iii) Comerciable en Lima

³⁸Válvula proporcional SCPV-1-3 de la marca Clippard - <https://www.clippard.com/> Accedido el 12-08-25.

En la Tabla C.3 se muestran algunos modelos de válvulas solenoides existentes.

Tabla C.3: Válvulas solenoides 3/2 en el mercado

N°	Modelo/marca del compresor neumático	Conexión	Presión [Bar]	Voltaje de funcionamiento [V]	Comerciable en Lima
1	3V210-08-NC-DC24V de la marca XCPC ³⁹	1/4"	1.5	24	No
2	3V 2:200 10 1/4" NC DC24 de la marca Airtac ⁴⁰	1/4"	1.5	24	Sí
3	3V1-06-DC24V de la marca mpm ⁴¹	1/8"	1.5	24	No
4	MME-33WES-D24 de la marca Clippard ⁴²	1/4	No específica	24	No

A partir de todos los puntos mencionados anteriormente se selecciona a la válvula solenoide “3V 2:200 10 1/4" NC DC24” de la marca AIRTAC pues cumple con todos los requisitos mencionados, esta válvula se muestra en la Figura C.7.



Figura C.7: Válvula solenoide 3/2 AirTac⁴³

³⁹Solenoido “3V210-08-NC-DC24V” de la marca XCPC - <https://www.romecoindustrial.com/producto/electrovalvula-neumatica-3v210-08/> Accedido el 12-08-25.

⁴⁰Solenoido “3V110-06-NC” de la marca AirTac - <https://www.airtacperu.com.pe/> Accedido el 12-08-25.

⁴¹Solenoido “3V1-06-DC24V” de la marca mpm - <https://www.romecoindustrial.com/producto/3v1-06-electrovalvula-neumatica-3-2-puertos-1-8%E2%80%B3-nc-compacta/> Accedido el 12-08-25.

⁴²Solenoido “MME-33WES-D24” de la marca Clippard - <https://www.clippard.com/part/MME-33WES-D024#cad> Accedido el 12-08-25.

⁴³Solenoido “3V110-06-NC” de la marca AirTac - <https://www.airtacperu.com.pe/> Accedido el 12-08-25.

ANEXO D

Selección de componentes eléctricos y electrónicos

En la matriz morfológica se presentó a los principales tipos de componentes que tendría la propuesta de solución, entre ellos los electrónicos. Sin embargo, para lograr el funcionamiento del dispositivo es necesario profundizar en la selección de los componentes y agregar componentes adicionales.

a) Computadora de placa simple:

Es necesario que la computadora de placa simple que actúe como controlador que cuente con velocidad de procesamiento mayor a 500 M Hz. Así mismo debe de contar con conexión HDMI para el montaje de la interfaz con el usuario. Finalmente tiene que poder leer un gran número de sensores al mismo tiempo. Es por ello que analizan a los siguientes controladores en la Tabla D.1.

Tabla D.1: Comparación entre controladores.

Criterio de selección	Requisitos	Raspberry Pi 4 ⁴⁴	UP Squared V2 ⁴⁵
Voltaje de alimentación	5-12V	5.1 V	12 V
Velocidad de procesamiento	La mayor posible	1.4 G Hz	3 G Hz
Velocidad de conexiones I2C	La mayor posible	1 M Hz	No especifica
Conexión HDMI	Presente	Sí presenta	Sí presenta
Precio	El menor posible	360 soles	1445 soles
Disponibilidad	Disponible en Lima	Alta disponibilidad	Requiere importación

Como se puede observar en la Tabla E.1, el UP Squared V2 presenta mayor velocidad de procesamiento lo cual haría que el algoritmo de control sea óptimo; sin embargo, es descalificado por no ser comerciable en Lima y tener un precio más elevado. Por todo lo mencionado, se elige a la Raspberry Pi 4 (Figura D.1), la cual cumple con todos los requisitos.



Figura D.1: Raspberry Pi 4⁴⁶.

⁴⁴ Raspberry Pi 4 - <https://www.raspberrypi.com/> Accedido el 12-08-25.

⁴⁵ UP Squared V2 - <https://up-board.org/up-squared-v2/> Accedido el 12-08-25.

⁴⁶ Raspberry Pi 4 - <https://www.raspberrypi.com/> Accedido el 12-08-25.

b) Sensores para posición angular de dedos

Son los encargados de seguir el posicionamiento de los dedos, para así determinar el ángulo de flexión de los dedos en tiempo real. Como se planteó en la matriz morfológica, se utilizan sensores IMU. En la Tabla D.2 se muestran tres alternativas.

Tabla D.2: Comparación entre sensores para detectar posicionamiento de dedos

Criterio de selección	Requisitos	IMU BMI270 ⁴⁷	IMU MPU 6050 ⁴⁸	IMU BNO 055 ⁴⁹
Alimentación (V)	3.3 o 5V	3.3 o 5 V	3.3 o 5 V	3.3 o 5 V
Interferencia	La menor posible	Poca	Elevada	Poca
Calibración	Única	Un único proceso de calibración	Calibración cada vez que se use.	Un único proceso de calibración
Grados de libertad	Permite reconocer el <i>bending</i>	Seis grados de libertad. Reconoce el <i>bending</i>	Seis grados de libertad. Reconoce el <i>bending</i>	Nueve grados de libertad. Reconoce el <i>bending</i>
Ergonomía	La mayor posible	Sólido. No se adecua a la forma de la mano.		
Disponibilidad	Disponible en Lima	No disponible	Alta disponibilidad	Alta disponibilidad

Se elige como componente de medición al IMU BNO 055 (Figura 3.10) debido a su resistencia ante interferencias como Drift o por ruido eléctrico, así mismo requiere un único proceso de calibración. Además, cumple los requisitos de alimentación eléctrica, grados de libertad y disponibilidad en Lima. La única desventaja es su capacidad de no ajustarse a la forma de la mano.



Figura D.2: IMU BNO 055.

c) Transductor de presión

El transductor de presión es el elemento encargado de medir la presión de aire que se ingresa a los actuadores neumáticos. Se requiere que el transductor de presión que trabaje entre 0 y 2.5 Bar, pues se ha visto en la literatura que los actuadores neumáticos para dedos construidos de materiales y proporciones similares tienen límites de trabajo de 0.8 Bar. Así mismo, para que funcione con el mismo voltaje de la válvula solenoide,

⁴⁷ IMU BMI270 - https://semi.com/imu-bmi270-accelerometer-and-gyroscope-breakout-stemma-qt-qwiic/?gad_source=1&gbraid=0AAAAA-seyFjH-HEelUnGoGQzxju6a5Da9&gclid=CjwKCAjw8IfABhBXEiwAxRHlsPuhmzvLVCSSa1_y5UUp0_Z1oHI2Qmv8AaOaMWT98e3m8yUB23F7BoC5X4QAvD_BwE Accedido el 12-08-25.

⁴⁸ IMU MPU 6050- https://naylorlampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html Accedido el 12-08-25.

⁴⁹ IMU BNO 055- <https://www.adafruit.com/product/2472> Accedido el 12-08-25.

las bombas y la válvula proporcional, el transductor debe de tener un voltaje de entrada de 24 V DC.

Se elige al transductor de presión A10 de la marca alemana Wika (Figura D.3), pues presenta un rango de medición entre 0 y 2.5 Bar y funcionar a 24 V DC de alimentación. Además, presenta una resolución de 0.01 Bar y tiene bajo nivel de consumo de corriente (25 mA).



Figura D.3: Transductor de presión Wika A10⁵⁰.

d) Pantalla para interfaz con el usuario

El concepto de solución ganador incluye una pantalla táctil por donde se muestra la interfaz con el usuario operador. La pantalla a elegir debe de tener al menos 7" de tamaño, debe contar con una resolución de al menos 600 x 200 y tiene que ser comerciable en el Perú.

Se elige a la pantalla "7inch HDMI LCD (H)" de la marca Waveshare, la cual se muestra en la Figura D.4, pues cumple con todos los requisitos previamente mencionados. Cuenta con 7", una resolución de 1024x600 y es comerciable en el Perú.

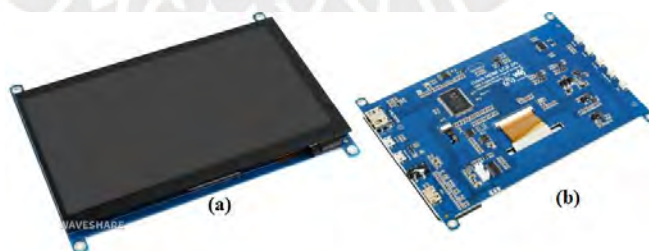


Figura D.4: Pantalla táctil "7inch HDMI LCD (H)". (a) Vista Superior. (b) Vista inferior⁵¹.

⁵⁰ Transmisor de presión Wika A10 - https://www.wika.com/en-en/a_10.WIKA Accedido el 12-08-25.

⁵¹ Pantalla táctil "7inch HDMI LCD (H)" - <https://www.waveshare.com/7inch-hdmi-lcd-h.htm> Accedido el 12-08-25.

e) Ventilador para válvula proporcional

Utilizado para reducir la temperatura de la válvula proporcional Clippard. Los requerimientos de selección son básicos. El ventilador debe de ser de 24 V, acorde a los componentes de potencia del sistema de potencia, además debe de tener una medida de 50mm de alto y 50 mm de largo, para que logre cubrir solamente al motor a pasos de la válvula proporcional.

Se selecciona el ventilador “Pengdalantu” (Figura D.5) de 24V, el cual cumple con los requerimientos y es comerciable en Lima.

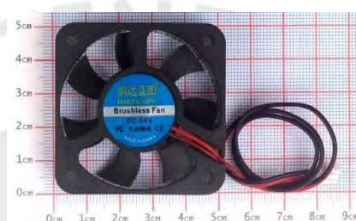


Figura D.5: Ventilador Pengdalantu 50x50 mm⁵².

f) Fuente de alimentación

La fuente de alimentación será la encargada de proporcionar la corriente necesaria a todos los equipos eléctricos de potencia, los cuales son: tres bombas neumáticas, una válvula solenoide, una válvula proporcional y al transmisor de presión.

La fuente debe de aportar al menos los amperios necesarios para alimentar a todos los componentes descritos, es por ello que se realiza un cálculo de corriente máxima de los elementos de potencia.

Corriente mínima necesaria para alimenticios de electrónica de potencia

A continuación, en la Tabla D.3 se presenta la corriente consumida por todos los equipos de electrónica de potencia:

En la Tabla D.3 se puede apreciar que el consumo de corriente máximo es de 2.150 A, entonces se debe de comprar una fuente que al menos suministre esa cantidad de Amperios. Por otro lado, debido a que las bombas, la válvula solenoide y el transductor

⁵² Ventilador Pengdalantu 24 V 50x50 mm - <https://naylorpneumatronics.com/ventiladores-dc/889-ventilador-axial-5050mm-24vdc.html> Accedido el 12-08-25.

de presión funcionan a 24 V, se busca una fuente que provea ese voltaje de alimentación.

Tabla D.3: Calculo de corrientes en electrónica de potencia 24V.

Componente electrónico	Corriente consumida unitaria (A)	Cantidad	Corriente consumida total (A)
Compresor neumático “Serie 1410” Thomas	0.33	3	0.99
Válvula solenoide 3/2 AirTac	0.125	1	0.125
Válvula proporcional Clippard-1-3	0.910	1	0.910
Transmisor de presión Wika A10	0.025	1	0.025
Ventilador Pengdalu 50x50mm	0.100	1	0.100
		Total	2.150

La fuente elegida es la MDR-60-24 de la marca “Mean Well”, la cual se puede apreciar en la Figura D.6, la cual cuenta con todas las características mencionadas previamente. Cuenta con una corriente máxima de alimentación de 2.5 A, siendo superior a la corriente máxima consumida.



Figura D.6: Fuente de alimentación 24 V DC⁵³.

g) Controlador para válvula proporcional Clippard

El controlador utilizado para controlar a la válvula proporcional “SCPV-1-3” previamente presentada, es el driver “SCPVD-1”, el cual se muestra en la Figura D.7. Este driver es recomendado por la empresa productora de la válvula proporcional utilizada (Clippard) para mover a la válvula proporcional.

Este driver alimenta de energía eléctrica a la válvula proporcional y lo controla recibiendo dos señales de la Raspberry: una señal PWM, la cual se encarga de mover a la válvula y una señal “Up/Down” la cual determina si la válvula se estará abriendo o cerrando.

⁵³ Fuente MDR-60-24 de la marca “Mean Well” - https://www.meanwell.com/Meanwell_Products.html Accedido el 12-08-25.



Figura D.7: Controlador “SCPVD-1”⁵⁴.

h) Conversor de señal analógica a digital

Se utiliza un Conversor de señal Analógica a Digital (ADC, por sus siglas en inglés) para que la Raspberry pueda interpretar los valores de los sensores de flexión y del transductor de presión.

El ADC elegido es el “ADS1115”, el cual se muestra en la Figura D.8. Este ADC es de ganancia programable y presenta una resolución de 15 Bits. Por otro lado, cada ADS1115 puede leer hasta 4 señales analógicas diferentes.

Adicionalmente, este chip comunica las señales leídas a la Raspberry utilizando la comunicación I2C. Además, se pueden juntar hasta 4 ADS1115 en paralelo, es decir se puede leer hasta 16 señales analógicas. Finalmente, este ADC presenta disponibilidad en Lima.



Figura D.8: Integrado ADS1115⁵⁵.

i) Convertidor de nivel lógico

Se utiliza para elevar las señales digitales de 3.3V a 5V, esto es especialmente útil para encender o apagar componentes electrónicos que solamente funcionan a 5V desde las salidas GPIO de la Raspberry.

⁵⁴ Driver "SCPVD-1" de la marca Cleppard - <https://www.clippard.com/part/SCPVD-1#info> Accedido el 12-08-25.

⁵⁵ Integrado ADS1115 - <https://www.teslaelectronic.com.pe/producto/modulo-convertidor-ads1115-16-bit-adc/> Accedido el 12-08-25.

Se elige al integrado “Bi-Directional Logic Level Converter” de la marca SparkFun, el cual se muestra en la Figura D.9. El integrado puede convertir cuatro señales al mismo tiempo, además presenta gran velocidad de reacción pues es capaz de ser utilizado para elevar voltaje en comunicaciones I2C. Finalmente, este integrado es comerciable en Lima.



Figura D.9: Convertidor de nivel lógico 3.3 V a 5V ⁵⁶.



⁵⁶ Convertidor de nivel lógico de la marca SparkFun - <https://www.sparkfun.com/products/12009> Accedido el 12-08-25.

ANEXO E

Sistema de control de presión

En esta sección se describe el algoritmo de control de presión utilizando para testear los actuadores blandos. El hardware asociado al algoritmo está compuesto por el driver SCPVD-1, la válvula proporcional SCPV, un transductor de presión Wika-10 y un ADC ADS1110. Así mismo, se utilizó como microcontrolador a una ESP32 y como algoritmo de control se utiliza un sistema realimentado PID. El diagrama de control se puede apreciar en la Figura E.1.

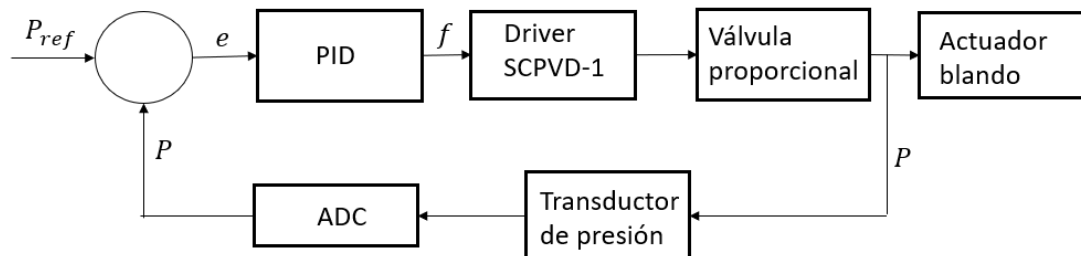


Figura E.1. Diagrama de control de presión

El sistema PID se define en base al error (e) generado por la diferencia entre la presión deseada (P_{ref}) y la presión actual (P). Con ello se genera una señal PWM de frecuencia variable (f). Utilizando la Ecuación E.1 se relaciona los parámetros anteriores.

$$f = K_p(t) + K_i \int_{t_0}^t e(t) + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (E.1)$$

Donde:

K_p : Constante proporcional, K_i : Constante integrativa, K_d : Constante derivativa.

Se determinaron experimentalmente los valores de K_p , K_i y K_d obteniendo los valores mostrados en la tabla F.1.

Tabla E.1. Valores de constantes K_p , K_i y K_d

K_p	K_i	K_d
35	40	2

En las Figuras E.2 y E.3 se puede apreciar la respuesta en el tiempo del sistema de control propuesto.

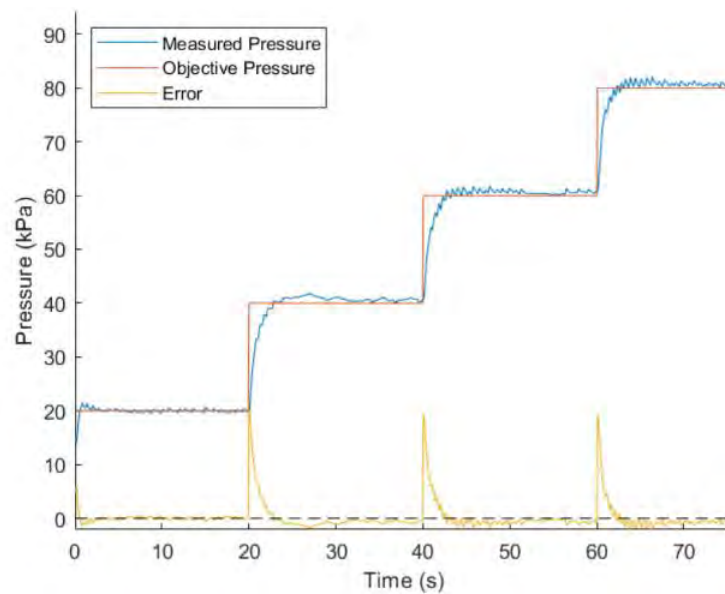


Figura E.2. Respuesta en el tiempo ante entradas escalones

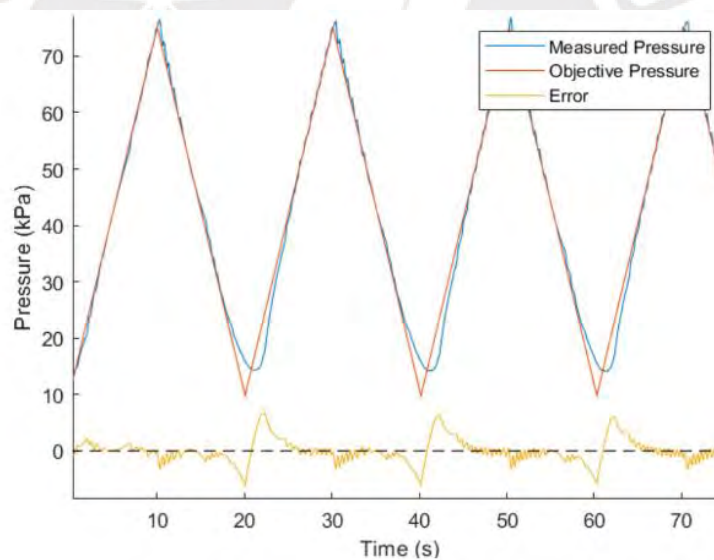


Figura E.2. Respuesta en el tiempo ante entradas tipo rampa

De la Figura E-2 se aprecia que el tiempo de respuesta promedio del sistema es de 4.5 segundos, el error en estado estable promedio es de $\pm 0.7\%$ y se tiene un sobre impulso máximo de 2%.

Anexo F.

Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE)

En sistemas dinámicos caracterizados, es posible aproximar el momento de establecimiento de un proceso comparando el tiempo actual con el tiempo de establecimiento previamente determinado. No obstante, en sistemas dinámicos con variables de estado desconocidas —como ocurre en el sistema de rehabilitación propuesto, debido tanto a las propiedades mecánicas del actuador como a las características físicas de la mano (con torques y masas articulares que varían según la persona)— aplicar el mismo método conduciría a una detección incorrecta del establecimiento.

En el presente anexo se detalla el Algoritmo de Detección de Establecimiento (ADE), el cual tiene la función de detectar si el sistema se ha establecido o no, únicamente a partir de la señal de error del sistema de control realimentado. Es importante recalcar que el ADE no tiene como finalidad controlar, sino únicamente monitorear al algoritmo de control.

En esencia cualquier algoritmo de control PID realimentado genera un error en el tiempo ($e_{(t)}$). Si se asume que en un sistema se cuenta con un controlador PID estable, el error en el tiempo (t) fluctúa hasta que el sistema se ha establecido en el tiempo (t_e). Mas aún, el error en el tiempo inicial (t_0) es inferior al error en t_e . Esto se puede representar con la Ecuación F.1.

$$|e_{(t_0)}| > |e_{(t_e)}| \quad (\text{F.1})$$

Esto significa que $e_{(t)}$ se aproxima a $e_{(t_e)}$. Por otro lado, experimentalmente se conoce que $e_{(t_e)}$ es un valor A (idealmente cero). Esto se puede expresar utilizando las Ecuaciones F.2 y F.3.

$$\lim_{t \rightarrow \infty} e_{(t)} = e_{(t_e)} \quad (\text{F.2})$$

$$e_{(t_e)} = A \quad (\text{F.3})$$

Derivando en el tiempo la Ecuación F.3 se obtiene la Ecuación F.4.

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \frac{de(t)}{dt} = 0 \quad (\text{F.4})$$

Una forma de interpretar a F.4 es pensar que cuando un sistema se ha establecido, no hay cambios en el error asociado.

Conociendo que el cambio en el tiempo de $e(t)$ en el infinito es cero, se puede proponer un parámetro B para conocer que el sistema ha comenzado a estabilizarse. Se puede ir monitoreando el cambio en el tiempo y determinar si el cambio es inferior a B (Ecuación F.5).

$$\frac{de(t)}{dt} < B \quad (\text{F.5})$$

Considerando que el algoritmo se implementa en un sistema de control discreto, se puede ir contando las veces en las que se cumpla la Ecuación F.5, incrementando un contador N_1 . Utilizando la Ecuación F.4 si se define B cercano a cero, el tiempo en el que se cumpla la Ecuación F.5 será mayor. Así mismo, al utilizar un B mayor, el tiempo es menor pero el cambio la detección de establecimiento deja de ser precisa.

Por otro lado, si se considera un tiempo arbitrario (t_1) tal que t_1 sea menor a t_e . Se puede expresar la Ecuación F.6, pues al no estar establecido el error será mayor.

$$|e_{(t_1)}| \geq |e_{(t_e)}| \quad (\text{F.6})$$

Con ello, se establece el parámetro C mostrado en la Ecuación E.7.

$$|e_{(t_1)}| = C \quad (\text{E.7})$$

Al tener a C conocido e ir registrando $e(t)$, se puede conocer la diferencia entre C y $e(t)$ y obtener un valor D (Ecuación F.8).

$$D = C - |e_{(t)}| \quad (\text{F.8})$$

Entonces si D es inferior a cero, quiere decir que $|e_{(t)}|$ es superior a C, por lo tanto, aun no se ha llegado a t_1 . En ese aspecto, al ser un sistema discreto, de forma análoga a N_1 , se puede ir monitoreando en el tiempo el valor de D y conocer exactamente cuantas veces es negativo, el número de veces se registra como N_2 . Así mismo, un C similar a $|e_{(t_e)}|$ hace que D se haga negativo en un mayor tiempo.

En conclusión N_1 y N_2 están en función de los parámetros B, C y D. Esto indica que el ADE requiere definir los parámetros B y C. Además, si se utiliza un parámetro B cercano al cambio de $e_{(t_e)}$ en el tiempo, el algoritmo detectara de forma más precisa el establecimiento, aunque se demorara más tiempo. Lo mismo sucederá, si se utiliza un parámetro C cercano a $|e_{(t_e)}|$.

Finalmente se puede establecer un límite en los contadores N_1 y N_2 , para determinar que se ha llegado al establecimiento. Por ejemplo, si N_1 y N_2 llegan a X repeticiones se puede decir que se ha estabilizado el sistema, concluyendo con el algoritmo.

Mas aun, se puede extrapolar la idea y tomar derivadas de mayor orden en un rango inferior a B_n . Esto se representa utilizando la Ecuación F.9, donde n representa el orden de la derivada.

$$\frac{d^n e_{(t)}}{dt^n} < B_n \quad (\text{F.9})$$

Por cuestiones prácticas y de capacidad de software, en esta tesis se limitará el uso del ADE a un orden cero.

Anexo G.

Fabricación de actuadores

Los actuadores se fabrican en tres partes: Diseño, impresión y manufactura.

- i. Diseño de las 4 partes del molde de una geometría específica utilizando el software Autodesk Inventor 2024, como se muestra en la Figura G.1. Los moldes son propuestos por [Barrientos, 2025].

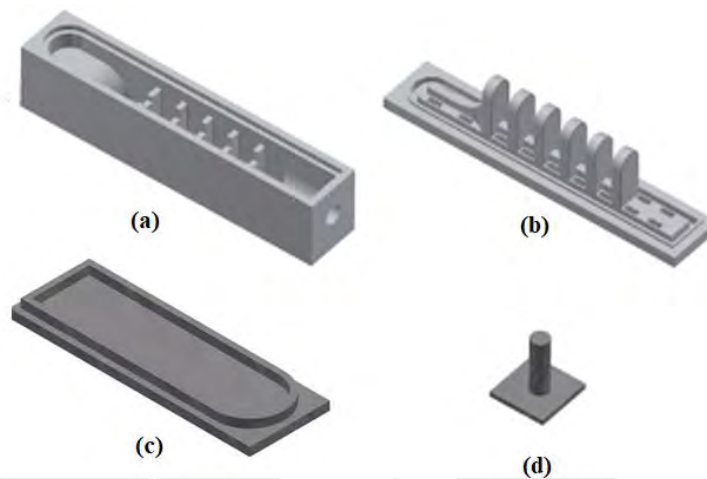


Figura G.1: Molde diseñado para actuador blando: (a) Parte Inferior, (b) Parte Superior, (c) Parte Base, (d). Parte del Conducto

El elastómero que se utiliza obtiene la forma del actuador diseñado a través de cuatro moldes. La Parte Inferior (Figura G.1-a) es donde se almacena el elastómero en su geometría se destaca con una abertura circular por la parte posterior, esta abertura permite el paso de la Parte del Conducto (Figura G.1-d).

Por otro lado, la Parte Superior (Figura G.1-b) se inserta a la Parte Inferior. Se destaca que esta pieza presenta varias cavidades rectangulares, las cuales favorecen la expulsión de gases acumulados durante la mezcla.

Finalmente, la Parte Base (Figura G.1-c) es en su mayoría plana con una protuberancia que delimita exactamente la proyección inferior del actuador diseñado. Debido a la altura de la protuberancia la silicona puede ser almacenarse y gracias a su forma el actuador puede montarse sobre ella, creando una superficie de sello.

- ii. Fabricación de las 4 piezas del molde mediante el uso de una impresora 3D modelo “Creality CR-3040” y filamento ABS. Las piezas fabricadas se muestran en la Figura G.2, así mismo en la Figura G.3 se observan las partes en desglose y las partes unidas.



Figura G.2: Partes de molde fabricado para actuador blando: (a) Inferior, (b) Superior, (c) Conducto, (d) Inferior.

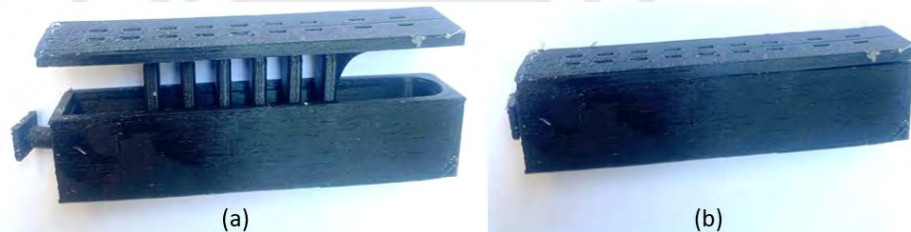


Figura G.3: Molde impreso: (a) Vista representativa de unión, (b) Partes unidas.

- iii. Fabricación del actuador blando:

- a. Mezclar 46 g de “Caucho de silicona RTV Tipo 6” con su catalizador, una gota por gramo (Figura G.4-a).
- b. Insertar la mezcla en una cámara de vacío para eliminar las burbujas (Figura G.4-b).
- c. Verter la mezcla sobre la parte inferior, manteniendo encajada la parte del conducto (Figura G.5-a).
- d. Tapar la mezcla con la parte superior y esperar al menos 6 horas, mientras se solidifica el elastómero (Figura G.5-b).
- e. Desmoldar una vez que se ha solidificado la mezcla.



(a)



(b)

Figura G.4: Proceso de manufactura fundición por laminación



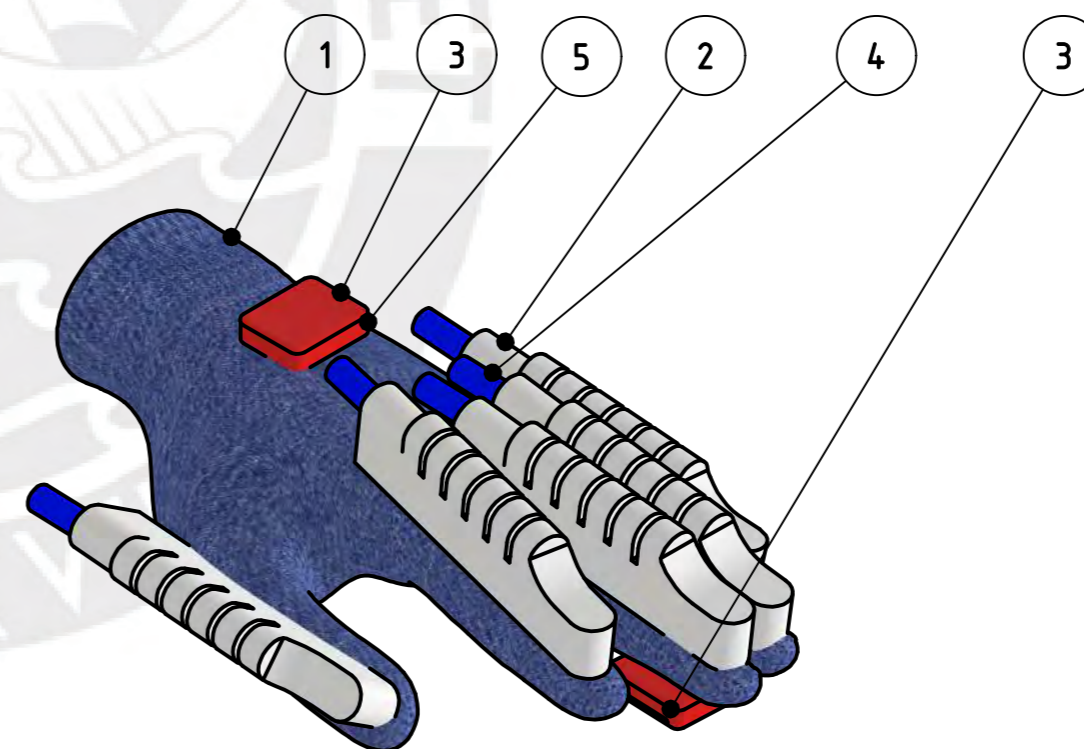
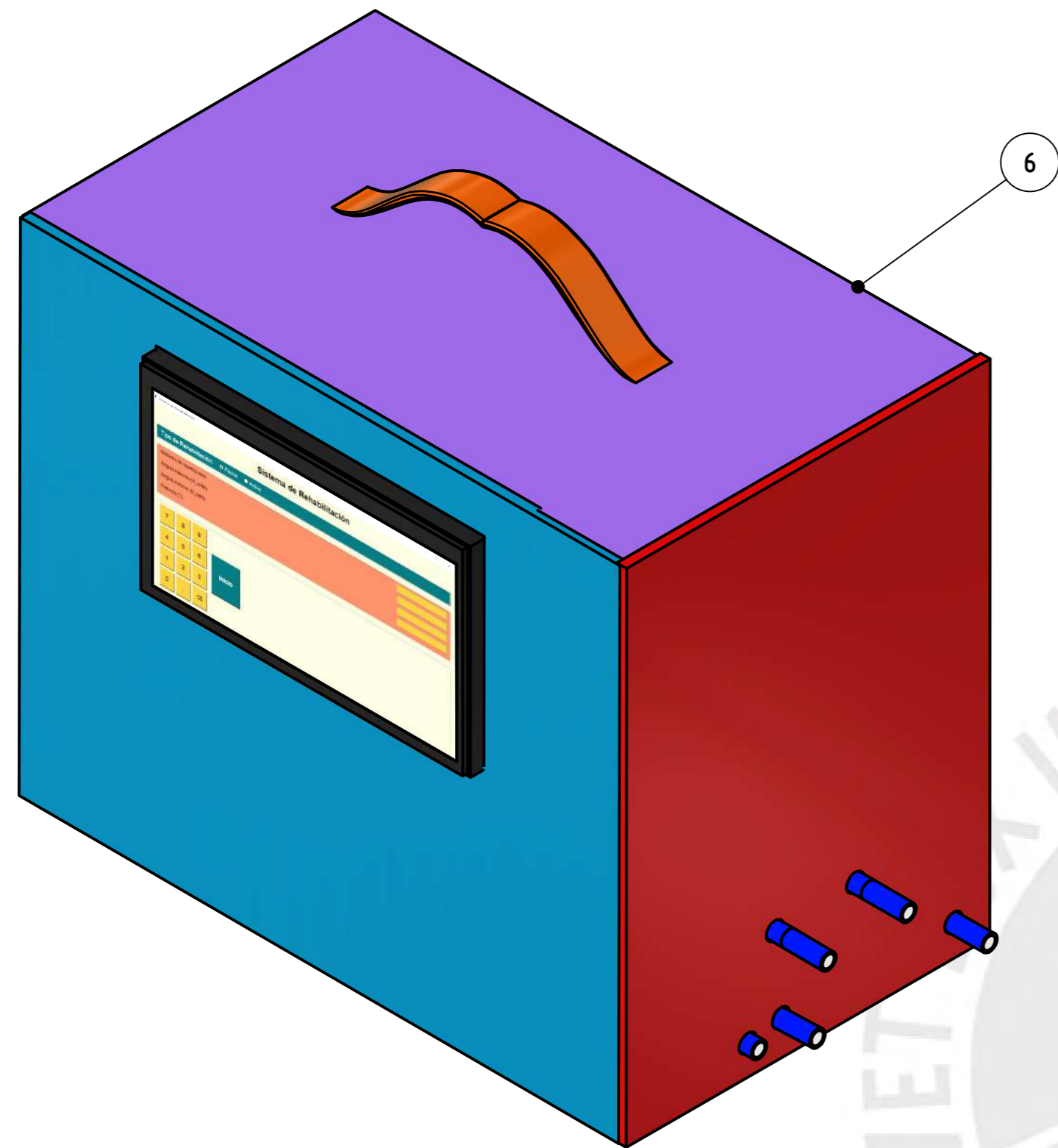
(a)



(b)

Figura G.5: Proceso de manufactura fundición por laminación



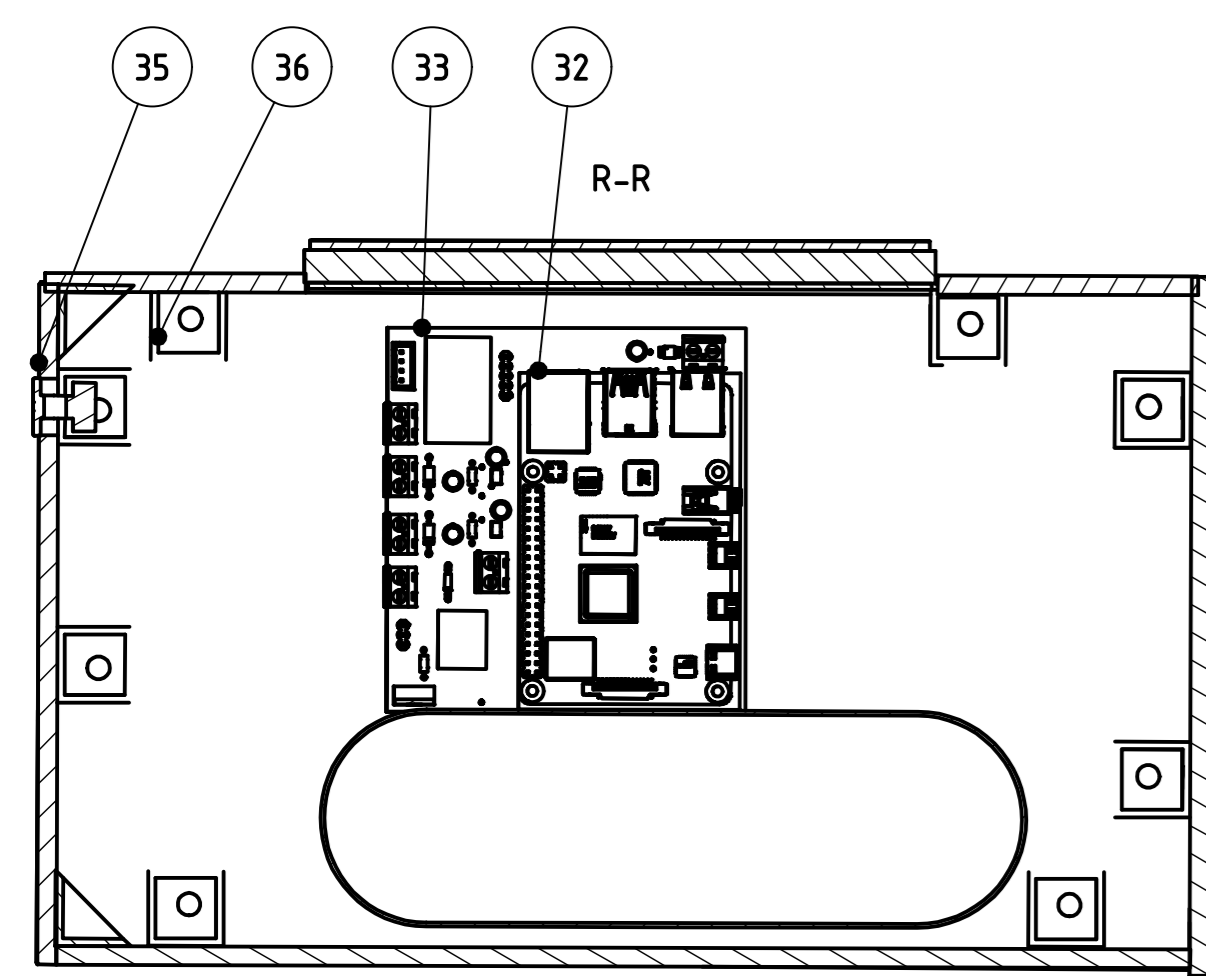
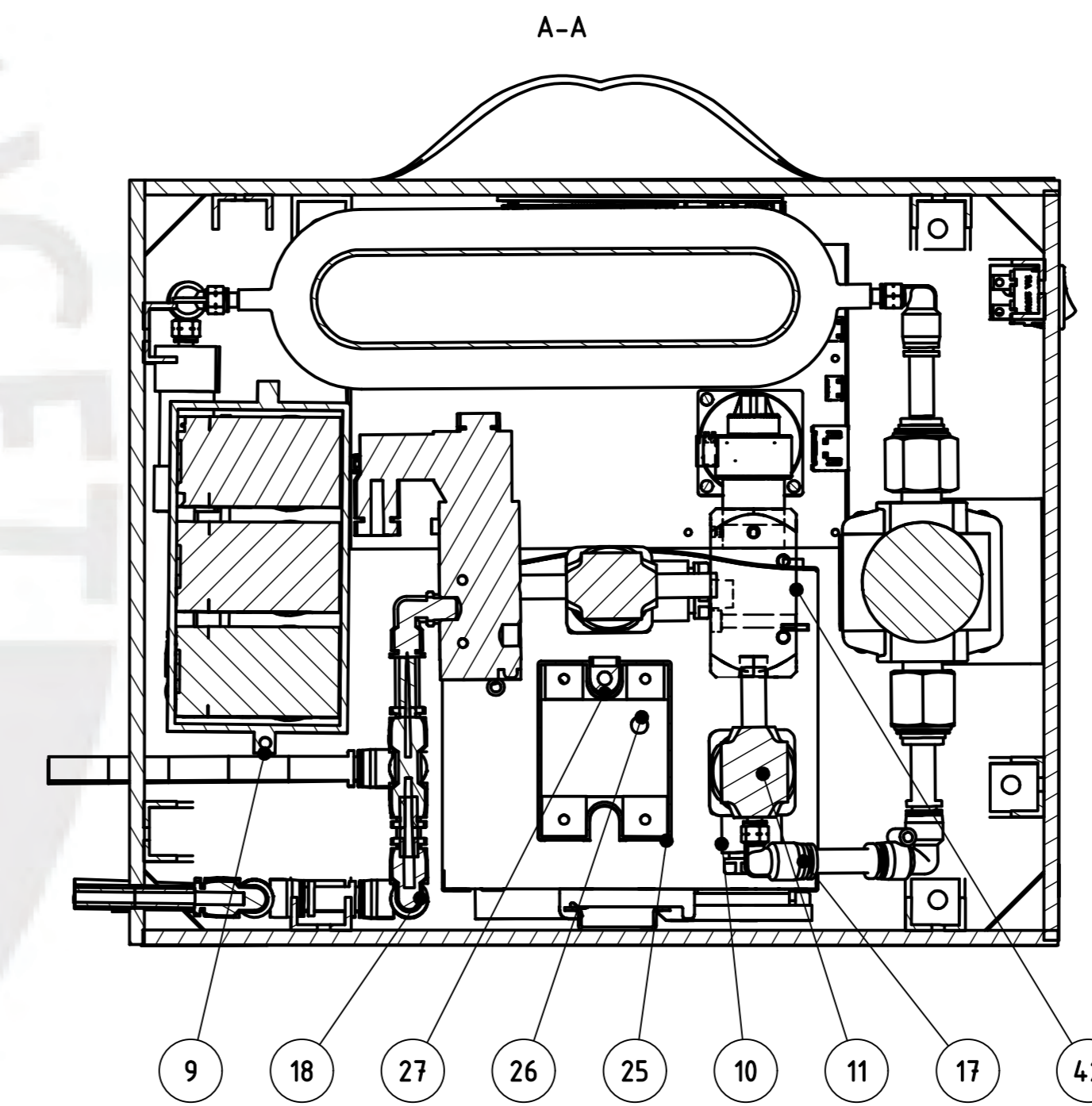
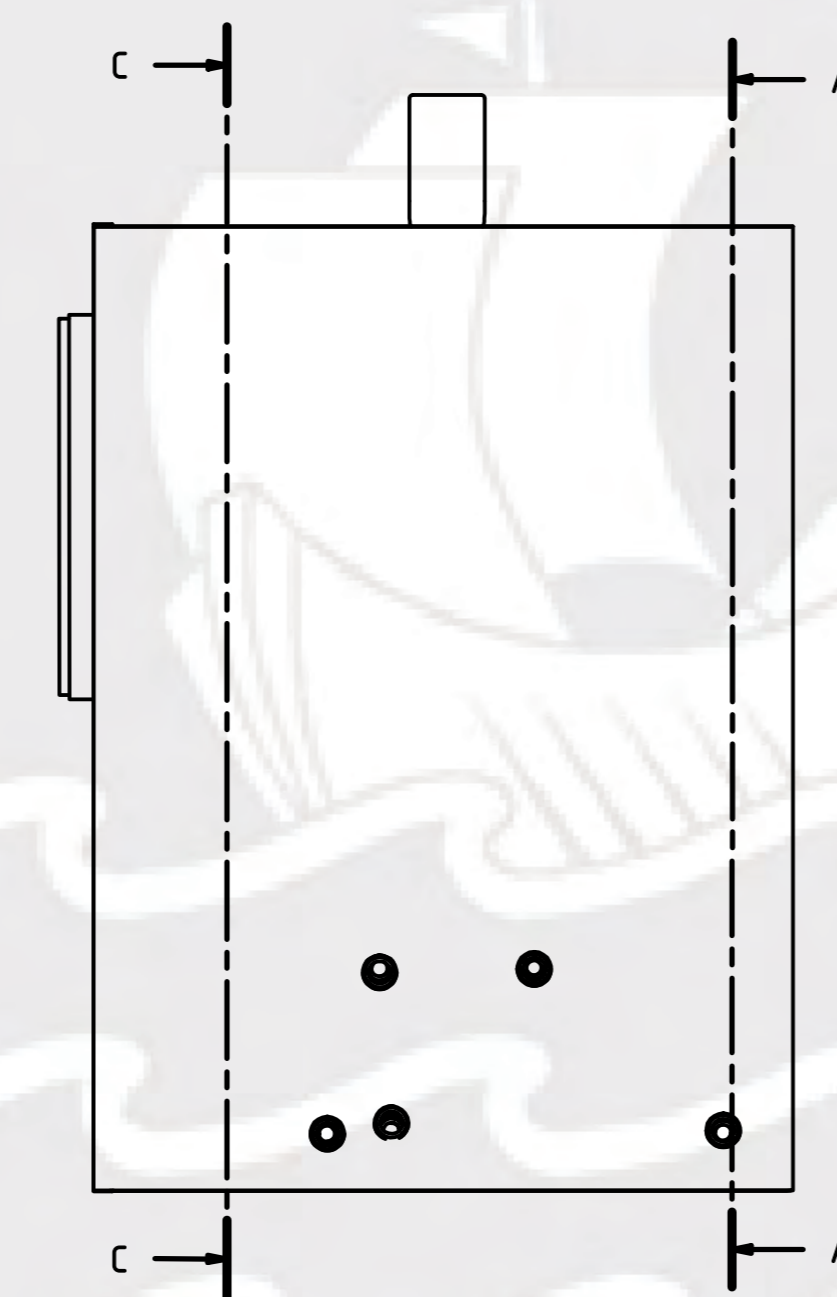
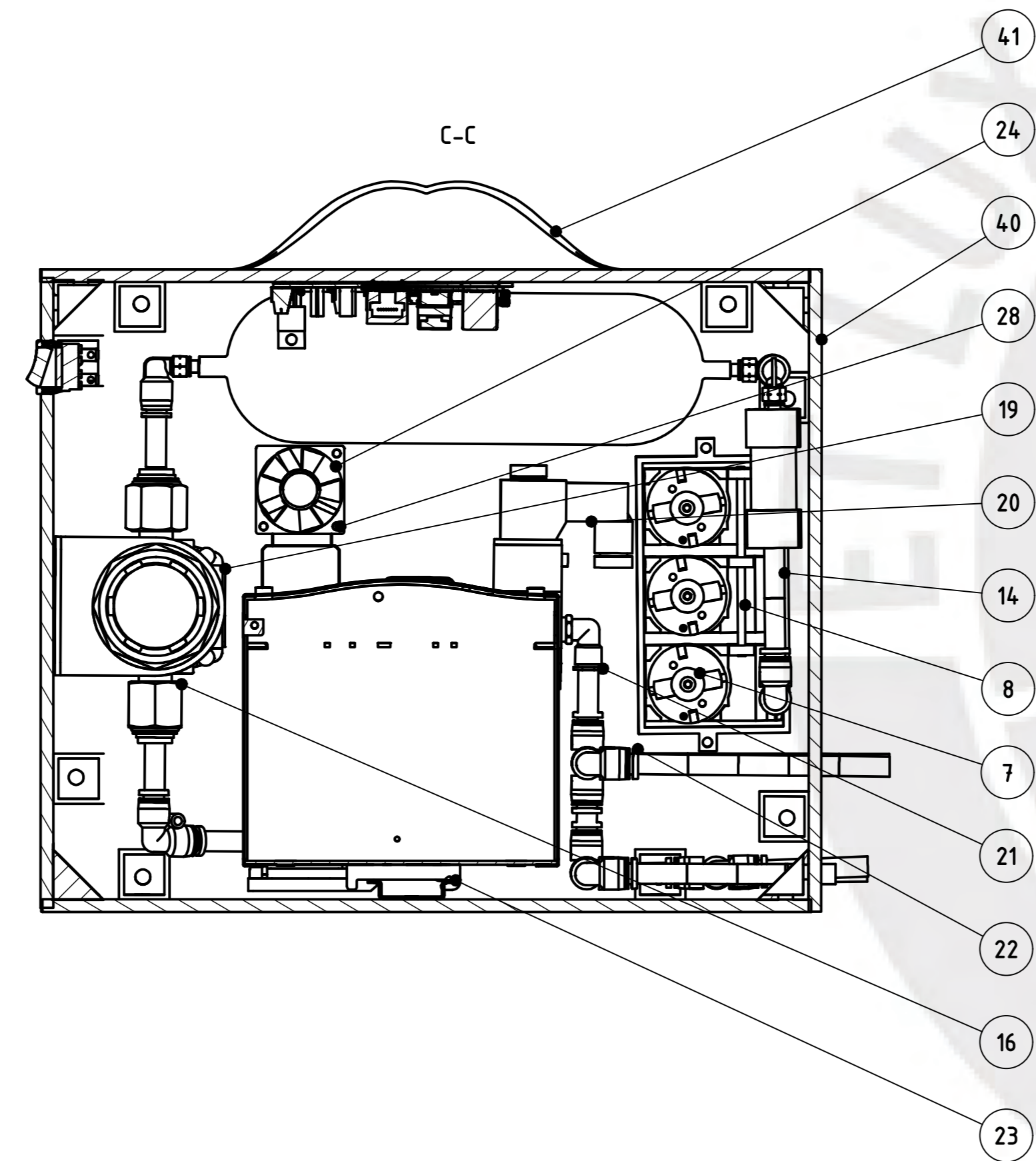
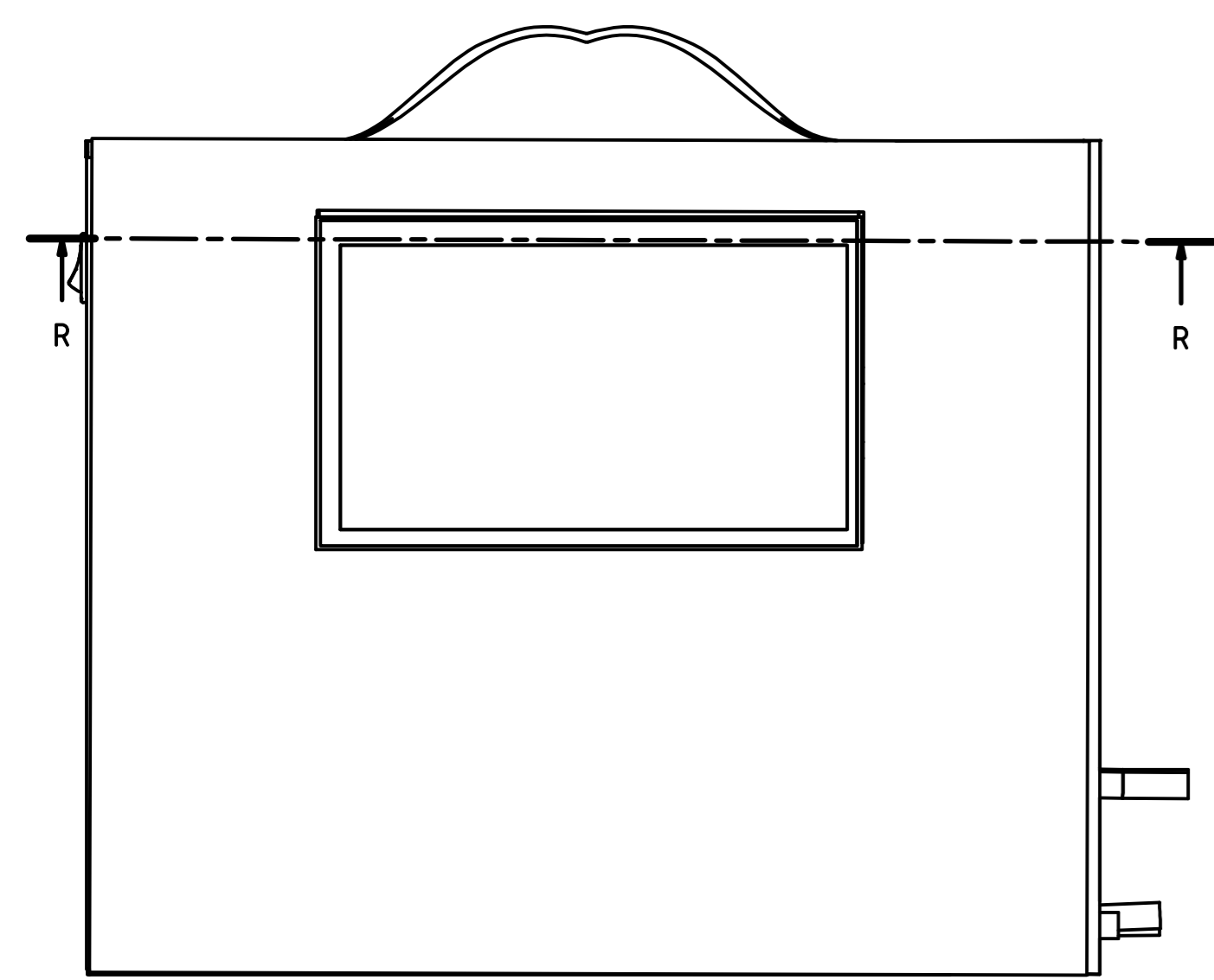
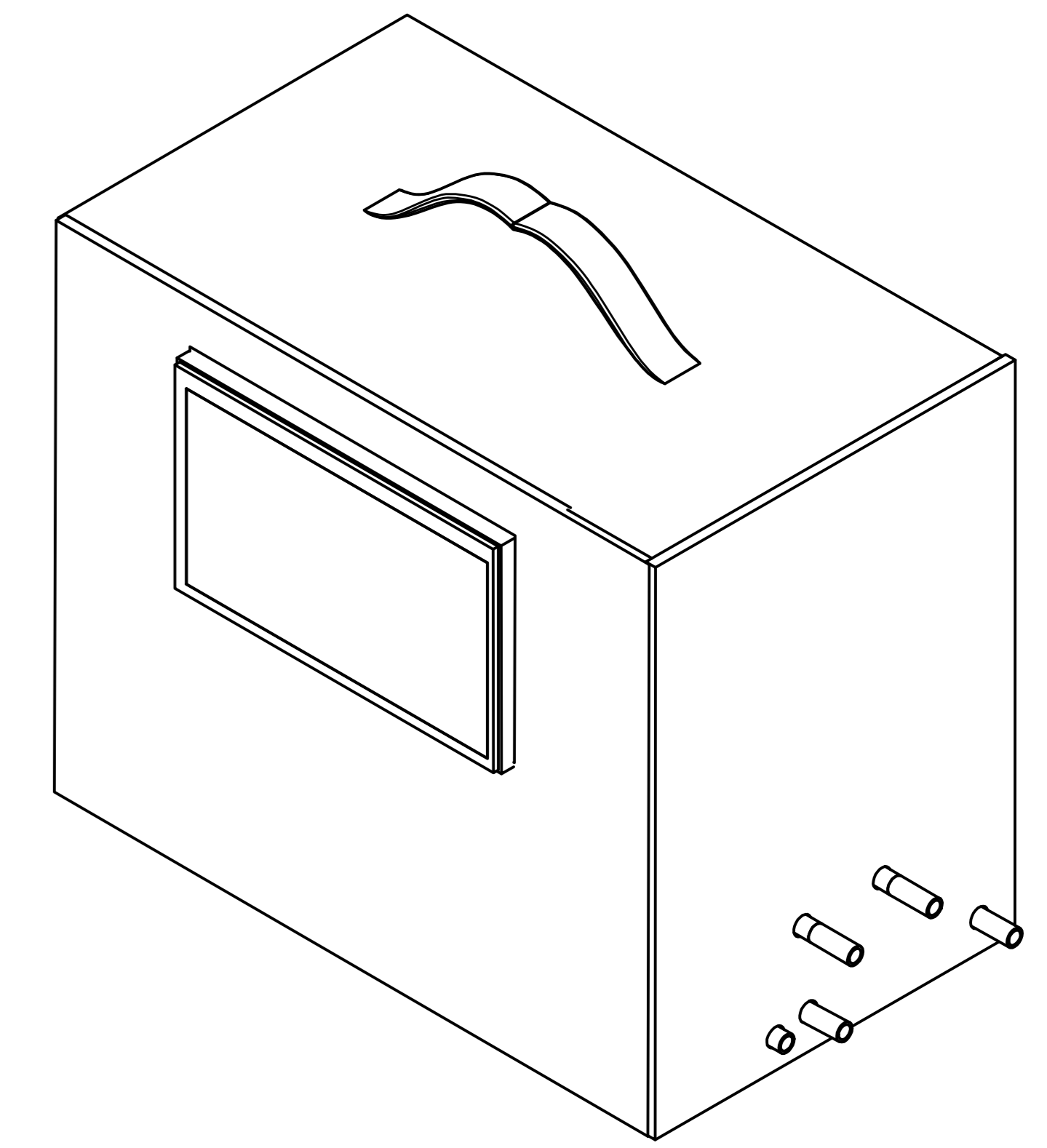
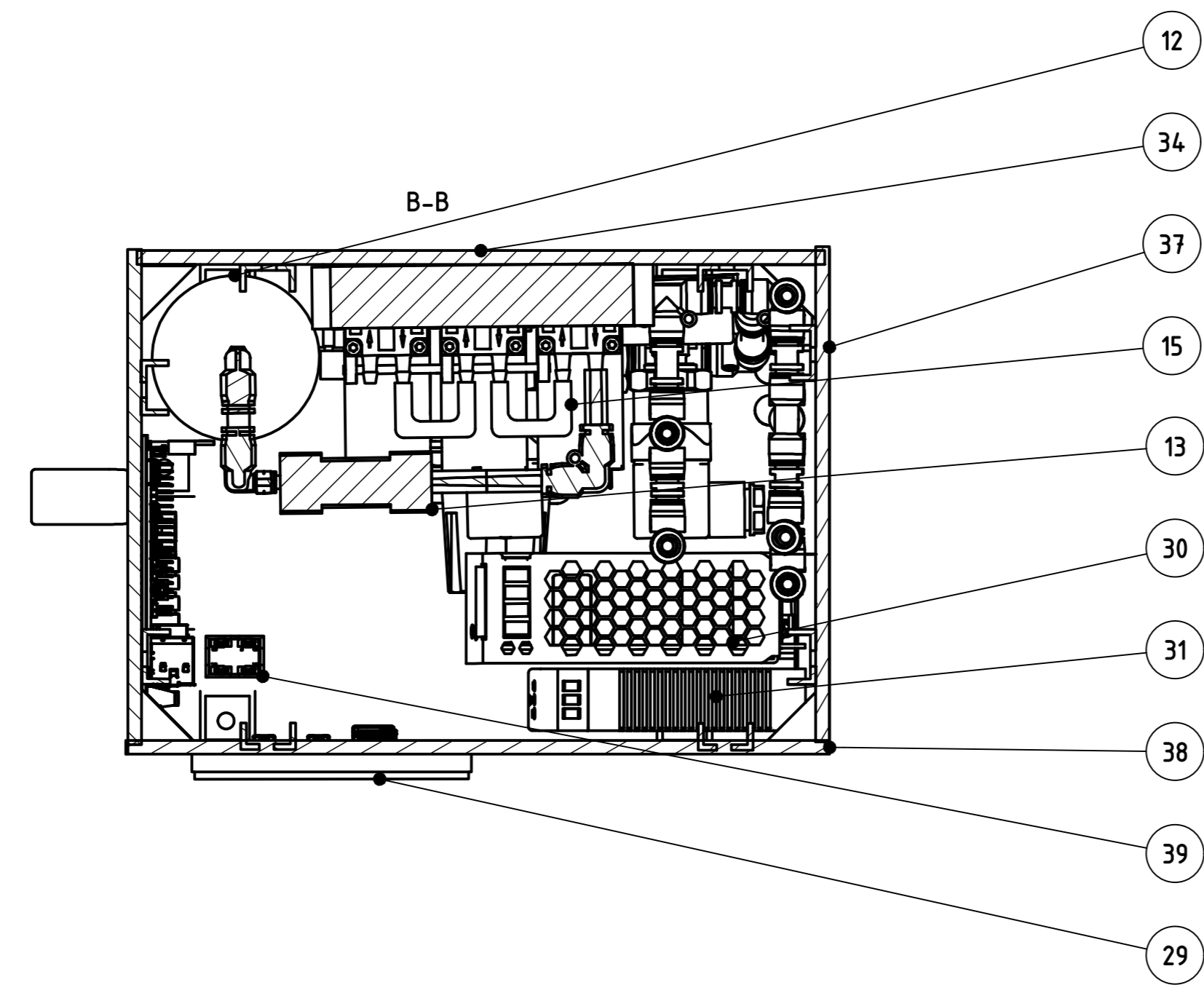
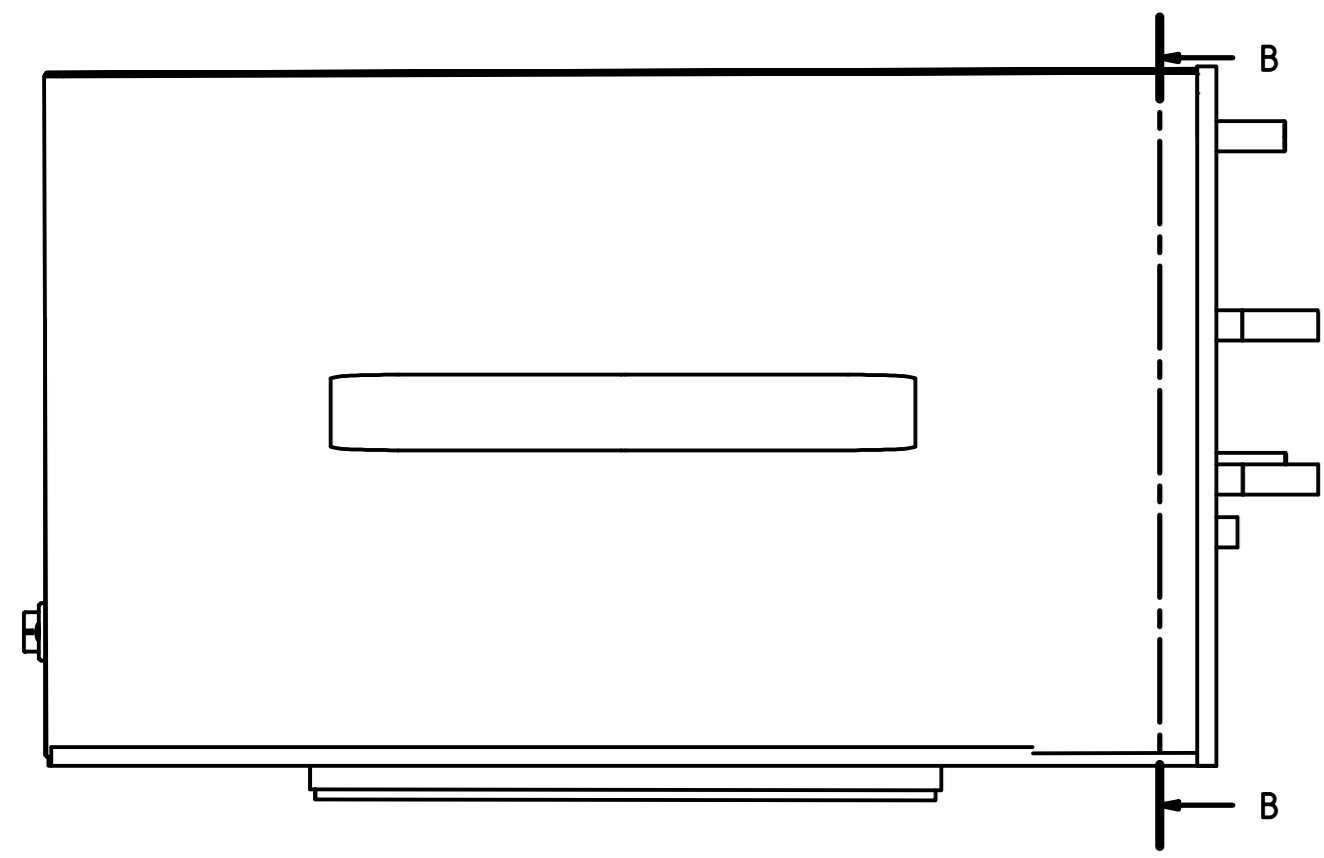


6	1	Subensamble sistema de control	E-A0-02		
5	2	Case de IMU - Inferior	D-A3-04		ABS
4	5	Manguera 6mm			
3	2	Case de IMU - Superior	D-A3-03		ABS
2	5	Actuador neumatico blando			Caucho de silicona
1	1	Guante de tela			Algodón
IT	CANT	NOMBRE	DESCR.	NORMA	MATERIAL

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica

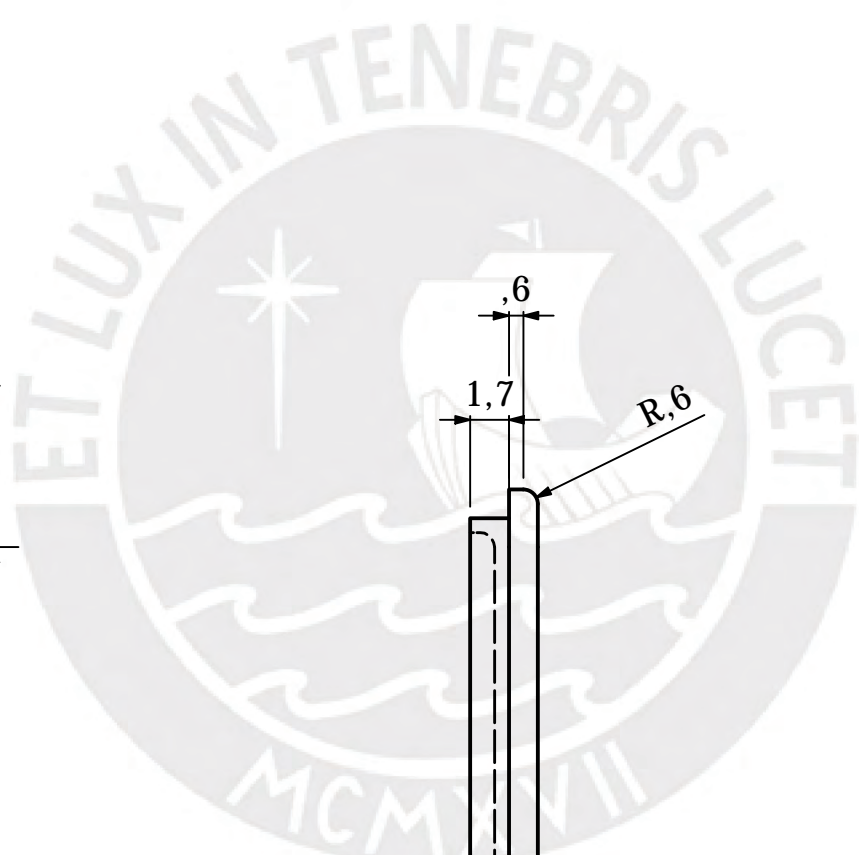
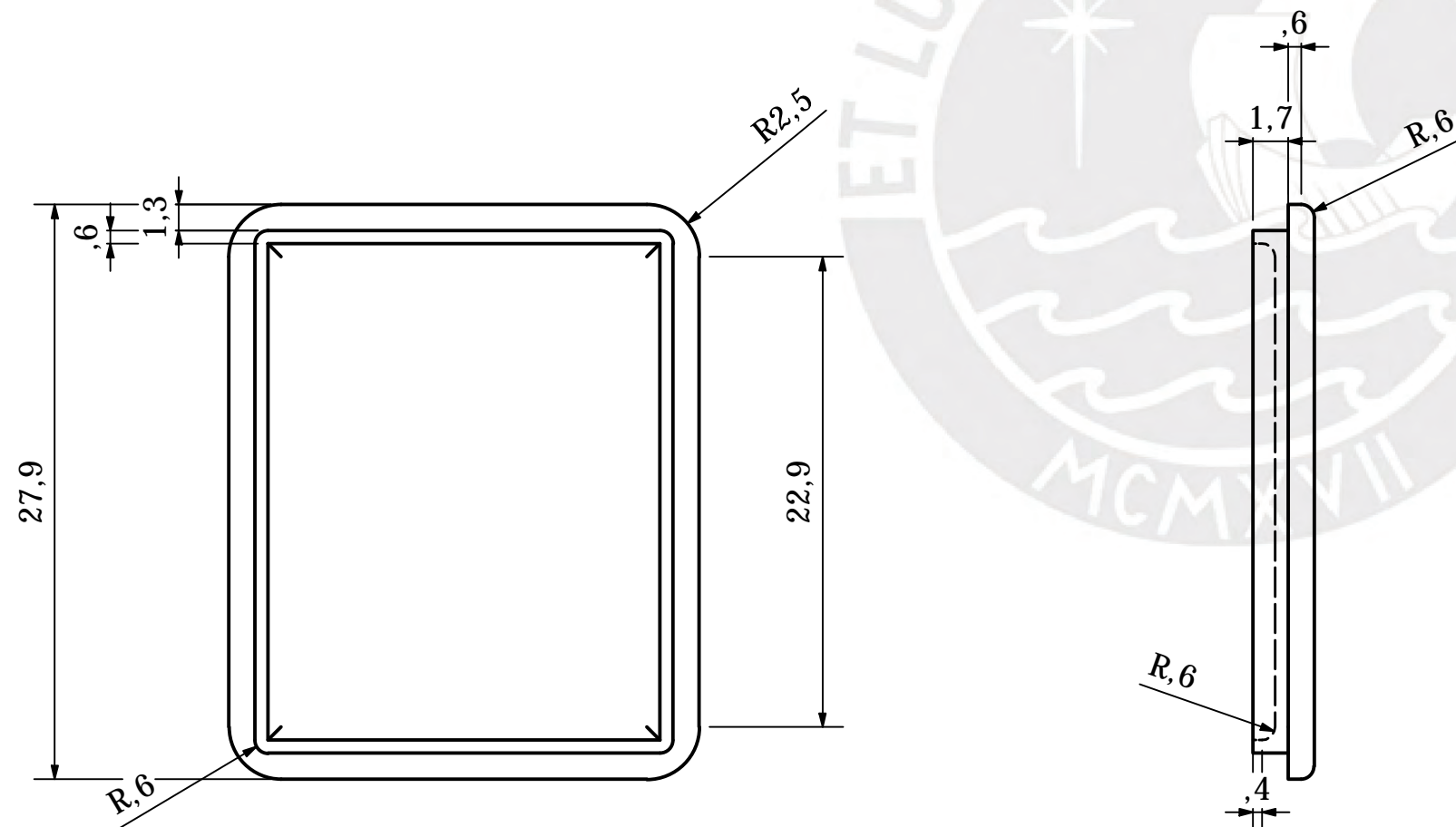
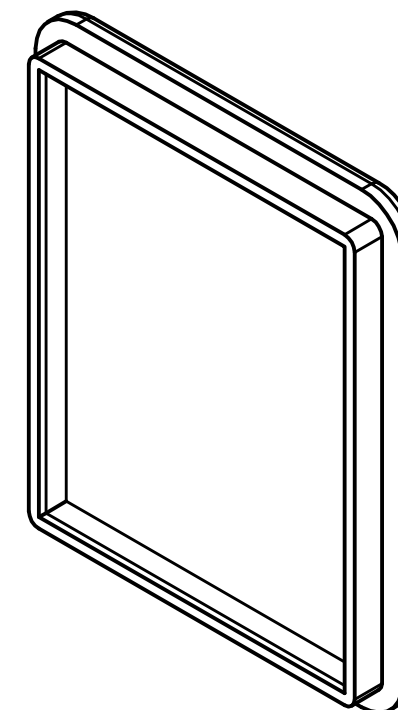
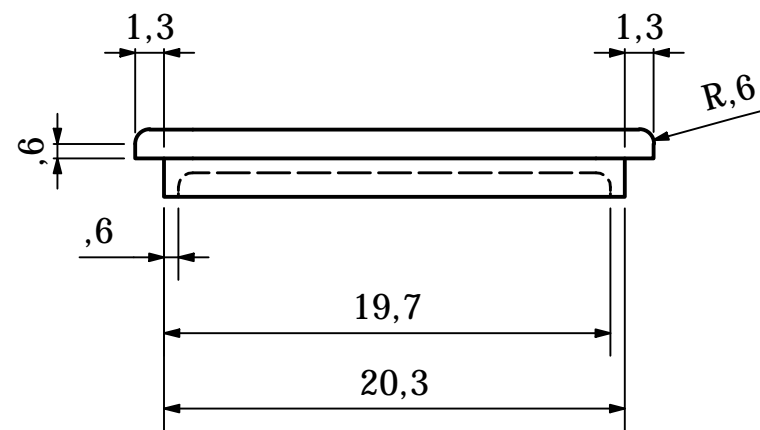
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA	ESCALA
	Ensamble de dispositivo robótico para rehabilitación	1:2
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2025
		LÁMINA: E-A2-01

COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA



42	1	Válvula proporcional		
41	1	Asa		
40	1	Cara N°5 - de tubos	ver D-A2-11	Al 6061-T6
39	1	Switch Mini Rocker L-Pin		
38	1	Cara N°4 - de pantalla	ver D-A2-10	Al 6061-T6
37	2	Cara N°3	ver D-A2-09	Al 6061-T6
36	24	Triángulo 20x20		
35	1	Cara N°2	ver D-A2-08	Al 6061-T6
34	1	Cara N°1	ver D-A2-07	Al 6061-T6
33	1	Placa de circuito impreso		
32	1	Raspberry pi 4		
31	1	Fuente 24V-DC Meanwell NDR-20-24		
30	1	Fuente 5V-DC NDR-100		
29	1	Pantalla táctil 7 pulgadas		
28	3	Soporte de Ventilador		
27	1	Placa metálica base		
26	1	Placa de información		
25	1	Base de baquetilla		
24	1	Ventilador KDE055PFV2-8		
23	1	Inel DIN		ISO 3575
22	4	Tubo conector rápido 6mm		
21	1	Codo con rosca 4mm		
20	1	Válvula solenode 3V11006NCA		
19	1	Válvula reguladora UAR303		
18	7	Codo conector rápido 6 mm		
17	4	Codo roscado 6mm		
16	2	Rator roscado 6mm BPC1202		AISI 304
15	2	Manguera de Unión de Compresores		
14	37	Pedazo de Manguera 6mm		
13	1	Válvula Check NPFC		
12	1	Tímpano de Aire	ver D-A2-06	AISI 304
11	2	Tee de acero 6mm		AISI 304
10	2	Transductor de presión		
9	1	Soporte de Compresores	ver D-A2-05	Plástico ABS
8	1	Pasante Compresores		AISI 304
7	3	Compresor neumático		
IT	CANT	NOMBRE	DESCR	NORMA MATERIAL

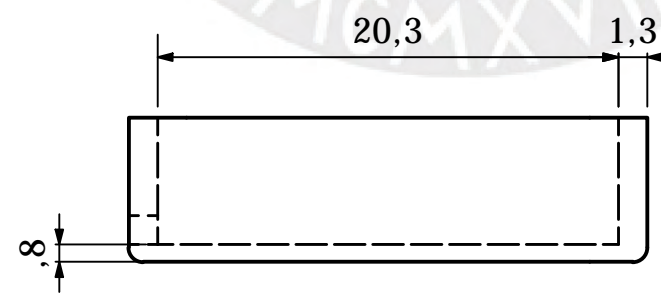
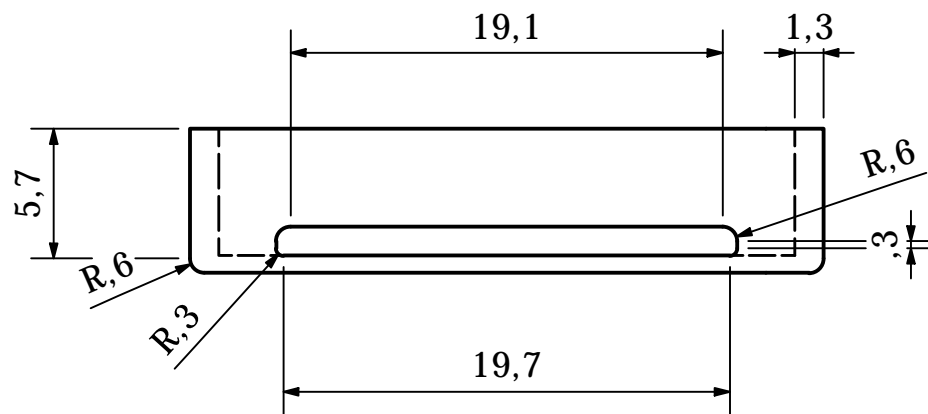
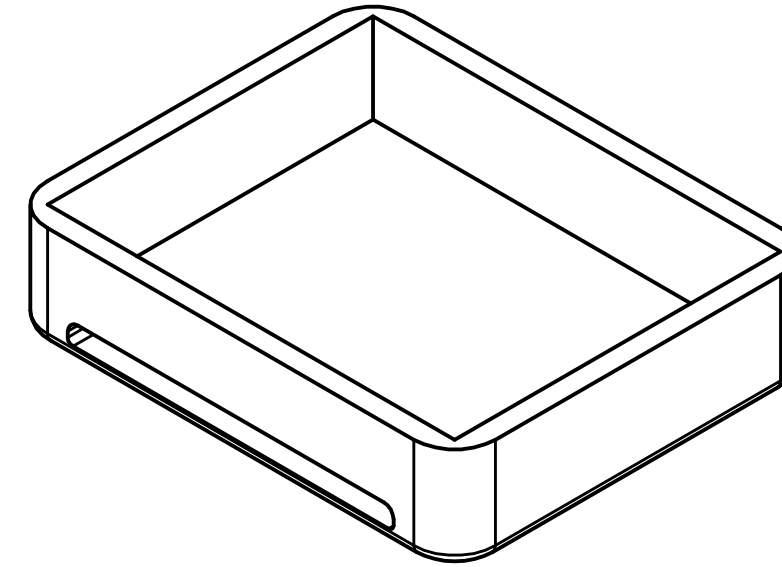
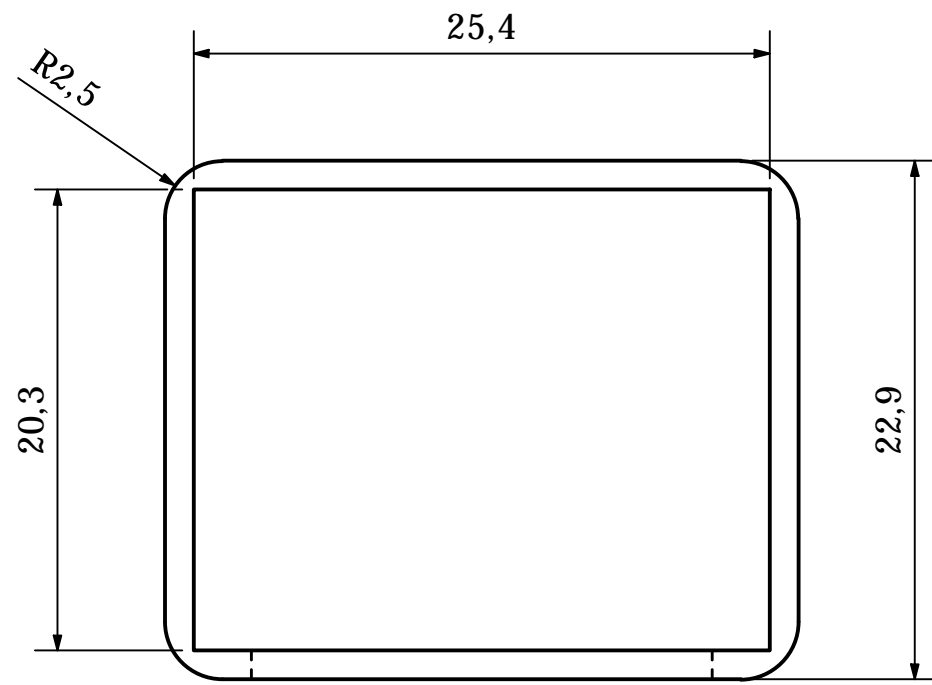
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica			
DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBOTICO BLANDO PARA LA REHABILITACION DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LEVA			
Subensamble sistema de control			
MÉTODO DE PROYECCIÓN	FECHA:	ESCALA	
	20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	1:2
			FECHA: 05-11-2023
			LÁMINA: E-A0-02



Parámetros de impresión 3D:
 -Densidad de relleno 50%
 -Altura de capa: 0.2 mm
 -Velocidad de impresión: 40 mm/s

ACABADO SUPERFICIAL EDM 100	TOLERANCIA GENERAL ± 0.2 mm	MATERIAL PLÁSTICO - ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 3	ESCALA 3:1
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2025
		LÁMINA: D-A3-03

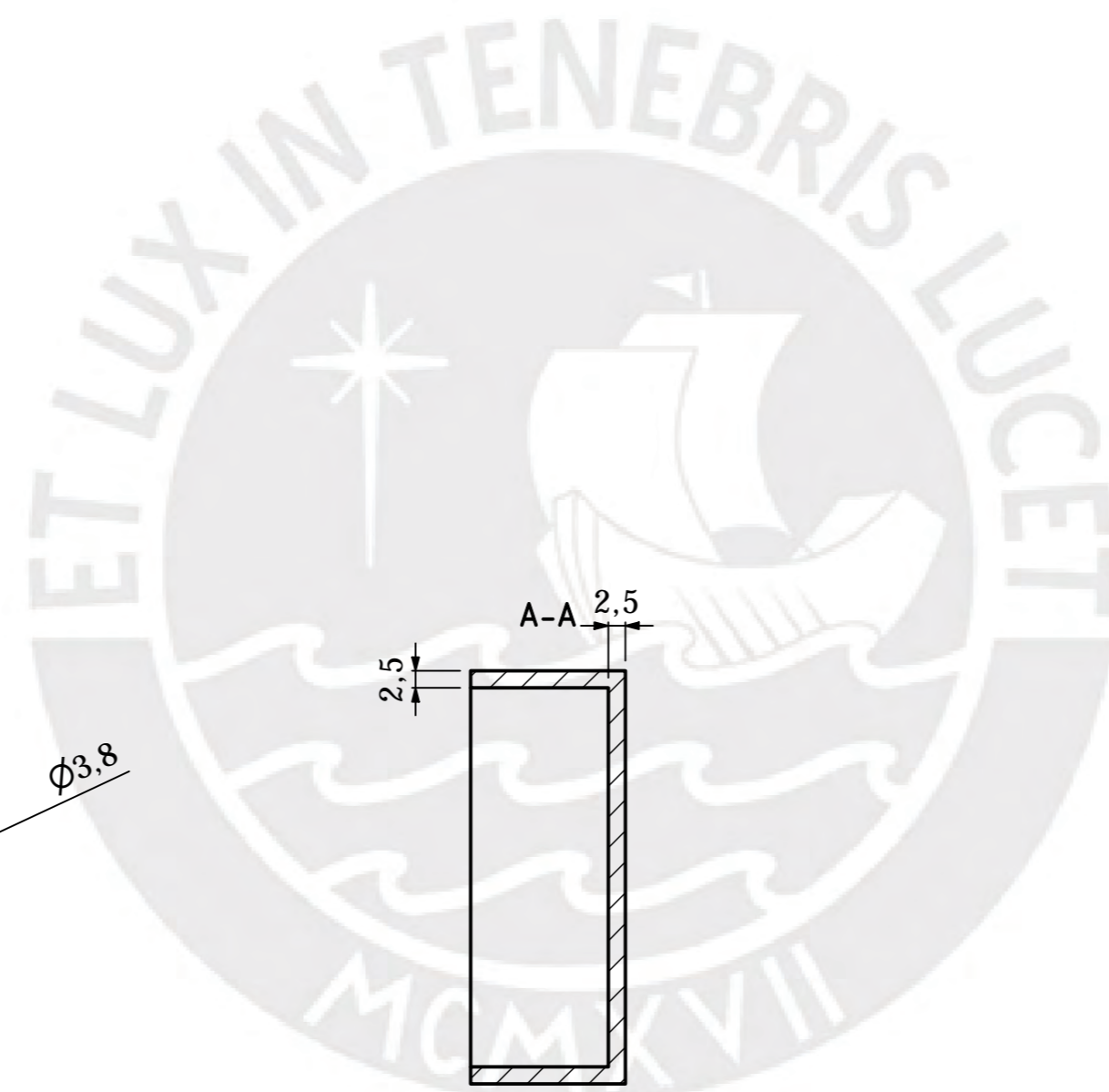
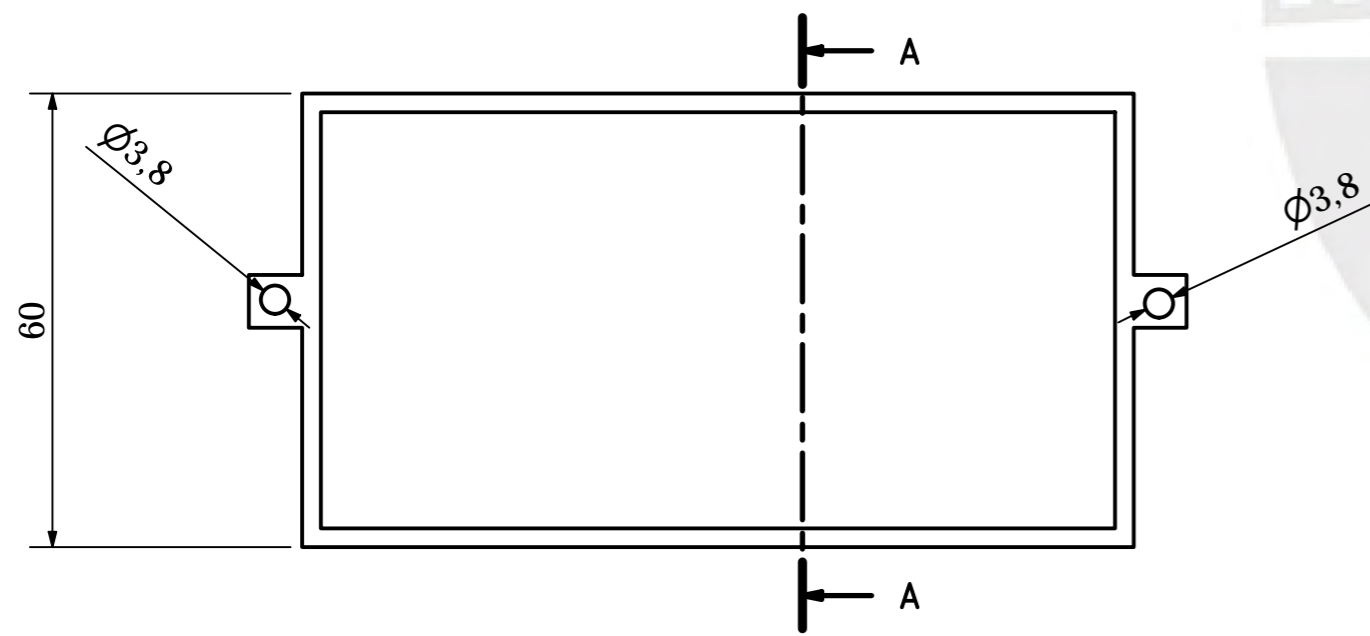
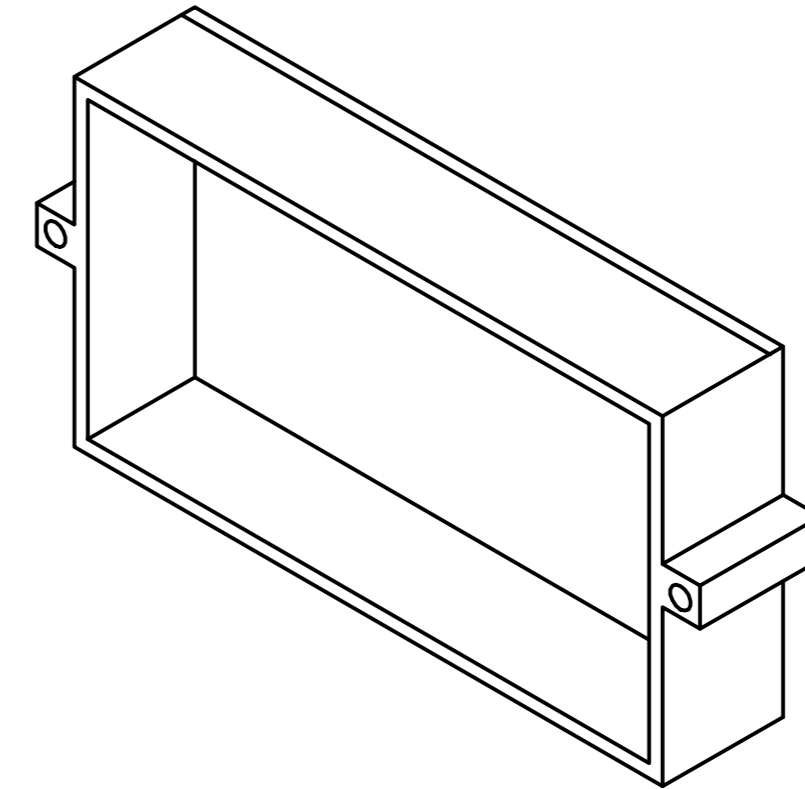
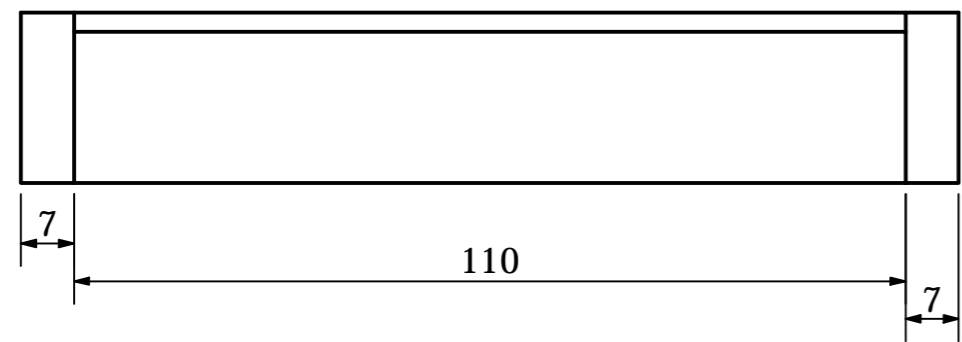
COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA



Parámetros de impresión 3D:
 -Densidad de relleno 50%
 -Altura de capa: 0.2 mm
 -Velocidad de impresión: 40 mm/s

ACABADO SUPERFICIAL EDM 100	TOLERANCIA GENERAL ± 0.2 mm	MATERIAL PLÁSTICO - ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 5	ESCALA 3:1
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2025
		LÁMINA: D-A3-04

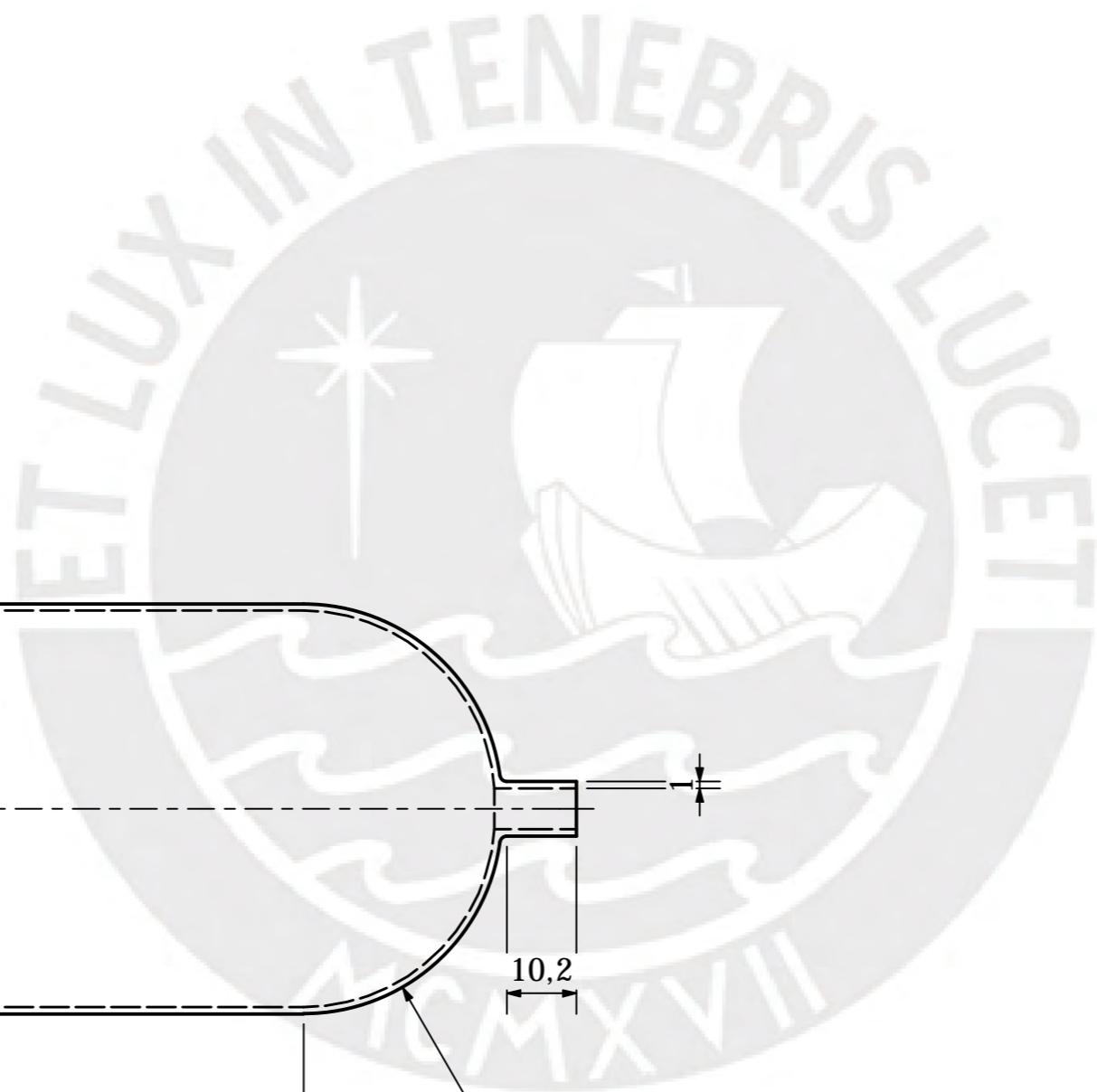
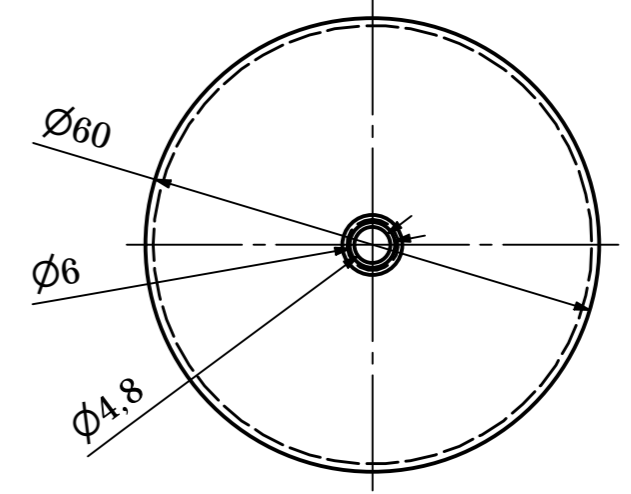
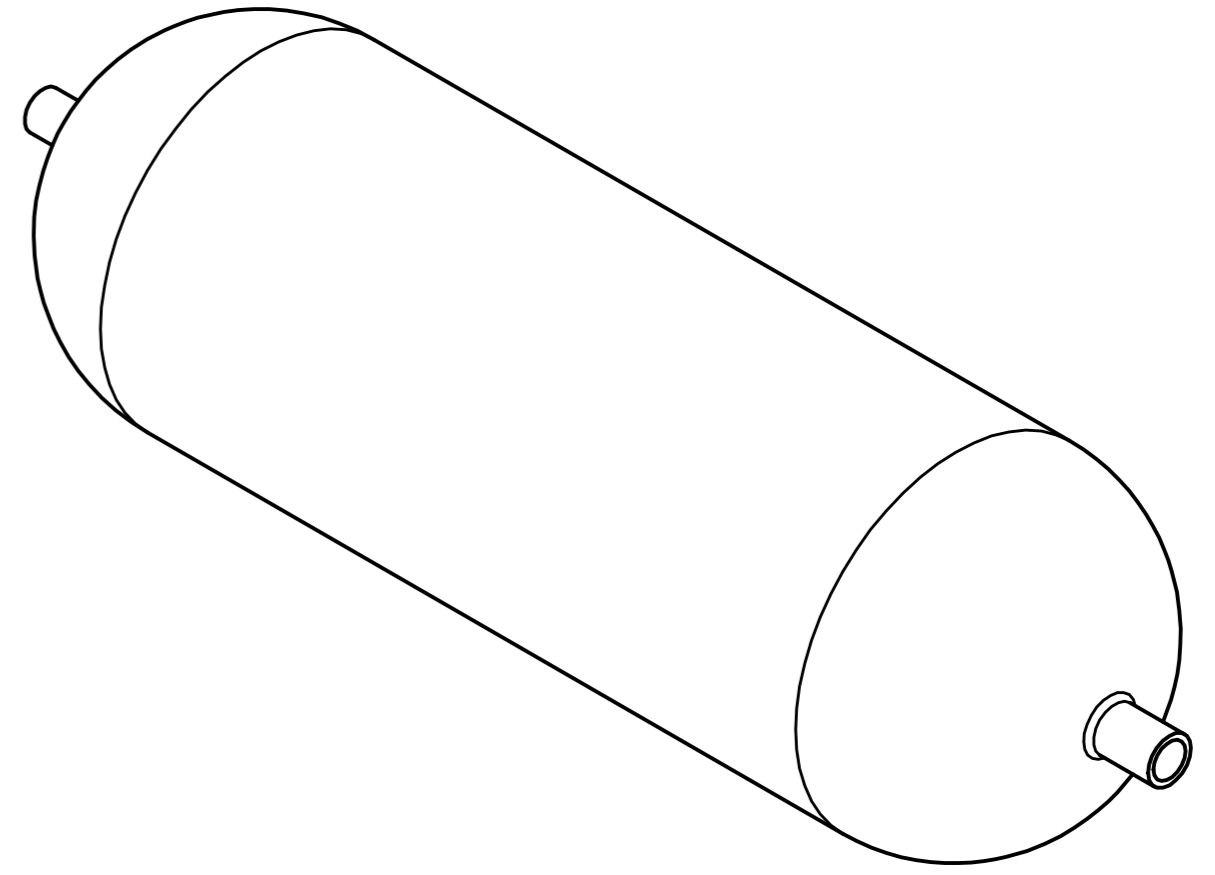
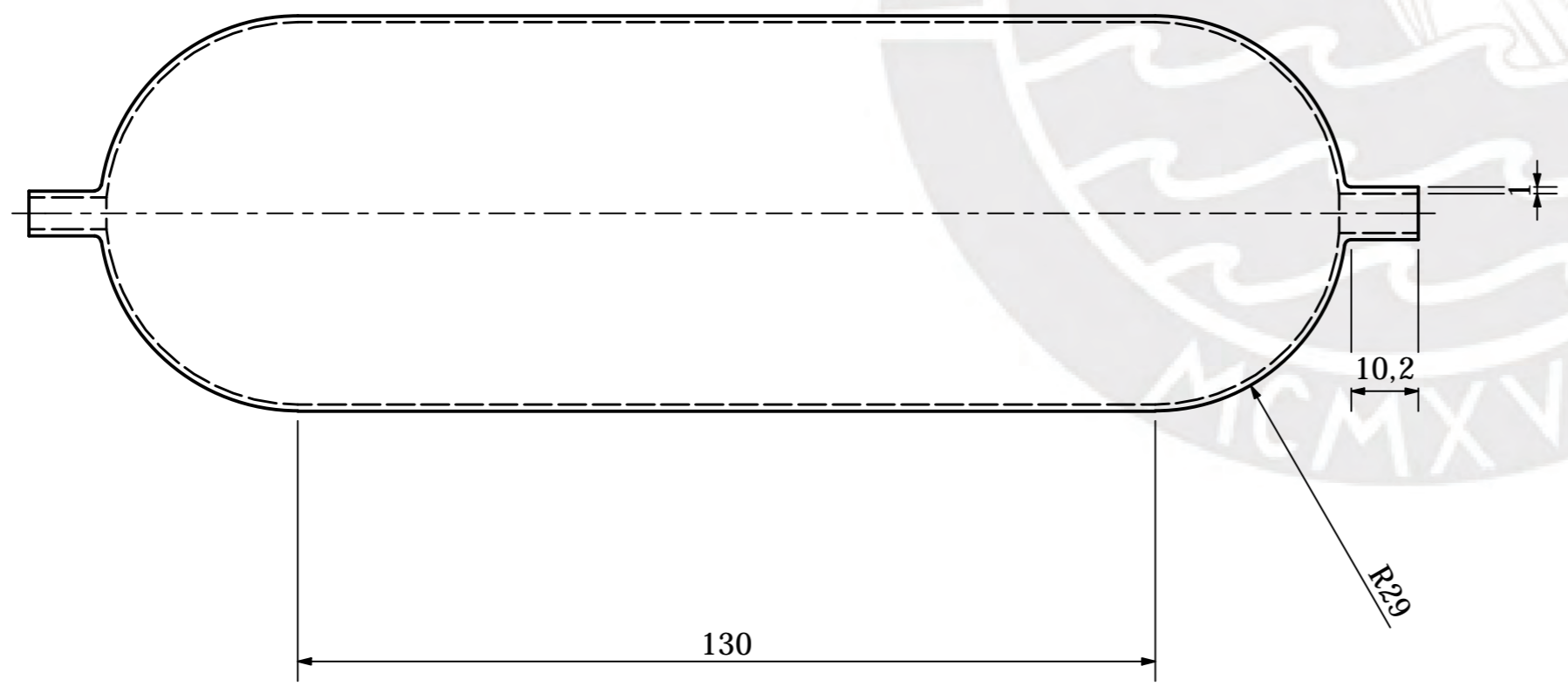
COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA



Parámetros de impresión 3D:
 -Densidad de relleno 50%
 -Altura de capa: 0.2 mm
 -Velocidad de impresión: 40 mm/s

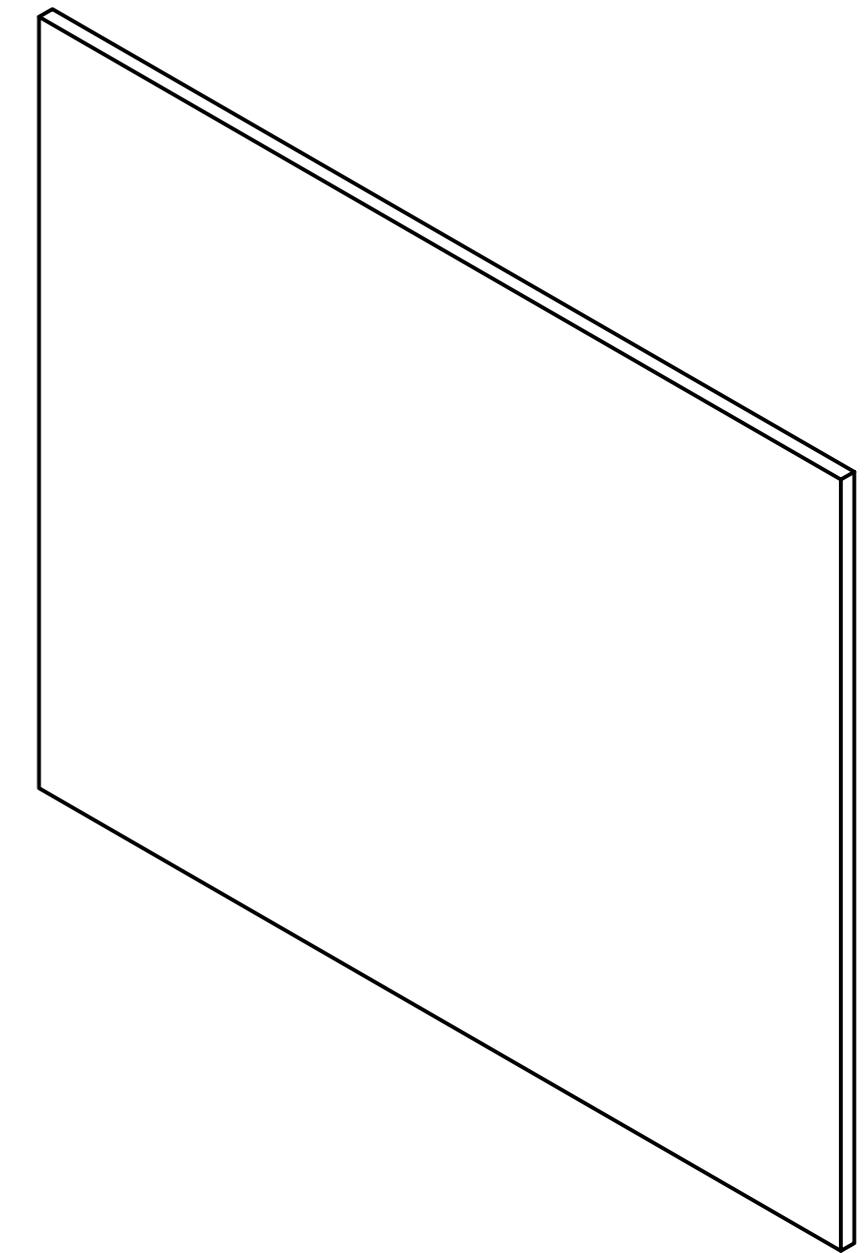
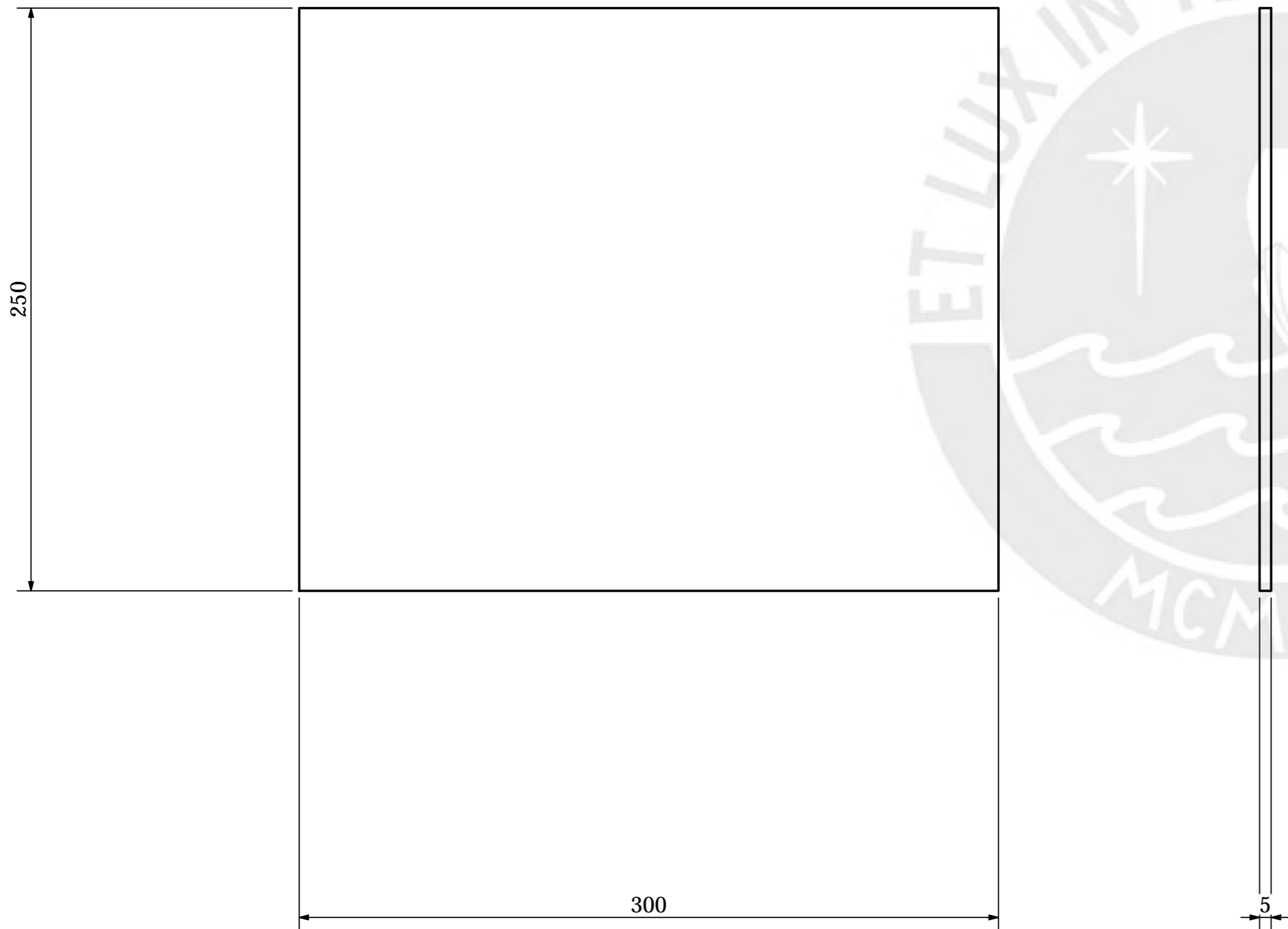
ACABADO SUPERFICIAL EDM 100	TOLERANCIA GENERAL ± 0.2 mm	MATERIAL PLÁSTICO - ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 9	ESCALA 1:1
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2025
		LÁMINA: D-A2-05

COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA



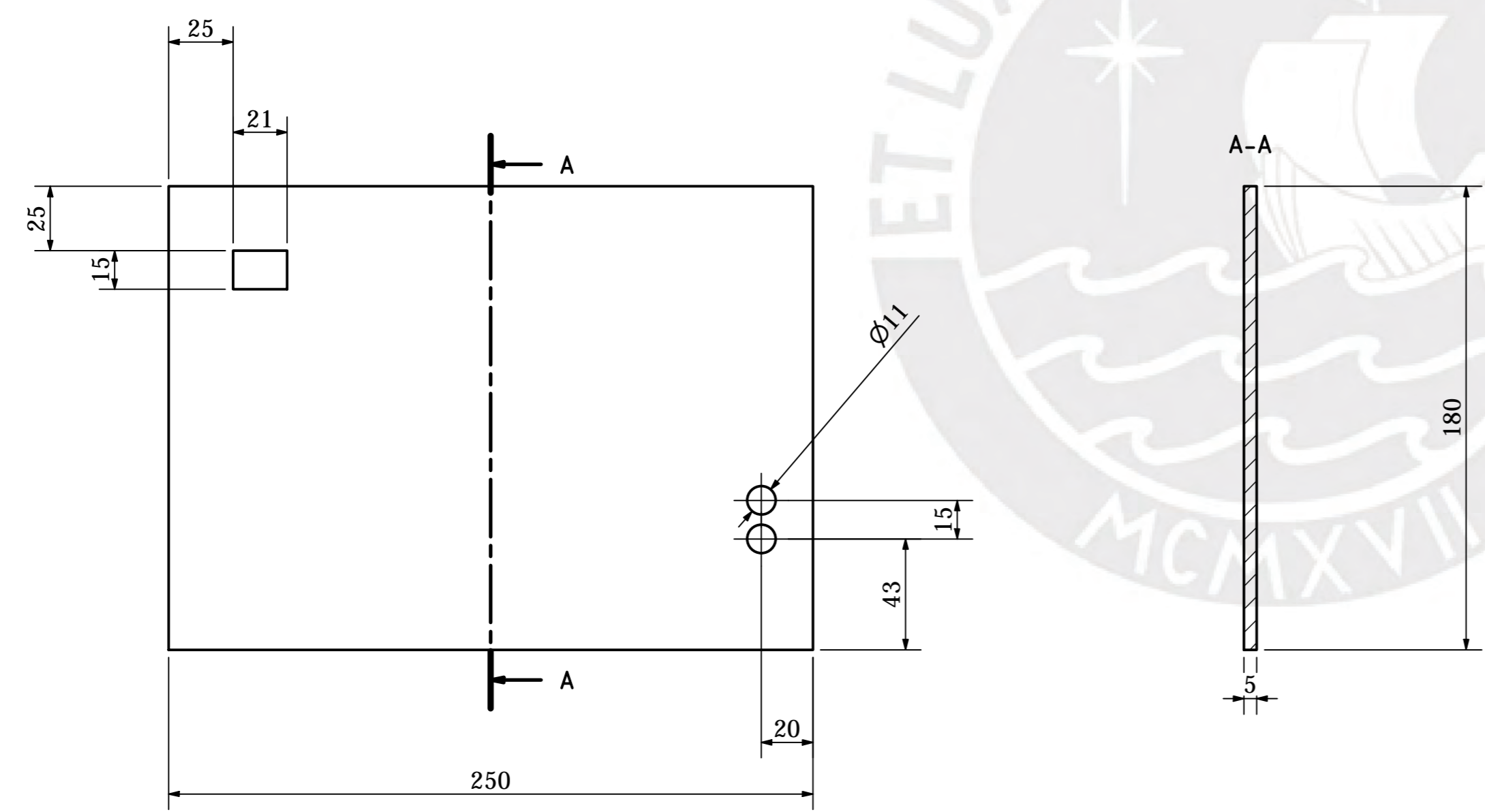
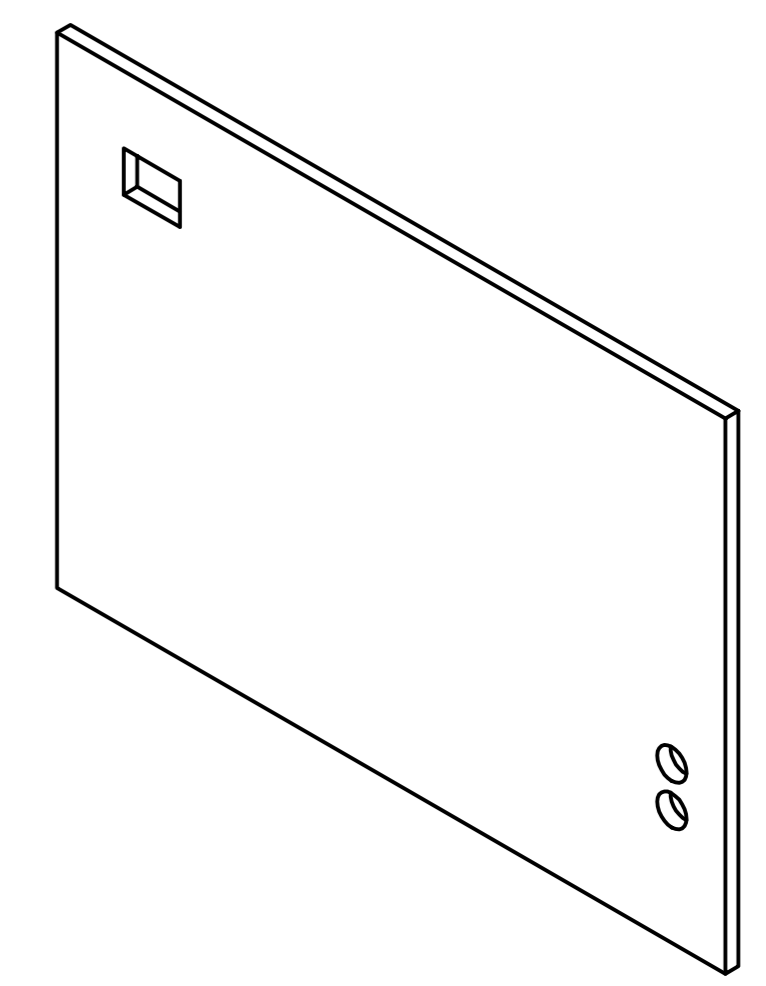
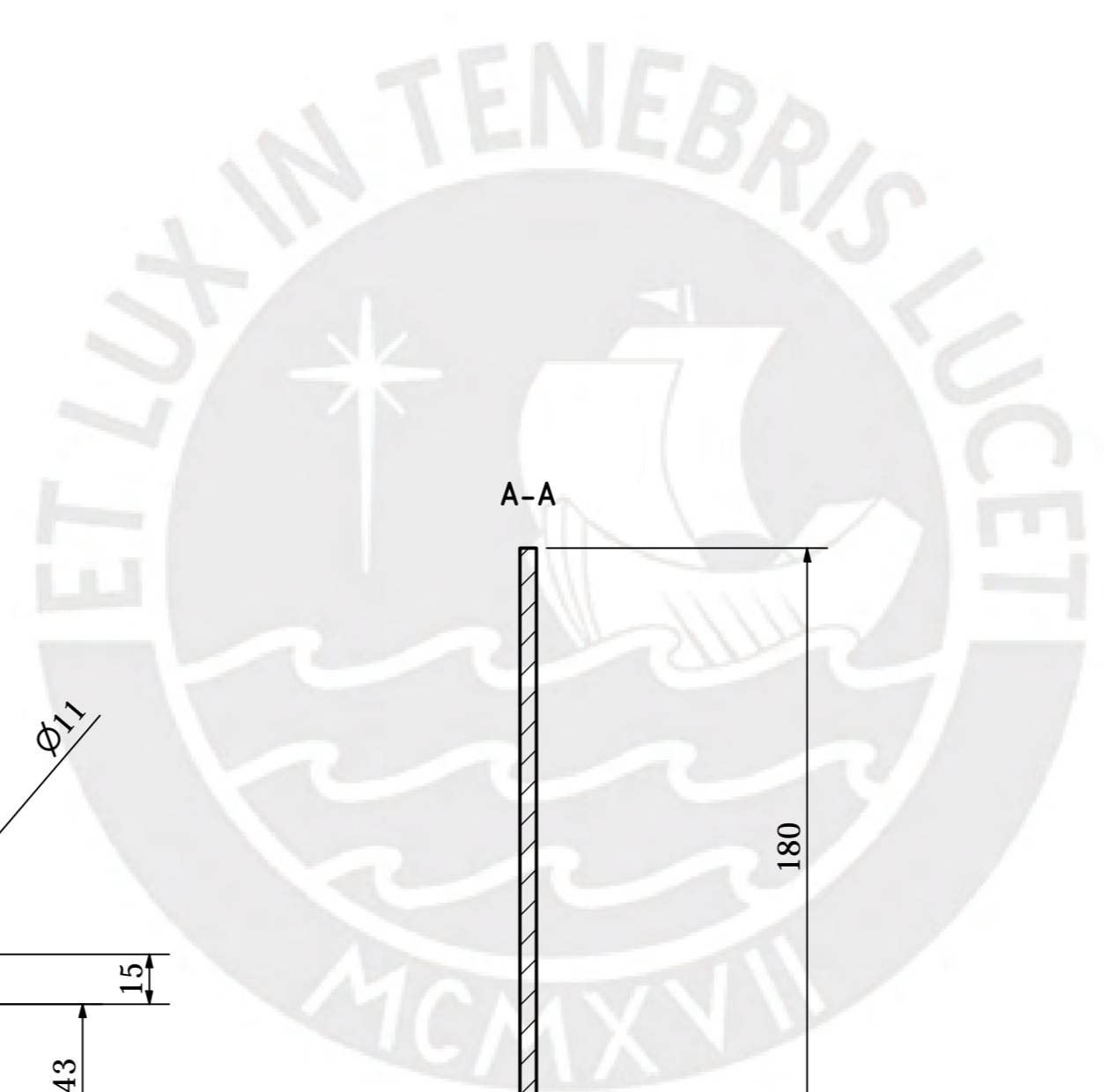
ACABADO SUPERFICIAL 6.3	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768-m	MATERIAL AISI 304
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 12	ESCALA 1:1
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2025
		LÁMINA: D-A2-06

COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA



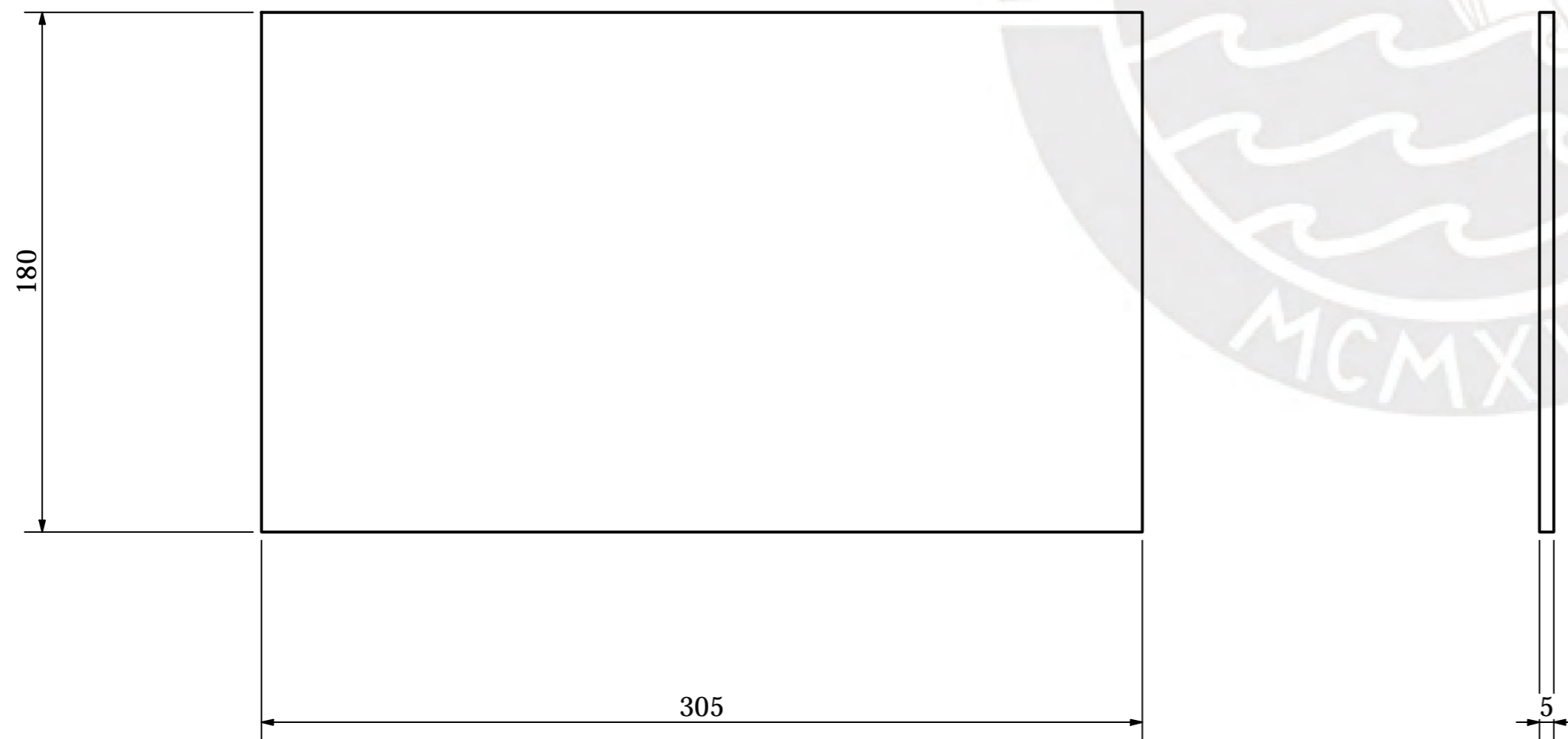
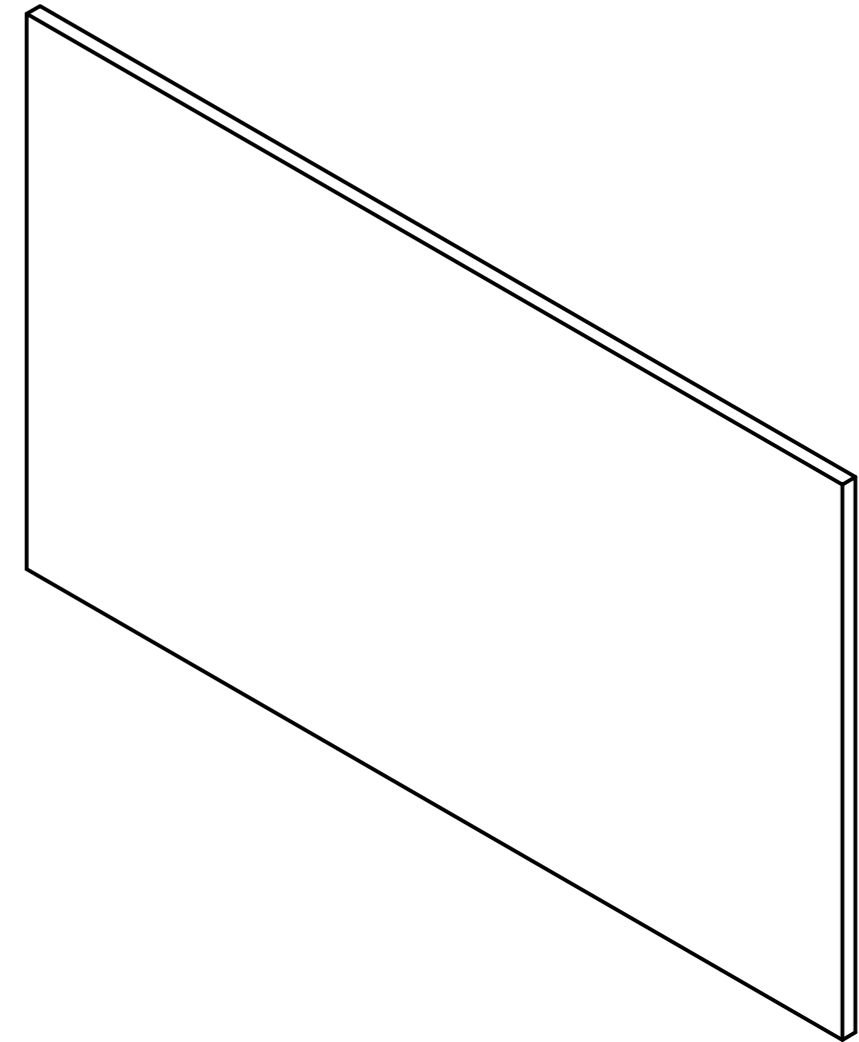
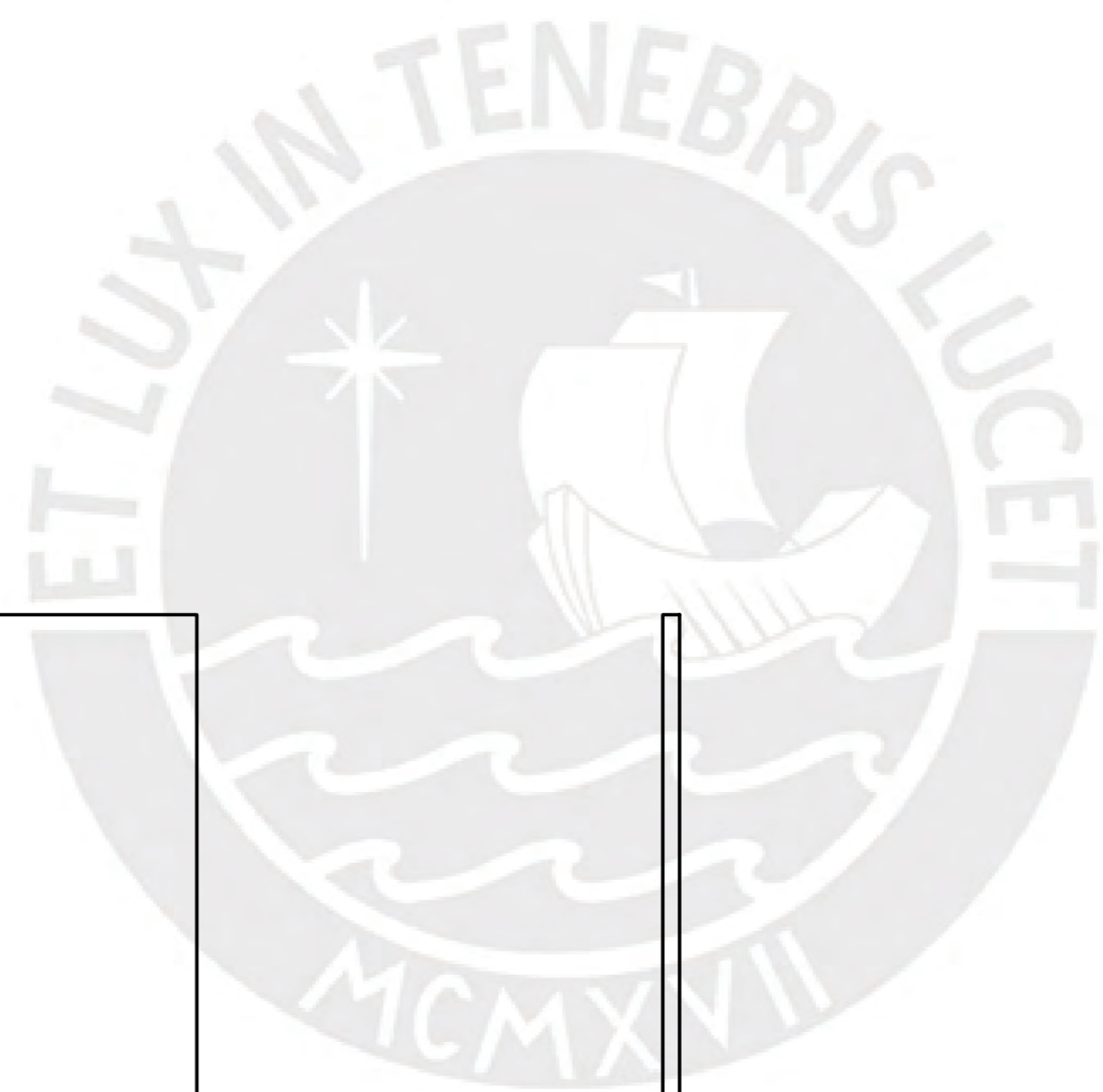
ACABADO SUPERFICIAL 6.3	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768-m	MATERIAL AL 6061-T6
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 34	ESCALA 1:2
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2025
		LÁMINA: D-A2-07

COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA

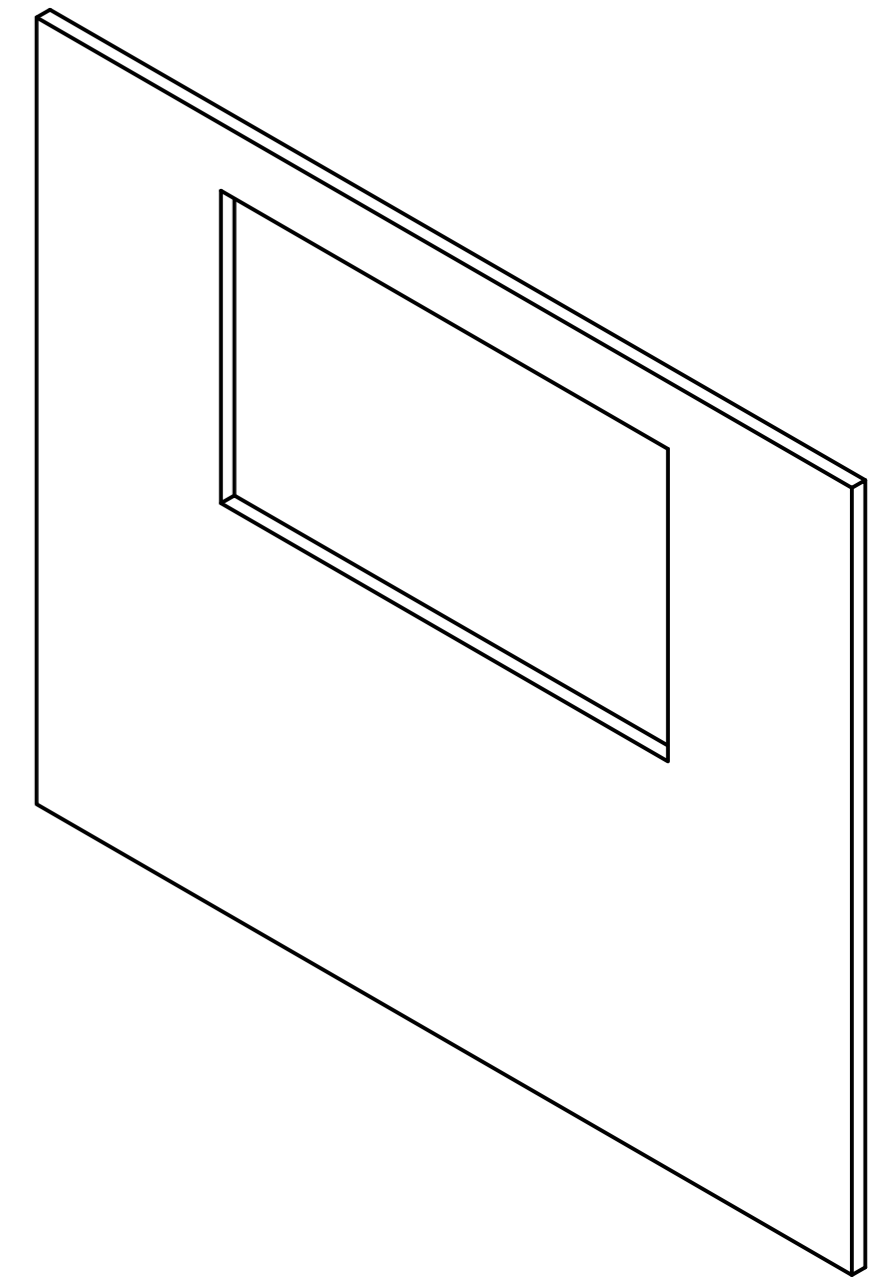
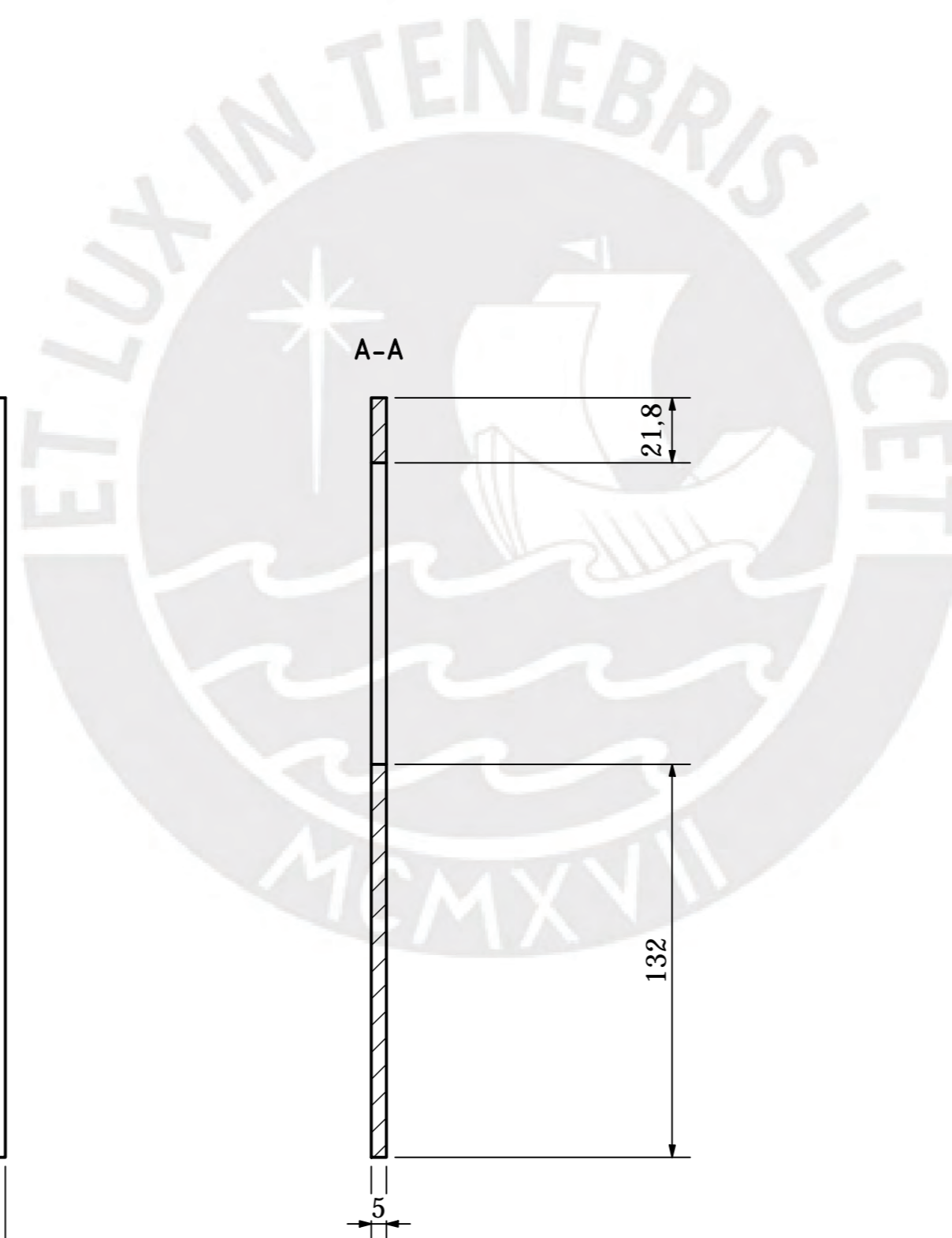
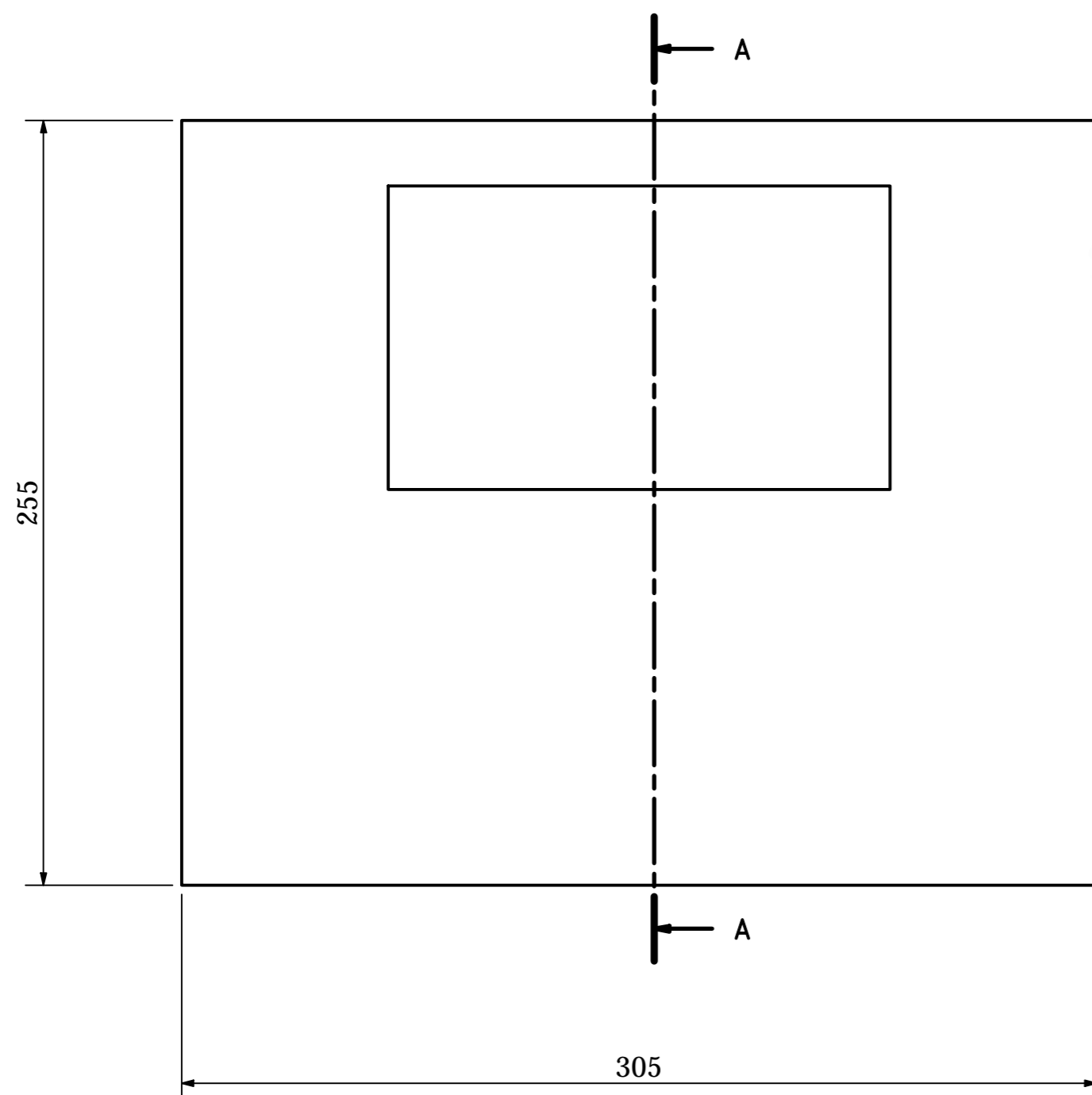


ACABADO SUPERFICIAL 6.3	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768-m	MATERIAL Al 6061-T6
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA BIOMÉDICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA	ESCALA 1:2
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2025
		LÁMINA: D-A2-08

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

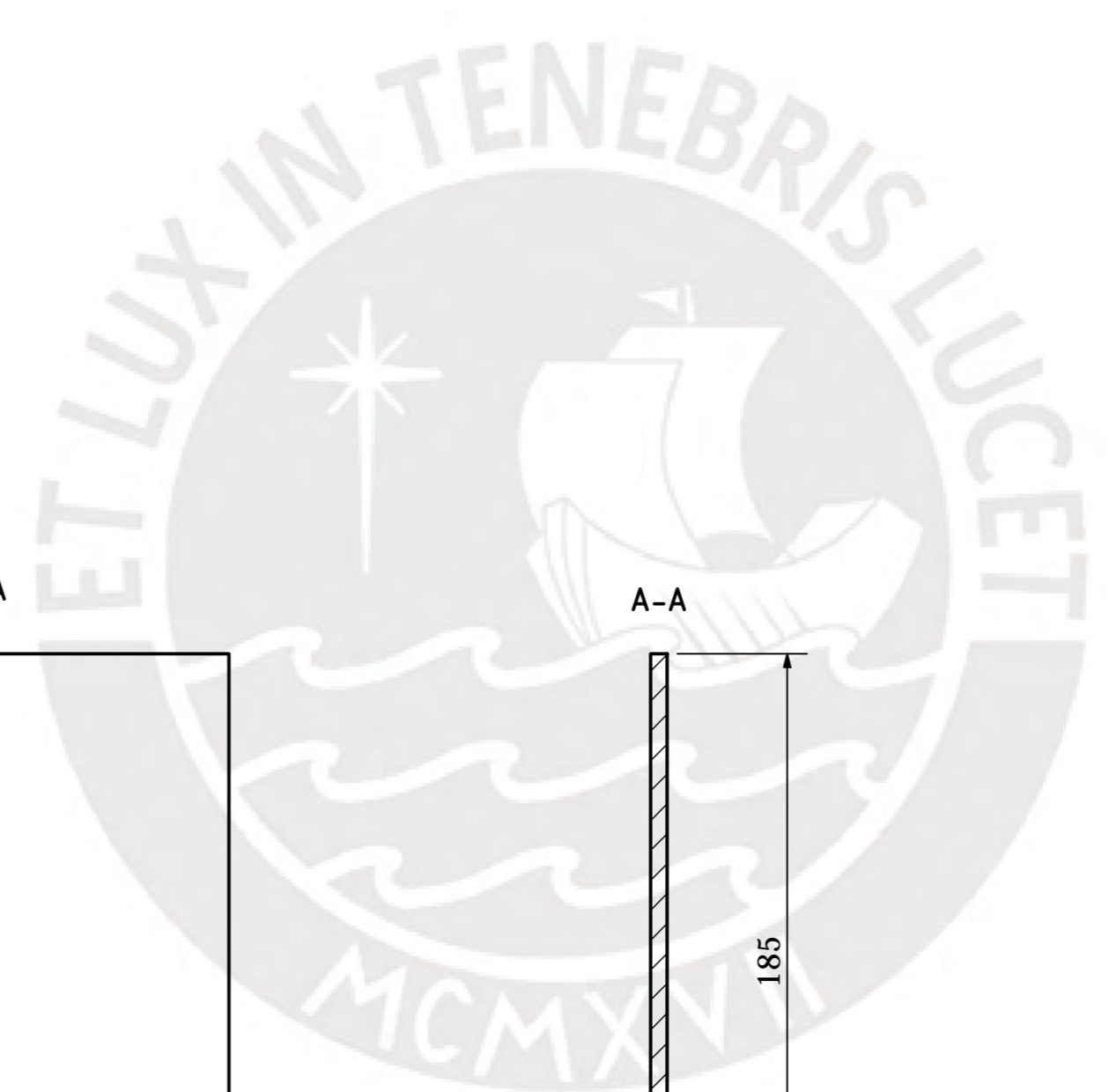
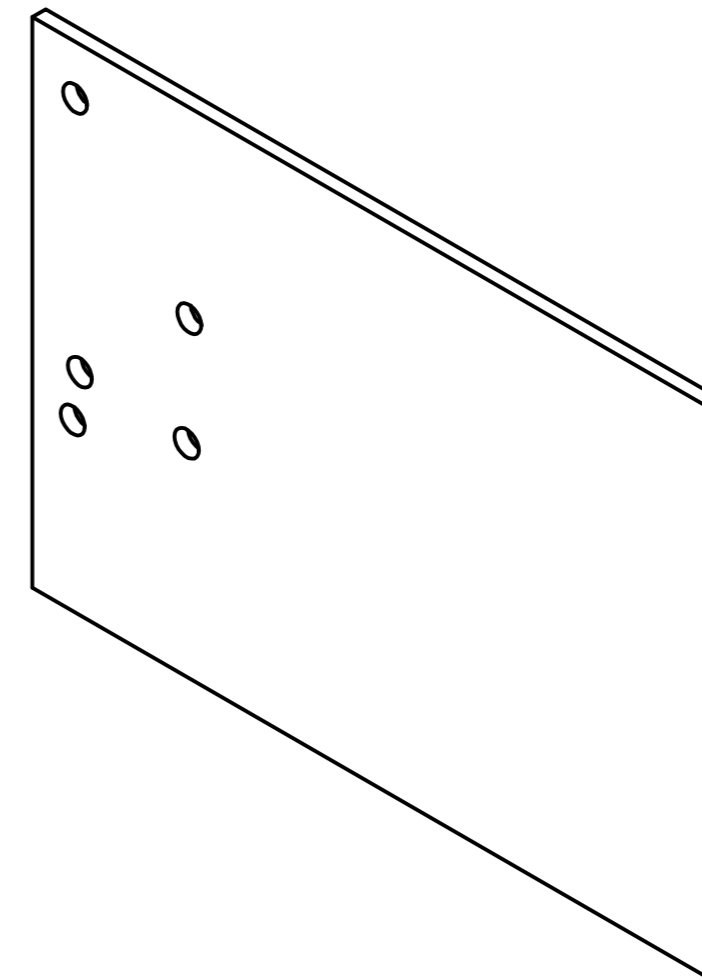
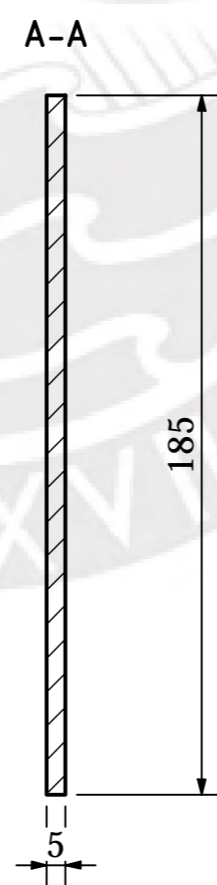
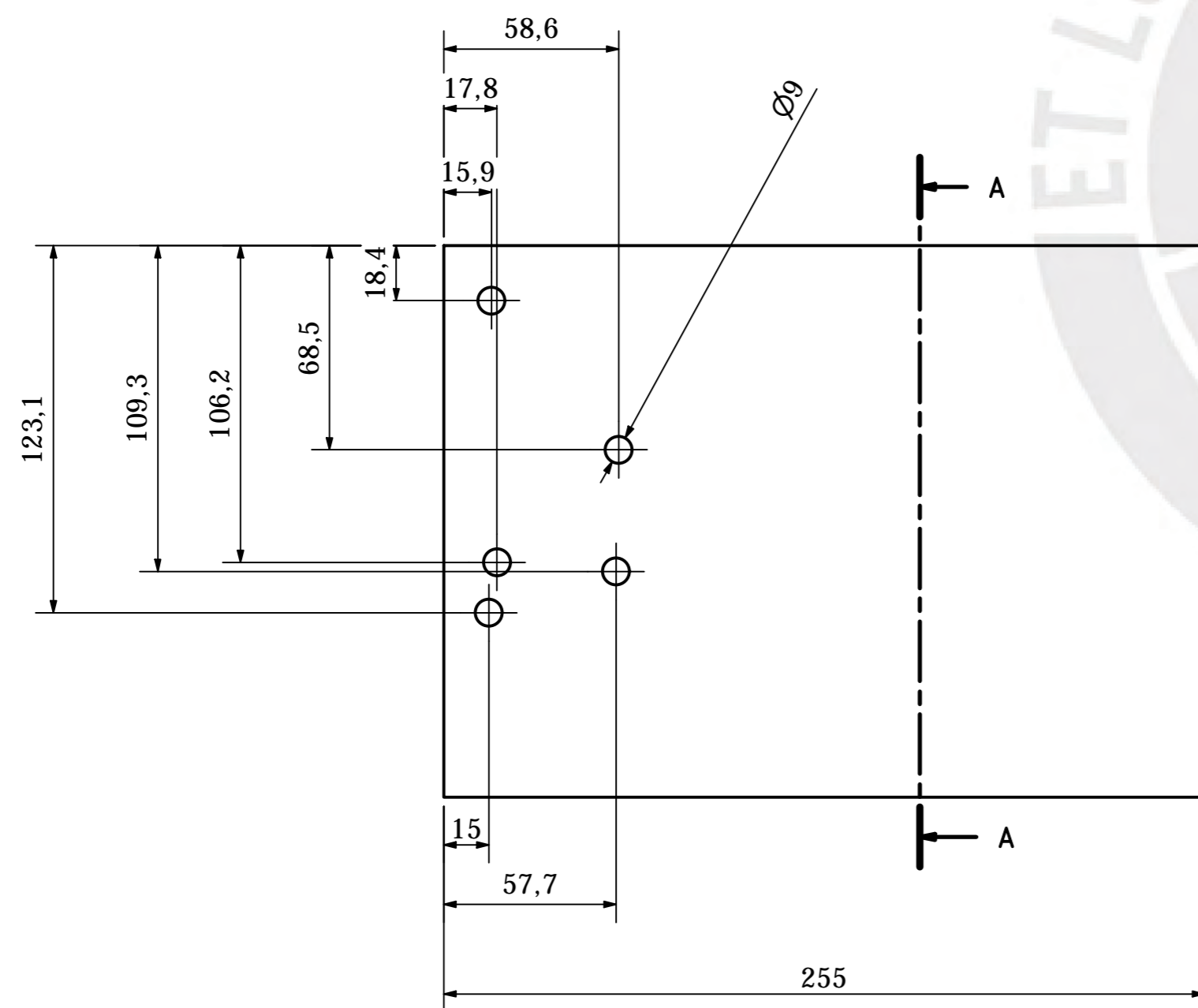


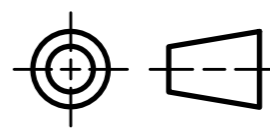
ACABADO SUPERFICIAL 6.3	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768-m	MATERIAL Al 6061-T6
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 37	ESCALA 1:2
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-11-2023
COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA		LÁMINA: D-A2-09



ACABADO SUPERFICIAL 6.3	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768-m	MATERIAL Al 6061-T6
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA BIOMÉDICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 38	ESCALA 1:2
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-11-2023
		LÁMINA: D-A2-10

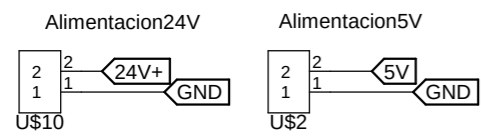
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



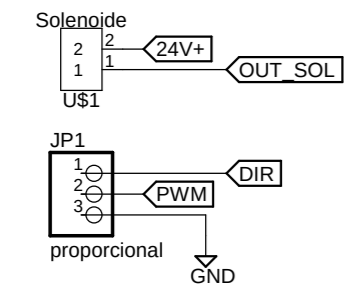
ACABADO SUPERFICIAL 6.3	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768-m	MATERIAL Al 6061-T6
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - Ingeniería Biomédica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO BLANDO PARA LA REHABILITACIÓN DE DEDOS EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL EN LIMA ITEM 40	ESCALA 1:2
20183276	FABIAN LIZARDO, HOMERO WILLIAMS	FECHA: 05-05-2023
		LÁMINA: D-A2-11

COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA

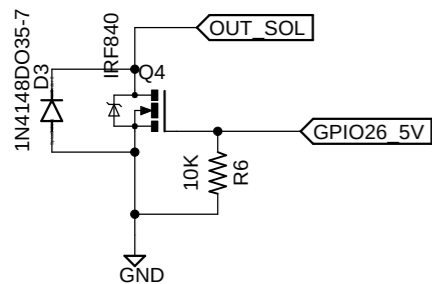
Conexión de alimentación 24v



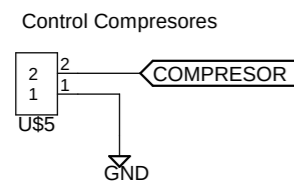
Conexión de valvulas



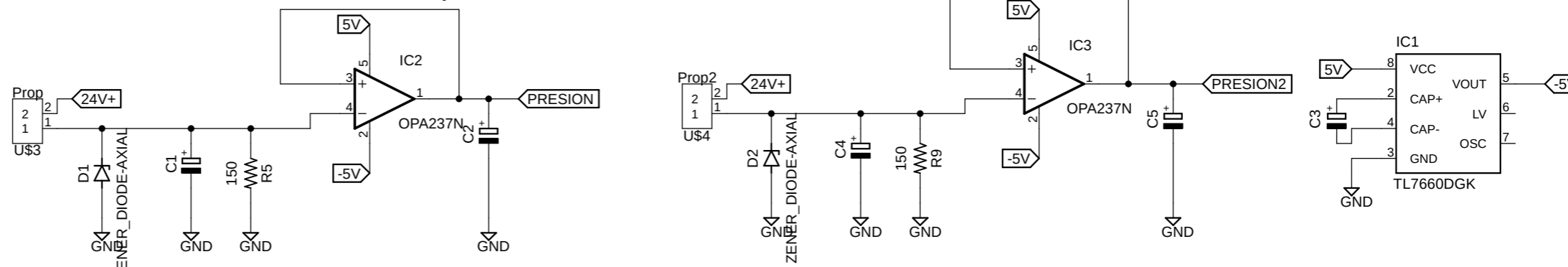
Control de solenoide



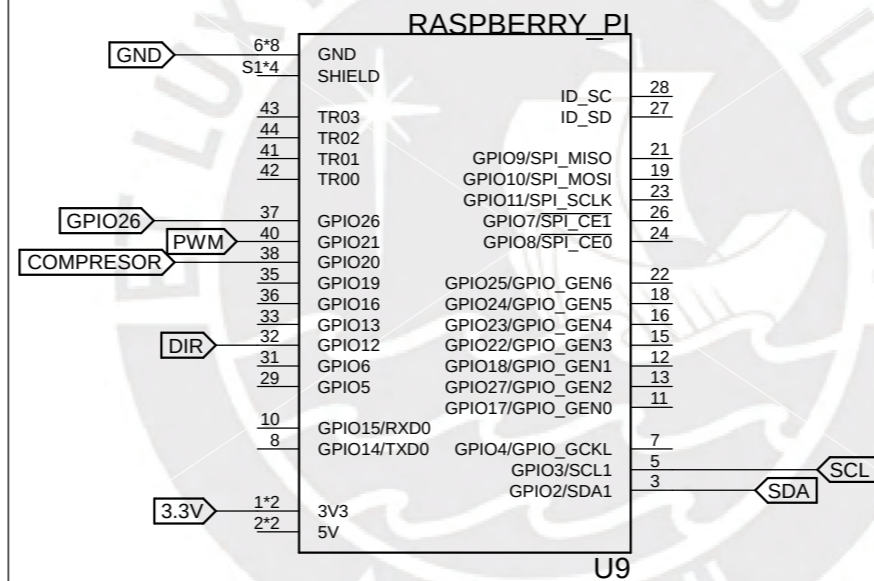
Control de compresores



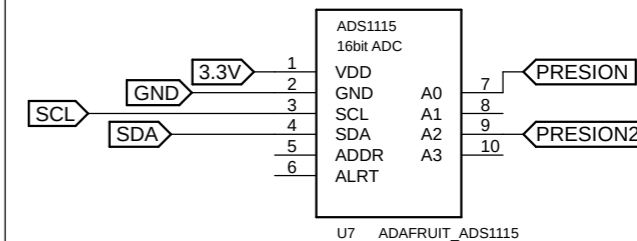
Conexión de transductores de presión



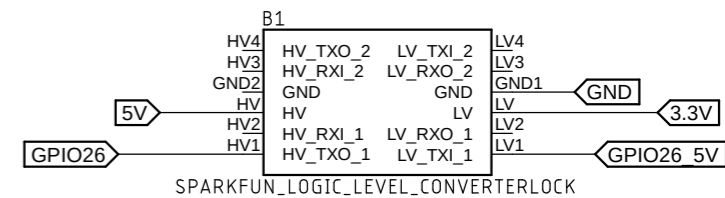
Conexión controlador



Conexión de ADCs



Conexión de conversor de voltaje



Conexión de IMUs

