

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN SISTEMA DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO Y
MUÑECA DE 3 GRADOS DE LIBERTAD CON ACTUADORES DE
*SOFT ROBOTICS***

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

Brian Alberto Chero Arana

ASESOR:

José Gustavo García Sulca

Lima, noviembre, 2023

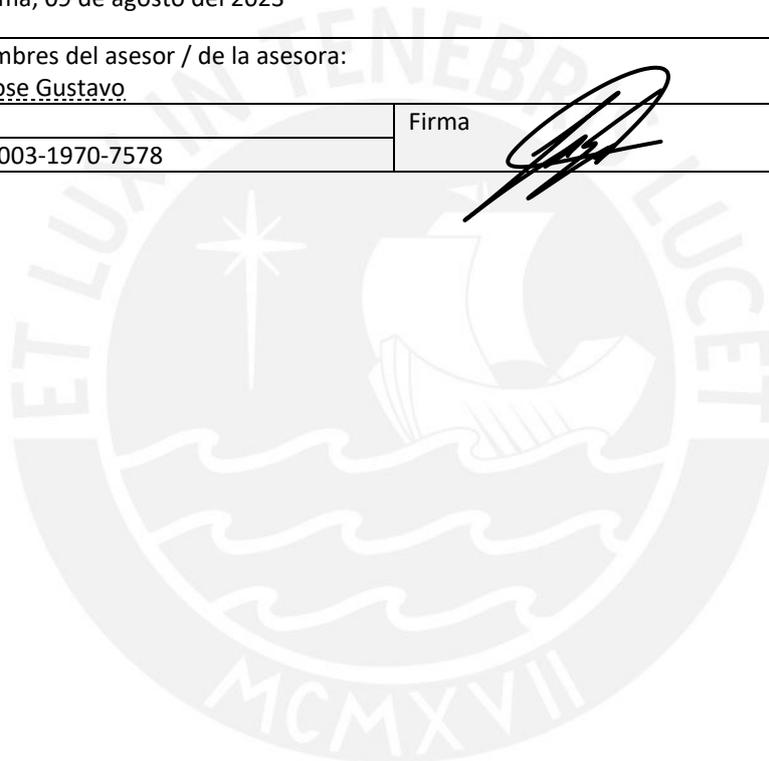
Informe de Similitud

Yo, Jose Gustavo García Sulca, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis/el trabajo de investigación titulado Diseño de un sistema de prótesis de antebrazo y muñeca de 3 grados de libertad con actuadores de soft robotics, del/de la autor(a)/ de los(as) autores(as) Chero Arana, Brian Alberto dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 18%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 09/08/2023.
- 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, 09 de agosto del 2023

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: <u>García Sulca, Jose Gustavo</u>	
DNI: 70348242	Firma 
ORCID: 0000-0003-1970-7578	



RESUMEN

El presente trabajo presenta una prótesis de antebrazo que integra elementos de *soft robotics* para lograr una prótesis de muñeca capaz de mover una mano con tres grados de libertad, al igual que su contraparte real. Inicialmente se realizó un estudio previo para identificar los movimientos de una muñeca a emular y recopilar modelos existentes de prótesis de antebrazo como parte del estado del arte. A partir de esto se propuso un diseño de prótesis de antebrazo capaz de emular dichos tres movimientos de la muñeca mediante la integración de músculos artificiales neumáticos y otros componentes electrónicos.

A continuación, se procedió a realizar el diseño definitivo del sistema. Para ello se realizó una lista de los componentes requeridos en cuanto a sensores, actuadores y controladores. Por cada componente se recopilaron posibles modelos comerciales disponibles, y se seleccionó el más adecuado teniendo en cuenta las características deseadas según las condiciones de trabajo. Además, se realizó el modelado de la estructura de la prótesis y de los subsistemas involucrados mediante el software de diseño mecánico Autodesk Inventor. La prótesis de antebrazo desarrollada es un dispositivo portátil capaz de trabajar de manera continua por aproximadamente 6 horas, el cual cuenta con todos los elementos requeridos para realizar las tareas deseadas.

Por último, se estima el costo total de la prótesis, incluyendo el costo de sus componentes electrónicos y mecánicos, elementos de pernería y cableado, y su manufactura, obteniendo un total de S/. 2222.30, el cual aumenta a S/. 10522.30 al incluir costos de diseño y ensamble. Además, se realizan simulaciones acerca del comportamiento del sistema mediante el uso de software como Autodesk Inventor o la herramienta de simulación ANSYS. Del mismo modo, se exploran las pruebas experimentales requeridas para validar el funcionamiento de un músculo artificial para futuras pruebas experimentales de este elemento.

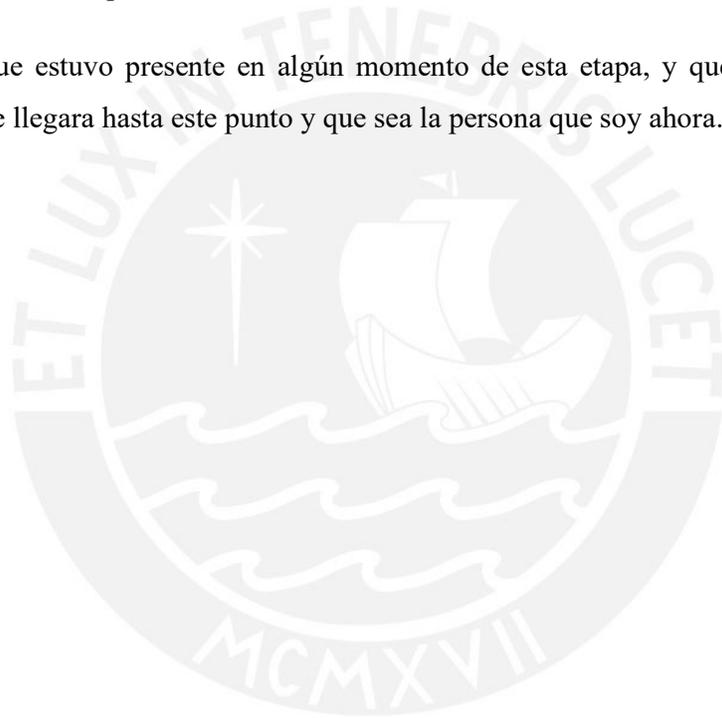
AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis padres y hermanos por sus enseñanzas, el apoyo incondicional brindado durante toda mi formación profesional y por inspirarme a ser mejor cada día, sin ellos la finalización de esta etapa de mi vida no hubiera sido posible.

A los amigos que me dio la universidad y que me acompañaron durante todo este proceso, y a los que se encuentran en otros países, por la amistad y la confianza brindada durante estos años a pesar de la distancia, su apoyo fue muy importante para mí.

A mi asesor José García, por la orientación brindada durante el desarrollo del presente trabajo.

A todo aquel que estuvo presente en algún momento de esta etapa, y que de algún modo contribuyó a que llegara hasta este punto y que sea la persona que soy ahora.



ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
Índice de Figuras	vii
Índice de Tablas	x
Introducción	1
Capítulo 1. Antecedentes	3
1.1. Problemática.....	3
1.2. Antecedentes.....	4
1.2.1. Prótesis de miembro superior.....	4
1.2.2. Biomecánica de la muñeca.....	5
1.2.3. Teoría de Actuadores Neumáticos.....	6
1.3. Estado del arte.....	9
1.3.1. Prótesis mioeléctrica.....	9
1.3.2. Prótesis articulada de mano.....	10
1.3.3. Michelangelo.....	10
1.3.4. Experimentación con músculos neumáticos.....	11
1.3.4.1. Prueba isométrica.....	12
1.3.4.2. Prueba a presión constante.....	13
1.3.4.3. Prueba de desplazamiento con carga.....	14
1.3.4.4. Prueba de falla.....	15
Capítulo 2. Diseño Conceptual	16
2.1. Requerimientos del sistema.....	16
2.2. Concepto de Solución Óptimo.....	17
2.3. Sensores.....	19
2.3.1. Sensor MyoWare™ mioeléctrico con electrodos	19
2.3.2. Módulo acelerómetro + giroscopio.....	20
2.3.3. Encoder infrarrojo.....	21
2.4. Actuadores.....	21
2.4.1. Servomotores.....	21
2.4.2. Electroválvulas.....	22
2.4.3. Pantallas LCD.....	23
2.4.4. Músculos artificiales neumáticos.....	23
2.5. Controladores.....	25
2.5.1. Arduino UNO.....	24
2.5.2. BeagleBone.....	25
Capítulo 3. Diseño Definitivo del Sistema	26
3.1. Selección de componentes.....	31

3.1.1. Sensores.....	31
3.1.1.1. Sensor mioeléctrico	31
3.1.1.2. Acelerómetro + giroscopio	32
3.1.1.3. Encoder.....	32
3.1.2. Actuadores.....	33
3.1.2.1. Compresor de aire.....	33
3.1.2.2. Electroválvulas.....	34
3.1.2.3. Servomotor.....	35
3.1.2.4. Pantalla LCD.....	36
3.1.3. Controlador.....	37
3.1.4. Fuente de alimentación.....	38
3.2. Diseño mecánico.....	42
3.2.1. Mecanismo de rotación.....	42
3.2.2. Mecanismo de movimiento.....	45
3.2.3. Carcasa de unidad de control.....	49
3.2.4. Brazaletes para baterías.....	52
3.2.5. Selección de encaje para prótesis.....	53
3.2.6. Toma de datos de actuadores.....	53
3.3. Selección de materiales.....	54
3.4. Peso total del sistema.....	57
3.5. Sistema de control.....	58
3.5.1. Selección de red neuronal.....	59
3.5.2. Diseño de algoritmo de control.....	60
Capítulo 4. Costos y Fabricación del Diseño.....	64
4.1. Costo del sistema.....	64
4.1.1. Componentes electrónicos.....	64
4.1.2. Músculos Artificiales Neumáticos.....	65
4.1.3. Materiales.....	66
4.1.4. Elementos de pernería y cableado.....	66
4.1.5. Manufactura.....	67
4.1.6. Costo total del sistema.....	68
4.2. Lista de planos.....	68
Capítulo 5. Simulaciones.....	70
5.1. Sistema de Movimiento.....	70
5.1.1. Actuador Lineal.....	70
5.1.2. Resultados.....	71
5.2. Sistema de Rotación.....	72
5.2.1. Prótesis de Mano.....	72
5.2.2. Resultados.....	72
5.3. Músculos Neumáticos.....	73
5.4. Subsistema en dos ejes.....	76

Conclusiones.....	78
Observaciones y Recomendaciones.....	79
Bibliografía.....	80
Anexos.....	83



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Tipos de prótesis de miembro superior.....	5
Figura 1.2: Movimientos de la muñeca.....	6
Figura 1.3: Fórmulas para cálculo de actuadores neumáticos.....	7
Figura 1.4: Fuerza vs Radio de contracción ($\Theta=20^\circ$, $\Theta=30^\circ$)	7
Figura 1.5: Comparación entre músculo de nylon y seda.....	8
Figura 1.6: Comparación entre actuadores de 20 y 30 mm.....	9
Figura 1.7: Vista en alzado de una prótesis mioeléctrica.....	9
Figura 1.8: Vista de perfil de la mano (1), en explosión de la muñeca (2) y en sección de la muñeca rotada 60 grados (3)	10
Figura 1.9: Muñeca AxonWrist en funcionamiento.....	11
Figura 1.10: Diagrama de bloques de sistema de prueba.....	11
Figura 1.11: Prueba cuasi estática de un músculo artificial neumático.....	12
Figura 1.12: Prueba dinámica de un músculo artificial neumático.....	13
Figura 1.13: Prueba isobárica de un músculo artificial neumático.....	13
Figura 1.14: Configuración de sistema para prueba con carga.....	14
Figura 1.15: Prueba a carga constante de un músculo artificial neumático.....	15
Figura 2.1: Concepto de Solución Óptimo.....	19
Figura 2.2: MyoWare™ Muscle Sensor.....	20
Figura 2.3: Módulo MPU6050.....	21
Figura 2.4: Encoder Infrarrojo.....	21
Figura 2.5: Servomotor S3003.....	22
Figura 2.6: Electroválvula solenoide.....	22
Figura 2.7: Pantalla alfanumérica LCD2004.....	23
Figura 2.8: Funcionamiento de los músculos neumáticos.....	24

Figura 2.9: Arduino UNO.....	24
Figura 2.10: Tarjeta BeagleBone.....	25
Figura 3.1: Vista en 3D de la prótesis de antebrazo.....	26
Figura 3.2: Vista general de subsistema de rotación.....	27
Figura 3.3: Vista general de subsistema de mov. en dos ejes.....	27
Figura 3.4: Vista general de subsistema de control.....	28
Figura 3.5: Vista general de subsistema de energía.....	29
Figura 3.6: Diagrama de operaciones del sistema.....	30
Figura 3.7: Arquitectura de hardware.....	31
Figura 3.8: Distribución de elementos superiores.....	35
Figura 3.9: Diagrama esquemático de la prótesis.....	42
Figura 3.10: Modelo de la pieza de conexión.....	43
Figura 3.11: Modelo del elemento hueco.....	44
Figura 3.12: Sección del elemento hueco.....	45
Figura 3.13: Modelo de la tapa superior.....	46
Figura 3.14: Modelo simplificado de sistema de movimiento.....	46
Figura 3.15: Fuerzas en sistema de movimiento.....	48
Figura 3.16: Modelo de la carcasa de unidad de control.....	50
Figura 3.17: Vista interna de la carcasa de unidad de control.....	51
Figura 3.18: Sujetadores interno para Arduino y mosfet.....	51
Figura 3.19: Barra para movimiento en dos ejes.....	52
Figura 3.20: Brazaletes para baterías de 5 y 12 V.....	53
Figura 3.21: Esquema de red neuronal.....	59
Figura 3.22: Diagrama de bloques del sistema.....	61
Figura 3.23: Diagrama de flujo del sistema.....	63

Figura 4.1: Componentes de un músculo artificial.....	65
Figura 5.1: Actuador lineal en estado retraído y extendido.....	70
Figura 5.2: Prótesis de antebrazo con actuadores lineales.....	71
Figura 5.3: Movimiento de la muñeca en 4 direcciones.....	71
Figura 5.4: Modelo CAD de prótesis de mano.....	72
Figura 5.5: Prótesis de antebrazo con mano.....	73
Figura 5.6: Rotación de la prótesis de mano en dos sentidos.....	73
Figura 5.7: Modelo CAD de músculo artificial.....	74
Figura 5.8: Modelo de Músculo Artificial en ANSYS 2022.....	75
Figura 5.9: Deformación total en el músculo artificial.....	75
Figura 5.10: Esfuerzo de von-Mises en el músculo artificial.....	76
Figura 5.11: Sistema de movimiento simplificado en estado inicial.....	77
Figura 5.12: Sistema de movimiento simplificado en estado deformado.....	77
Figura B.1: Diagrama de Flujo de función DesplazarPosicionInicial.....	85
Figura B.2: Diagrama de Flujo de función RealizarMovimiento.....	86
Figura B.3: Diagrama de Flujo de función VerificarMovimiento.....	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Requerimientos del sistema.....	16
Tabla 2.2: Valores técnicos de los conceptos de solución.....	18
Tabla 2.3: Valores económicos de los conceptos de solución.....	18
Tabla 3.1: Tabla comparativa entre módulos.....	32
Tabla 3.2: Tabla comparativa entre encoders.....	33
Tabla 3.3: Tabla comparativa entre compresores de aire.....	33
Tabla 3.4: Tabla comparativa entre electroválvulas.....	34
Tabla 3.5: Tabla comparativa entre servomotores.....	36
Tabla 3.6: Tabla comparativa entre pantallas LCD.....	37
Tabla 3.7: Pines digitales y analógicos totales requeridos.....	37
Tabla 3.8: Tabla comparativa entre placas Arduino.....	38
Tabla 3.9: Voltaje <12V y corriente total requeridos.....	39
Tabla 3.10: Voltaje a 12V y corriente total requeridos.....	39
Tabla 3.11: Tabla comparativa entre baterías para 12V.....	40
Tabla 3.12: Tabla comparativa entre baterías para 5V.....	40
Tabla 3.13: Datos sobre modelos de prótesis de mano.....	43
Tabla 3.14: Comparación entre materiales más usados.....	55
Tabla 3.15: Comparación entre plásticos usados en impresión 3D.....	55
Tabla 3.16: Peso de componentes y sistema.....	57
Tabla 4.1: Costos de componentes electrónicos de la prótesis.....	64
Tabla 4.2: Costo de materiales para fabricar un músculo neumático.....	66
Tabla 4.3: Costos de materiales para la prótesis.....	66

Tabla 4.4: Costos en pernería y cableado para la prótesis.....	67
Tabla 4.5: Costos de manufactura para la prótesis.....	67
Tabla 4.6: Costo total de la prótesis.....	68
Tabla 4.7: Lista de planos realizados.....	68
Tabla A.1: Matriz morfológica del dominio mecánico.....	83
Tabla A.2: Matriz morfológica del dominio electrónico.....	83
Tabla A.3: Matriz morfológica del dominio electrónico (cont.)	84
Tabla A.4: Matriz morfológica del dominio de control.....	84



INTRODUCCIÓN

Las manos son extremidades muy importantes y presentes tanto en la vida cotidiana como laboral de las personas, pues es necesaria su participación en la gran mayoría de acciones que una persona realiza en sus actividades diarias. Desde acciones básicas como sostener una botella o abrir una puerta, hasta otras más complejas que requieren de más precisión como escribir una carta o tocar el piano, nuestras manos son la mejor forma que tenemos para interactuar con el mundo que nos rodea. Por esta misma razón, la pérdida de una de ellas o incluso ambas, puede resultar bastante limitante para una persona, siendo incapaz de realizar actividades en el ámbito social o laboral (Ojeda, 2020).

Tanto la pérdida de una mano como de un brazo tiene un gran impacto a nivel anatómico y psicológico sobre la persona afectada. A nivel mundial, existen millones de personas que han sufrido la amputación de un miembro superior, siendo las más comunes a la altura del codo, o transradiales. Frente a este problema, el desarrollo de una prótesis funcional para este tipo de amputaciones resulta un importante desafío, pues es fundamental el reducir al máximo ciertas características como el peso, las dimensiones, o el número de actuadores utilizados. Además, se resalta el reto que supone replicar el funcionamiento de extremidades como la muñeca o la mano, por la gran complejidad de las mismas (Vargas & Flor, 2020).

Adicionalmente, ha aparecido recientemente un nuevo campo en la robótica conocido como *soft robotics*, el cual abarca todo lo referente al uso de materiales suaves y deformables en conjunto con componentes electrónicos para desarrollar robots con morfologías no convencionales. Este campo ha ganado importancia en los últimos años por permitir a los robots interactuar más eficientemente con su entorno, pues proporcionan mayor seguridad a los seres humanos al trabajar fuera del ámbito industrial. Los elementos suaves utilizados en dicho campo presentan muchas características que podrían resultar útiles para el desarrollo de una prótesis de antebrazo (Medina & Vélez, 2016).

En la actualidad existen varios modelos de prótesis de antebrazo comerciales, provenientes de empresas como *Touch Bionics* u *Ottobock*, los cuales son dispositivos complejos que cuentan con una amplia gama de funciones y diseños novedosos y, por lo tanto, tienen un alto precio en el mercado, el cual oscila entre

60 000 y 120 000 dólares según los componentes que posean. Adicionalmente existen empresas como *Exiii Japan*, las cuales han presentado diseños de prótesis más accesibles para el público en general, los cuales se encuentran disponibles en su página web y pueden ser construidos mediante impresión 3D. Según dicha página web, su precio de construcción es de 300 dólares.

Con esta información, se propone realizar el diseño de un sistema para prótesis de antebrazo con un sistema de muñeca capaz de emular los 3 grados de libertad de esta articulación, y a un menor costo que el de las prótesis comerciales actuales. Para ello se implementaron adicionalmente elementos de *soft robotics*, en este caso actuadores neumáticos, para realizar los movimientos de la muñeca, de modo que la prótesis desarrollada pueda asemejarse de manera más precisa a las características de un antebrazo real sin sacrificar su funcionalidad.

El presente trabajo se centrará específicamente en diseñar una prótesis de antebrazo con un mecanismo de muñeca que posea 3 grados de libertad y que tenga incorporado todos los elementos necesarios para trabajar de forma autónoma por un tiempo prudente. Para ello, una vez realizado previamente el estudio del estado del arte, se desarrolló un diseño detallado del sistema propuesto, con las respectivas simulaciones disponibles para realizar y que sean necesarias para validar su funcionamiento, así como un costo aproximado de fabricación.

Además, el sistema desarrollado contará con un encaje protésico diseñado para ser acoplado de una manera cómoda y segura con la extremidad afectada del usuario. El encaje protésico en cuestión es compatible con amputaciones a partir del codo, pues la longitud de la prótesis abarca la mayor parte del espacio del antebrazo. Aunque no se entró a diseñar una prótesis de mano robótica propia para ser acoplada con la muñeca en cuestión, se buscó la compatibilidad del sistema con modelos de prótesis de mano ya existentes.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

1.1 Problemática

Según la OMS, el número de personas con alguna discapacidad a nivel mundial se encuentra en constante aumento, con más de 1 millón de amputaciones de extremidades al año y más de mil millones de personas que requieren de algún dispositivo de asistencia. Evidentemente, el Perú no es la excepción, pues el INEI estima que el 10.4% de la población peruana sufre de alguna discapacidad. Dentro de los diversos tipos de discapacidades que puede padecer una persona, la amputación de algún miembro resulta de las más importantes. Se define la amputación como la remoción de una extremidad del cuerpo, la cual puede ser de manera parcial o total, y genera un impacto negativo en la vida de la persona.

Se estima que en el Perú hay 12 600 personas que han perdido un miembro superior de su cuerpo por amputación¹, causadas por problemas congénitos como neoplasias o deficiencias esqueléticas, o a causa de traumatismos producidos por un accidente. Según cifras del Instituto Nacional de Rehabilitación Adriana Rebaza Flores, en el año 2020 se atendieron 278 pacientes con amputación, de los cuales el 7.6% (21 pacientes) sufrieron amputación de un miembro superior². Dada esta evidente limitación, estos pacientes necesitan acceder a una prótesis que les permita mejorar su calidad de vida, estando disponibles en el mercado prótesis de tipo garfio o prótesis mioeléctricas más avanzadas.

Cabe resaltar que la tecnología protésica de alta gama suele desarrollarse en países extranjeros, razón por la cual tiene costos muy elevados al intentar adquirirla dentro del país. Para el Estado, es importante que estos pacientes tengan acceso a las prótesis requeridas, pues de lo contrario no pueden ser independientes financieramente al no poder retornar a sus actividades laborales, y es esta entidad la encargada de proporcionar un apoyo económico para cubrir sus necesidades. Sin embargo, tanto los altos costos para el desarrollo o adquisición de esta tecnología,

¹ <https://www.gob.pe/institucion/concytec/noticias/341401-investigadores-de-la-pucp-fabrican-protesis-de-mano-para-mejorar-calidad-de-vida-de-personas-con-discapacidad>

² <https://www.inr.gob.pe/transparencia/transparencia%20inr/resoluciones/2021/RD%20132-2021-SA-DG-INR.pdf>

así como el deficiente sistema de salud del país representan trabas para mejorar la situación actual de estas personas.

Esta situación deja en evidencia la necesidad de que en el Perú se realice una mayor investigación tecnológica acerca de sistemas de prótesis funcionales para apoyar a la recuperación de personas que han sufrido la amputación de algún miembro, en el presente caso, de un miembro superior. Mediante un mayor desarrollo de las prótesis existentes, las personas afectadas por amputaciones serían capaces de ganar mayor autonomía e incluso reinsertarse al mercado laboral, algo que impactaría de manera positiva en la economía del país.

1.2 Antecedentes

1.2.1 Prótesis de miembro superior

El concepto de prótesis es uno que existe desde hace miles de años con el objetivo de fabricar elementos capaces de simular el funcionamiento de un miembro perdido, el cual ha ido evolucionando con el paso del tiempo y el avance de la tecnología. Una prótesis adecuada representa un modelo anatómico preciso del miembro que sustituye, además de guardar un aspecto similar con el mismo en cuanto a tamaño y forma. Para ello, este campo reúne áreas como la matemática, física, informática, electrónica, entre otras, para desarrollar las diferentes partes involucradas en una prótesis moderna (Sánchez, 2018).

Desde su aparición en Egipto alrededor del año 2000 aC, las prótesis desarrolladas eran rudimentarias y no recibieron mejoras importantes durante los posteriores siglos. Las prótesis del siglo XVI empezaron a ser fabricadas con materiales rudimentarios como hierro, madera o cuero, contando con una funcionalidad muy limitada, pero que ya empezaba a mejorar con las iteraciones siguientes. Con los avances tecnológicos recientes, estos elementos han sido mejorados hasta el punto de tener implementados sistemas electrónicos complejos. Esto ha permitido potenciar en gran medida su funcionamiento y beneficios para sus usuarios. (Linares-Enríquez & Rosas-Acosta, 2019).

Las prótesis se clasifican principalmente en dos grupos, dependiendo del miembro al que reemplacen: prótesis de miembro superior y de miembro inferior. En términos generales, todas requieren la fabricación de un encaje personalizado, también llamado *socket* en inglés, que conecte adecuadamente la extremidad afectada con la prótesis sin incomodar al usuario (Ortiz et al., 2022). Los pacientes

que han sufrido amputación de miembro superior, en caso decidan optar por adquirir una prótesis, cuentan con diversas opciones para elegir. Estas van desde prótesis pasivas, diseñadas principalmente como elemento cosmético, hasta las de tipo mioeléctrico, las versiones más modernas accionadas por energía externa³. Algunos tipos de prótesis se observan en la figura 1.1.



Figura 1.1: Tipos de prótesis de miembro superior⁴

Las prótesis mioeléctricas son el tipo de prótesis más utilizado hoy en día, cuyo principio de funcionamiento aprovecha la diferencia de potencial producido por la contracción de un grupo muscular en el cuerpo del paciente. Dicha diferencia de potencial es captada mediante electrodos y utilizada como señales de control para generar movimiento, razón por la cual resulta importante escoger correctamente la ubicación de estos electrodos. La selección de este tipo de prótesis a su vez conlleva una rehabilitación más exigente, pues el paciente debe llegar a dominar la generación de dicho potencial eléctrico para controlar el dispositivo con mayor precisión (Lamandé et al., 2014).

1.2.2 Biomecánica de la muñeca

La muñeca del ser humano es considerada una de las articulaciones biomecánicas más complejas que poseemos, debido a su capacidad de poseer movilidad y ser estable a la vez, así como de realizar movimientos finos. La muñeca establece la unión entre mano y antebrazo, y gracias a esta, la mano es capaz de adoptar posiciones óptimas para realizar una serie de tareas cotidianas aprovechando los

³ <https://www.centroortopedicocotecnologico.com/prtesis-miembro-superior-t-2-es>

⁴ <https://mediprax.mx/como-se-clasifican-las-amputaciones/>

arcos de movilidad que posee. Formada por los extremos distales del radio y cúbito y los huesos carpianos, este elemento cuenta además con cinco tipos de articulaciones: Articulación radiocarpiana, intercarpianas, mediocarpianas, carpometacarpianas y radiocubital, las cuales conectan el radio y el cúbito con los cuatro dedos y el pulgar (Medina et al., 2016).

Dadas sus características estructurales, la muñeca puede desarrollar movimientos complejos en tres grados de libertad, por lo cual se mueve en tres planos principales (Pire et al., 2017). Estos son el plano sagital, en el cual se realizan los movimientos de flexión (Arco de movilidad: 80-85°) y extensión (Arco de movilidad: 75°); plano frontal, en el cual se realizan los movimientos de desviación cubital (Arco de movilidad: 15-25°) y radial (Arco de movilidad: 30-35°); y plano transversal, en el cual se realizan los movimientos de supinación y pronación (90°)⁵. En la figura 1.2 se puede apreciar gráficamente los 3 grados de libertad presentes en la muñeca.



Figura 1.2: Movimientos de la muñeca⁶

1.2.3 Teoría de Actuadores Neumáticos

Un tipo de actuadores neumáticos populares, los cuales también han sido de los más estudiados en general, son los músculos artificiales neumáticos, los cuales son capaces de producir una fuerza de tracción axial a partir de la presión neumática suministrada. Estos actuadores pueden ser fabricados por uno mismo con elementos caseros, o de manera industrial para un rendimiento más confiable.

⁵ <https://www.studocu.com/es/document/universitat-autonoma-de-barcelona/biomecnica/apuntes/tema-8-biomecnica-de-la-muneca/2479704/view>

⁶ <https://www.fisiotherapymadrid.com/post/lesiones-muneca>

El modelo analítico más aceptado fue planteado por Chou y Hannaford en 1996, el cual relaciona la fuerza de tracción generada en función de la presión manométrica y el ángulo de trenza con el que se realiza el mallado circundante del actuador, apreciado en la figura 1.3. A partir de estas fórmulas, es posible definir valores del actuador a fabricar según lo que se necesita para el presente proyecto (Chou & Hannaford, 1996).

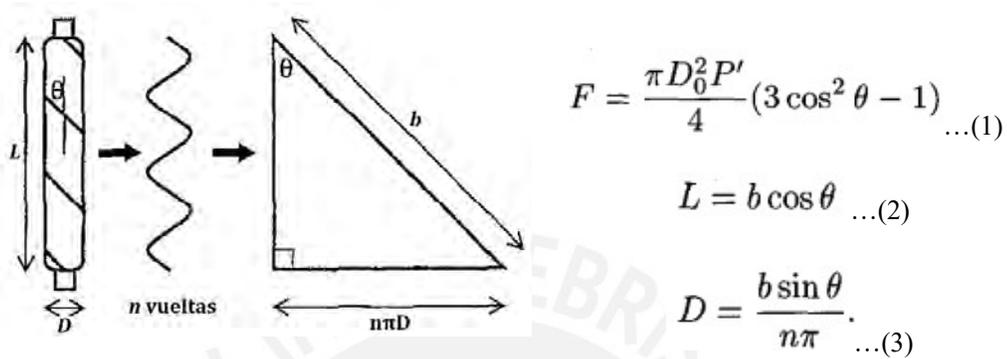


Figura 1.3. Fórmulas para cálculo de actuadores neumáticos

Fuente: Chou & Hannaford (1996)

F: Tensión Axial, P': Presión manométrica, Θ: Ángulo de trenza, L: Longitud del actuador, D: Diámetro del actuador, D₀: Diámetro para Θ=90°.

Como se apreció en las fórmulas anteriormente mostradas, en el comportamiento de los músculos artificiales se encuentran involucradas tres variables principales. Analizando las gráficas mostradas en la figura 1.4, se ve de forma general cómo cambia el valor de la fuerza de contracción dentro del actuador conforme aumenta el radio de contracción, y cómo esta relación varía según el valor de la presión constante que se le aplique (Tondu, 2012). Esto se aprecia para dos casos principales, variando el ángulo de trenza (a: Θ=20°, b: Θ=30°):

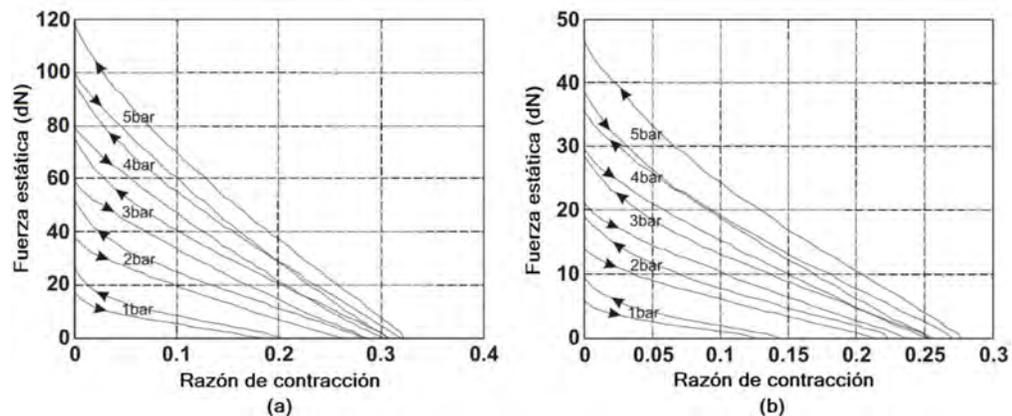


Figura 1.4. Fuerza vs Radio de contracción (a: Θ=20°, b: Θ=30°)

Fuente: Tondu (2012).

Teniendo en cuenta que la única variación se dio en los ángulos y la longitud de ambos actuadores neumáticos es la misma, se aprecia que implementar mallas con menores ángulos de trenza permite generar una mayor razón de contracción, y por ende mayor fuerza, en el desempeño final de un músculo neumático, sin embargo, esto también irá de la mano con el valor de la presión aplicada. El valor máximo de fuerza que podrá ejercer el músculo neumático dependerá del valor de presión máxima que se le suministre como se aprecia también en el gráfico.

Como se mencionó anteriormente, los músculos artificiales cuentan con una malla en doble hélice, la cual puede ser fabricada con distintos materiales (Tondu, 2012). Resulta importante el material con el que se fabrican estas mallas, dado que son estos elementos los que reducen la longitud del actuador al aplicar presión neumática al tubo elástico interno. Entre los materiales más usados en el mallado de actuadores para experimentación, se encuentran las mallas de nylon y de seda.

Como se aprecia en la figura 1.5, un experimento comparativo entre estos dos materiales utilizando actuadores fabricados con mallas de 30mm de diámetro arrojó que una malla de nylon es capaz de generar significativamente más fuerza de contracción en estos elementos respecto a una de seda. Esto se debería a que las hebras de seda tienen mayor rigidez, por lo tanto, se concluye que el nylon es una buena elección para el presente proyecto (Nagarajan et al., 2013).

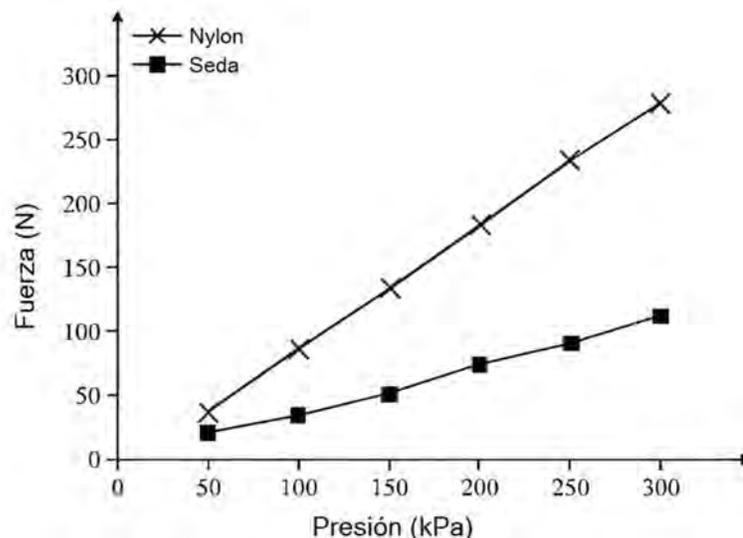


Figura 1.5. Comparación entre músculo de nylon y seda

Fuente: Nagarajan et al. (2013)

Además, en la figura 1.6 se muestra que estos experimentos también arrojaron que la fuerza generada por estos actuadores guarda relación con su diámetro, de lo cual

se concluyó que guardan una relación directa, es decir, mientras el diámetro del actuador tenga un mayor valor, mayor fuerza podrá ser capaz de ejercer.

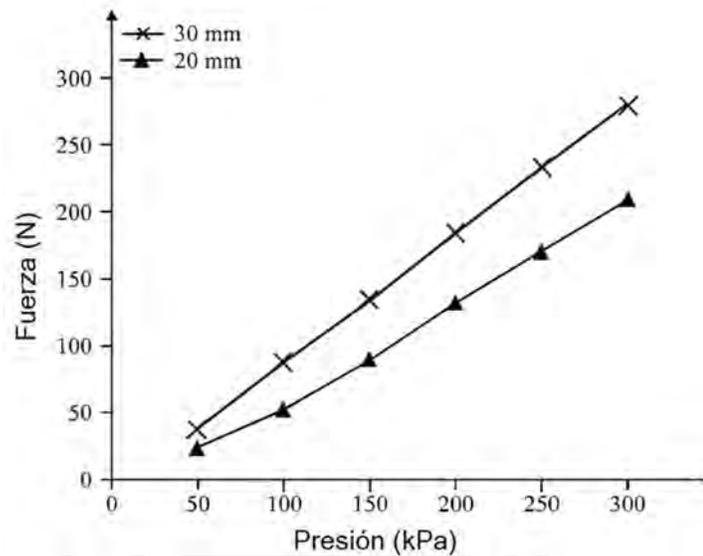


Figura 1.6. Comparación entre actuadores de 20 y 30 mm
Fuente: Nagarajan et al. (2013)

1.3 Estado del arte

1.3.1 Prótesis mioeléctrica

Como se aprecia en la figura 1.7, esta patente (Roca, 2018). presenta un diseño de prótesis de brazo controlada mediante dos pares de electrodos (21, 22, 31, 32) ubicados al interior del encaje. De entre estos electrodos presentes, un par (21 y 22) se encarga de controlar directamente el actuador que produce la apertura y cierre de la mano, mientras que el otro par (31, 32) es el encargado de enviar las señales correspondientes a un procesador (33), el cual mediante la unidad de giro incorporada (3), logra que el actuador de rotación realice los movimientos de pronación y supinación de la muñeca. La incorporación de cuatro electrodos permite que se realicen ambas acciones de manera combinada o simultánea.

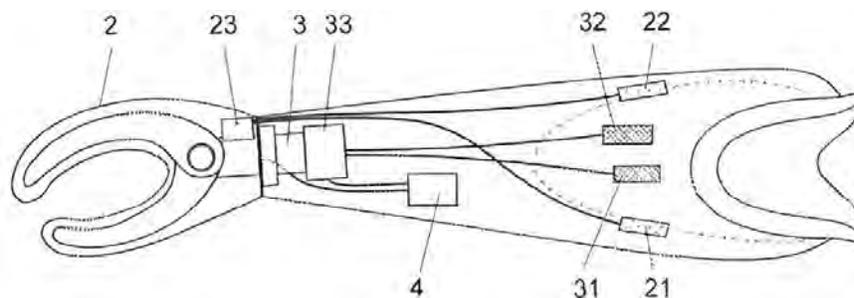


Figura 1.7: Vista en alzado de una prótesis mioeléctrica.
Fuente: Roca (2018).

1.3.2 Prótesis articulada de mano

Como se aprecia en la figura 1.8, en la presente patente (Puchhammer, 2014), el diseño de la muñeca está conformado por 3 partes: Una placa de montaje (1), un elemento de acoplamiento (2), y un muelle de torsión (3) ubicado entre las dos primeras piezas. El elemento de acoplamiento tiene un pasador giratorio (23), el cual pasa por los agujeros centrales de los otros dos elementos (13, 33) para lograr la unión. El muelle de torsión (3) cuenta con dos muelles giratorios (41,42) a los lados, los cuales van conectados al pin de la placa (12), no apreciado en la figura 1.8, y al pin del acoplamiento (21). Se muestra el mecanismo explicado en la figura 3 rotado 60 grados, en donde los pines (21,12) se han desplazado en relación con el otro. Este mecanismo logra una muñeca móvil independiente, la cual gracias al muelle de torsión volverá a su posición original una vez que la fuerza externa se detenga.

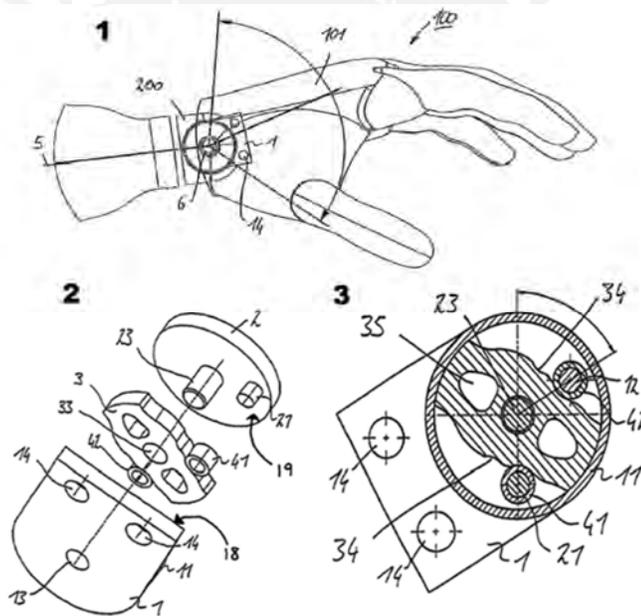


Figura 1.8: Vista de perfil de la mano (1), en explosión de la muñeca (2) y en sección de la muñeca rotada 60 grados (3).

Fuente: Puchhammer (2014)

1.3.3 Michelangelo

Prótesis de mano comercial (ottobock, 2014) que cuenta con una muñeca plano-ovalada conocida como AxonWrist, la cual consta de dos módulos unidos, uno tiene la capacidad de realizar movimientos de flexión y extensión, y la otra, movimientos de pronación y supinación. El segundo módulo se puede girar 360° y dispone de 24 posiciones de encaje de 15° cada una. Esta muñeca cuenta con un

modo flexible, en el cual imita la conducta de movimiento de una muñeca relajada, y con un modo rígido, en el cual esta se bloquea en la posición en la que se coloque. El diseño de la mano se aprecia en la figura 1.9.



Figura 1.9: Muñeca AxonWrist en funcionamiento.

Fuente: ottobock (2014)

1.3.4 Experimentación con músculos neumáticos

Las pruebas pertinentes para actuadores mallados neumáticos consisten en pruebas isométricas, a presión constante y de falla. Para llevarlas a cabo, se necesita ensamblar un sistema de prueba capaz de producir y de medir los patrones de tensión, longitud o presión del actuador que se esté probando. En la figura 1.10 se aprecia un modelo de sistema de prueba para dichos actuadores, el cual cuenta con sensores de fuerza y de presión para monitorear las variables correspondientes, así como elementos de control como electroválvulas y conversores AD y DA para permitir la comunicación de la unidad de control con los componentes.

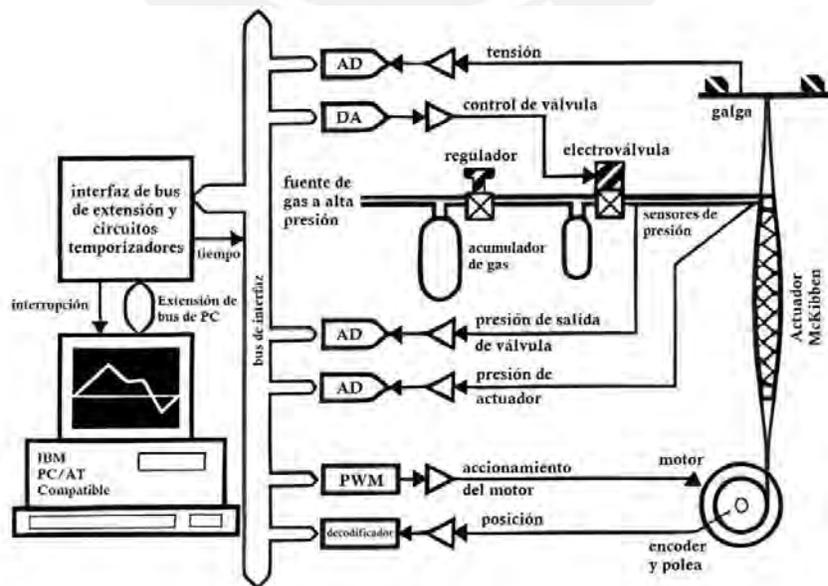


Figura 1.10. Diagrama de bloques de sistema de prueba

Fuente: Chou & Hannaford (1996).

1.3.4.1 Prueba isométrica

En una prueba isométrica, la longitud del actuador neumático se mantiene constante al ser sujetado por ambos extremos, y se colocan dispositivos medidores de fuerza en estos puntos. Dentro de este tipo de pruebas, hay dos principales que son ejecutadas. Primeramente, están las pruebas cuasi estáticas, donde la presión neumática proporcionada se incrementa lentamente y en donde se analiza la relación entre esta y la fuerza ejercida por el actuador. En la figura 1.11 se aprecia un ejemplo de una gráfica Fuerza-Presión obtenida a partir de un músculo neumático, y la relación casi lineal existente entre estas dos variables.

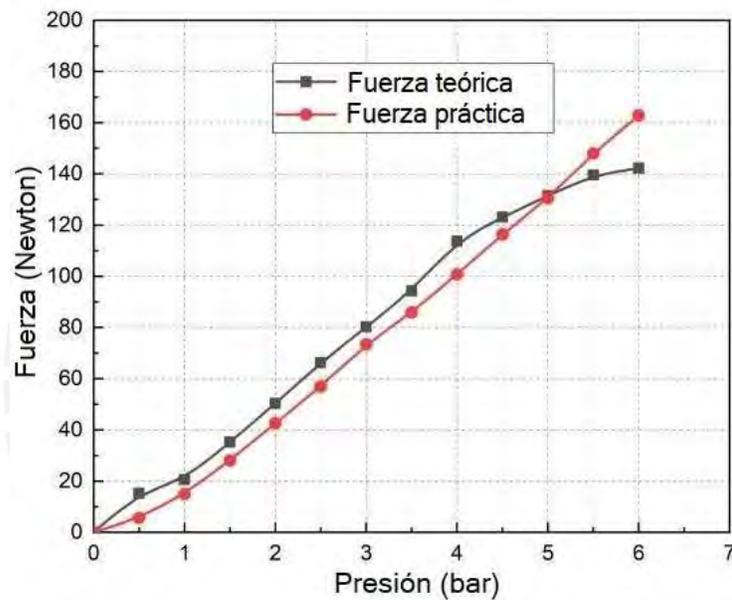


Figura 1.11. Prueba cuasi estática de un músculo artificial neumático

Fuente: Upadhya et al. (2019)

Después están las pruebas dinámicas, donde la presión es aplicada de forma brusca al abrir rápidamente una válvula, acción que se puede tomar como una señal escalón. Estas pruebas se realizan para poder analizar el valor de la fuerza aplicada en el tiempo. En la figura 1.12 se aprecia un ejemplo de una respuesta en el tiempo de un músculo artificial neumático ante una entrada escalón.

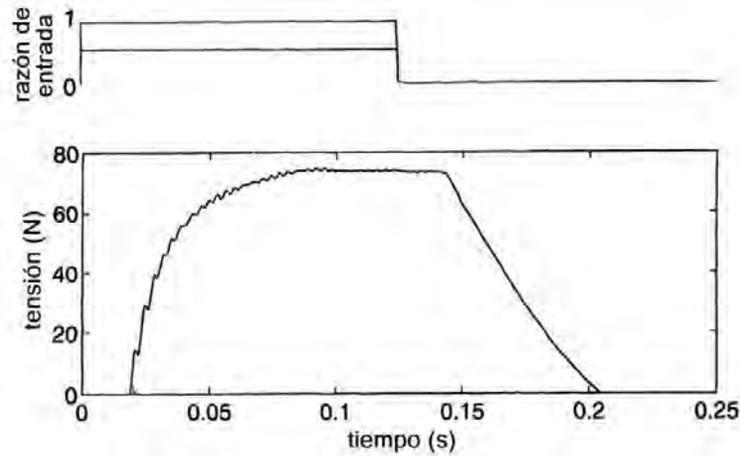


Figura 1.12. Prueba dinámica de un músculo artificial neumático

Fuente: Chou & Hannaford (1996).

1.3.4.2 Prueba a presión constante

Para esta prueba (Zhao et al., 2015), los actuadores neumáticos también se sujetan de ambos extremos, sin embargo, ahora uno de estos extremos es móvil. Para llevarla a cabo, se necesitan tres sensores, de fuerza, de desplazamiento, y de presión. El valor de presión aplicado a estos elementos es mantenido en un valor constante, mientras que se mide el desplazamiento generado, con el cual se puede calcular el porcentaje de contracción. Un ejemplo de las gráficas obtenidas mediante estos experimentos se puede ver en la figura 1.13, en una comparativa entre valores teóricos y experimentales.

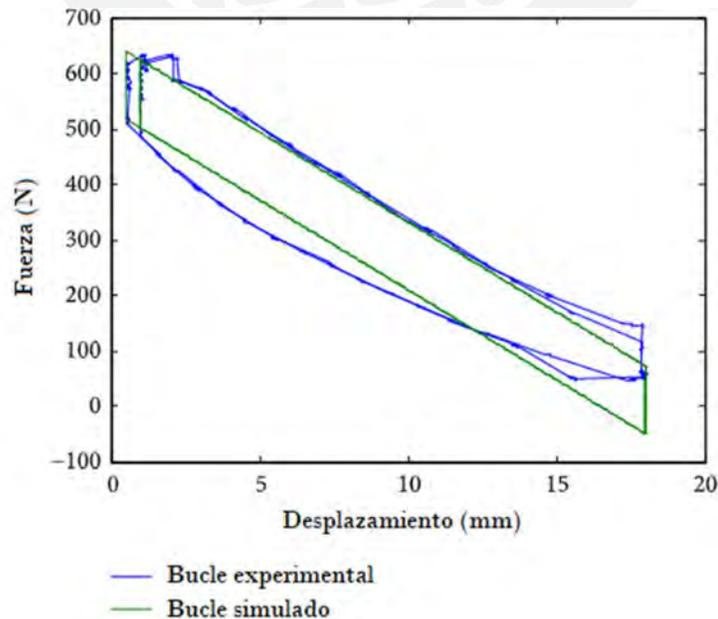


Figura 1.13. Prueba isobárica de un músculo artificial neumático

Fuente: Zhao et al. (2015).

1.3.4.3 Prueba de desplazamiento con carga

Para esta prueba (Upadhya et al., 2019), el funcionamiento del músculo neumático no solo es probado por su cuenta, sino que también se le realiza una toma de datos de su comportamiento soportando una carga externa. Dicha carga que el actuador tiene sujeta agrega una deformación adicional que la presión neumática aplicada debe compensar, produciendo un comportamiento distinto. En la figura 1.14 se aprecia la configuración de un sistema para realizar estas pruebas con carga incluida en músculos neumáticos.

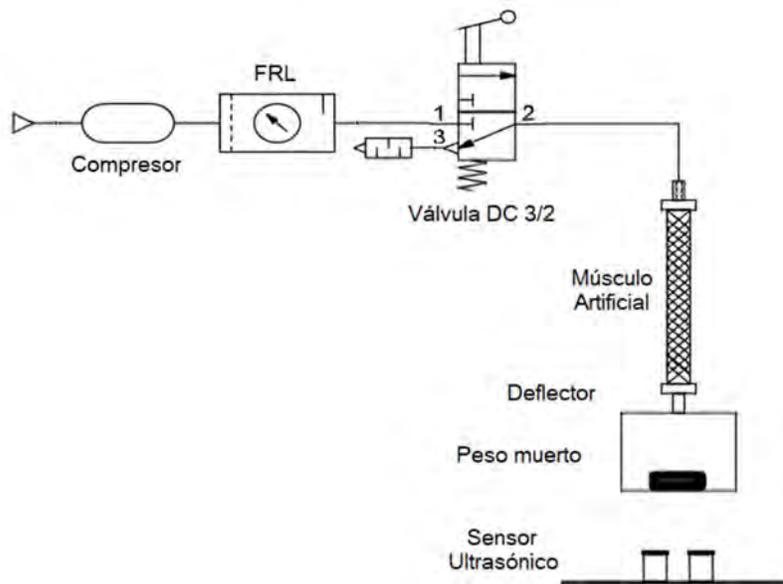


Figura 1.14. Configuración de sistema para prueba con carga

Fuente: Upadhya et al. (2019)

Un tipo de prueba se realiza manteniendo la carga constante y variando el nivel de presión de aire que ingresa al actuador. Un ejemplo de una gráfica obtenida mediante esta prueba se puede apreciar en la figura 1.15, la cual ha analizado el desempeño del actuador al soportar cargas desde 1 hasta 6 kg. Se puede apreciar que las curvas obtenidas son muy similares entre sí, solo que el desplazamiento total es menor en tanto mayor sea la carga externa aplicada.

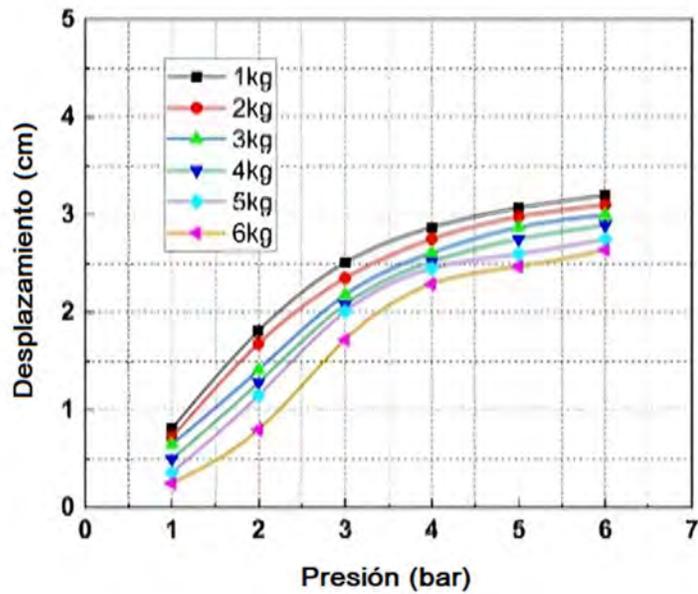


Figura 1.15. Prueba a carga constante de un músculo artificial neumático

Fuente: Upadhya et al. (2019)

1.3.4.4 Prueba de falla

Existe una prueba adicional que se realiza para determinar los límites de presión de cada músculo artificial diseñado. Una forma sencilla de determinar esto es aplicar presión gradualmente al actuador hasta que este falle. Es recomendable documentar en video al actuador en funcionamiento junto con un lector de presión conectado a un sensor para poder capturar el momento preciso de la falla, debido a que esta ocurre en un muy breve momento y puede ser difícil obtener el valor preciso a simple vista. Aunque el músculo neumático a utilizar no va a trabajar a valores muy altos de presión, sería útil estar seguro de todos modos si dichas presiones se encuentran dentro de su rango permitido.⁷

⁷ <https://softroboticstoolkit.com/book/pam-testing>

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

2.1 Requerimientos del sistema

En esta sección se han identificado las principales exigencias y deseos con las cuales el diseño de la prótesis de antebrazo a desarrollar debe cumplir, las cuales se enuncian en la tabla 2.1. Dichas exigencias y deseos se establecieron según una serie de categorías consideradas relevantes para este trabajo dadas las funciones que debería tener y pensando en la seguridad del usuario.

Tabla 2.1: Requerimientos del sistema.

LISTA DE EXIGENCIAS	
Deseo o exigencia	Descripción
FUNCION PRINCIPAL	
E	Mover una mano acoplada al extremo del sistema en tres planos (sagital, frontal, transversal) gracias a la prótesis de muñeca, del mismo modo que una muñeca real.
FUERZA	
E	La resistencia del sistema debe ser la necesaria para soportar cargas de al menos 1 kg, incluyendo el peso de la mano acoplada, en la posición más crítica.
CONTROL	
E	El sistema de control debe ser capaz de recibir adecuadamente las señales enviadas por el cuerpo e interpretarlas correctamente según la lógica interna para enviar las órdenes correspondientes a los actuadores y que estos realicen las acciones requeridas.
SEGURIDAD	
E	Se diseñará tomando en cuenta medidas de riesgo para salvaguardar la integridad física del usuario por norma NTP235.
E	Protección contra polvo y agua por norma IP23.
MONTAJE	
E	Debe presentar un ensamblaje y desmontaje modular, una característica que permitirá una instalación rápida y que no requiera de un operario experimentado.
ANTROPOMETRÍA	
E	

	La forma final del sistema debe asemejarse a la forma real de un antebrazo. Longitudes promedio de peruanos: Antebrazo: 39 cm, circunferencia de la muñeca: 17.15 cm.
E	La longitud del antebrazo en la prótesis debe ser variable en el mayor grado posible con la finalidad de poder adaptarse a diferentes longitudes de amputación de los usuarios.
	PESO
E	El sistema completo deberá tener un peso similar al de un antebrazo real para facilitar la adaptación del usuario a su uso.
	MANTENIMIENTO
E	Diseño modular permitirá que el sistema interno sea accesible para el usuario para tareas de mantenimiento.
	COSTO
E	El costo del sistema debe ser menor al valor de las prótesis comerciales actuales (60,000 dólares).
	SEÑALES
E	El sistema contará con un botón de encendido y apagado, así como los indicadores necesarios para que el usuario esté al pendiente del estado de la prótesis.
E	Usar señales provenientes del propio cuerpo para controlar los movimientos de la prótesis.
	ENERGÍA
E	Incorporar una batería en la prótesis para brindarle autonomía al sistema por un tiempo razonable (aprox. 6 horas).
E	Implementar elementos necesarios para regular voltaje a los valores necesarios y poder energizar los demás componentes.
	FABRICACIÓN
E	Los materiales a utilizar para la construcción de la máquina deben ser de fácil adquisición, bajo costo, alta demanda y fácil procesamiento, incluidos los elementos de <i>soft robotics</i> en caso no puedan ser comprados.
D	Se evitará en lo posible el uso de componentes importados.

2.2 Concepto de solución óptimo

A partir de estos criterios se desarrollaron inicialmente tres conceptos de solución, la matriz morfológica respectiva está disponible en el anexo 1. Para la evaluación de cada uno, se realizó el análisis técnico económico (Tablas 2.2 y 2.3), elaborando las siguientes tablas, en donde p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225), 0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 =

Muy bien (ideal) y g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación. De ese modo, se puede identificar la mejor versión de los conceptos de solución para el diseño de la prótesis.

Tabla 2.2: Valores técnicos de los conceptos de solución.

DISEÑO MECATRÓNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										Área de Diseño			
Valor Técnico xi													
Proyecto: Sistema para prótesis de muñeca													
Criterios de evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos													
Variantes de concepto			Solución 1			Solución 2			Solución 3			Solución ideal	
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Función	3	2	6	3	9	3	9	4	12			
2	Tamaño	2	3	6	3	6	3	6	4	8			
3	Lista de exigencias (grado de cumplimiento incluyendo deseos)	3	1	3	2	6	1	3	4	12			
4	Seguridad	3	3	9	2	6	2	6	4	12			
5	Electrónica	2	2	4	2	4	2	4	4	8			
6	Ergonomía	2	3	6	3	6	3	6	4	8			
7	Facilidad de montaje	3	2	6	3	9	3	9	4	12			
8	Higiene	4	3	12	3	12	3	12	4	16			
Puntaje máximo Σp o Σgp		22	19	52	21	58	20	55	32	88			
Valor técnico xi		0.59			0.66			0.63			1.00		
Orden													

Tabla 2.3: Valores económicos de los conceptos de solución.

DISEÑO MECATRÓNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										Área de Diseño			
Valor Económico yi													
Proyecto: Sistema para prótesis de muñeca													
Criterios de evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos													
Variantes de concepto			Solución 1			Solución 2			Solución 3			Solución ideal	
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Costo de materiales	3	2	6	2	6	2	6	4	12		0	
2	Costo de electrónica	3	2	6	2	6	2	6	4	12			
3	Costo de fabricación	2	1	2	2	4	2	4	4	8			
4	Fácil adquisición de los materiales de fabricación	3	2	6	2	6	1	3	4	12			
Puntaje máximo Σp o Σgp		11	7	20	8	22	7	19	12	32			
Valor técnico xi		0.63			0.69			0.59			1.00		
Orden													

El concepto óptimo de prótesis seleccionado a partir de esta evaluación se divide en 3 partes principales. En la figura 2.1 se puede apreciar el diseño completo del dispositivo, resaltando las secciones más importantes y los componentes principales involucrados:

- El mecanismo de rotación de en el extremo, el cual consiste en un servomotor unido a la base inferior de un cilindro hueco con una guía en la cara superior, permitiendo que esta tapa y el elemento adherido a la misma puedan girar respecto al sistema.
- El mecanismo de movimiento en dos ejes en la sección media, el cual consiste en una base montada sobre una barra con una esfera en el extremo, la cual le permite rotar respecto a este punto, y cuatro músculos artificiales distribuidos

alrededor, accionados por un compresor (la cual podía ser una incorporada en el sistema o una externa cargada por el usuario) y controlados mediante electroválvulas.

- La unidad de control en el extremo más cercano al brazo, en donde se encuentra el controlador y los demás elementos requeridos para su funcionamiento (elementos de control, de energía, etc). Cuenta con dos juegos de electrodos, con un electrodo extra para proporcionar la señal de tierra, los cuales van en contacto directo con el brazo del paciente para recibir las señales de control de sus músculos.

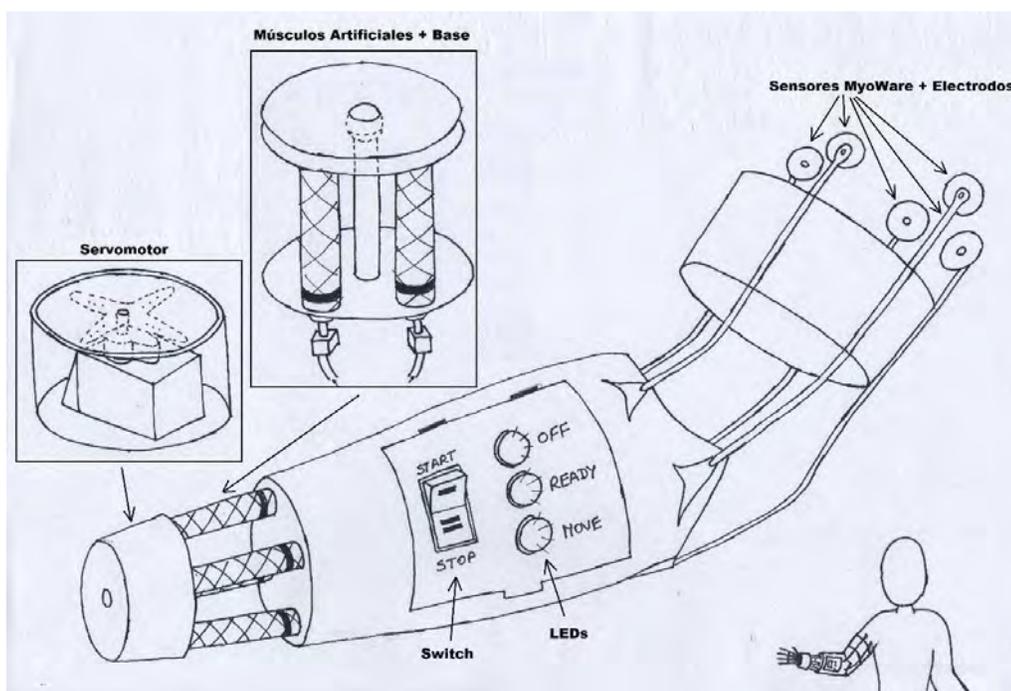


Figura 2.1: Concepto de Solución Óptimo

2.3 Sensores

Para controlar dispositivos mediante señales generadas por el mismo cuerpo, son necesarios elementos que puedan detectar dichas señales y transformarlas en información útil. Para ello, se usan desde elementos como sensores que van conectados a los músculos mediante electrodos y de este modo pueden interpretar las descargas eléctricas producidas por los mismos, hasta implantes de electrodos conectados directamente a las terminales nerviosas, los cuales de igual forma pueden interpretar las señales del cerebro, pero de una forma mucho más precisa.

2.3.1 Sensor MyoWare™ de músculo mioeléctrico con electrodos

Sensor capaz de medir mediante el uso de electrodos superficiales la actividad eléctrica de un músculo, gracias al potencial eléctrico generado por las células de la fibra muscular. Internamente es capaz de filtrar, rectificar y amplificar las señales eléctricas y finalmente convertirlas en una señal analógica de salida que se incrementa tanto como se flexione el músculo al que se le realice la medición. Esta señal producida puede ser leída por un microcontrolador.⁸



Figura 2.2: MyoWare™ Muscle Sensor⁹.

2.3.2 Módulo Acelerómetro + giroscopio

Módulo capaz de medir movimiento en 6 grados de libertad, combinando un giroscopio de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes en un mismo chip. Se comunica con microcontroladores de manera sencilla mediante una interfaz I2C. Posee un rango de escala programable tanto para el giroscopio como para el acelerómetro para una captura precisa de movimiento rápido y lento.

⁸ <http://trobotica.co/sensor-de-musculo-mioelectrico/397.html>

⁹ <http://trobotica.co/sensor-de-musculo-mioelectrico/397.html>



Figura 2.3: Módulo MPU6050¹⁰.

2.3.3 Encoder infrarrojo

Dispositivo que se encarga de convertir el movimiento lineal o angular en pulsos eléctricos que pueden ser interpretados por un controlador. Estos encoders usan un haz de luz infrarrojo que se interrumpe con las ranuras del disco acoplado al eje.

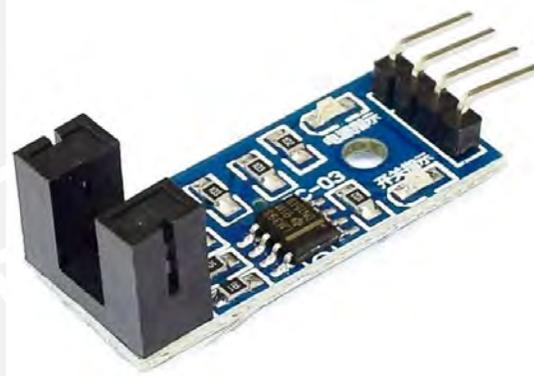


Figura 2.4: Encoder Infrarrojo¹¹.

2.4 Actuadores

2.4.1 Servomotores

Dispositivo estándar de propósito general disponible en una gran variedad de modelos con distinto torque generado, capaz de rotar aproximadamente 180 grados (90 en cada dirección). Es popular en proyectos de robótica por su capacidad de trabajar con plataformas de desarrollo como Arduino o Raspberry

¹⁰ <https://naylorlampmechatronics.com/sensores-posicion-inerciales-gps/33-modulo-mpu6050-acelerometro-giroscopio-i2c.html>

¹¹ <https://naylorlampmechatronics.com/robotica-movil/240-encoder-infrarrojo.html>

Pi. Es recomendable energizar por separado el microcontrolador y el servomotor para evitar errores en el programa a causa del ruido eléctrico.



Figura 2.5: Servomotor S3003¹².

2.4.2 Electroválvulas

Dispositivos electromecánicos que permiten controlar el caudal de un líquido o gas, de tipo servoasistida o de acción directa, y utilizados para reemplazar el uso de válvulas manuales o para controlarlas remotamente. Formadas por una bobina, un émbolo y un tubo guía, las electroválvulas controlan dicho caudal mediante la apertura o cierre total del orificio dentro de la válvula. Estos son elementos de control utilizados con mayor frecuencia en tecnología de fluidos para tareas como cortar, liberar, dosificar, distribuir o mezclar fluidos.



¹² <https://naylorlampmechatronics.com/servomotores/219-servo-s3003-4kg.html>

Figura 2.6: Electroválvula solenoide¹³.

2.4.3 Pantallas LCD

Pantallas alfanuméricas utilizadas para visualizar o monitorear parámetros conocidos por ser de bajo consumo, contar con variedad de tamaños, y poder trabajar con caracteres alfanuméricos, una importante ventaja sobre otros displays como los de 7 segmentos. Pueden ser conectados directamente a un controlador Arduino, aunque también pueden trabajar con un adaptador LCD paralelo a serial para facilitar la conexión. Los displays LCD alfanuméricos más utilizados son el LCD1602 y el LCD2004.

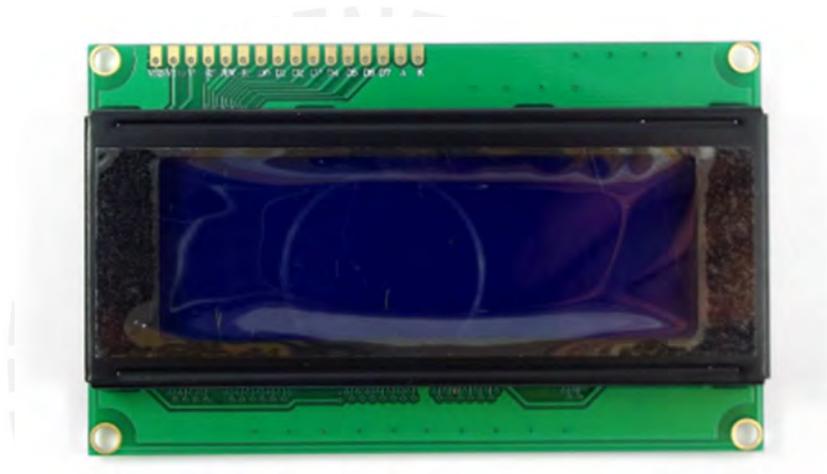


Figura 2.7: Pantalla alfanumérica LCD2004¹⁴.

2.4.4 Músculos artificiales neumáticos

Músculos neumáticos inventados en la década de 1950, capaces de generar una fuerza y una contracción similar a los músculos biológicos al aplicarse una presión neumática en su interior (Malzahn et al., 2019). Estos actuadores son livianos, fáciles de fabricar y cuentan con una contracción máxima. Cuentan con un grado de libertad (movimiento en el eje axial), y como se puede apreciar en la figura, cuentan con una manguera para la salida del aire, acción que causa la contracción del músculo. Normalmente, un músculo neumático puede realizar contracciones de hasta el 40% de su longitud.¹⁵

¹³ <https://www.burkert.es/es/Empresa-y-carrera/Actualidades/Prensa/Mediateca/Informes-tecnicos/Informes-tecnicos-temas-adicionales/Que-es-una-electrovalvula-y-como-funciona>

¹⁴ <https://naylorlampmechatronics.com/lcd-alfanumerico/158-display-lcd-2004-azul-backlight.html>

¹⁵ <https://naylorlampmechatronics.com/robotica-movil/240-encoder-infrarrojo.html>

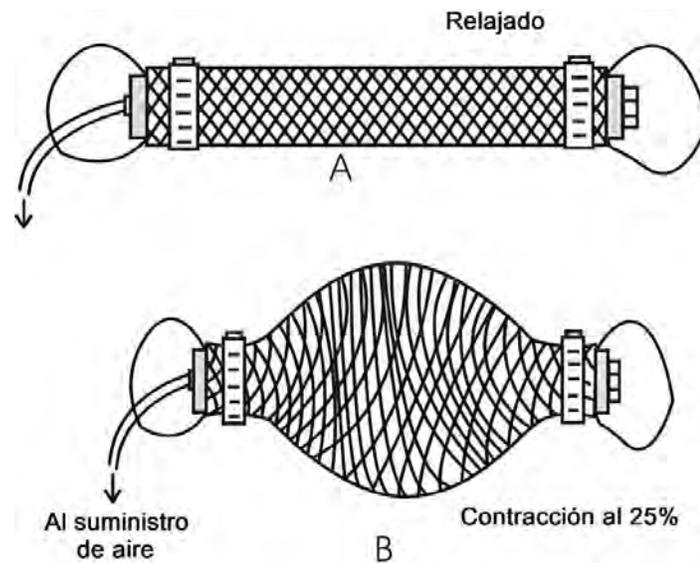


Figura 2.8: Funcionamiento de los músculos neumáticos¹⁶.

2.5 Controladores

2.5.1 Arduino UNO

Placa basada en el microcontrolador ATmega328P. Cuenta con 14 pines de entrada/salida digital, 6 entradas analógicas, un cristal de 16MHz, conexión USB, conector Jack de alimentación, terminales ICSP, y un botón de reseteo.¹⁷ Es de los microcontroladores más sencillos de programar que hay en el mercado, gracias a su interfaz muy intuitiva para los usuarios, su lenguaje de programación sencillo de manejar, y la gran cantidad de proyectos pre desarrollados que se pueden encontrar en la internet para facilitar el desarrollo de nuevos programas¹⁸.



Figura 2.9: Arduino Uno¹⁶.

¹⁶ <https://softroboticstoolkit.com/book/pneumatic-artificial-muscles>

¹⁷ <http://www.iescamp.es/miarduino/2016/01/21/placa-arduino-uno/>

¹⁸ <https://computerhoy.com/reportajes/tecnologia/que-es-arduino-que-es-tan-interesante-aprender-programar-311393>

2.5.2 BeagleBone

Tarjeta de desarrollo de bajo costo con la capacidad de usar software y hardware *open source* y que corre bajo un sistema operativo llamado Armstrong Linux, y que a su vez es compatible con Ubuntu e incluso permite instalar Android.¹⁹ Cuenta con 65 pines digitales, 7 pines analógicos, 4 puertos seriales, 8 salidas PWM, 2 pines I2C, 4 timers, conexión USB, conexión Ethernet, entre otras funciones.²⁰



Figura 2.10: Tarjeta BeagleBone¹⁸.

¹⁹ <https://mecatronicauaslp.wordpress.com/2014/02/28/introduccion-a-beaglebone/>

²⁰ <https://www.redeszone.net/2015/01/24/beaglebone-black-un-duro-competidor-para-raspberry-pi/>

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEFINITIVO DEL SISTEMA

En este capítulo se presenta una vista general del diseño definitivo del sistema propuesto. Se presentan las versiones finales de los subsistemas desarrollados, los cálculos realizados para el dimensionamiento de las piezas utilizadas, y la selección de los mejores sensores, actuadores y controladores y materiales según los requerimientos del presente proyecto. Además, se define el método de control más adecuado para el funcionamiento del dispositivo dadas las señales de control disponibles.

En la figura 3.1 se puede ver la integración de los subsistemas presentes ya dimensionados y con sus componentes (Subsistema de rotación, Subsistema de movimiento en dos ejes, Subsistema de control, y Subsistema de energía), conformando la prótesis de antebrazo completa. Además, se aprecia a la derecha su posición relativa en un brazo humano, sustituyendo el antebrazo faltante e incluyendo una mano acoplada al dispositivo. El subsistema de energía se puede ver ubicado más arriba, acoplado al brazo del usuario como un brazalete. A lo largo del presente capítulo se entrará en mayor detalle acerca de los cálculos y selección de componentes que llevaron a la obtención del presente modelo.

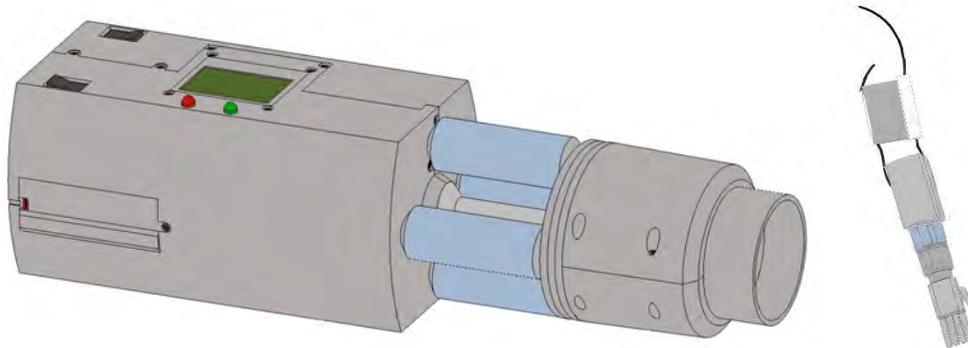


Figura 3.1. Vista en 3D de la prótesis de antebrazo

Se empieza describiendo el subsistema de rotación, el cual está encargado de generar el movimiento de pronación-supinación en la mano acoplada. Dicho movimiento es realizado por un servomotor alojado en una carcasa y cuyo eje va unido a una pieza de conexión, en la cual está enganchada la prótesis de mano. La carcasa del servomotor cuenta con una guía por la cual la pieza de conexión junto con la mano acoplada puede girar respecto a ella cuando dicho servomotor es activado. Una vista general de este

subsistema junto a la pieza de conexión se aprecia en la figura 3.2 junto con la posición relativa del mismo dentro de la prótesis completa.

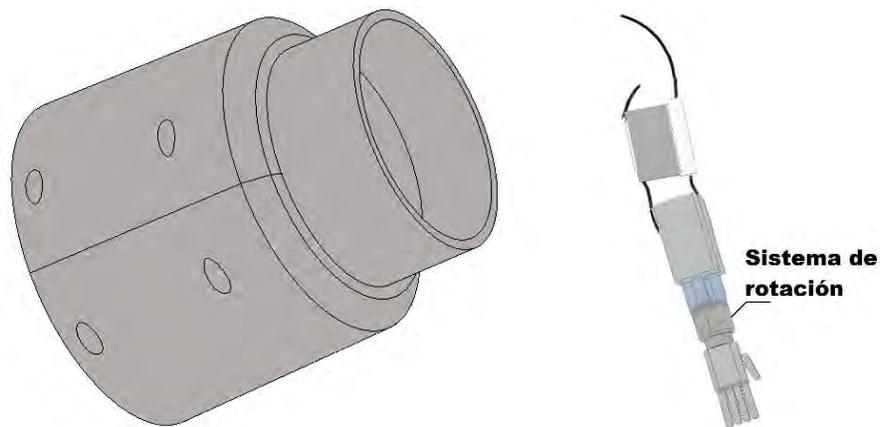


Figura 3.2. Vista general de subsistema de rotación

El subsistema de movimiento en dos ejes se encarga de generar los movimientos de flexión-extensión, y de desviación cubital-radial de la muñeca. Está compuesto por una base a la cual están acoplados cuatro actuadores neumáticos, mientras que los otros extremos irán conectados a la carcasa del subsistema de control. Esta base cuenta con un agujero en el centro que puede rotar respecto a una esfera. La dirección en la que dicha base rota depende de los actuadores neumáticos que sean contraídos, los cuales serán accionados independientemente, manteniendo vacío el actuador diametralmente opuesto de modo que pueda ser estirado fácilmente. Dicho subsistema se puede apreciar en la figura 3.3 junto a su posición relativa dentro de la prótesis completa.

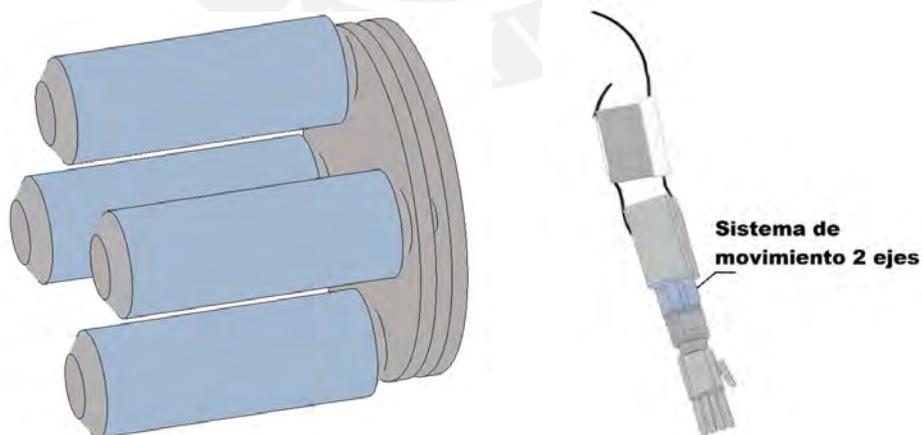


Figura 3.3. Vista general de subsistema de movimiento en dos ejes

El subsistema de control se encarga de leer los datos recopilados por los diferentes sensores del sistema, y en base a la información que reciba, enviar las señales de

control necesarias a los diferentes actuadores y lograr la acción deseada. Esta tarea se logra mediante la incorporación en el sistema de un microcontrolador y los drivers requeridos para cada actuador involucrado. Este subsistema interconecta los actuadores presentes y los comanda para lograr la operación total de la prótesis según las órdenes proporcionadas por el usuario. Una mitad de la carcasa de dicho subsistema se puede apreciar en la figura 3.4, en donde se muestran algunos de los espacios designados para componentes como el compresor de aire, el controlador Arduino, la pantalla LCD, los LEDs y algunas electroválvulas, y la posición de este subsistema dentro de la prótesis completa.

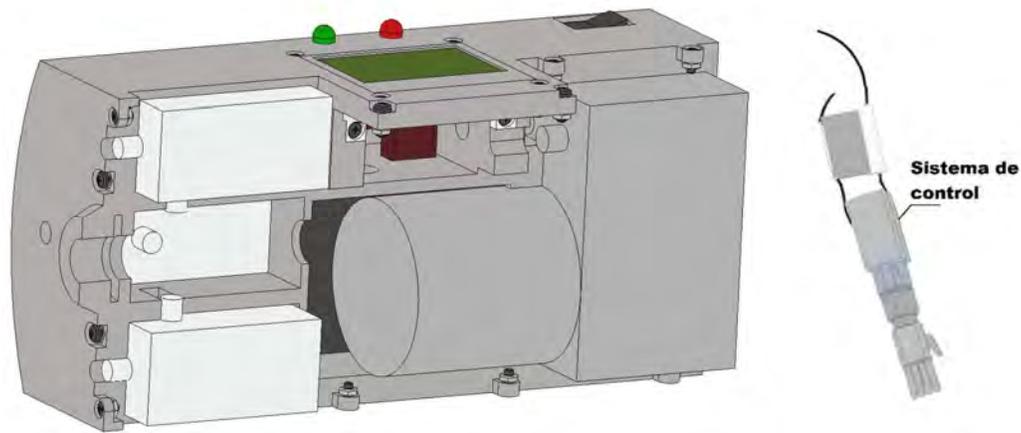


Figura 3.4. Vista general interna de subsistema de control

El subsistema de energía es el encargado de proporcionar energía eléctrica a los componentes internos del sistema. Para ello, y ya que los diferentes elementos del sistema trabajan principalmente a 5 o 12 V, dicho subsistema cuenta con espacio para albergar dos baterías, una para cada voltaje. De este modo también se extiende la duración de cada una, permitiendo usar el dispositivo por un tiempo más prolongado. En busca de evitar que el tamaño del sistema propuesto exceda el de un antebrazo real, se optó por colocar el subsistema de energía fuera de la carcasa principal y acoplarlo al brazo del usuario en un brazaletes, como se puede apreciar en la figura 3.5, junto con la posición relativa del subsistema dentro de la prótesis completa.

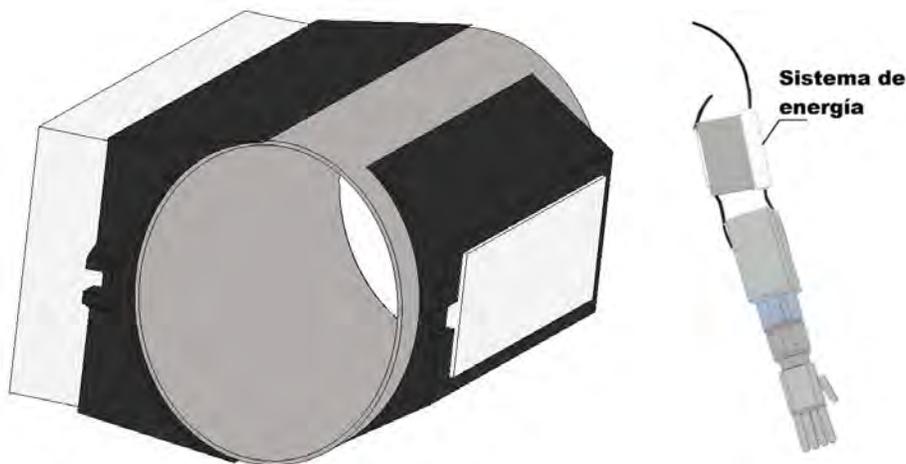


Figura 3.5. Vista general de subsistema de energía

A continuación, se muestra el diagrama de operaciones para el sistema en la figura 3.6, en el cual se muestran los principales procesos que se ejecutarán durante el funcionamiento cotidiano del sistema.

Primeramente, se coloca la prótesis en la extremidad afectada del usuario con ayuda del encaje incorporado, y se procede a ajustarla hasta que quede fija. A continuación, se adhieren los electrodos de los sensores mioeléctricos en los lugares correspondientes en el brazo del usuario. Después de ser colocada, se procede a energizarla mediante los switches disponibles. Una vez energizada la prótesis, el usuario procederá a generar señales mioeléctricas a partir de los músculos en su brazo, las cuales serán procesadas internamente para generar las señales de control del sistema y dar las órdenes requeridas a los actuadores neumáticos o al servomotor.

La tarea principal de la prótesis puede resumirse en mover la muñeca en los tres grados de libertad disponibles, por lo cual, en este punto, el sistema se mantendrá en un bucle, constantemente enviando señales a los actuadores para realizar movimientos en la muñeca según el valor de las señales recibidas. Esto dependerá de las actividades que el usuario desee realizar, durante el tiempo que este requiera o hasta que se termine la carga de las baterías incorporadas. Finalmente, se usan nuevamente los switches para desconectar la energía del sistema y una vez apagada, la prótesis puede ser retirada del brazo con seguridad para recargar las baterías.

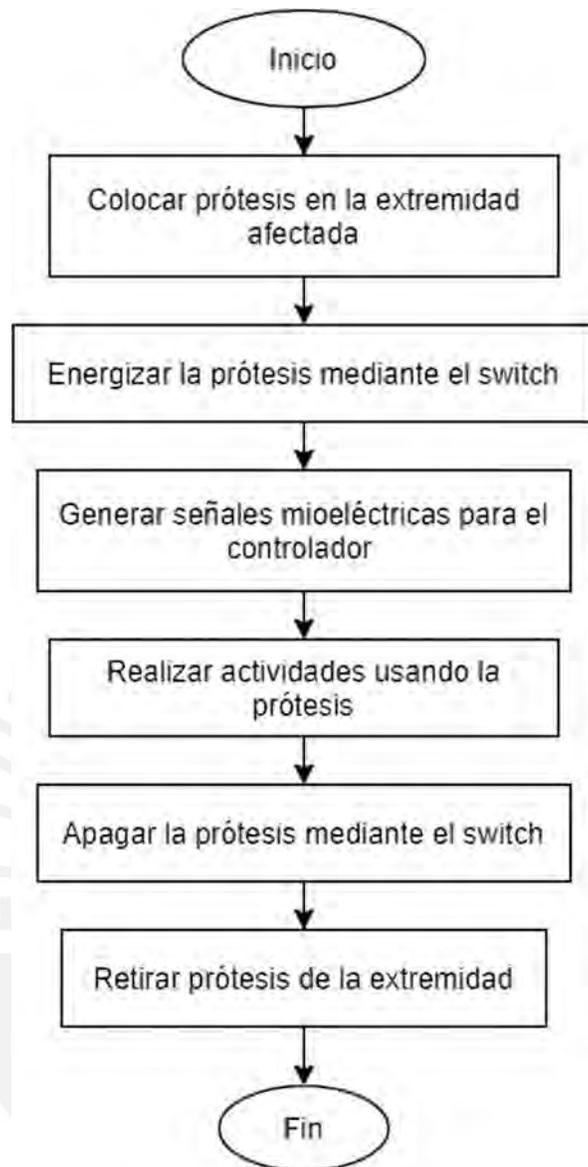


Figura 3.6. Diagrama de operaciones del sistema

A continuación, se puede apreciar la arquitectura de hardware en la figura 3.7, en donde se puede ver gráficamente como interactúan los distintos componentes del sistema con el controlador. Se cuenta con un Arduino Micro, el único controlador involucrado, el cual recibe la información de 3 sensores: 2 sensores Myoware y 1 giroscopio, y controla directamente un actuador: un servomotor. Adicionalmente, controla los drivers que manejan las electroválvulas y el compresor de aire, dos relays de 2 canales y un driver mosfet respectivamente. Dicho compresor de aire es la encargada de brindar energía neumática a las electroválvulas para alimentar los músculos neumáticos dependiendo de cual se requiera accionar.

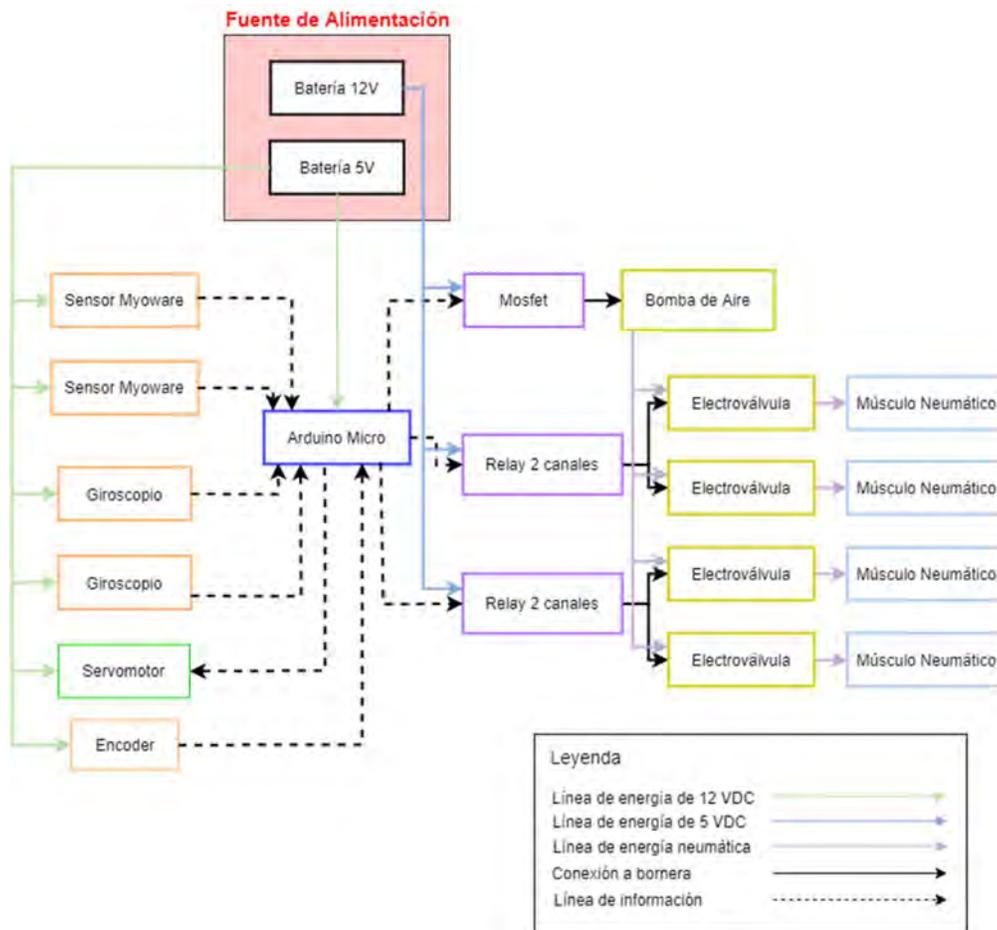


Figura 3.7. Arquitectura de Hardware

3.1 Selección de componentes

3.1.1 Sensores

3.1.1.1 Sensor mioeléctrico

Para el control de la prótesis en cuestión, se necesita leer las señales eléctricas de los músculos. Para ello, se necesita un sensor con la capacidad de medir, filtrar y rectificar dicha actividad eléctrica hasta producir una señal analógica que pueda ser leída por un microcontrolador. Actualmente, la única opción encontrada fue el sensor MyoWare de Advancer Technologies, el cual, gracias a su pequeño tamaño, es un buen candidato para el presente proyecto. Adicionalmente, producto de la investigación previa se encontraron dos modelos, el Muscle Sensor v3²¹ y el e-Health Sensor Platform²², sin embargo, ambos se encuentran actualmente discontinuados.

²¹ <https://www.sparkfun.com/products/retired/11776>

²² <https://www.postscapes.com/open-source-e-health-sensor-platform/>

3.1.1.2 Acelerómetro + Giroscopio

Para medir el movimiento de la prótesis de muñeca en el espacio, se optó incluir un giroscopio en el dispositivo, ubicado dentro del subsistema de rotación, al ser el elemento que se mueve directamente en dos ejes según el accionamiento de los músculos artificiales integrados. Mediante la integración de un giroscopio es posible medir el movimiento relativo de dicha sección y verificar que se haya alcanzado la posición deseada.

Se realizó una comparación entre las características de algunos giroscopios comerciales en la tabla 3.1²³:

Tabla 3.1. Tabla comparativa entre módulos

	MPU6050	MPU9250	GY-91
Voltaje (V)	5	5	5
Rango acel. (g)	±2/4/6/8	±2/4/6/8	±2/4/6/8
Rango gir. (°/s)	250/500/ 1000/2000	250/500/ 1000/2000	250/500/ 1000/2000
Elementos	Acelerómetro, Giroscopio	Acelerómetro, Giroscopio, Magnetómetro	Acelerómetro, Giroscopio, Magnetómetro, Barómetro
Dimensiones (mm)	20x16x3	20x16x3	25x14x3
Corriente (mA)	3.8	3.4	3.4

De entre las opciones de módulos recopiladas, se escogió el módulo MPU6050, pues, aunque las tres opciones son bastante similares en la mayoría de sus características, los modelos superiores cuentan con más elementos innecesarios para el objetivo del presente proyecto, por lo cual resulta conveniente optar por la opción más simple y de menor tamaño para optimizar el diseño y reducir costos.

3.1.1.3 Encoder

Se buscó implementar un encoder dentro del subsistema de rotación para poder verificar el desplazamiento del servomotor encargado de la rotar la prótesis de mano acoplada a modo de retroalimentación y que pueda realizar un movimiento más preciso. Se realiza la comparación respectiva ente dos modelos comerciales de encoders en la tabla 3.2:

²³ <https://naylorlampmechatronics.com/>

Tabla 3.2. Tabla comparativa entre encoders

	Encoder FC-03²⁴	Encoder KY-040²⁵
Voltaje de Operación (V)	5	5
Tipo	Infrarrojo	Incremental
Peso (g)	8	10
Dimensiones (mm)	32x14x7	32x19x30

Para la finalidad que se busca, colocar un encoder rotatorio puede resultar muy complicado dada la configuración del sistema y el limitado espacio disponible para este elemento, por lo cual se opta por el encoder infrarrojo FC-03 al ser de menor tamaño.

3.1.2 Actuadores

3.1.2.1 Compresor de aire

Se requiere una fuente de energía neumática para proporcionar la cantidad requerida por el sistema, se analizan las principales características de tres distintos tipos de compresores de aire en la tabla 3.3:

Tabla 3.3. Tabla comparativa entre compresores de aire

	SC3731PM²⁶	PBA12-1.5S²⁷	ZXW524-8003-3700²⁸
Presión máxima (kPa)	120	90	250
Ruido (dB)	< 65	<30	<50
Tensión nominal (V)	12	12	12
Dimensiones (mm)	58×27×24.2	Ø27x59.7	86x70x56

Al estar trabajando con actuadores neumáticos, la prioridad al seleccionar el compresor es que esta debe ser capaz de suministrar la mayor presión neumática posible al sistema. Por dicho motivo, se selecciona el compresor ZXW524-8003-3700 por proporcionar el mayor valor de presión de entre las tres opciones, con una considerable diferencia respecto a las otras dos opciones. Sin embargo, es importante resaltar que, aunque se priorizó el alto valor de presión proporcionado,

²⁴ https://naylorlampmechatronics.com/robotica-movil/240-encoder-infrarrojo.html?search_query=sensor+encoder&results=152

²⁵ <https://www.taloselectronics.com/products/modulo-sensor-encoder-rotatorio-ky-040>

²⁶ <http://www.skooomtech.com/air-pump/positive-pressure-pump/diaphragm-micro-pump-sc3731pm.html>

²⁷ <http://spanish.micro-airpump.com/sale-2949637-brushless-12v-24v-micro-air-pump-mini-dc-air-pumps-for-industrial-dosing.html>

²⁸ https://chinafaith.en.alibaba.com/product/62130458611-804603130/DC_Pump_Manufacture_Mini_Brushless_12v_air_compressor.html

esto viene de la mano con unas mayores dimensiones generales para el compresor seleccionado.

Para poder controlar dicho compresor, se implementó adicionalmente un Mosfet IRF520, el cual permite a un controlador Arduino alimentar cargas a tensión e intensidad superiores a lo que puede soportar por su cuenta, en este caso el compresor de aire. Cabe resaltar que al usar este Mosfet con un Arduino, dada la limitación de tensión e intensidad en sus salidas, el valor de intensidad de la corriente nominal se ve reducida de 9.2 A a un valor de 1. Sin embargo, este debe ser un valor de corriente más que suficiente para permitir la energización de la carga conectada.²⁹

3.1.2.2 Electroválvulas

Para controlar el accionamiento de los cuatro músculos artificiales presentes en el sistema, se requiere el uso de electroválvulas, una por cada músculo artificial. Estos son el elemento de control entre el músculo artificial y el compresor de aire, necesarios para regular la presión de entrada. Se realiza una comparación entre dos tipos de válvulas comerciales en la tabla 3.4:

Tabla 3.4. Tabla comparativa entre electroválvulas

	Opción 1³⁰	Opción 2³¹
Tensión (V)	12	12
Presión (Mpa)	0 – 0.6	0 – 0.8
Corriente (mA)	120	600
Diámetro (mm)	5.5	12.7
Dimensiones (mm)	50x21	57x84

Entre las dos opciones encontradas, se elige la opción 1 principalmente por tener dimensiones menores que la opción 2, lo cual es importante pues se necesitarán cuatro de estos elementos y se debe buscar que ocupen el menor espacio posible dentro del sistema. Además, el rango de presión que soportan es aceptable dado que los valores de presión con los que se espera trabajar son relativamente bajos.

Adicionalmente, es necesaria la implementación de relays en el sistema para el control de las electroválvulas. Para optimizar el espacio que ocupen estos

²⁹ <https://www.luisllamas.es/arduino-transistor-mosfet/>

³⁰ <https://www.amazon.com/-/es/v%C3%A1lvula-solenoides-pl%C3%A1stica-el%C3%A9ctrica-normalmente/dp/B08V1R2H88>

³¹ <https://uelectronics.com/producto/valvula-solenoides-1-2-pulg-electrovalvula-12v-agua-aire/>

elementos, se incluyeron dos módulos Relay de 2 canales y con las siguientes características³²:

- Tensión de entrada: 12 V
- Tensión de control: 5V
- Corriente máxima: 10 A
- Código de Relays: Songle SRD-12VDC-SL-C
- Entradas optoacopladas.

3.1.2.3 Servomotor

Dado que se requiere el servomotor para rotar una carga, es importante calcular primeramente el torque mínimo necesario según las cargas que irán conectadas al mismo para elegir un modelo comercial de servomotor adecuado. Se procedió inicialmente a modelar las cargas como bloques máximos respecto a las dimensiones máximas del diseño (El conector fue modelado como cilindro, y la mano como paralelepípedo), y de igual modo se estableció una masa máxima para cada elemento. A continuación, se usaron estos datos para calcular el momento de inercia total, y el torque que deberá realizar el servomotor elegido.

Datos:

Ancho: $a = 25 \text{ mm}$	Masa conector: $M_c = 0.1 \text{ kg}$
Largo: $b = 85 \text{ mm}$	Masa mano: $M_m = 0.55 \text{ kg}$
Radio: $R = 24.5 \text{ mm}$	Factor de seguridad: $FS = 1.5$
Ángulo de giro max. $\theta = 180^\circ$	Tiempo para giro max. $t = 0.4 \text{ s}$

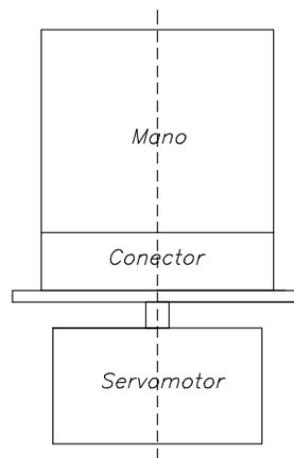


Figura 3.8. Distribución de elementos superiores

³² <https://naylorlampmechatronics.com/drivers/193-modulo-relay-2-canales-12v.html>

Con los datos que se han establecido, se procede a realizar los cálculos de torque mínimo requerido.

$$\text{Inercia de la mano: } J_m = \frac{1}{12} * M_m * (a^2 + b^2) \rightarrow 359.7917 \text{ kg.mm}^2 \dots (6)$$

$$\text{Inercia del conector: } J_c = \frac{1}{2} * M_c * R^2 \rightarrow 30.0125 \text{ kg.mm}^2 \dots (7)$$

$$\text{Inercia Total: } J_t = J_m + J_c \rightarrow 389.8042 \text{ kg.mm}^2 \dots (8)$$

$$\text{Torque: } T = FS * J_t * \frac{\theta}{t^2} \rightarrow 11.48 \text{ N.mm} \rightarrow 0.1171 \text{ kg.cm} \dots (9)$$

Una vez obtenido el torque mínimo que se debe producir para rotar la prótesis de mano, se analizan las principales características de tres distintos tipos de servomotores en la tabla 3.5²:

Tabla 3.5. Tabla comparativa entre servomotores

	MG996R	SG5010	S3003
Ángulo de rotación (°)	360	180	180
Torque (kg.cm)	11	6.5	4.1
Voltaje de operación (V)	6	6	6
Dimensiones (mm)	40.6x19.8x42.9	40.2x20.2x43.2	41x20x36

Como se puede apreciar, las dimensiones no varían mucho entre los 3 servomotores, por lo que esta no es una característica determinante para la selección. Sin embargo, a partir de los cálculos previos se determinó que el torque mínimo requerido no es muy alto, por lo que el torque ofrecido por el servomotor S3003 será más que suficiente. Además, este modelo cuenta con un ángulo de rotación óptimo y es probable que tenga un menor precio en comparación con las otras dos opciones.

3.1.2.4 Pantalla LCD

Dentro del sistema es necesaria una forma de proporcionar datos al usuario en tiempo real y de una manera que resulte comprensible para el mismo. Para ello se incluyó en el sistema una pantalla LCD con el fin de tener una manera de proporcionar información relevante sobre el sistema mientras la persona lo está utilizando. Se analizan las principales características de tres distintos tipos de pantallas LCD en la tabla 3.6.

Tabla 3.6. Tabla comparativa entre pantallas LCD

	Nokia 5110³³	LCD1602³⁴	LCD2004²⁶
Voltaje de operación (V)	2.7 - 5	3.3	5
Líneas de caracteres	4	2	4
Dimensiones (mm)	45x45	80x36	77x47

De entre los tres modelos seleccionados, se ve que presentan características similares en cuanto a voltaje de operación y líneas de caracteres. Sin embargo, se aprecia una importante diferencia en cuanto a las dimensiones, siendo la pantalla Nokia 5110 mucho más pequeña que las otras dos opciones. Dado que se cuenta con espacio limitado en el sistema, es posible priorizar la búsqueda de un módulo con las menores dimensiones. Por ello, se escoge la pantalla Nokia 5110.

3.1.3 Controlador

Para la elección del controlador a utilizar es importante saber previamente la cantidad de pines requeridos. Para ello, se realiza una identificación del número de pines a utilizar según los componentes elegidos para el desarrollo de sistema y se establece el número total de pines requeridos, tanto digitales como analógicos. Este conteo de pines requeridos se puede apreciar en la tabla 3.7.

Tabla 3.7. Pines digitales y analógicos totales requeridos

Componente	N° de pines digitales	N° de pines analógicos
Sensor Myoware (x2)		2
Giroscopio		2
Driver compresor de aire	1	
Driver Electroválvulas (x2)	4	
Servomotor	1	
Encoder	2	
Pantalla LCD	5	
LED (x2)	2	
Total	15	4

Una vez obtenido el total de pines digitales y analógicos que se necesitan, se hace una comparación entre algunas placas existentes en el mercado, la cual se puede apreciar en la tabla 3.8.

³³ <https://uelectronics.com/producto/pantalla-nokia-lcd-5110/>

³⁴ <https://naylorpmehatronics.com>

Tabla 3.8. Tabla comparativa entre placas Arduino

	Arduino Micro³⁵	Arduino Uno²⁷	Raspberry Pi Zero³⁶
N° de pines digitales	20	14	17
N° de pines analógicos	12	6	0
Largo	48 mm	68.6 mm	65 mm
Ancho	18 mm	53.4 mm	30 mm
Velocidad (MHz)	16	16	1000
USB	Micro USB	USB A/B	Micro USB

De entre las tres opciones, se ve primeramente que la placa Raspberry Pi Zero no cuenta con entradas analógicas, razón por la cual esta opción queda descartada. Entre las dos placas Arduino restantes, se puede ver que, aunque ambas opciones cuentan con entradas analógicas, solo la placa Arduino micro cumple con la cantidad mínima de entradas digitales para controlar todos los componentes del sistema. Adicionalmente, resulta importante considerar el tamaño de la placa, pues se busca que este elemento ocupe el menor espacio posible dentro del sistema.

Tomando esto en cuenta, se concluye que la placa Arduino Micro se adapta mejor a lo requerido al tener la cantidad adecuada de pines y ser considerablemente más pequeña que la Arduino Uno. Opciones como placas Raspberry más complejas o placas Beaglebone no fueron consideradas en esta selección debido a que estas placas tienen integrados elementos innecesarios para el desarrollo del presente proyecto (conexión Ethernet, salida HDMI, procesadores de gráficos, etc), algo que a su vez tiene un efecto en el precio de estas piezas.³⁷

3.1.4 Fuente de alimentación

Dado que el sistema desarrollado debe ser portátil, queda descartada una conexión directa a un tomacorriente. En su lugar, es más adecuada una fuente portátil como una batería, que pueda brindarle al sistema una mayor autonomía. Después de la selección final del resto de componentes, se pudo ver que la gran mayoría trabajaba a 5 o a 12V. Por ello, se optó por incluir una fuente de alimentación para cada

³⁵ <https://store.arduino.cc/usa/>

³⁶ <https://www.luisllamas.es/modelos-de-raspberry-pi/>

³⁷ <https://www.electromaker.io/blog/article/beaglebone-black-vs-raspberry-pi>

voltaje, para reducir la cantidad de elementos de conversión de voltaje y para aumentar la duración total del sistema en funcionamiento.

Para una buena selección de las fuentes de alimentación a implementar, se realizó primeramente un cálculo de cuanta energía a nivel de voltaje y corriente se va a necesitar en total para alimentar todos los componentes involucrados. Se separaron los componentes del sistema en dos grupos, tomando en cuenta el nivel de voltaje requerido para cada uno: Componentes a 5V y a 12V, y los valores de voltaje y corriente que necesitan se observan en las tablas 3.9 y 3.10 respectivamente.

Tabla 3.9. Voltaje <12V y corriente total requeridos.

Componente	Voltaje (V)	Corriente (mA)
Sensor Myoware (x2)	5	18
Giroscopio	5	3.8
Encoder	5	15
Servomotor	5	8
LED (x2)	1.95	20
Controlador	5	50
Pantalla LCD	3.3	20
Total	5 (Max)	134.8 mA

Tabla 3.10. Voltaje a 12V y corriente total requeridos.

Componente	Voltaje (V)	Corriente (mA)
Compresor de aire	12	350
Electroválvulas (x4)	12	480
Total	12 (Max)	830 mA

De las tablas elaboradas previamente se obtiene la corriente total en mA consumida por los componentes a 5 y a 12 V. A partir de esto, se puede inferir que se necesita que la fuente de alimentación de 12 V que se seleccione debe ser capaz de suministrar al menos 0.83 A. Por otro lado, la fuente de 5 V debe suministrar al menos 0.14 A.

Con esta información se procede a realizar una recopilación de información acerca de modelos de batería existentes, primeramente, para la batería de 12 V, la cual se muestra en la tabla 3.11. Al querer lograr una autonomía de mínimo 6 horas con la corriente mínima que se busca, se necesitaría una batería de al menos 5000mAh.

Tabla 3.11. Tabla comparativa entre baterías para 12 V.

	Batería 605080³⁸	Batería Turnigy 2S30C³⁹	Batería Zandee YSD-12500⁴⁰
Voltaje (V)	3.7	7.4	12
Capacidad (mAh)	3000	6000	5000
Peso (g)	48	276	250
Dimensiones (mm)	80x50x6	148x48x25	110x58x22
Cantidad requerida	8	2	1

Para la selección de opciones se consideró la posibilidad de conseguir baterías de menor voltaje y agruparlas hasta obtener el valor deseado de 12 V. Sin embargo, esto resultó en una gran cantidad de baterías requeridas, o en unas dimensiones finales muy grandes. Por ello, se escoge la batería YSD-12500, debido a que solo se requiere de una para energizar el sistema, y además al ser de 12 V, no se requeriría de un regulador extra, a diferencia de si se hubieran utilizado dos baterías Turnigy de 7.4 V o las ocho baterías 605080 de 3.7 V.

A continuación, se realiza una recopilación similar de modelos de batería existentes de baterías de 5 V, la cual se muestra en la tabla 3.12. Dado que esta también debe durar como mínimo 6 horas con la corriente mínima requerida, se necesita una batería de por lo menos 1000 mAh.

Tabla 3.12. Tabla comparativa entre baterías para 5 V.

	Batería TW102050⁴¹	Batería YaBo-402780⁴²
Voltaje (V)	3.7	3.7
Capacidad (mAh)	1000	1000
Dimensiones (mm)	10x20x50	0.4x27x80
Cantidad requerida	2	2

De entre las dos opciones seleccionadas, se escoge la batería YaBo-402780, priorizando su bajo espesor en comparación a la otra opción, aunque tenga una mayor área. Dado que la batería de 12 V cuenta con grandes dimensiones, es importante que la batería de 5 V seleccionada sea lo más pequeña posible, de modo

38 <https://tienda.bricogeeek.com/baterias-lipo/1315-bateria-lipo-3000mah-37v.html>

39 <https://www.didacticasselectronicas.com/index.php/baterias-cargadores/recargables-1/tipo-lipo-1/7-4v/bater%C3%ADa-recargable-litio-pol%C3%ADmero-5000mah-7-4v-batlipo50002s-pila-2s-lipo-4067-detail>

40 <https://spanish.alibaba.com/product-detail/black-wrap-dc-12500-5000mah-12v-rechargeable-li-ion-battery-pack-for-wi-fi-boosters-led-strips-60684146339.html>

41 <https://spanish.alibaba.com/product-detail/tw102050-3-7v-1000mah-lipo-batteries-thin-battery-60770931009.html?spm=a2700.8699010.normalList.5.41f3112dH4Zyfh&s=p>

42 <https://spanish.alibaba.com/product-detail/top-sale-rechargeable-high-large-capacity-lithium-polymer-3-7v-1000mah-lipo-battery-for-led-light-62556926953.html?spm=a2700.8699010.normalList.11.41f3112dH4Zyfh&s=p>

que el brazalete diseñado para las baterías no genere incomodidad al usuario al ser almacenadas. Aun así, el sistema requerirá de 2 baterías YaBo-402780 para lograr obtener el valor de voltaje deseado para los elementos de control.

Adicionalmente, dado que al juntar ambas baterías se obtiene un voltaje de salida de 7.4 V, mayor al requerido, es necesario un regulador de voltaje, el L7805, con su respectivo circuito para estabilizar esta señal en un valor de 5 V, que es la tensión que usan los elementos de control en el dispositivo. Como la batería de 12 V ya proporciona el voltaje deseado, no es necesario adicionar un regulador de voltaje para este elemento. Para cargar ambas baterías se escogió utilizar una fuente genérica de 12V, con un reductor incorporado para cargar el paquete de baterías de menor voltaje.

A partir de las baterías seleccionadas, se ve que estas cuentan con grandes dimensiones, en especial la de 12 V. Por esta razón, al momento de diseñar el subsistema de energía, se consideró más apropiado almacenar estos elementos en un lugar externo al dispositivo con el objetivo de optimizar el tamaño final del mismo, pues durante el diseño se buscó asemejarse lo más posible a la forma real de un antebrazo. A partir de esto, también resulta importante contar con la menor cantidad posible de baterías.

Una vez seleccionados todos los componentes necesarios y las baterías que se van a utilizar, se procede a realizar el diagrama esquemático de la prótesis de antebrazo haciendo uso del software Eagle. Para ello, se consiguieron las librerías respectivas para cada componente y se realizaron las conexiones necesarias a nivel de energía y señales de control para el funcionamiento del dispositivo. Dicho esquemático completo se puede observar en la figura 3.9.

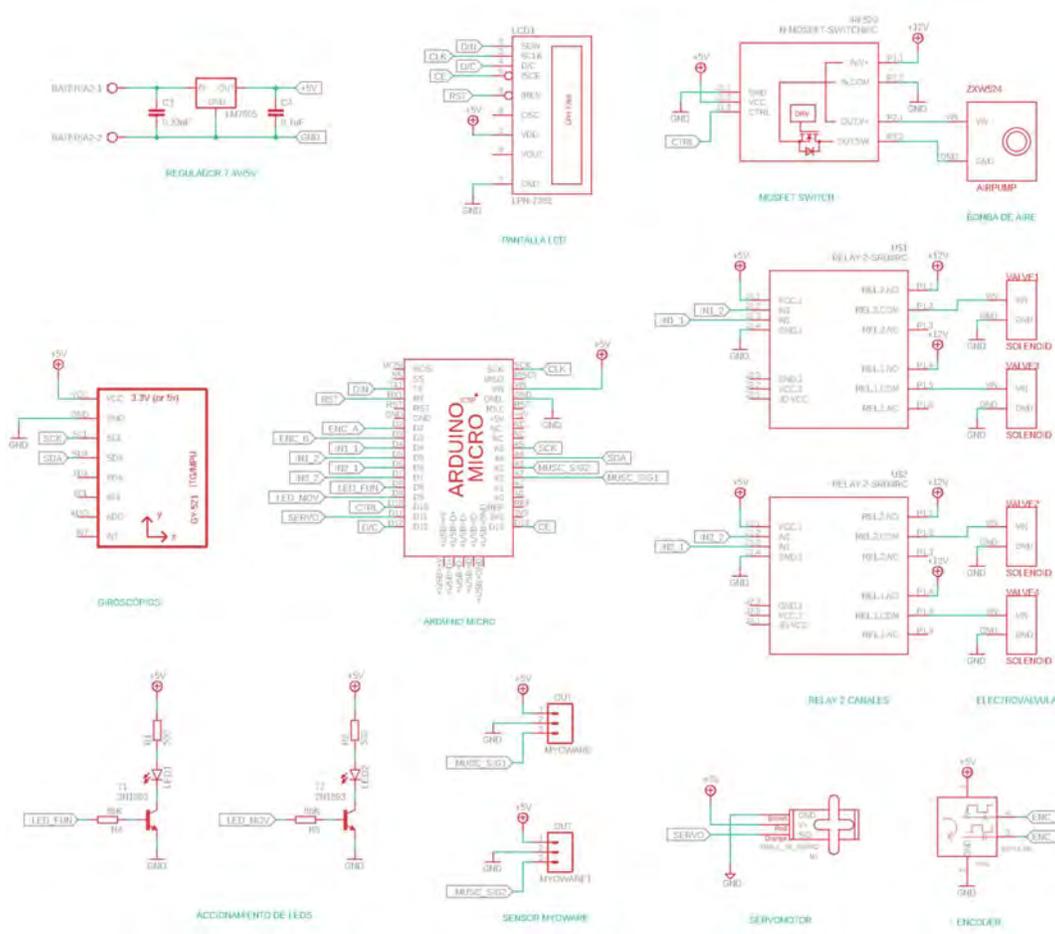


Figura 3.9. Diagrama esquemático de la prótesis

3.2 Diseño mecánico

3.2.1 Mecanismo de rotación

Para dimensionar el mecanismo de rotación, se definieron principalmente dos elementos: El elemento hueco que va a albergar y mantener fijo al servomotor encargado de generar dicha rotación, y la pieza de conexión que va sujeta al eje del servomotor y que permite el acoplamiento de la prótesis de mano. La carcasa del servomotor debe a su vez permitir la rotación de dicha pieza de conexión respecto a la misma para a su vez poder rotar la prótesis de mano conectada.

Aunque en el presente trabajo no se diseñó una prótesis de mano propia, se buscó que este sistema pueda ser compatible con modelos de prótesis de mano existentes. Por ello, la pieza de conexión debía ser dimensionada con un diámetro acorde con la conexión de los modelos en el mercado. Para elegir el diámetro adecuado que debía tener esta pieza, se realizó una investigación previa y se recopilaron datos

relevantes acerca de algunos modelos de prótesis de mano presentes actualmente en el mercado, los cuales se muestran en la tabla 3.13.

Tabla 3.13. Datos sobre modelos de prótesis de mano.

Modelo	Peso (g)	Diámetro de muñeca (mm)
Transcarpal-Hand Digital Twin - ottobock ⁴³	308	36
Vincent Evolution 3 – Vincent System ⁴⁴	386	-
Bebionic – ottobock ⁴⁵	433 - 689	45 - 50
Myoelectric Hand – Steeper group ⁴⁶	320 - 520	40 - 54
SensorHand Speed - ottobock ²⁵	462	45 - 50

Tomando en cuenta la información recabada, se elige un diámetro de 45 mm para la pieza de conexión al ser el valor más común entre los conectores de modelos de prótesis de mano comerciales, considerando la posibilidad de que esta pueda ser una distancia variable mediante algún mecanismo de sujeción adicional. La base de esta pieza va sujeta al eje del servomotor para que pueda girar respecto a la carcasa del mismo y cuenta con un pequeño borde que funciona como guía. Un modelo en 3D de esta pieza dimensionada se muestra en la figura 3.10.

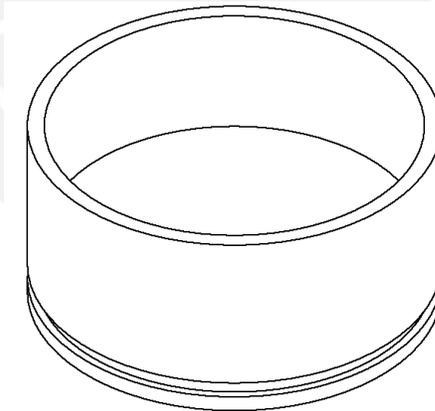


Figura 3.10. Modelo de la pieza de conexión

Para el elemento hueco inicialmente se consideró darle una forma redondeada para asemejarse a la silueta real de un antebrazo. Posteriormente, se tomaron las dimensiones del servomotor elegido, en este caso el S3003, para dimensionar el

⁴³ https://shop.ottobock.us/media/pdf/2013_Prosthetics_Upper_Limb_Global_Catalog.pdf

⁴⁴ <https://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-3/>

⁴⁵ https://media.ottobock.com/_web-site/prosthetics/upper-limb/bebionic-hand/files/127580-1-en_master-01-1704w_2508885.pdf

⁴⁶ <https://pdf.medicaexpo.es/pdf-en/rslsteeper/myoelectric-hands-my-select/74956-207527.html#open>

espacio dentro del elemento hueco donde irá albergado de modo que este encaje perfectamente. Dado que el eje del servomotor no está ubicado al centro del mismo, este elemento no puede ir centrado dentro de su carcasa. Por ello, esto se toma en cuenta para el dimensionamiento de modo que su eje quede finalmente ubicado al centro de la pieza.

Además, se deben tener en cuenta las dimensiones definidas previamente para la pieza de conexión (figura 3.10) para dimensionar la parte superior de la carcasa del servomotor para que pueda encajar con esta, dado que ambas piezas van a trabajar en conjunto. El elemento hueco debe contar con una ranura para que pueda encajar el borde en la base de la pieza de conexión y además debe permitir la unión entre dicha pieza y el eje del servomotor. Un modelo de esta pieza dimensionada según las características deseadas se muestra en la figura 3.11.

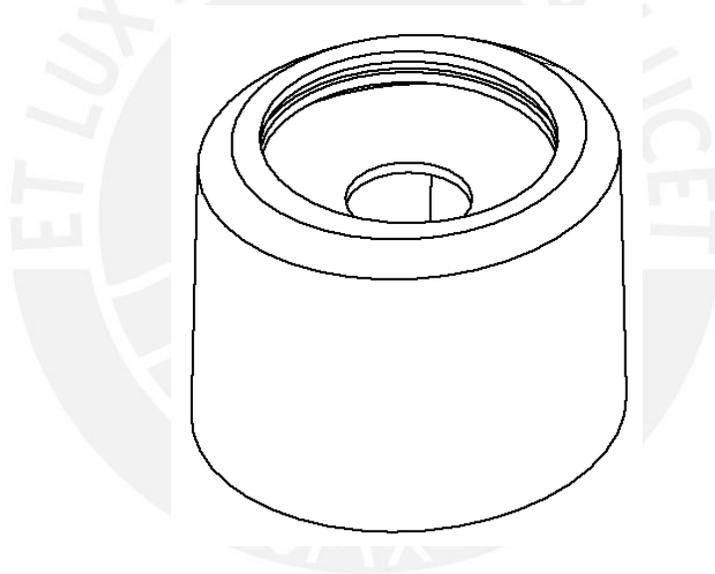


Figura 3.11. Modelo del elemento hueco

Una vez establecidas las dimensiones generales del elemento hueco, se dividió en dos piezas para permitir la inserción del servomotor al centro del mismo. Una mitad puede observarse en la figura 3.12. Además, es en una de estas mitades donde se instala el giroscopio encargado de medir el desplazamiento de esta pieza, el cual va atornillado al interior de la misma. Ambas mitades se unen mediante cuatro tornillos, dos a cada extremo, y además cada una tiene una sección desigual que encaja con la correspondiente a la otra pieza para mantenerlas en su lugar.

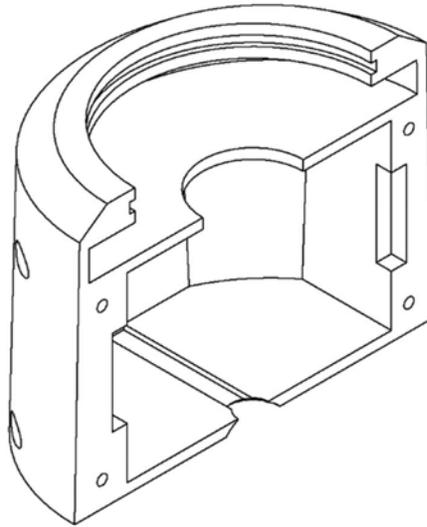


Figura 3.12. Sección del elemento hueco

La sección del elemento hueco que alberga al giroscopio también cuenta con una ranura donde se colocan los cables tanto de este elemento como del servomotor. De este modo, el servomotor aún encaja perfectamente con su carcasa, y queda un espacio para que este y el giroscopio puedan ser conectados con el resto del sistema. Además, el elemento hueco una vez ensamblado cuenta con un espacio curvo en su base para poder encajar con el extremo esférico de la barra de la carcasa de control.

3.2.2 Mecanismo de movimiento

Para el dimensionamiento del mecanismo de movimiento en dos ejes, se empieza diseñando la tapa superior, con unas dimensiones generales similares a la carcasa del servomotor. Esta pieza debe ir sujeta a la base inferior del elemento hueco que alberga al servomotor (figura 3.10), para lo cual cuenta con huecos en su base superior para encajar con la carcasa del servomotor. Además, la tapa superior tiene conectados un extremo de los cuatro actuadores neumáticos a su base inferior, distribuidos en cruz para lograr el movimiento en dos ejes deseado.

Esta pieza se diseñó con un espacio al centro, en el cual va albergado el extremo esférico de la barra ubicada al extremo de la carcasa de control. De este modo, la tapa superior es capaz de pivotar respecto a esta barra cuando se accionan los músculos neumáticos. Las dos mitades de la tapa superior se colocan por separado en la barra y se ensamblan una vez que el extremo esférico se encuentre ubicado

al centro de las mismas. Un modelo de esta pieza ensamblada se muestra en la figura 3.12, con los huecos para conectar con la carcasa del servomotor.

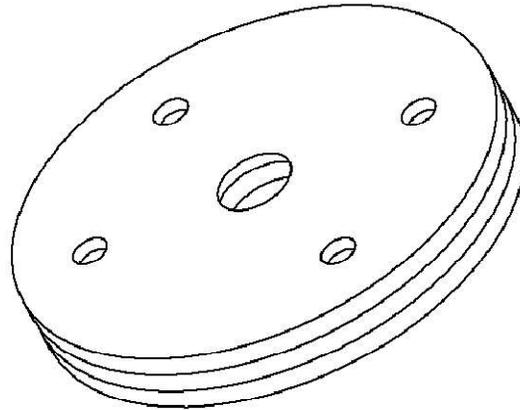


Figura 3.13. Modelo de la tapa superior

Adicionalmente, para el dimensionamiento de los actuadores neumáticos y teniendo en cuenta la información recabada en la sección 1.7 acerca de estos elementos, se optaría por una malla de nylon con ángulo de trenza de 20° , y un diámetro de 20 mm. Con estas características, los músculos artificiales en su estado descargado, así como cuando son contraídos se adaptan mejor a las dimensiones de un antebrazo. Con el compresor de aire escogido, se le podrá suministrar una presión de 2.5 bar, lo que permite tener una razón de contracción aproximado de 0.27.

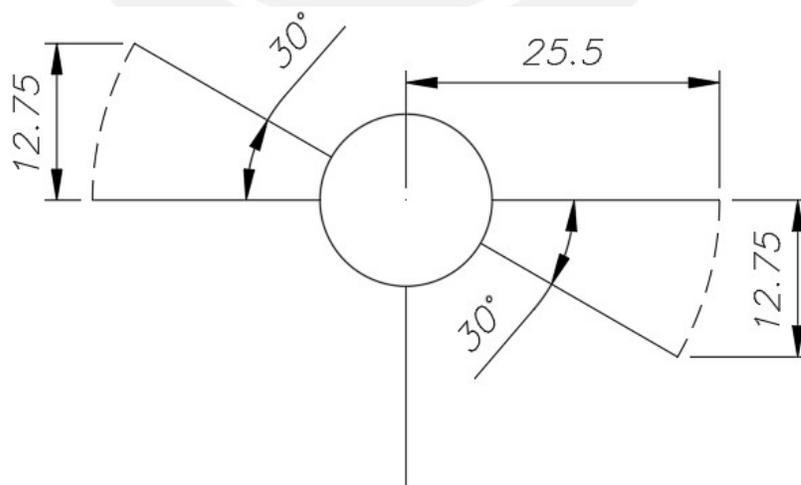


Figura 3.14. Modelo simplificado de sistema de movimiento

Se muestra en la figura 3.14 un modelo simplificado del mecanismo de movimiento en dos ejes en estado inicial y luego de ser rotado. Analizando dicho

modelo y recordando que la muñeca tiene un ángulo de movimiento de 80-90° en estos planos, se establece el rango de giro en un valor cercano, 60 grados (30 grados hacia cada lado).

Con este ángulo asumido se puede calcular la longitud que los actuadores deben contraerse para poder lograr dicho desplazamiento en el sistema de muñeca, definido como L , y utilizando el valor elegido para el radio de contracción y considerando un factor de seguridad de 1.25, se puede calcular la longitud inicial de los actuadores neumáticos, definida como L_o .

$$\frac{L_o - L}{L_o} = 0.27 \dots (4), \quad L_o - L = 12.5 \dots (5)$$
$$\therefore L_o = 1.25 * \frac{12.5}{0.27} = 57.87 \approx 58 \text{ mm}$$

Usando este dato obtenido en las ecuaciones (2) y (3) junto con los valores asumidos, se halla la longitud de las bridas, definida como b , y su número de vueltas, definido como n , para el estado inicial del actuador neumático. Estas constantes son información importante para la fabricación de los actuadores neumáticos de modo que puedan lograr los resultados deseados:

$$b = 61.72 \text{ mm}$$
$$n = 0.34 \text{ vueltas}$$

Una vez obtenida la longitud que deben tener los músculos neumáticos requeridos según el desplazamiento que deben generar en base a la presión neumática suministrada por el compresor, es posible calcular aproximadamente la fuerza que generan, y si esta será suficiente para rotar la base de la muñeca junto con sus elementos acoplados.

Datos:

Largo mano: $a = 180 \text{ mm}$

Alto mano: $b = 85 \text{ mm}$

Largo servo: $c = 41 \text{ mm}$

Alto servo: $d = 36 \text{ mm}$

Alto conector: $L = 12 \text{ mm}$

Radio: $R = 24.5 \text{ mm}$

Masa conector: $M_c = 0.1 \text{ kg}$

Masa mano: $M_m = 0.55 \text{ kg}$

Masa servo: $M_s = 0.05 \text{ kg}$

Factor de seguridad: $FS = 2.5$

Ángulo de giro máx. $\theta = 180^\circ$

Tiempo para giro máx. $t = 0.45 \text{ s}$

Se selecciona un factor de seguridad más alto que el anterior para compensar por las aproximaciones asumidas, la omisión de elementos como la carcasa del

servomotor o cables internos, y la fuerza que pueda producir el actuador opuesto al ser estirado por la rotación de la base. Junto a los demás datos que se han establecido, se procede a realizar los cálculos de torque mínimo requerido para rotar la muñeca. En la figura 3.15 se pueden apreciar los elementos dimensionados, con la distancia de sus respectivos centros al eje de giro en la base de la muñeca. A partir de esto, se hallan primeramente los momentos de inercia de cada componente respecto al eje principal mediante el teorema de Steiner.

$$\text{Inercia de la mano: } J_m = \frac{1}{12} * M_m * (a^2 + b^2) + M_m * (154.5^2) \dots (10)$$

$$J_m = 14944.78 \text{ kg.mm}^2$$

$$\text{Inercia del conector: } J_c = \frac{1}{4} * M_c * R^2 + \frac{1}{12} * M_c * L^2 + M_c * (52.5^2) \dots (11)$$

$$J_c = 291.83 \text{ kg.mm}^2$$

$$\text{Inercia del servomotor: } J_s = \frac{1}{12} * M_s * (c^2 + d^2) + M_s * (22.5^2) \dots (12)$$

$$J_s = 37.72 \text{ kg.mm}^2$$

$$\text{Inercia Total: } J_t = J_m + J_c + J_s \rightarrow 15274.33 \text{ kg.mm}^2 \dots (13)$$

$$\text{Torque: } T = FS * J_t * \frac{\theta}{t^2} \rightarrow 592.42 \text{ N.mm} \quad (14)$$

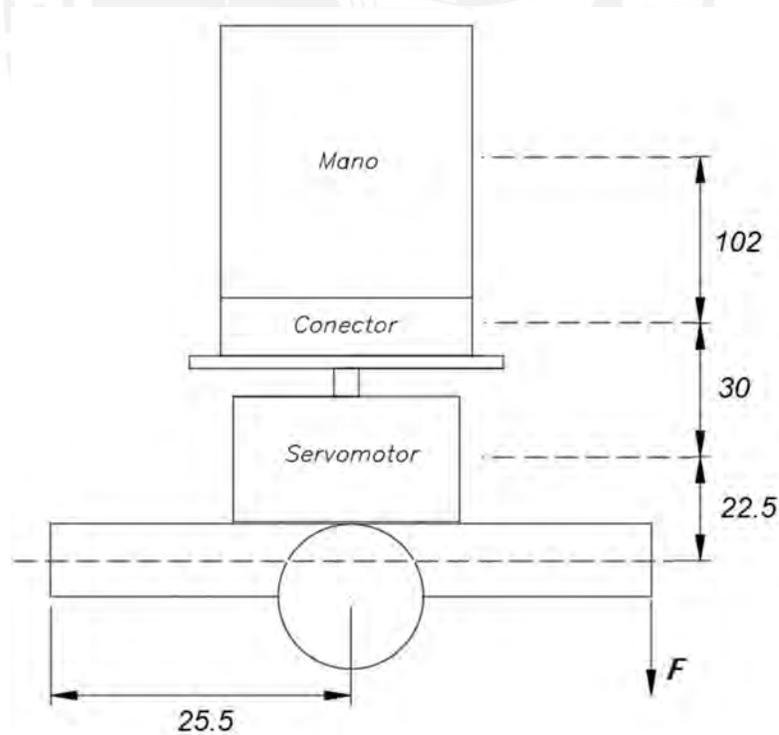


Figura 3.15. Fuerzas en sistema de movimiento

Además, se ha determinado la distancia del punto al que va conectado un extremo del actuador neumático respecto al eje de giro. Con esta distancia y a partir del

valor del torque requerido calculado previamente, se puede calcular el valor de la fuerza que debe producir el actuador neumático para hacer rotar la muñeca en el eje correspondiente.

$$\text{Fuerza requerida: } Fr = \frac{T}{25.5} \rightarrow 23.23 \text{ N} \quad (14)$$

Por otro lado, dado que ya se han definido los valores requeridos para el actuador neumático a fabricar, mediante la ecuación (1) es posible calcular de manera teórica el valor de fuerza que va a producir uno de estos al contraerse, dada la presión neumática suministrada. La acción de contraerse a su vez cambia el ángulo que forman las bridas con el eje del cilindro, por lo que debe calcularse nuevamente.

$$\theta = \arccos\left(\frac{45.5}{61.72}\right) \rightarrow 42.51^\circ \dots (15)$$

$$\text{Fuerza teórica: } Ft = \frac{\pi * 0.02^2 * 250\,000}{4} * (3\cos^2(42.51) - 1) \dots (16)$$

$$Ft = 49.49 \text{ N}$$

Se aprecia que la fuerza teórica producida por el actuador neumático es mayor que la fuerza requerida para rotar la base de la muñeca, por lo que se pueden validar las características del actuador dimensionado. Sin embargo, este componente aún debe ser fabricado y probado experimentalmente para poder determinar su comportamiento real. A partir de los datos obtenidos de dicha experimentación, será posible mejorar el diseño de estos actuadores mediante posteriores iteraciones.

3.2.3 Carcasa de unidad de control

Para el dimensionamiento de la unidad de control se siguen teniendo en cuenta medidas aproximadas a las de un antebrazo real para delimitar las dimensiones generales y mantener la similitud. Además, con ayuda del software Autodesk Inventor se realizó una distribución preliminar de los componentes internos a utilizar de modo que se puedan obtener algunas longitudes aproximadas de las cavidades internas y establecer las dimensiones generales finales que permitirán contar con espacio suficiente para todos los componentes requeridos. Para permitir la inserción de los componentes internos, esta carcasa está compuesta por dos mitades que se conectan entre sí mediante uniones atornilladas. Una vista completa de este elemento se puede apreciar en la figura 3.16.

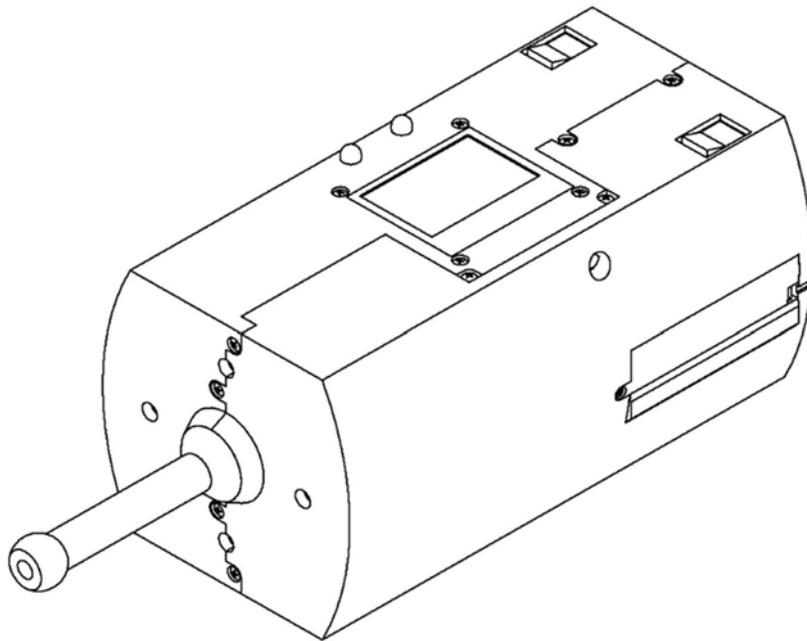


Figura 3.16. Modelo de la carcasa de unidad de control

Para el dimensionamiento interno de la unidad de control, se tomó en cuenta el total de componentes que irían alojados dentro de la misma: Un compresor de aire, un controlador Arduino, dos sensores MyoWare, un mosfet, dos relays de dos canales, una pantalla LCD, dos LEDs, dos switches, y cuatro electroválvulas. Estos deben ser distribuidos dentro de la unidad de control de la manera más adecuada y teniendo en cuenta las conexiones necesarias para su funcionamiento, sean cables para las conexiones eléctricas o mangueras para las conexiones neumáticas.

Siendo el compresor de aire el elemento más grande, se colocó al extremo más cercano al brazo del usuario, mientras que las electroválvulas se colocaron al extremo opuesto, pues estas deben ser conectadas con los músculos neumáticos. La pantalla LCD, los LEDs y los switches se colocan en la cara superior del elemento, para que puedan ser visualizadas correctamente por el usuario. Los sensores MyoWare se colocan por fuera, uno a cada costado y con tapas para aislarlos del exterior. Internamente se distribuyen los elementos restantes a cada costado y se colocan las uniones atornilladas necesarias para garantizar la unión entre ambas secciones de la unidad de control.

Una vez designados los espacios para cada componente, se obtuvieron dos secciones desiguales destinadas a conectarse entre sí, almacenando a los componentes en su interior. Una de las dos secciones de la unidad de control sin los componentes puede verse en la figura 3.17, en la cual se puede ver el espacio

para el compresor de aire, las electroválvulas, la pantalla LCD, un switch, los LEDs, entre otros componentes.

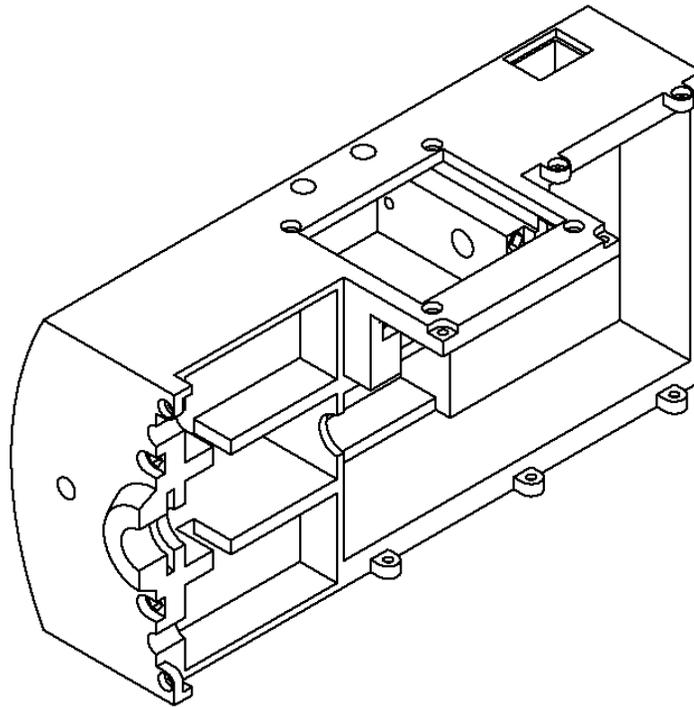


Figura 3.17. Vista interna de la carcasa de unidad de control

Para colocar el mosfet IRF520 y el controlador Arduino dentro de la unidad de control se requirieron de elementos adicionales para ser alojados en sus respectivos espacios a los lados. Para ello se diseñaron las piezas que se pueden ver en la figura 3.18, en las cuales se atornillan estos dos elementos (el Arduino en el sujetador izquierdo y el mosfet en el derecho) y posteriormente son insertados de manera horizontal y atornillados en su sección respectiva. Cada sección de la unidad de control cuenta con una ranura para la inserción de estas piezas.

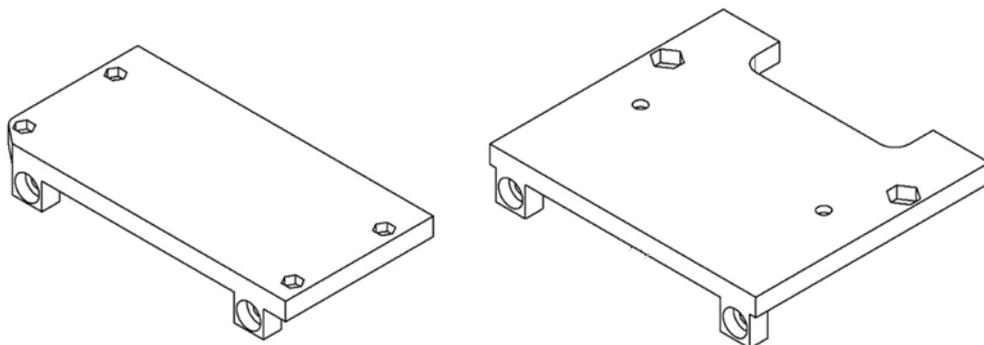


Figura 3.18. Sujetadores internos para Arduino y mosfet

Para el dimensionamiento de la barra central se tomó en cuenta la longitud seleccionada para los actuadores neumáticos. Un modelo de esta barra se observa en la figura 3.19. Adicionalmente se realiza un chaflán en la barra cilíndrica del centro para reducir los concentradores de esfuerzos que se generan y se adiciona un borde en el extremo inferior para un mejor encaje con la unidad de control. Esta barra es hueca para permitir el paso de las conexiones del servomotor y el giroscopio hacia el controlador. La sección esférica al final de la barra está pensada para encajar en la sección central de la tapa superior (figura 3.12).

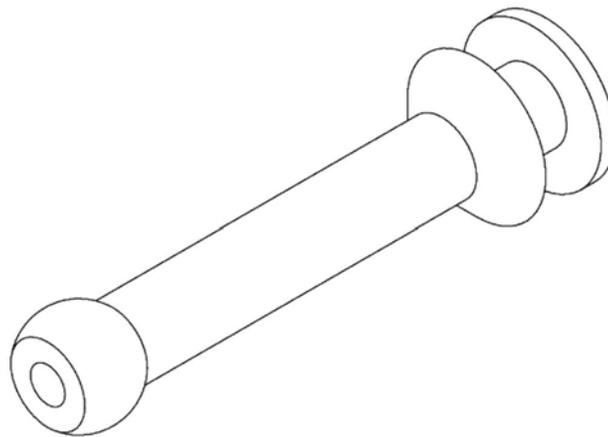


Figura 3.19. Barra para movimiento en dos ejes

3.2.4 Brazalete para baterías

Como se estableció anteriormente, las baterías seleccionadas para energizar el sistema resultaron ser de grandes dimensiones. Por ello, en lugar de almacenar estos elementos dentro del dispositivo, se optó por colocarlos fuera de este, acoplados al brazo del usuario. Para esta tarea, se diseñó un brazalete, el cual se ve en la figura 3.20, con dos elementos a cada lado, los cuales cuentan con espacio para colocar las baterías.

Cada elemento está dimensionado para albergar una batería en específico, siendo el espacio para la de 5V la que va entre el brazo y el pecho del usuario, para causar la menor incomodidad para el usuario durante su uso. Este elemento consiste en una banda elástica que va alrededor del brazo, y que sujeta ambas baterías. En este brazalete también está el regulador necesario para obtener 5 V del paquete de baterías. Además, la unidad de control cuenta con dos entradas en la parte trasera para ser alimentado por las baterías incorporadas.

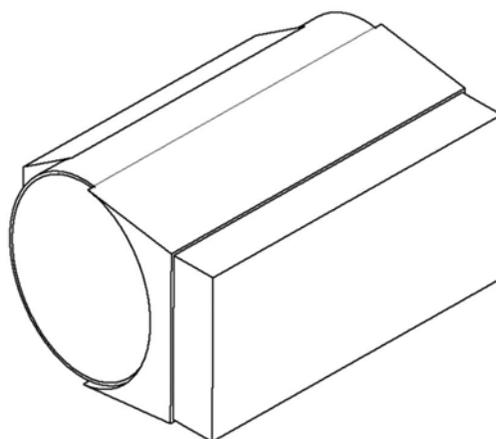


Figura 3.20. Brazaete para baterías de 5 y 12 V

3.2.5 Selección de encaje para prótesis

El encaje es uno de los elementos más importantes de la prótesis al representar la conexión entre este elemento y el paciente. Por ello, el encaje de una prótesis es diseñado de manera personalizada según las características del muñón al cual irá conectado, es decir que el diseño final del encaje del sistema depende de las características del muñón en cada paciente. Se construye primeramente una prótesis de prueba, pues es común que el muñón pierda volumen con el pasar del tiempo. Una vez que dicho muñón alcance su volumen final, aproximadamente 6 meses después, se pueden tomar las medidas requeridas para fabricar el encaje definitivo de la prótesis (Humberto et al., 2017).

Además, se requiere un elemento de suspensión para fijar la prótesis al cuerpo y evitar que se mueva durante su uso, utilizando diversos métodos de suspensión, tales como la anatómica o por vacío (Ortiz et al., 2022). En el caso de las prótesis mioeléctricas de miembro superior, aunque se suelen sujetar al cuerpo mediante los dos sistemas mencionados previamente, el peso en este tipo de prótesis puede llegar a demandar el uso de un arnés para esta tarea⁴⁷. Por ello, para el presente sistema se selecciona una suspensión de tipo anatómico, y se podría considerar la adición de un arnés para que contribuya a distribuir adecuadamente el peso del sistema y asegurar la comodidad del usuario.

3.2.6 Toma de Datos de Actuadores

Teniendo en cuenta las pruebas mencionadas en el estado del arte para el estudio de actuadores neumáticos, se identifican las pruebas necesarias para una posterior

⁴⁷ <https://mediprax.mx/protesis-de-brazo-con-arnes/>

etapa de experimentación con músculos artificiales orientadas a las necesidades del presente proyecto. Para ello se necesita primeramente un modelo funcional del mismo teniendo en cuenta las especificaciones definidas previamente.

Primeramente, se debería realizar una prueba isométrica cuasi estática para determinar la relación entre la presión aplicada y la fuerza ejercida por el actuador. Teniendo en cuenta las especificaciones del compresor de aire acoplado y la presión neumática que proporciona, se podría determinar de manera experimental el valor máximo de fuerza que puede ejercer, y si este será capaz de hacer rotar la base superior, así como de estirar el actuador neumático diametralmente opuesto.

Por otro lado, se necesitaría una relación entre presión y desplazamiento, pero además se debe tener en cuenta que el actuador a utilizar busca mover una carga. Por esta razón, se necesitaría realizar una prueba de desplazamiento tanto con carga como sin ella para poder ver la variación de los desplazamientos obtenidos en ambos casos. Es este efecto de las cargas unidas al actuador el que determinará los ángulos de desplazamiento finales del sistema en esos dos ejes.

Obtener la relación presión-desplazamiento del sistema con una carga es un paso importante, pues con esa información se podría obtener un modelo acertado del funcionamiento de los músculos artificiales. A partir de dicho modelo, ya podría pensarse en implementar un sistema de control eficiente para dichos elementos, teniendo la presión como variable de entrada, y el desplazamiento como variable de salida.

3.3 Selección de Materiales

Una vez dimensionado el sistema, el siguiente paso es seleccionar de qué material van a ser fabricadas las carcasas y sujetadores, así como la barra de la unidad de control. Dado que este dispositivo va a ser acoplado al brazo del usuario, es importante reducir el peso del mismo tanto como sea posible para no causar incomodidad. Por ello, para su fabricación se buscó evitar en lo posible el uso de metales pesados como el acero.

Luego de una investigación se ve que algunos materiales comunes en la fabricación de prótesis son el aluminio de peso ligero como alternativa para el acero, o termoplásticos como el polipropileno o polietileno para fabricar componentes

estructurales. Una comparación entre estos materiales más utilizados y el acero se muestra en la tabla 3.14⁴⁸.

Tabla 3.14. Comparación entre materiales más usados.

	Acero AISI 201	Aluminio 2007-T4	Polipropileno	Polietileno
Densidad	7.85 g/cm ³	2.7 g/cm ³	0.90 g/cm ³	0.92 g/cm ³
Límite elástico	294 MPa	210 MPa	38 MPa	41 MPa
Facilidad de mecanizado	Baja	Alta	Muy alta	Muy alta
Costo	Medio	Medio	Bajo	Bajo

Dada la compleja forma de las carcasas del sistema, en especial la de la unidad de control, se consideró el uso de impresión 3D para la fabricación de estas piezas. Para ello, se realizó una investigación acerca de los plásticos más usados en impresiones 3D, la cual se muestra en la tabla 3.15. De este modo se analiza la posibilidad de usar este método de fabricación para el sistema con los plásticos disponibles, en lugar de utilizar polipropileno o polietileno para ello.⁴⁹

Tabla 3.15. Comparación entre plásticos usados en impresión 3D.

	ABS	PLA	PEEK
Densidad	1.11 g/cm ³	1.29 g/cm ³	1.28 g/cm ³
Límite elástico	35 MPa	47.2 MPa	91 MPa
Costo	Bajo	Bajo	Alto

Al comparar las propiedades mecánicas entre el polipropileno y polietileno con los plásticos más utilizados para impresión 3D, se ve que estos muestran valores muy similares. En base a esto, se escoge la impresión 3D como método de fabricación para los elementos del sistema al ser un método sencillo y confiable para producir formas complejas como las que se tienen en este caso para este dispositivo.

Para estimar la calidad del resultado final de las piezas producidas mediante este método, se realiza una investigación acerca del rango de tolerancias disponible para elementos fabricados mediante impresión 3D, el cual se enuncia a continuación⁵⁰:

- Industrial: 0.30 micras, con extrusor de 0.6 mm

⁴⁸ https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2006-08_01?spanish=Tru e

⁴⁹ <https://dielectricmfg.com/materials/plastics/>

⁵⁰ <https://imprime.3dprint.pe/resolucion-de-las-impresiones-3d-en-fff>

- Trabajo: 0.20 micras, con extrusor de 0.4 mm
- Alta: 0.15 micras, con extrusor de 0.4 mm
- Ultra: 0.10 micras, con extrusor de 0.4 mm
- Micro: 0.06 micras, con extrusor de 0.3 mm

A partir de esto se ve que la impresión 3D es capaz de lograr un buen acabado en las piezas producidas. Esto resulta importante dado que muchas de las partes que se piensan fabricar mediante este método están pensadas para encajar entre sí con precisión, pues de otro modo existe la posibilidad de que el sistema completo no pueda ser ensamblado correctamente. A partir del rango de tolerancias hallado, se concluye que el producir las piezas para el sistema con una calidad industrial sería suficiente para garantizar su correcto ensamblaje.

Tanto el sistema de rotación completo (la pieza de conexión y la carcasa del servomotor), como la tapa superior presente en el sistema de movimiento en dos ejes, la carcasa de la unidad de control en su totalidad, y los sujetadores internos pueden ser fabricados con plástico PLA. Fabricar el dispositivo con este material permite mejorar la resistencia del sistema, pues este plástico cuenta con un mayor límite elástico que el ABS, aunque venga de la mano con una mayor densidad.

La barra guía de dicha carcasa, al ser más propensa a recibir cargas radiales durante el funcionamiento del sistema, debe ser fabricada con aluminio, al ser un metal que ofrece una buena resistencia mecánica y bajo peso, a diferencia de metales como el acero. Por otro lado, una alternativa podría ser el PEEK, el plástico que cuenta con las mayores propiedades mecánicas, sin embargo, se descarta su uso para fabricar la barra pues va de la mano con un alto precio por kilo.

En cuanto a los actuadores neumáticos, aunque se explicará más adelante el proceso de fabricación a mayor detalle, se definen primeramente dos elementos importantes que componen este elemento: El tubo elástico interior y la malla trenzada cilíndrica. La selección del material con el cual se fabricarán estos elementos resulta importante pues este va a influir de manera considerable en el desempeño final del elemento.

Entre los materiales más usados para el tubo elástico de un actuador neumático se encuentran varios tipos de caucho (natural, de butilo, látex), dada su gran elasticidad. Por otro lado, las mallas trenzadas se fabrican en una gran variedad de

materiales, y un buen proveedor de estos elementos es TechFlex, una empresa con una amplia trayectoria en la industria de producción de elementos trenzados para una gran variedad de usos.⁵¹ Adicionalmente, los materiales más adecuados para la fabricación de una malla trenzada confiable son polímeros con bajo coeficiente de fricción y alto módulo de Young (Doumit et al., 2009).

3.4 Peso total del sistema

Una vez finalizada la selección de componentes del sistema, se realiza un estimado del peso total del mismo, el cual se puede apreciar en la tabla 3.16. Para ello, se recopiló los pesos de los componentes seleccionados, teniendo en cuenta la cantidad incorporada, y de los elementos estructurales. En el caso de estos últimos, sus pesos fueron calculados a partir de su modelo 3D mediante el software Inventor. Dicho software permite hallar el volumen de una pieza, y a partir de este valor se calculó la masa de cada pieza diseñada, multiplicando el volumen hallado por la densidad del material seleccionado para su fabricación.

Tabla 3.16. Peso de componentes y del sistema

Componente	Cantidad	Peso (kg)
Mosfet IRF520	1	0.001
Relay dos canales	2	0.028
Giroscopio MPU6050	1	0.002
Sensor MyoWare	2	0.020
Electroválvula	4	0.220
Músculo Neumático	4	0.300
Arduino Micro	1	0.013
Servomotor S3003	1	0.037
LCD Nokia 5110	1	0.030
Batería 5V	1	0.023
Batería 12V	1	0.018
Carcasa de Unid. Control (PLA)	1	0.618
Carcasa de Sist. Rotación (PLA)	1	0.092
Carcasa de Batería 5 V (PLA)	1	0.027
Carcasa de Batería 12 V (PLA)	1	0.080
Base Superior (PLA)	1	0.028
Barra de Aluminio	1	0.016
Total		1.553
Total + Mano ≈		1.935

⁵¹ <https://www.techflex.com/searches?utf8=%E2%9C%93&search%5Bterm1%5D=braided+mesh>

A partir de la tabla anterior se ve que el peso total estimado para el dispositivo es de aproximadamente 1.553 kg. Al calcular el peso estimado que tendría una prótesis de mano que se acoplaría al sistema, este valor se suma al hallado previamente para hallar que el sistema completo tendría un peso de 1.935 kg. Dado que en este cálculo no se consideró el peso de elementos pequeños como los LEDs, los switches o los tornillos, así como de elementos de conexión como cables o mangueras, se aproxima el peso total del dispositivo con mano incluida a 2 kg.

Se sabe que el peso de un antebrazo real es de un promedio de 1.6 kilos, mientras que una mano real tiene un peso promedio de 0.7 kilos, lo que da un peso total entre ambas partes de 2.3 kg.⁵² A partir de este valor y comparándolo con el hallado previamente, se ve que el peso total del sistema con prótesis de mano incluida se encuentra dentro del rango de peso aceptable en comparación con lo que pesa un antebrazo real. Esto a su vez significa que el usuario no experimentará alguna incomodidad causada por un peso mayor al promedio cuando utilice el dispositivo, en comparación con una persona con una extremidad sana.

3.5 Sistema de control

Para el control del sistema desarrollado, se considera el uso de inteligencia artificial. Se tiene por ejemplo el *machine learning*, el cual es una rama de la inteligencia artificial que le proporciona a una máquina la capacidad de mejorar su desempeño a partir de la experiencia que adquiere de llevar a cabo tareas o actividades (Janiesch et al., 2021). Su habilidad para realizar inferencias a partir de conjuntos de datos la vuelve una herramienta importante para identificar patrones y realizar predicciones. Por ello, este modelo es ampliamente utilizado en aplicaciones que brindan recomendaciones o respuestas inteligentes⁵³.

Adicionalmente, se tienen las redes neuronales, un modelo de aprendizaje automático inspirado en el funcionamiento de las neuronas del cerebro humano. Estos algoritmos resultan más complejos que los utilizados en *machine learning*, además de que requieren modelos implementados por humanos para aprender. Estos modelos trabajan estableciendo conexiones entre nodos y utilizando una gran variedad de algoritmos para realizar cálculos y generar conclusiones y

52 <https://www.ideal.es/sociedad/201604/08/cuanto-pesa-cada-parte-20160408101423.html?>

53 <https://www.bbva.com/es/machine-learning-que-es-y-como-funciona/>

predicciones, siendo capaces de tomar decisiones precisas por su cuenta⁵⁴. En la figura 3.21 se puede apreciar el esquema general de una red neuronal.

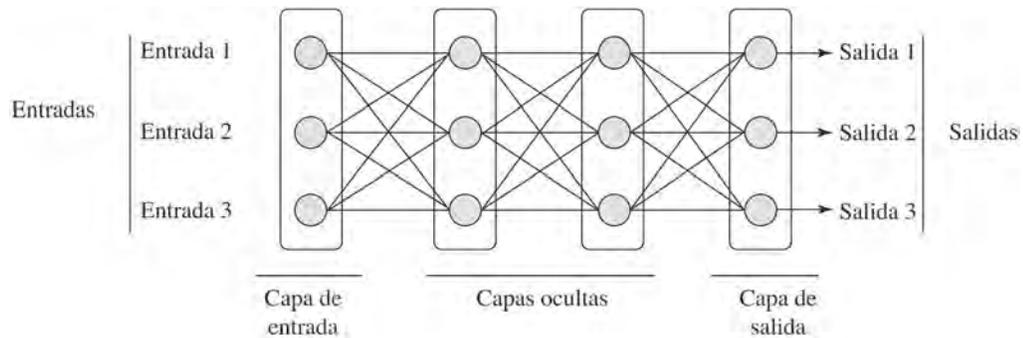


Figura 3.21. Esquema de Red Neuronal

Fuente: Sánchez (2015).

A partir de esta imagen, se observa la estructura de una red neuronal, con cada capa albergando un conjunto de nodos, también llamados neuronas. Dichas neuronas implementan una función matemática y están interconectadas entre sí, de manera similar a las neuronas en el cerebro humano (Sierra y Santos, 2021). Esta capacidad permite la aplicación de redes neuronales en campos como la ingeniería de control, en especial al trabajar con sistemas no lineales. El uso de estos algoritmos permite la resolución de este tipo de sistemas, en comparación con los métodos convencionales que son incapaces de conducir a resultados útiles al ser aplicados en este tipo de situaciones (Osorio, 2013).

3.5.1 Selección de red neuronal

Al contar con pocas señales de control, en este caso, señales mioeléctricas, sería provechoso que el sistema sea capaz de reconocer patrones a partir de los datos ingresados por el usuario para poder realizar predicciones y tener un control más fluido sobre el sistema en el futuro. Controlar un sistema electrónico a partir de señales mioeléctricas es un problema complejo que requiere que dicho dispositivo pueda reconocer de manera precisa los movimientos ejecutados por el usuario. Esto a su vez depende de una serie de factores como la posición y espaciamiento de los electrodos, o posibles interferencias producidas por factores externos al cuerpo del usuario (González et al., 2021).

⁵⁴ <https://www.tokioschool.com/noticias/redes-neuronales-machine-learning/>

El uso de inteligencia artificial para control de prótesis en la literatura muestra una serie de algoritmos preferidos para estas tareas, entre los cuales destacan el uso de redes neuronales profundas (DNN), radiales (RBFNN) y de tipo perceptrón multicapa (MLP). Más concretamente, estos tipos de redes neuronales han mostrado ser opciones útiles y eficientes para controlar prótesis robóticas mediante el uso de señales EMG, el cual es el mismo enfoque del presente trabajo (Artal et al., 2020; Rascón et al., 2021). A partir de esto, la red neuronal de tipo perceptrón multicapa como algoritmo parece la más apropiada para el control de la prótesis diseñada, dada la eficiencia mostrada en otros proyectos similares.

Por otro lado, al estar trabajando con Arduino, cabe resaltar que, aunque este microcontrolador es capaz de trabajar con redes neuronales, este controlador no cuenta con la capacidad de procesamiento necesaria para entrenar al algoritmo por su cuenta. Sin embargo, es posible entrenar el algoritmo de manera externa mediante Python, y posteriormente introducirlo ya entrenado al código de control del Arduino⁵⁵. Una opción para entrenar al algoritmo es TensorFlow, una conocida librería de Deep Learning desarrollada por Google. Aunque esté escrita en C++, cuenta con interfaces a lenguajes como Python o Javascript para facilitar su uso⁵⁶.

3.5.2 Diseño del algoritmo de control

En la figura 3.22 se muestra el diagrama de bloques del presente sistema. Para lograr controlar el presente sistema se tendrán dos lazos de control, ambos cerrados. El primer lazo cerrado corresponde al control del sistema de rotación, más concretamente al servomotor, el cual usará control PID para trabajar. Este componente recibirá del controlador el ángulo que debe rotar, y adicionalmente se contará con un encoder encargado de verificar si el servomotor ha alcanzado el ángulo deseado.

Por otro lado, el segundo lazo cerrado corresponde al sistema de movimiento en dos ejes, más concretamente a los 4 actuadores neumáticos distribuidos. Para ello, la red neuronal será la encargada de transformar las señales mioeléctricas en señales de control. Estos actuadores serán controlados mediante electroválvulas, las cuales dirigirán el flujo de aire producido por el compresor hacia los actuadores correspondientes según el desplazamiento que se quiera lograr.

⁵⁵ <https://www.aprendemachinelearning.com/programa-un-coche-arduino-con-inteligencia-artificial/>

⁵⁶ <https://www.codificandobits.com/blog/introduccion-tensorflow-2/#introducci%C3%B3n-una-idea-general-sobre-tensorflow>

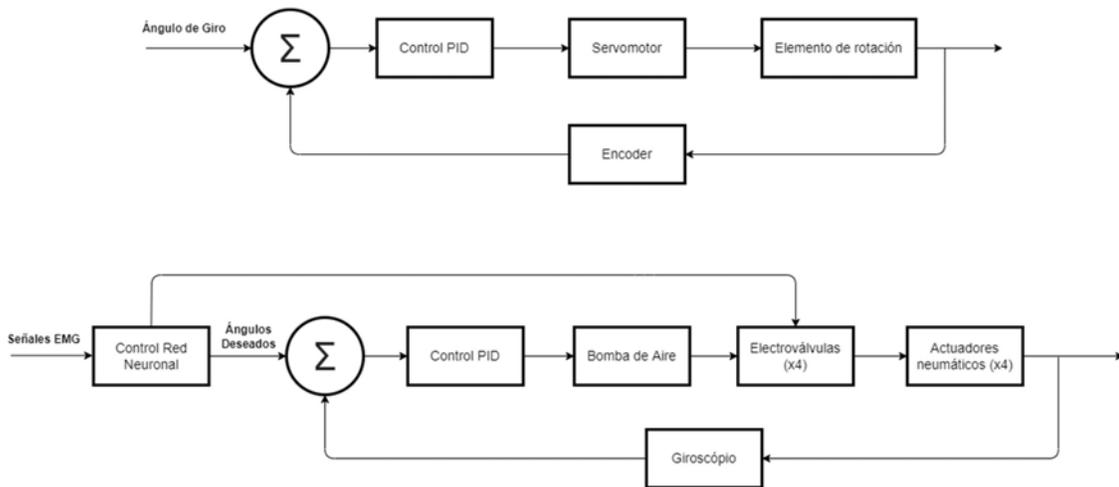


Figura 3.22. Diagrama de bloques del sistema

Respecto a la red neuronal MPL, es posible definirla a mayor detalle basándose en trabajos similares. En primer lugar, se define la capa de entrada con dos neuronas, correspondientes a las dos señales EMG recibidas. Para la capa oculta, se consideran entre 5 y 10 neuronas como una cantidad apropiada, considerando que un número más alto significaría un mayor tiempo de procesamiento, con entre 35 y 40 siendo el límite soportado por la memoria en el Arduino. Finalmente, la capa de salida se define con tres neuronas, correspondientes a las señales de control generadas para cada uno de los tres planos de movimiento disponibles para esta prótesis (Díaz, 2006; Piña, 2017).

A continuación, en el diagrama de flujo mostrado en la figura 3.23, el programa se inicializa de manera directa en cuanto se energiza el sistema al colocar los switches en la posición de encendido. En primer lugar, se verifica que ambos LEDs estén apagados, y posteriormente se enciende el LED verde, el cual le indica al usuario que el sistema está encendiendo correctamente. Inicialmente se realiza un primer desplazamiento de calibración para todos los subsistemas hacia una posición de inicio predeterminada, y se muestra un mensaje en la pantalla LCD que indica que el sistema está listo para empezar a trabajar.

Adicionalmente se inicializan tres variables internas, nombradas i , j , y k , cuyo valor varía entre 0 y 1, y son utilizadas para determinar el sentido de giro del sistema en cada uno de los tres ejes. La primera variable, i , se utiliza para controlar la dirección en la que los actuadores neumáticos moverán la base de la muñeca, a partir de si el valor de esta variable se encuentra o no dentro de un rango

determinado. La segunda variable, j , determina el sentido de giro del eje del servomotor. La tercera variable, k , se utiliza para verificar que la prótesis haya alcanzado la posición deseada. Caso contrario, la prótesis vuelve a realizar el movimiento hasta haber corregido el error en el desplazamiento.

A partir de este punto, el sistema entra en un bucle, esperando detectar un cambio en la señal detectada por el electrodo de algún sensor Myoware. Una vez que se detecta dicho cambio, esto indica que el usuario está ordenando un movimiento, por lo que la red neuronal en el sistema recibe las nuevas señales mioeléctricas, y a partir de esto, genera una nueva serie de señales de control para enviar a los actuadores correspondientes. A continuación, se actualizan las tres variables internas a partir de las señales generadas según las órdenes enviadas por el usuario. A la par de esto, se enciende el LED amarillo, indicando que el sistema se encuentra realizando un movimiento. Finalmente, la prótesis realiza el movimiento solicitado, sea mediante los músculos artificiales o el servomotor, y una vez terminado, se verifica que se haya alcanzado la posición deseada.

El sistema permanecerá en dicho bucle, actualizando el estado de los actuadores y realizando tantos movimientos como el usuario ordene, hasta que se vuelvan a conmutar los dos switches y se le deje de suministrar energía eléctrica al sistema. El funcionamiento de los subprogramas del sistema, DesplazarPosiciónInicial, RealizarMovimiento, y VerificarMovimiento pueden verse en el anexo 2 del documento al final del mismo.

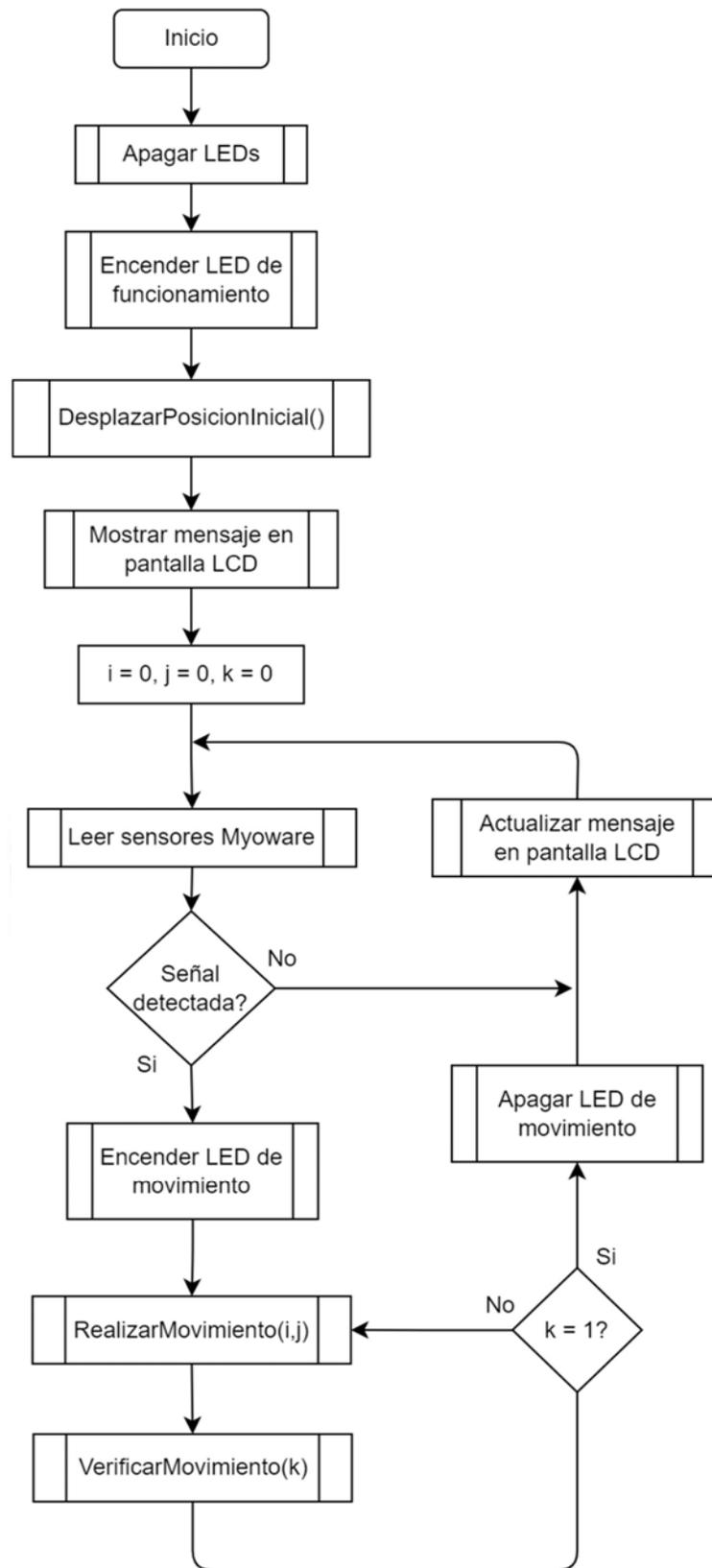


Figura 3.23. Diagrama de flujo del sistema

CAPÍTULO 4

COSTOS Y FABRICACIÓN DEL DISEÑO

En este capítulo se entra en detalle acerca de los costos concernientes a la fabricación del sistema, dados los componentes y piezas requeridos, así como una lista de los planos desarrollados.

4.1 Costo del sistema

4.1.1 Componentes electrónicos

Se realiza una lista con los componentes electrónicos requeridos para el dispositivo con su precio unitario (tabla 4.1), y se calcula el costo total de esta categoría según la cantidad requerida para cada componente.

Tabla 4.1. Costos de componentes electrónicos de la prótesis

Componentes Electrónicos			
Cantidad	Elemento	Costo Unitario	Costo Total
2	Sensor Myoware	S/. 250.00	S/. 500.00
1	Módulo MPU6050	S/. 18.00	S/. 18.00
1	Encoder Infrarojo FC-03	S/. 6.00	S/. 6.00
1	Compresor de Aire ZXW524-8003-3700	S/. 70.60	S/. 70.60
4	Electroválvula ¼"	S/. 25.00	S/. 100.00
1	Servomotor S3003	S/. 28.00	S/. 28.00
1	Arduino Micro	S/. 35.00	S/. 35.00
1	Pantalla LCD Nokia 5110	S/. 18.00	S/. 18.00
1	Regulador LM7805	S/. 1.00	S/. 1.00
1	Mosfet IRF520	S/. 6.00	S/. 6.00
2	Módulo Relay 2 canales	S/. 13.00	S/. 26.00
2	LED	S/. 0.50	S/. 1.00
2	Switch ON/OFF	S/. 3.90	S/. 7.80
1	Batería Zandee YSD-12500	S/. 60.00	S/. 60.00
2	Batería YaBo-402780	S/. 6.50	S/. 13.00
1	Fuente de 12V	S/. 6.70	S/. 6.70
Total			S/. 897.10

A partir de esta tabla se ve que el costo total en cuanto a los componentes electrónicos requeridos para el sistema es de 897.10 soles. Además, se observa que el elemento más costoso que se necesita para armar el dispositivo es el sensor Myoware para detectar las señales mioeléctricas del usuario, siendo requeridos dos de estos elementos.

4.1.2 Músculos Artificiales Neumáticos⁵⁷

Los músculos artificiales están compuestos de tres partes principales: Un tubo elástico, una malla trenzada cilíndrica (de los cuáles es importante seleccionar un buen material), y una boquilla para tubo que va conectada al suministro de presión neumática. En la figura 4.1 se observan gráficamente los materiales requeridos y un actuador ensamblado.

Su fabricación se realiza de la siguiente manera: Primeramente, se corta el tubo elástico a la longitud deseada, y se introduce esta sección del tubo elástico dentro de la malla trenzada cilíndrica y se procede a asegurar ambos extremos de dicha malla (puede realizarse con cintillo o con hilo de nylon). Es recomendable calentar el extremo del músculo neumático opuesto a la entrada de aire hasta derretir la malla, de modo que se evite el deshilachamiento de la misma. Finalmente, se pegan los conectores a cada extremo del tubo elástico y con esto, el actuador queda ensamblado.

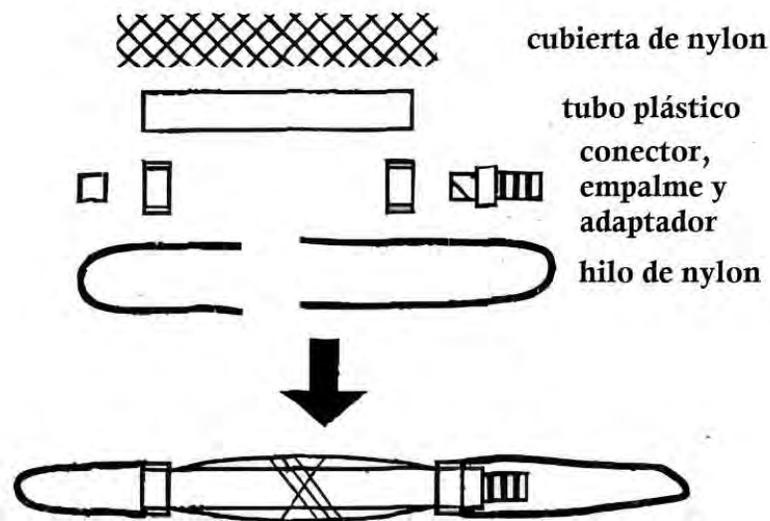


Figura 4.1. Componentes de un músculo artificial

Fuente: Chou & Hannaford (1996).

A partir de esta información, se elabora una lista de materiales requeridos para la construcción de un músculo artificial neumático. En esta lista también se agrega el costo unitario de cada material, buscando desarrollar un actuador neumático confiable, con materiales de buena calidad. A partir de esto, se puede calcular el costo de construir una unidad de este elemento. Esta lista de materiales se aprecia en la tabla 4.2.

⁵⁷ <https://softroboticstoolkit.com/book/pam-fabrication>

Tabla 4.2. Costo de materiales para fabricar un músculo neumático

Músculos Artificiales			
Cantidad	Elemento	Costo Unitario	Costo Total
1	Tubo flexible de silicón	S/. 39.20	S/. 39.20
1	Malla de nylon	S/. 40.30	S/. 40.30
1	Adaptador Reductor 1/4" - 3/4"	S/. 14.90	S/. 14.90
1	Tuerca larga de 3/4"	S/. 10.30	S/. 10.30
1	Tapa de tubo de 3/4"	S/. 81.10	S/. 81.10
2	Soporte de tubo de 1/2"	S/. 4.20	S/. 8.40
Total			S/. 194.20

4.1.3 Materiales

Una vez calculado el costo unitario de los actuadores neumáticos, se realiza una lista con los materiales requeridos para fabricar el dispositivo con su precio unitario (tabla 4.3), y se calcula el costo total.

Tabla 4.3. Costos de materiales para la prótesis

Materiales			
Cantidad	Elemento	Costo unitario	Costo Total
1	Barra de aluminio 20x1000 mm	S/. 43.30	S/. 43.30
1	Filamento PLA 1 kg	S/. 65.00	S/. 65.00
4	Músculo Artificial Neumático	S/. 194.20	S/. 776.80
Total			S/. 885.10

A partir de la lista elaborada previamente, se ve que no son requeridos muchos materiales, pues todas las piezas requeridas se elaboran de plástico PLA mediante impresión 3D, a excepción de la barra de aluminio en la unidad de control. Además, se observa que el elemento más caro es el músculo artificial neumático, del cual se requieren 4 unidades.

4.1.4 Elementos de pernería y cableado

A partir del diseño de los subsistemas del dispositivo, se realiza una lista de elementos necesarios para la unión de las piezas internas de la estructura y el ensamblaje del dispositivo, así como de la sujeción de los actuadores y sensores a sus respectivos elementos. También se incluyen los elementos que permiten la comunicación alámbrica del controlador, actuadores y sensores, la alimentación neumática de los

actuadores, y el sensado de las señales mioeléctricas del usuario. Se puede apreciar dicha lista con el costo total en cuanto a pernería y cableado en la tabla 4.4.

Tabla 4.4. Costos en pernería y cableado para la prótesis

Pernería y cableado			
Cantidad	Elemento	Costo Unitario	Costo Total
27	Tornillo M2x4	S/. 0.40	S/. 10.80
27	Tuerca hexagonal M2	S/. 0.30	S/. 8.10
4	Tornillo M2.5x5	S/. 0.40	S/. 1.60
4	Tuerca hexagonal M2.5	S/. 0.30	S/. 1.20
2	Tornillo M1.6x4	S/. 0.40	S/. 0.80
2	Tuerca hexagonal M1.6	S/. 0.30	S/. 0.60
4	Tornillo M1.2x5	S/. 0.30	S/. 1.20
4	Tuerca hexagonal M1.2	S/. 0.20	S/. 0.80
1	Cableado 5m	S/. 15.00	S/. 15.00
1	Manguera de 3/8"x1/4", 1 metro	S/. 32.00	S/. 32.00
6	Electrodos para Sensor	S/. 3.00	S/. 18.00
Total			S/. 90.10

4.1.5 Manufactura

Como se estableció previamente, tanto la carcasa de la unidad de control y sus piezas internas como la base superior y la carcasa del servomotor serán fabricados mediante impresión 3D dadas sus formas complejas. Por otro lado, para el mecanizado de la barra de la unidad de control, se decidió que se partirá de una barra de mayor diámetro y se requerirá de un taladrado para obtener una barra hueca, y un torneado para darle la forma final deseada. Una vez establecidos los procesos requeridos, se realiza una lista con los procesos a realizar, la cual se aprecia en la tabla 4.5.

Tabla 4.5. Costos de manufactura para la prótesis

Manufactura			
Cantidad	Proceso	Costo Unitario	Costo Total
1	Impresión 3D	S/. 280.00	S/ 280.00
1	Taladrado de Barra	S/. 40.00	S/. 40.00
1	Torneado de Barra	S/. 30.00	S/. 30.00
Total			S/. 350.00

4.1.6 Costo total del sistema

Finalmente, se recopilan los costos parciales obtenidos en cuanto a los componentes electrónicos, materiales, elementos de pernería y cableado, y procesos de manufactura, y se suman para obtener el costo total de la prótesis, el cual se aprecia en la tabla 4.5. Dado que este es un dispositivo desarrollado únicamente para el presente proyecto, en este cálculo no se han incluido costos por diseño o ensamblaje.

Tabla 4.6. Costo total de la prótesis

Costo Total	
Concepto	Subtotal
Costos de componentes electrónicos	S/ 897.10
Costos de materiales	S/. 885.10
Costos de elementos de pernería y cableado	S/. 90.10
Costos de manufactura	S/. 350.00
Total	S/. 2222.30

A partir de esta tabla, se ve que el costo total de la prótesis de antebrazo diseñada es de S/. 2222.30. Si este dispositivo fuera a ser distribuido de manera particular, a dicho monto se le añadiría el costo por diseño y ensamblaje. Para el primero, se estima un total de 200 horas para el diseño del sistema, con un costo de S/. 40 por hora, lo que da un total de S/. 8000. Para el segundo, se estima un tiempo requerido de 15 horas para el ensamblaje del dispositivo, con un costo de S/. 20 por hora, lo que da un total de S/. 300. Finalmente, el nuevo costo total de este dispositivo para uso particular se estima en un total de S/. 10522.30.

4.2 Lista de planos

Los planos elaborados para el presente diseño son 15 de despiece, 3 de subensamble, y 1 de ensamble. Estos planos se enuncian en la tabla 4.7, con la respectiva descripción de la pieza que se muestra en cada uno.

Tabla 4.7. Lista de planos realizados

Código	Nombre	Descripción
PD01	Base Superior – Tapa	Sección de la base que va conectada al sistema de rotación
PD02	Base Superior – Conector	Conectores que unen la tapa con la base
PD03	Base Superior – Base	Sección de la base que va conectada a los actuadores neumáticos
PD04	Carcasa Unidad de Control – Mitad Cuerpo 1	Mitad de la carcasa que alberga los elementos de control del sistema

PD05	Carcasa Unidad de Control – Mitad Cuerpo 2	Mitad de la carcasa que alberga los elementos de control del sistema
PD06	Tapa Sensor 1	Tapa derecha de unidad de control para sensor Myoware
PD07	Tapa Sensor 2	Tapa izquierda de unidad de control para sensor Myoware
PD08	Sujetador Arduino	Pieza que sujeta el controlador Arduino a la unidad de control
PD09	Sujetador Mosfet	Pieza que sujeta el mosfet IRF520 a la unidad de control
PD10	Carcasa de Unidad de Control – Barra	Barra con esfera que permite pivotar a la base superior
PD11	Conector de Mano	Pieza de conexión que une la prótesis de antebrazo con la prótesis de mano
PD12	Sistema de Rotación – Mitad 1	Mitad de la carcasa que alberga el servomotor
PD13	Sistema de Rotación – Mitad 2	Mitad de la carcasa que alberga el servomotor
PD14	Carcasa Batería 12V	Carcasa para albergar la batería de 12V
PD15	Carcasa Batería 5V	Carcasa para albergar el paquete de baterías de 7.4V
PSE01	Subsistema de rotación	Subsistema de rotación ensamblado con componentes internos
PSE02	Subsistema de control	Subsistema de control ensamblado con componentes internos
PSE03	Subsistema de energía	Subsistema de energía ensamblado con componentes internos
PE01	Prótesis de Antebrazo Completa	Sistema de prótesis de antebrazo con todos los componentes

CAPÍTULO 5

SIMULACIONES

En el presente capítulo se mostrarán las simulaciones pertinentes que se pudieron realizar para validar el funcionamiento del sistema propuesto.

5.1 Sistema de Movimiento

Para simular el funcionamiento del sistema de movimiento, se utilizaron los modelos CAD realizados previamente, y dadas las limitaciones del software Inventor, se optó por reemplazar los actuadores neumáticos por unos lineales que actúen de la misma forma. Esto se realizó para poder evaluar de una forma más sencilla los movimientos del sistema.

5.1.1 Actuador Lineal

Para diseñar un actuador que se asemeje al comportamiento esperado por el músculo neumático, se modela un actuador lineal con dos articulaciones en rótula. De esta forma, este actuador permite generar el movimiento lineal de su contraparte neumática, y además permite al actuador rotar hacia los lados dependiendo de la dirección en la que la base superior esté rotando.

Cabe resaltar que, aunque estos actuadores son una herramienta que resulta útil para simular el movimiento de la base superior, no proporcionan información útil acerca del comportamiento de los mismos actuadores neumáticos, para los cuales se requiere de simulación adicional según las características establecidas. Se aprecia el actuador lineal completo en la figura 5.1, en su estado retraído y extendido, respectivamente.



Figura 5.1. Actuador lineal en estado retraído y extendido

5.1.2 Resultados

Una vez obtenido el actuador lineal que reemplaza a uno neumático, se distribuyen cuatro de estos actuadores en el modelo CAD completo de la prótesis de antebrazo, de modo que estos queden en las posiciones que originalmente ocupaban los actuadores neumáticos. La prótesis ensamblada con los actuadores lineales se aprecia en la figura 5.2.

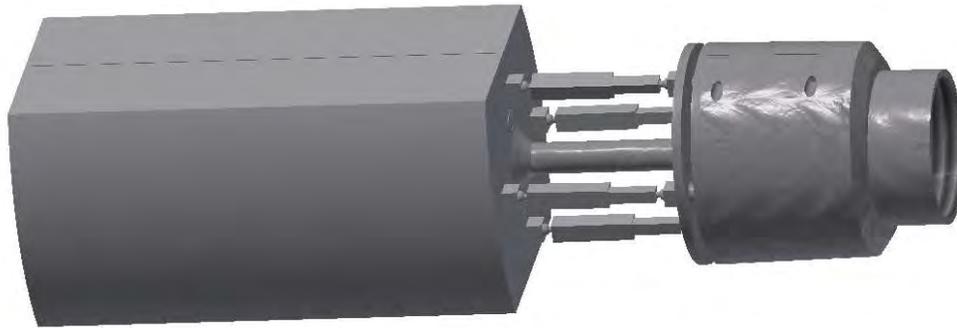


Figura 5.2. Prótesis de antebrazo con actuadores lineales

Una vez que se tiene ensamblada la prótesis, se procede a contraer cada uno de los actuadores individualmente, lo cual permite observar el comportamiento de la prótesis de muñeca al moverse en las 4 direcciones principales. Este movimiento se puede apreciar en la figura 5.3, la cual muestra cuatro posiciones de la muñeca.



Figura 5.3. Movimiento de la muñeca en 4 direcciones

A partir de esto se confirma que el accionamiento de un actuador neumático estira el actuador diametralmente opuesto, lo que podría reducir el rango de giro final de la muñeca. Adicionalmente se ve que es posible lograr más configuraciones activando

más de un actuador a la vez, aunque esto aún estará sujeto a pruebas experimentales para determinar si el compresor de aire sería capaz de contraer dos actuadores en simultáneo.

5.2 Sistema de Rotación

Para simular el funcionamiento del sistema de rotación, se utilizaron los modelos CAD realizados previamente para dicho sistema, y se acopló un modelo de prótesis de mano como indicador del movimiento de la prótesis. Posteriormente se procedió a simular el sistema, también mediante el software Inventor, y a verificar su comportamiento.

5.2.1 Prótesis de Mano

Se elabora un modelo de prótesis de mano de modo que se asemeje a la forma de una mano real, y además se toma en cuenta el diámetro del conector en la parte inferior de la mano que se espera que embone con la pieza de conexión ubicada en el sistema de rotación. No era necesario que esta mano tenga articulaciones en los dedos, por lo que este solo es un modelo estático para simular la presencia de este elemento. El modelo de mano elaborado se puede apreciar en la figura 5.4.

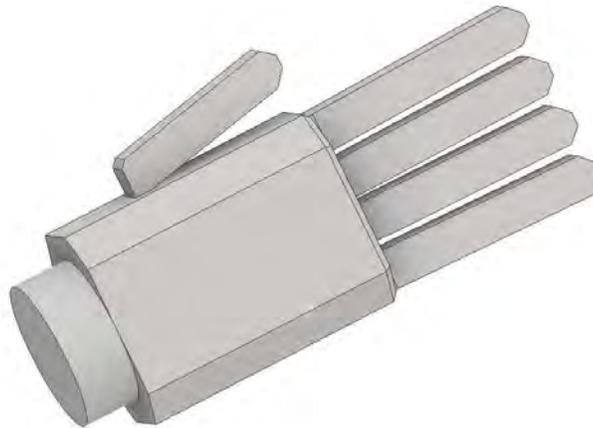


Figura 5.4. Modelo CAD de prótesis de mano

5.2.2 Resultados

Para llevar a cabo la simulación del sistema de rotación, se acopla el modelo CAD del modelo de prótesis de mano con la prótesis de antebrazo, utilizando la pieza de conexión ubicada al extremo final de este último. Los elementos acoplados en su posición inicial se aprecian en la figura 5.5.



Figura 5.5. Prótesis de antebrazo con mano

Una vez acoplados, se realizaron movimientos con la mano conectada para verificar su comportamiento. Si bien en la simulación, la mano era capaz de rotar libremente en 360 grados, el rango real de este elemento será de 180 grados, dado el modelo de servomotor elegido, el cual a su vez ya se verificó previamente mediante los cálculos correspondientes que será capaz de rotar tanto la pieza de conexión como la mano acoplada. En la figura 5.6 se aprecia la rotación de la mano en dos sentidos.

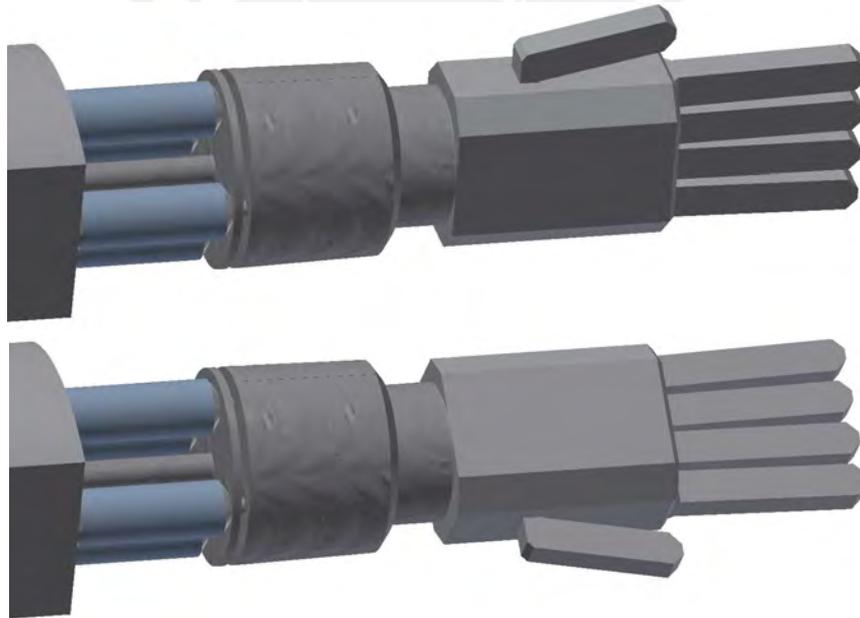


Figura 5.6. Rotación de la prótesis de mano en dos sentidos

5.3 Músculos Neumáticos

Finalmente se procede a simular el elemento más importante de la prótesis de antebrazo diseñada: los músculos artificiales. Para ello se realizó un modelado genérico de este elemento, mediante el software Inventor, teniendo en cuenta las características definidas a partir de los cálculos realizados previamente. A partir de esto, el elemento diseñado cuenta con un diámetro de 20 mm y una longitud de 58 mm

estando descargado. Además, se agregaron soportes a los costados del actuador, los cuales son elementos sólidos que no se deforman junto a la sección elástica del mismo.

Dadas las limitaciones del software Inventor y ANSYS, resultó complicado modelar de manera precisa un actuador neumático, es decir, un elemento elástico recubierto con una malla de un material no deformable. Sin un modelo del elemento mallado, el actuador modelado no se iba a contraer por si solo al recibir la presión neumática. Por ello, se optó por modelarlo enteramente de un elemento elástico con las características necesarias para que se comporte de manera similar a un actuador neumático. Una vista del músculo artificial modelado en Inventor se puede apreciar en la figura 5.7.



Figura 5.7. Modelo CAD de músculo artificial

Una vez que se tuvo el modelo CAD del músculo artificial con las características deseadas, se utilizó el software ANSYS 2022 para simular el comportamiento elástico de este elemento al recibir energía neumática. Primeramente, se exportó el modelo CAD desde Inventor en formato .stp, manteniendo su longitud inicial de 58 mm. Una vez cargado en ANSYS, se configuró el material del elemento utilizando el modelo hiperelástico de Yeoh de segundo orden. Para lograr el comportamiento deseado, el material fue configurado con las constantes $C10 = 0.11$ MPa, $C20 = 0.02$ MPa, mientras que ambos parámetros de incompresibilidad ($D1$ y $D2$) se mantuvieron en cero. El modelo del músculo artificial cargado en ANSYS y en su estado inicial se puede apreciar en la figura 5.8.

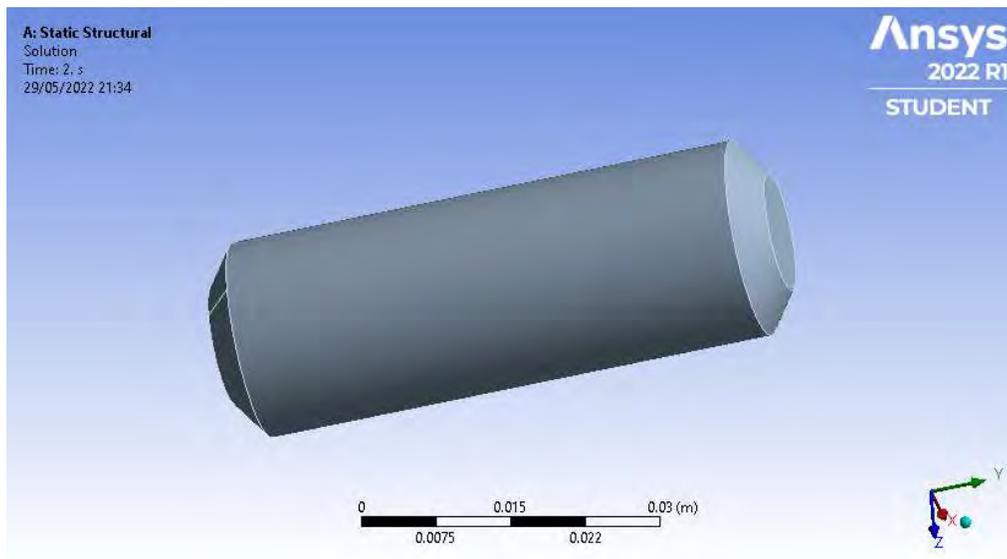


Figura 5.8. Modelo de Músculo Artificial en ANSYS 2022

En primer lugar, se realizó el análisis estructural del músculo artificial de manera independiente. Para ello, se define un extremo como soporte fijo, de modo que se pueda observar la deformación del elemento respecto a este, y se estableció la presión interna que experimentaría el elemento. Dado que el compresor de aire seleccionado proporciona una presión de 250 kPa, se realiza el análisis del actuador con una presión interna de 200 kPa, asumiendo pérdidas de presión por la distancia de los actuadores a dicho compresor.

Una vez configurada la simulación, se procedió a obtener la gráfica correspondiente a la deformación total del elemento, la cual se aprecia en la figura 5.9 y en donde se observa una deformación máxima de 12.58 mm.

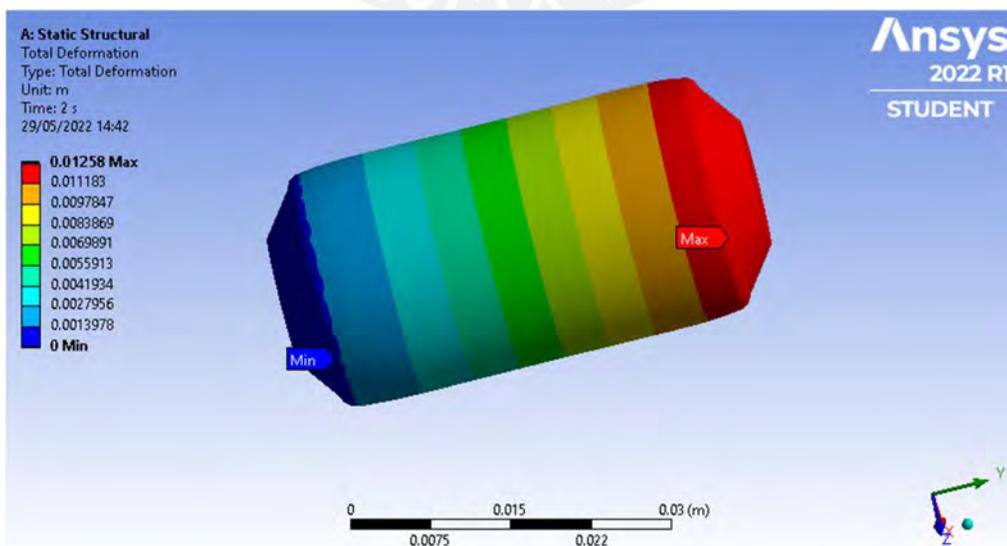


Figura 5.9. Deformación total en el músculo artificial

Adicionalmente, se obtuvo la gráfica correspondiente al esfuerzo equivalente presente en el actuador neumático al contraerse, la cual se aprecia en la figura 5.10 y en donde se observa un esfuerzo máximo de 20.83 kPa en el área cercana a los soportes de los extremos.

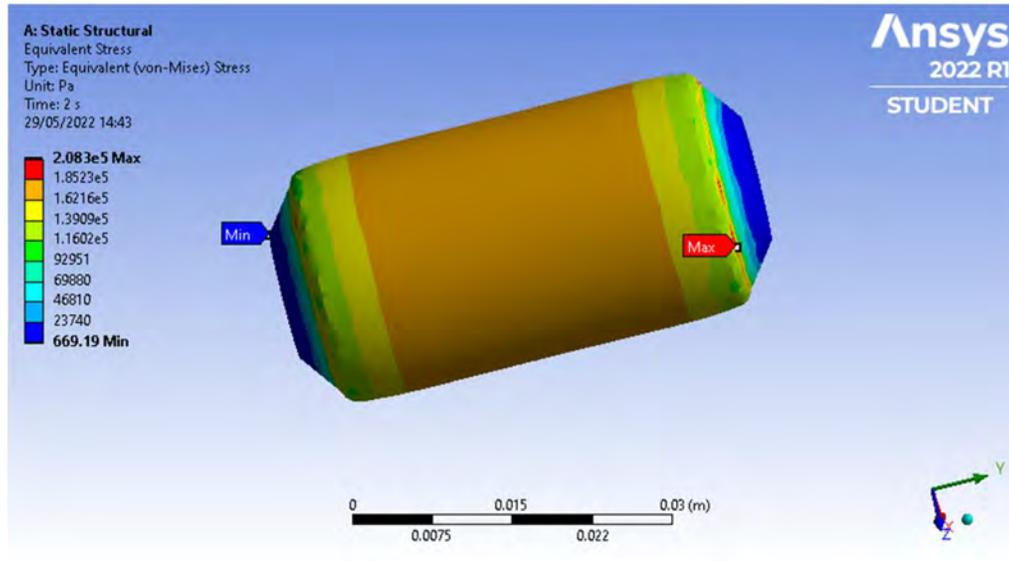


Figura 5.10. Esfuerzo de von-Mises en el músculo artificial

5.4 Subsistema en dos ejes

Una vez verificado el desempeño del actuador neumático modelado al recibir la presión neumática definida, se procedió a simular el subsistema de movimiento en dos ejes, esta vez con los actuadores neumáticos acoplados. Dado que el software ANSYS utilizado contaba con licencia para estudiantes, presentó algunas limitaciones al momento de calcular las soluciones, pues dicha licencia permite un número máximo de nodos en las soluciones a calcular. A partir de esto, fue necesario modelar una versión simplificada de dicho subsistema acorde a los requerimientos del programa.

El modelo simplificado consiste en la barra central, y la base superior se modificó por una pieza única encargada de rotar respecto al pivote en el extremo superior de dicha barra. Además, solo se incluyeron dos actuadores neumáticos diametralmente opuestos, prescindiendo de los otros dos restantes. La barra central y la base superior se definieron como elementos rígidos, mientras que los dos actuadores neumáticos se definieron como flexibles. De este modo, se redujo considerablemente la cantidad de nodos en el modelo, y fue posible realizar la simulación. El sistema de movimiento simplificado en su estado inicial se observa en la figura 5.11.

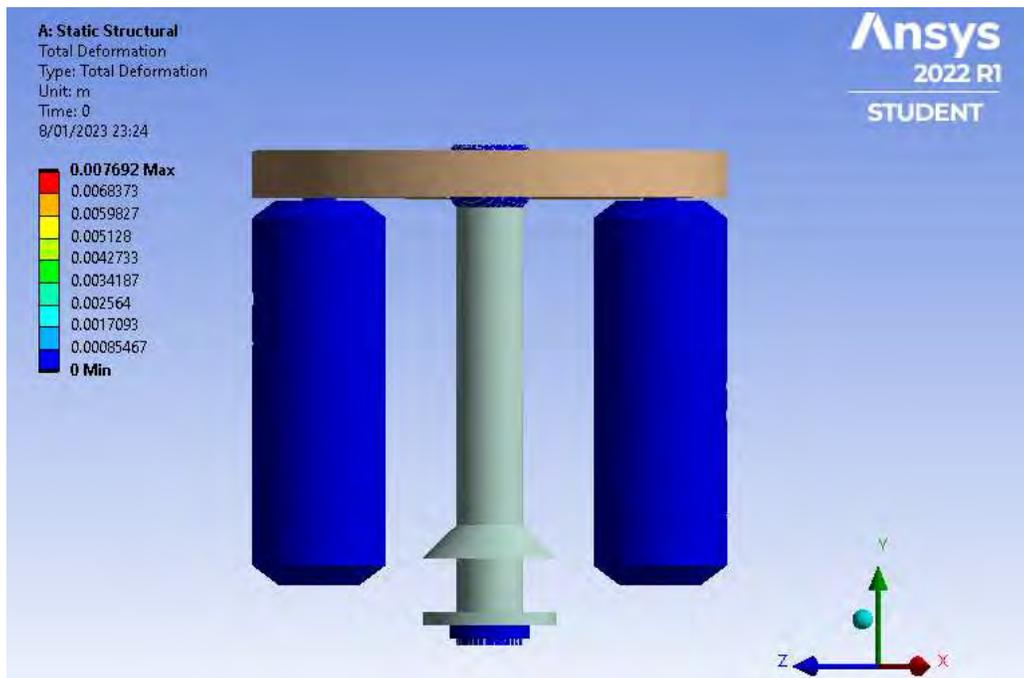


Figura 5.11. Sistema de movimiento simplificado en estado inicial

Para la simulación, se aplicó una presión neumática de 150 kPa al actuador de la izquierda observado en la figura 5.11. A partir de esto, se calculó el análisis de la deformación total en el sistema, cuyos resultados se observan en la figura 5.12. Se observa que la deformación máxima experimentada en el actuador comprimido fue de 7.692 mm, y además se aprecia visualmente el estiramiento esperado del actuador de la derecha, al comprimirse el otro.

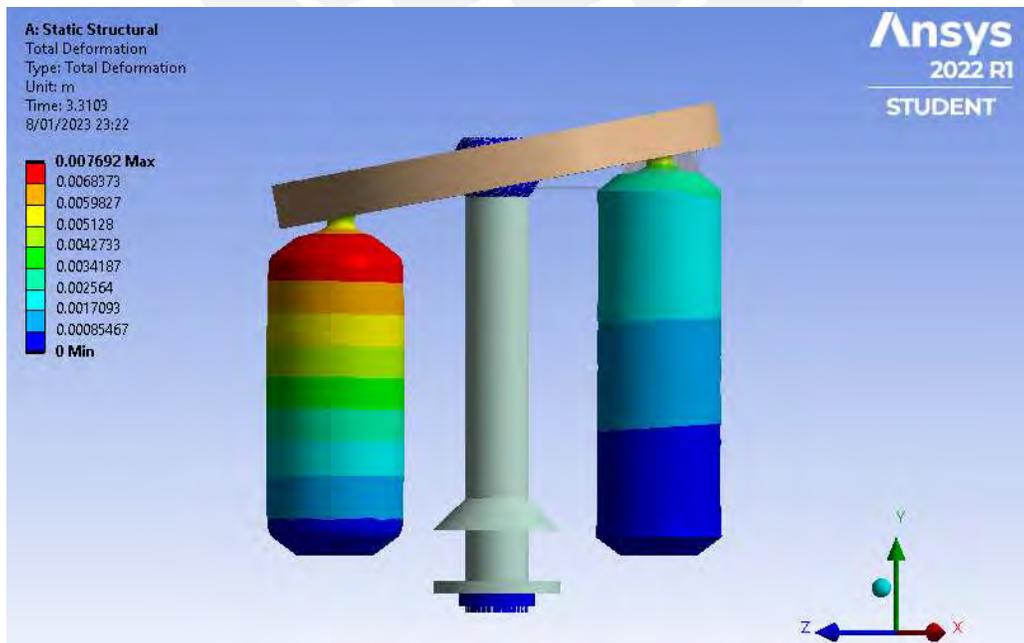


Figura 5.12. Sistema de movimiento simplificado en estado deformado

CONCLUSIONES

Para el final del presente proyecto, aunque se buscó que el diseño pueda emular los 3 movimientos de una muñeca real, solo pudo simularse adecuadamente el movimiento en un eje (rotación correspondiente a pronación/supinación), además de una simulación preliminar respecto al funcionamiento de los actuadores neumáticos. Además, si bien el movimiento en los otros dos ejes pudo simularse utilizando actuadores lineales, el movimiento real y completo del sistema no pudo determinarse debido a la falta de datos experimentales acerca de los músculos artificiales que se pensaban utilizar en este sistema.

Sin embargo, fue posible recopilar información acerca de la fabricación, prueba y control de estos elementos. Con esto se pudo tener una idea general del proceso que se lleva a cabo para desarrollar un modelo funcional con materiales adecuados, y las pruebas más relevantes que se deberían llevar a cabo para estudiar su comportamiento dadas las condiciones de trabajo dentro del dispositivo diseñado. Estos datos serían de gran utilidad para una futura fase de experimentación.

Por otro lado, se vio que los actuadores de *soft robotics* presentan características útiles e innovadoras para el desarrollo de una prótesis de antebrazo, aunque su implementación puede resultar ser algo compleja debido al poco espacio que se tiene y a la necesidad de integrar además elementos de control y una fuente de presión neumática, cuyo valor de presión máximo que puede entregar va a definir el comportamiento final de los músculos neumáticos involucrados.

Además, debido a las limitaciones producto del uso de señales emitidas por el cuerpo, señales mioeléctricas en este caso (de las cuales se esperaba usar solo 2 señales diferentes), se necesitan algoritmos de control más complejos como son las redes neuronales, de modo que el sistema pueda trabajar más eficientemente haciendo uso de las pocas señales que se pueden obtener para realizar todos los movimientos disponibles. Sin embargo, este control no pudo implementarse debido a la imposibilidad de obtener un modelo adecuado de los actuadores neumáticos.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

Aunque existen modelos comerciales de actuadores neumáticos, no hay mucha variedad en ellos y no se adaptan a los requerimientos para este proyecto. Por otro lado, el desempeño de los músculos artificiales fabricados desde cero varía mucho entre modelos dependiendo de sus características (longitud, diámetro, material de tubo elástico, ángulo de brida en la malla, etc). Por esta razón, es necesaria una fase de experimentación con el músculo neumático ensamblado con las características y materiales escogidos previamente, pues sería la única forma de poder determinar adecuadamente el comportamiento real de dicho actuador, principalmente acerca del rango de valores de fuerza que puede aplicar y la deformación máxima que puede lograr, tanto para extensión como contracción.

La información respecto al desempeño real de estos músculos neumáticos es bastante limitada, y la que se pudo recopilar puede ser usada solo de referencia para tener una idea de los valores y tendencias que se deben obtener debido a que los actuadores utilizados no se asemejan a los requeridos en este proyecto. Por otro lado, no se encontraron muchos programas para realizar simulaciones de estos elementos, y de haberlos, no existían muchos tutoriales de cómo realizarlos. Por estas razones, se tuvo una escasez de datos para trabajar detalladamente con estos elementos.

Se recomienda que el encaje protésico sea diseñado una vez seleccionadas y dimensionadas todas las partes involucradas en la prótesis, primeramente, para que sea compatible con el mayor rango de amputaciones de antebrazo que sea posible, y también para que el peso del sistema completo pueda ser distribuido a lo largo de todo el cuerpo mediante un arnés, con la finalidad de que pueda ser transportado de manera más cómoda para el usuario.

Referente al uso de sensores MyoWare, es importante tener en cuenta que los electrodos utilizados para la lectura de las señales mioeléctricas tienen un corto período de vida. Si bien estos electrodos pueden ser utilizados más de una vez, se recomienda que sean de un solo uso, pues su capacidad para leer este tipo de señales correctamente disminuye drásticamente con el tiempo. Esto se debe a que factores externos como impurezas y polvo del ambiente hacen que el gel conductor de estos elementos pierda su capacidad, y es algo que debe tenerse en cuenta para un futuro uso de la prótesis.

BIBLIOGRAFÍA

- Artal, J. S., Pérez, F. J., Pascual, A. P., & Domínguez, J. A. (2020). Control de una Mano Biónica basado en Redes Neuronales y técnicas de reconocimiento de gestos mediante múltiples sensores EMG. En *XIV Congreso de Tecnologías Aplicadas a la Enseñanza de la Electrónica: Proceedings TAAE2020* (pp. 241-248). Instituto Superior de Engenharia do Porto.
- Chou, C. P., & Hannaford, B. (1996). Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 12(1), 90-102. <https://doi.org/10.1109/70.481753>
- Díaz, L. P. (2006). *Control inteligente de una prótesis mioeléctrica de miembro superior basado en redes neuronales* [Tesis de grado]. Universidad Autónoma de Bucaramanga. <http://hdl.handle.net/20.500.12749/1517>
- Doumit, M., Fahim, A., & Munro, M. (2009). Analytical modeling and experimental validation of the braided pneumatic muscle. *IEEE transactions on robotics*, 25(6), 1282-1291. <https://doi.org/10.1109/TRO.2009.2032959>
- Gonzalez, L. (2021). Adaptive algorithms: a bibliographic review. *Athenea Engineering sciences journal*, 2(5), 35-40. <https://doi.org/10.47460/athenea.v2i5.24>
- Humberto, L. S., Andrés, T. V. & Jorge, L. M. (2017). Optimización de la presión en la interfaz socket-muñón en prótesis de miembro inferior BK-TSB. *Memorias Del Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica*, 2(1), 293–296. Recuperado a partir de <https://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/117>
- Janiesch, C., Zschech, P., & Heinrich, K. (2021). Machine learning and deep learning. *Electronic Markets*, 31(3), 685-695. <https://doi.org/10.1007/s12525-021-00475-2>
- Lamandé, F., Dupré, J.-C., Talbot, P., Gillet, M., Januscevsics, T., & Dréjas-Zielinska, M. (2014). Amputación del miembro superior. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 35(2), 1–20. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(14\)67307-2](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(14)67307-2)
- Linares-Enríquez, A., & Rosas-Acosta, D. (2019). Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior Development of upper limb electromechanical prosthesis. *Revista de Ingeniería*, 3(10), 23-30. <http://dx.doi.org/10.35429/JBEB.2019.10.3.23.30>
- Malzahn, J., Barasuol, V., Janschek, K. (2019). Actuator Modeling and Simulation. In: Goswami, A., Vadakkepat, P. (eds) *Humanoid Robotics: A Reference*. Springer, Dordrecht. https://doi.org/10.1007/978-94-007-6046-2_75
- Medina, C., Benet, M., & Marco, F. (2016). El complejo articular de la muñeca: aspectos anatofisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y

- tratamiento de la fractura distal del radio. *Medisur*, 14(4), 430-446. Recuperado de <https://medisur.sld.cu/index.php/medisur/article/view/3361>
- Medina, J., & Vélez N, P. (2016). Soft Robotic”: Una nueva generación de robots. *Maskana*, 5, 109–118. <https://publicaciones.ucuenca.edu.ec/ojs/index.php/maskana/article/view/579>
- Nagarajan, T., Krishnan, S., Amirtham, V., Abdul-Raniand, A. M., & Rao, T. V. V. L. N. (2013). Experimental investigation-natural fiber braided sleeve for pneumatic artificial muscles actuation. *Asian Journal of Scientific Research*, 6(3), 596. <http://dx.doi.org/10.3923/ajsr.2013.596.602>
- Ojeda, B. N. (2020). Prótesis de mano para personas con amputación transcarpiana. *Innovation & development in engineering and applied sciences*, 2(1), 10. Recuperado a partir de: <http://revistasojs.utn.edu.ec/index.php/ideas/article/view/344>
- Ortiz, F., Rincón, M. & Mendoza, J. C. (2022). Rehabilitación del paciente amputado. *Texto de medicina física y rehabilitación*, 426.
- Osorio, I. L., & Navarro, V. S. (2017). Control óptimo de la concentración de dióxido de carbono en una columna de absorción empacada mediante un modelo de red neuronal artificial. *Prospectiva Universitaria*, 10(1). <https://doi.org/10.26490/uncp.1990-7044.2013.1.328>
- Ottobock (2014). Fascinated with Michelangelo.
- Piña, J. D. (2017). *Sistema inteligente de clasificación para apertura y cierre de la mano utilizando señales mioeléctricas de los músculos del antebrazo* [Tesis de grado]. Universidad Santo Tomás. <http://hdl.handle.net/11634/10958>
- Pire, E., Diaz, J. J. H., & Liverneaux, P. A. (2017). Artroplastias protésicas de la muñeca. *EMC-Técnicas Quirúrgicas-Ortopedia y Traumatología*, 9(3), 1-15. [https://doi.org/10.1016/S2211-033X\(17\)85504-3](https://doi.org/10.1016/S2211-033X(17)85504-3)
- Puchhammer, G. (2014). *ARTICULATED HAND PROSTHESIS*. US8690963 B2.
- Rascón, L. H., Ramírez, E. E., Díaz, J. D., Mejía, J. M., & Sifuentes, E. (2022). Algoritmo predictivo de la intención de agarres en una prótesis robótica de mano impresa en 3d. *Pistas Educativas*, 43(141). <https://pistaseducativas.celaya.tecnm.mx/index.php/pistas/article/view/2749>
- Roca, M. (2018). *PRÓTESIS MIOELÉCTRICA*. WO/2018/178420.
- Sánchez, I. (2018). Prótesis biónicas, biología y tecnología. *Panorama Actual del Medicamento*, 42(411), 256-259.

- Sánchez, N. (2015). Máquinas de soporte vectorial y redes neuronales artificiales en la predicción del movimiento USD/COP spot intradiario. *Revista ODEON*, (9), 113–172. <https://doi.org/10.18601/17941113.n9.04>
- Sierra, J. E. y Santos, M. (2021). Redes neuronales y aprendizaje por refuerzo en el control de turbinas eólicas, *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, 18(4), pp. 327–335. <https://doi.org/10.4995/riai.2021.16111>
- Tondu, B. (2012). Modelling of the McKibben artificial muscle: A review. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 23(3), 225-253. <https://doi.org/10.1177/1045389X11435435>
- Upadhy, A., Rayan, A., & Muralidhara, D. (2019). Design, Fabrication and Testing of Pneumatic Muscle Actuator for Artificial Human Arm. *Journal of Mechanical Engineering Research and Developments* 42(5):115-118. <http://dx.doi.org/10.26480/jmerd.05.2019.115.118>
- Vargas, O., & Flor, O. (2020). Design And Construction of a Robotic Hand and Right Forearm Prototype for the Myoelectric Prosthesis. *Universidad Ciencia Y Tecnología*, 24(96), 27-34. <https://uctunexpo.autanabooks.com/index.php/uct/article/view/261>
- Zhao, J., Zhong, J., & Fan, J. (2015). Position control of a pneumatic muscle actuator using RBF neural network tuned PID controller. *Mathematical Problems in Engineering*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/810231>

ANEXO 1

Matriz morfológica

Dominio mecánico

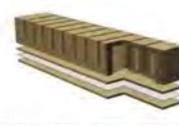
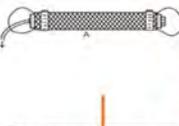
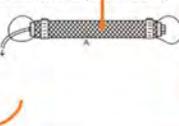
Generar movimiento de flexo-extensión				
	Estr. Neumática Ligera	PneuNet (Flexión)	Artificial Muscle (Contracción)	Extending Actuator
Generar movimiento de desviación cubital-radial				
	Estr. Neumática Ligera	PneuNet (Flexión)	Artificial Muscle (Contracción)	Extending Actuator
Generar movimiento de pronación-supinación				
	Micromotor	Servomotor	Motor Paso a Paso	

Tabla A.1: Matriz morfológica del dominio mecánico

Dominio electrónico

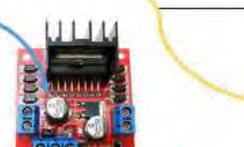
Adecuar energía			
	Power boost	Cargador de pilas	
Almacenar Energía			
	Batería de Litio	Batería de Grafeno	Pilas Recargables
Adecuar energía de actuadores			
	Bomba de Aire		
Energizar actuadores mecánicos			
	Conexión directa	Driver para motor	Driver para paso a paso
Energizar actuadores de soft robotics			
	Conexión directa	Driver para motor	Electroválvula

Tabla A.2: Matriz morfológica del dominio electrónico

Energizar dispositivos de control			
	Conexión directa	Regulador Step Down	Regulador de Voltaje
Energizar sensores			
	Conexión directa	Relé	

Tabla A.3: Matriz morfológica del dominio electrónico (cont.)

Dominio de control

Generar señal de inicio			
	Pulsador	Switch	Selector
Sensar Señal			
	Sensor MyoWare	Sensor MindFlex	
Sensar Posición			
	Sensor de Presión	Encoder Hall	Encoder óptico
Interpretar señal			
	Arduino MEGA	BeagleBone	Raspberry
Procesar señales			
	Arduino MEGA	BeagleBone	Raspberry
Indicador de señales de salida			
	LED	Pantalla	

Tabla A.4: Matriz morfológica del dominio de control

ANEXO 2

Subprogramas

1. Desplazar a posición inicial

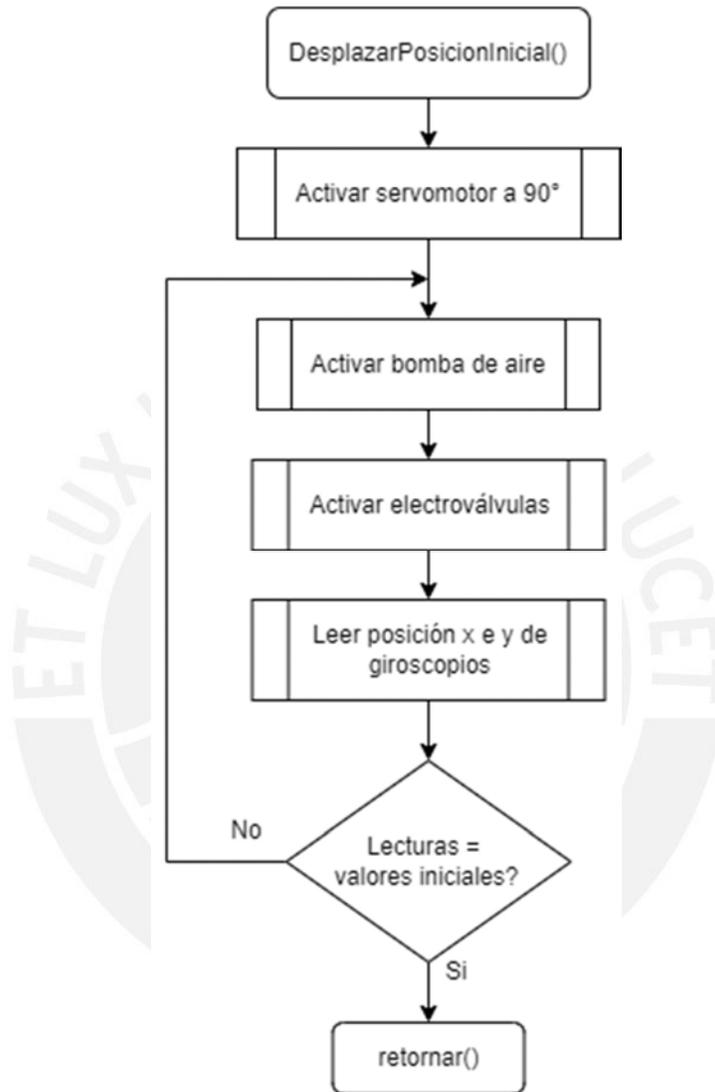


Figura B.1. Diagrama de Flujo de función DesplazarPosicionInicial

La función DesplazarPosicionInicial no tiene parámetros de entrada, es la función que se ejecuta inicialmente para que el sistema pueda moverse a su estado de partida. Para esta tarea, mueve primero el sistema de rotación a una posición céntrica (90° grados), y después mueve el sistema de movimiento en 2 ejes aplicando una pequeña presión neumática con el compresor de aire y abriendo las cuatro electroválvulas para que la tapa superior quede en su respectiva posición inicial. Con el giroscopio y el encoder en el sistema de rotación se confirma que la posición inicial deseada haya sido alcanzada y se puede regresar al programa principal.

2. Realizar movimientos

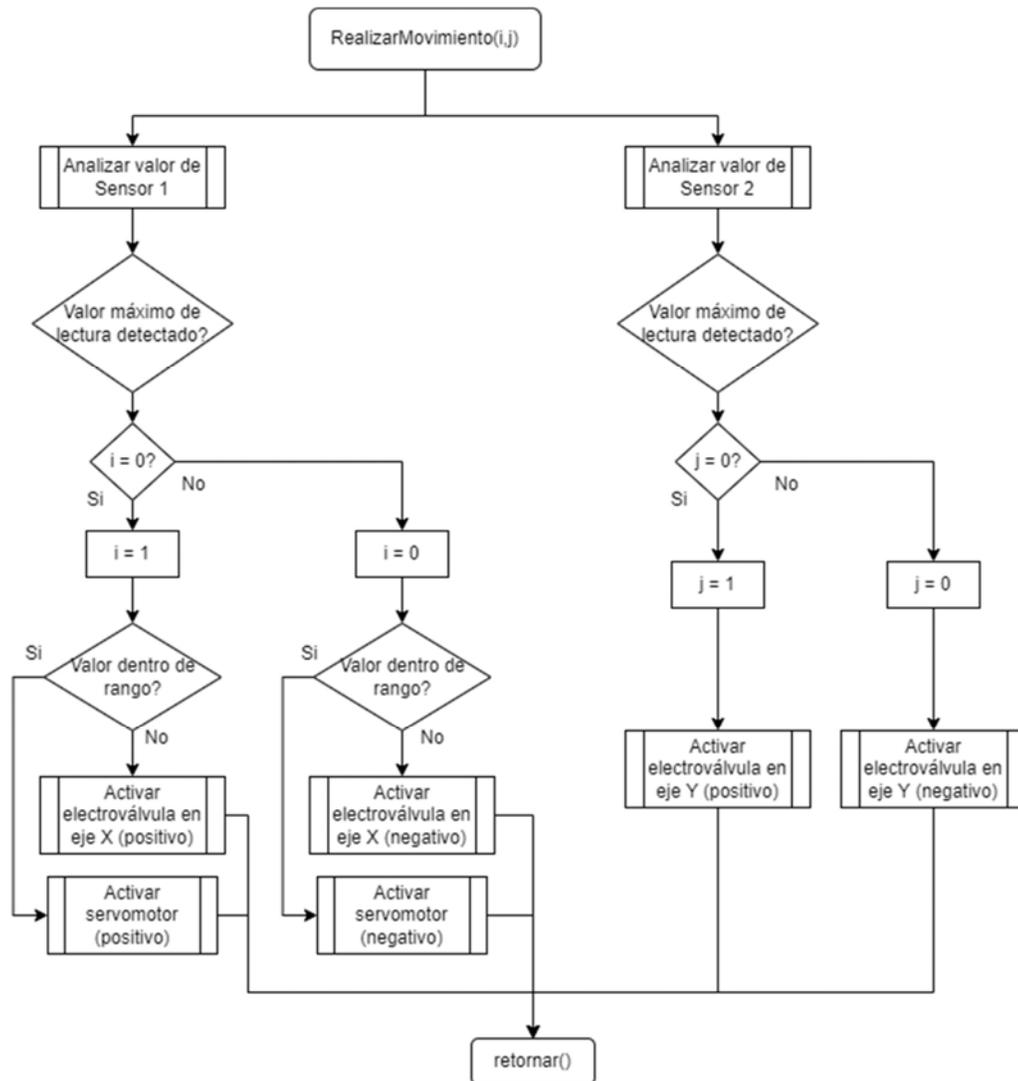


Figura B.2. Diagrama de Flujo de función RealizarMovimiento

La función RealizarMovimiento tiene como parámetros de entrada dos variables internas que sirven para indicar el sentido de giro de los diferentes subsistemas, las cuales fueron inicializadas en 0 previamente. Los dos sensores son leídos por separado, uno se encargará de controlar el movimiento en el eje x y z, y otro solo del movimiento en el eje y. Para el primer sensor, adicionalmente se establece un rango para los valores emitidos por dicho componente (Aproximadamente a la mitad del valor máximo). De este modo, se podrá detectar cuál de los dos subsistemas va a ser activado, dependiendo si el valor detectado se encuentra dentro o fuera de dicho rango. Una vez realizado el movimiento, se verifica con el giroscopio y el encoder la posición alcanzada, y se regresa al programa principal.

3. Verificar movimientos

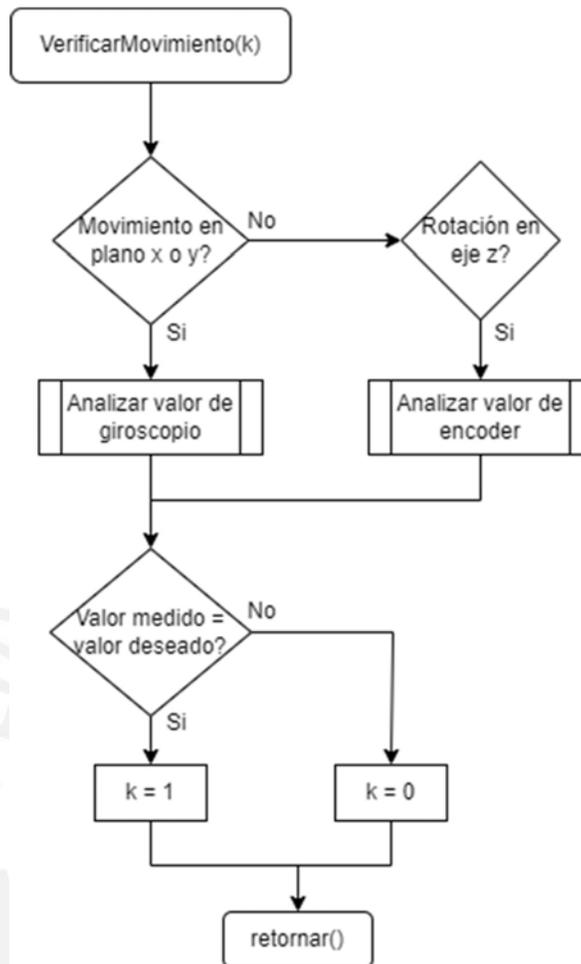


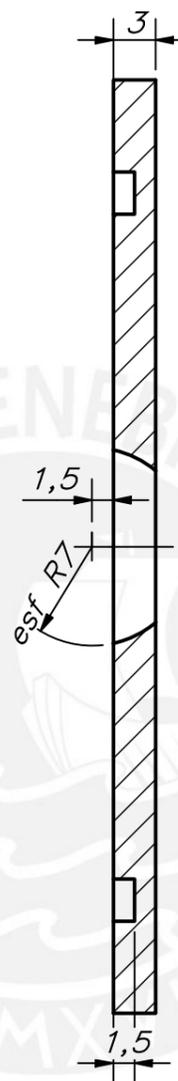
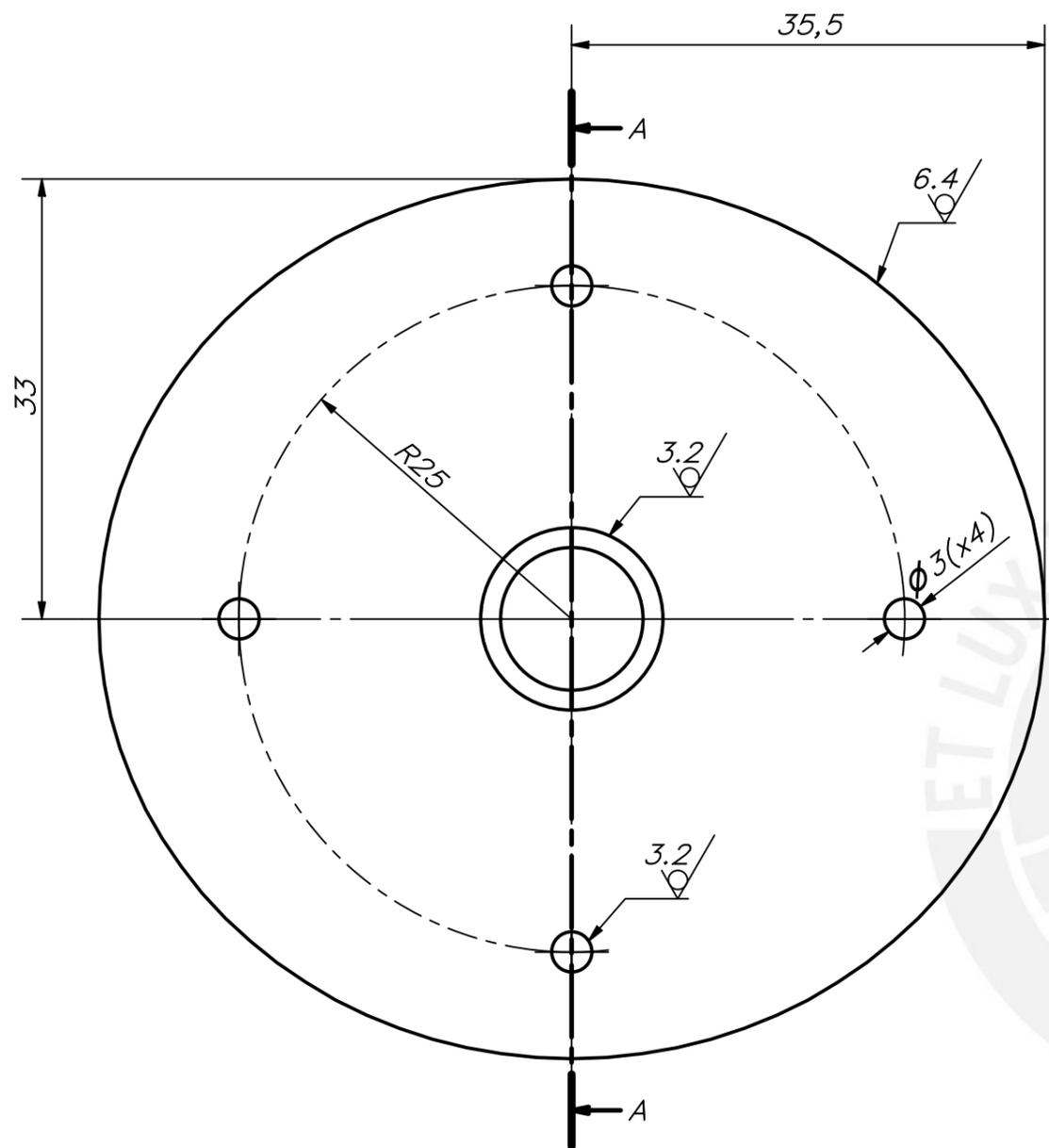
Figura B.3. Diagrama de Flujo de función VerificarMovimiento

La función VerificarMovimiento tiene como parámetro de entrada la tercera variable interna que sirve para confirmar que el sistema ha alcanzado correctamente la posición deseada, la cual ha sido inicializada en 0 previamente. En primer lugar, se determina qué movimiento se ha realizado, si el sistema se ha movido en el plano x o y, o si ha rotado en el eje z. En caso se haya realizado el primer movimiento, se procede a leer el valor medido por el giroscopio, y en caso se haya realizado el segundo, se procede a leer el valor medido por el encoder. Una vez obtenida la lectura acerca de la posición actual del dispositivo, para ambos casos se procede a comparar este valor, se verifica si se encuentra dentro del rango aceptable, el cual está almacenado dentro del programa del controlador. En caso estos valores sean correctos, se guarda la variable interna con el valor de 1, caso contrario, se guarda esta variable con el valor de 0. Finalmente, se regresa al programa principal para continuar con el funcionamiento del sistema.

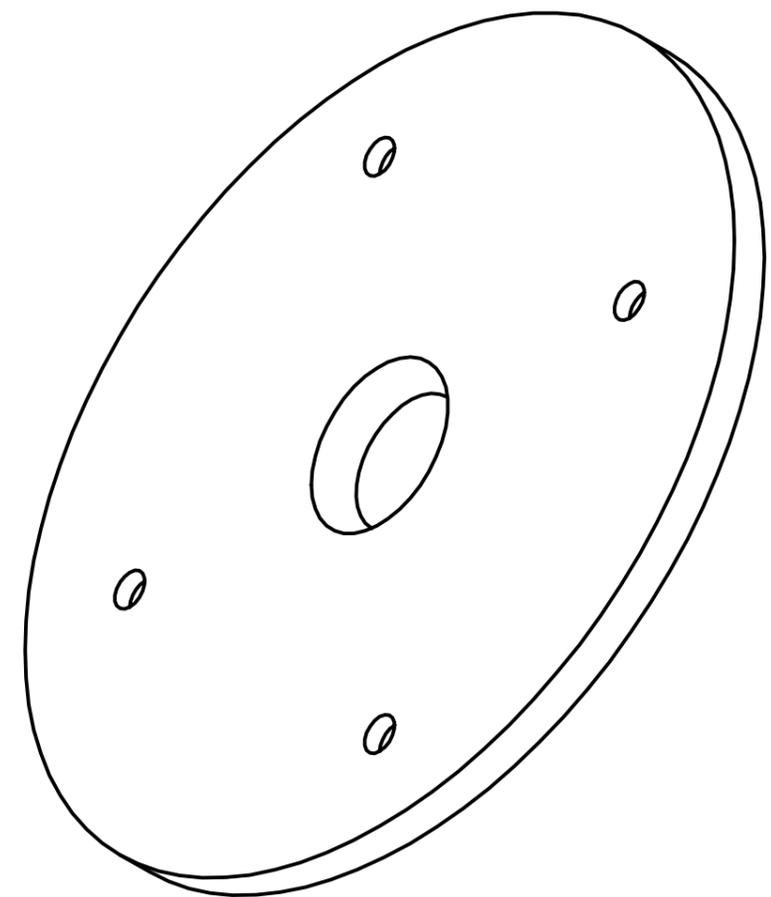


ANEXO 3

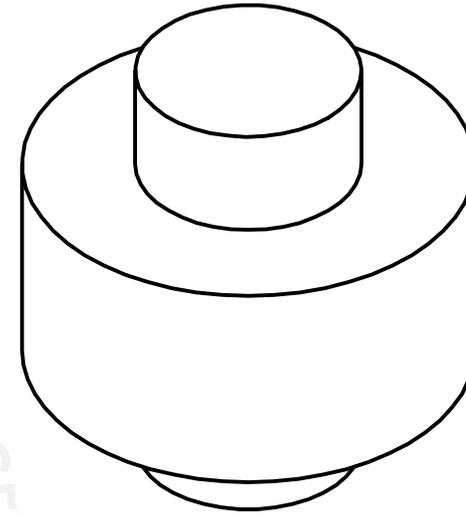
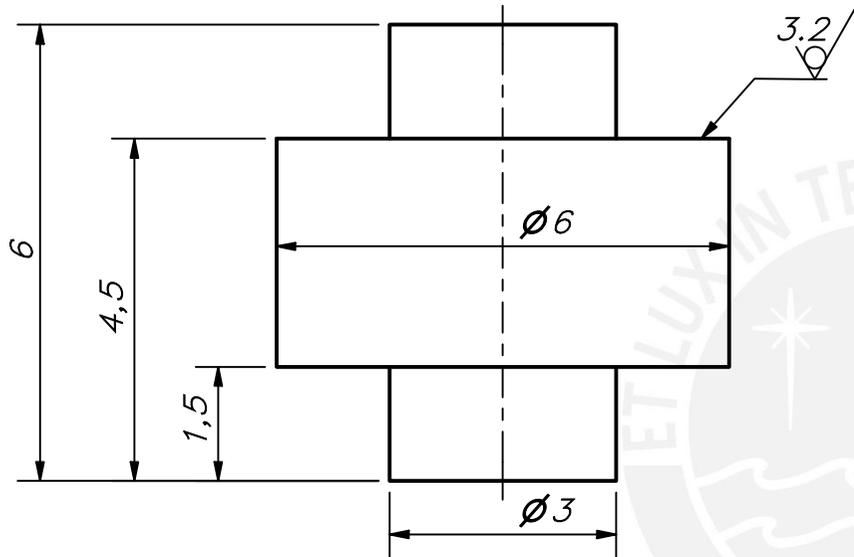
Planos del Sistema

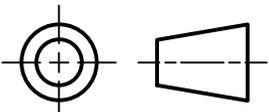


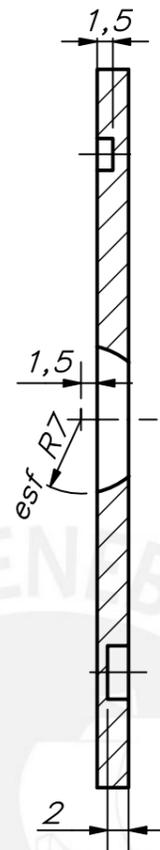
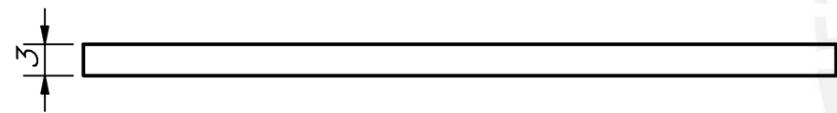
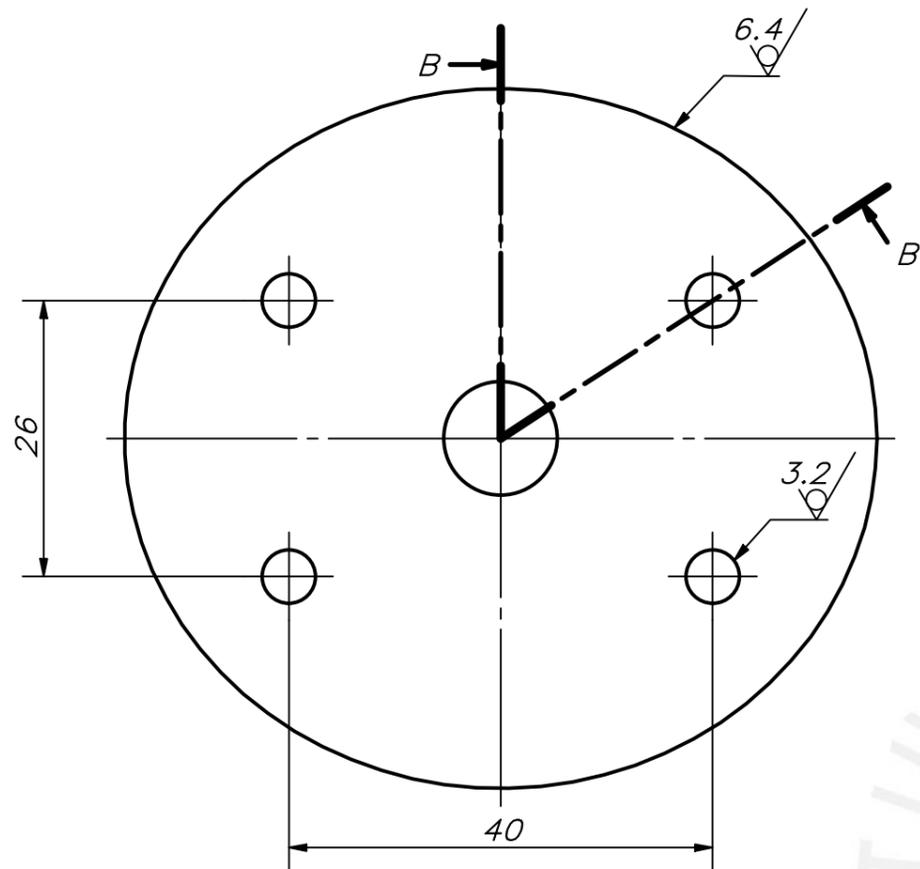
CORTE A-A



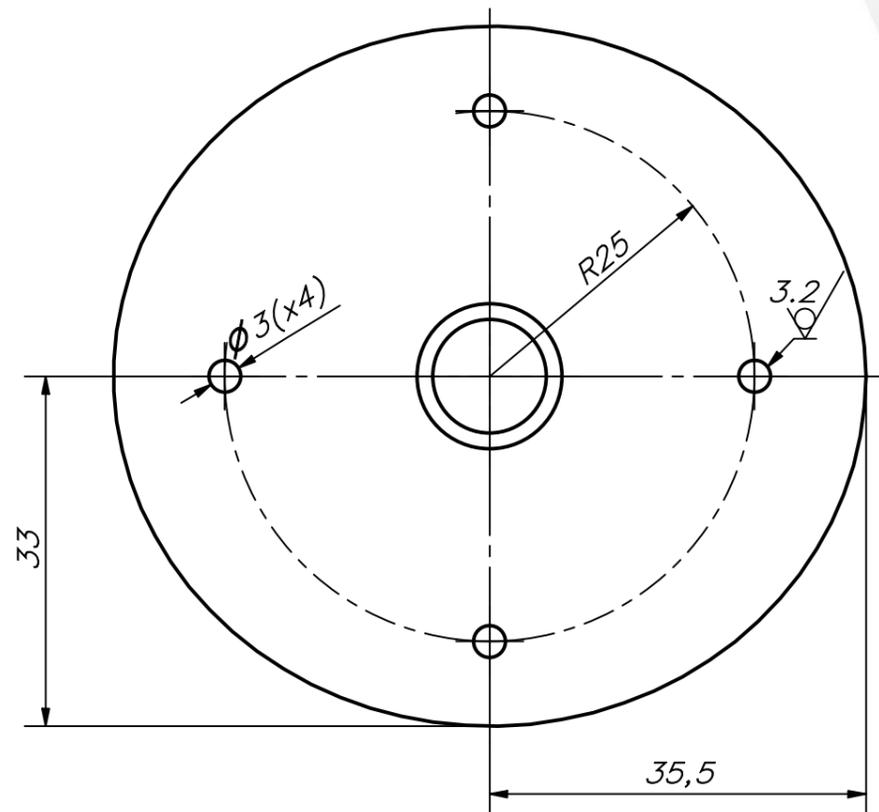
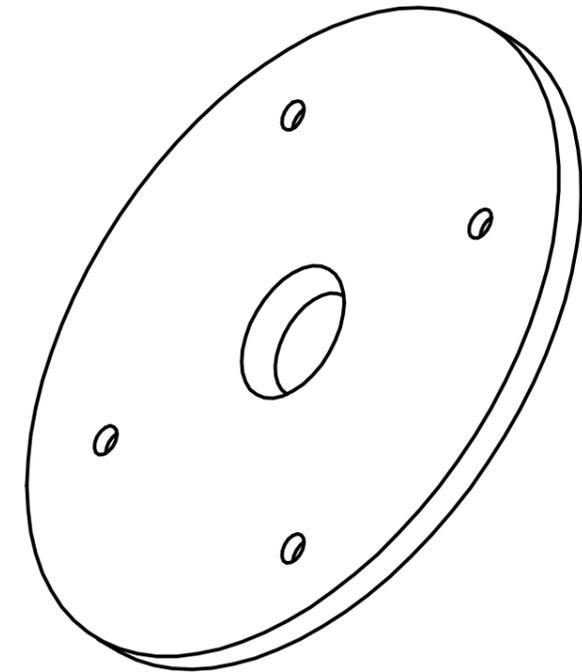
ACABADO SUPERFICIAL 6.4 / 3.2 / ▽, ▽	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN ⊕ ⊖	TFC2 BASE SUPERIOR – BASE	ESCALA 2:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A3 – PD01



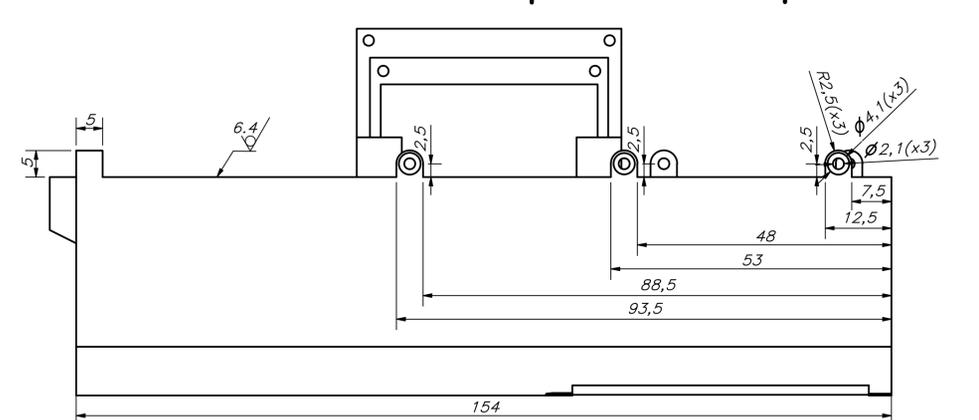
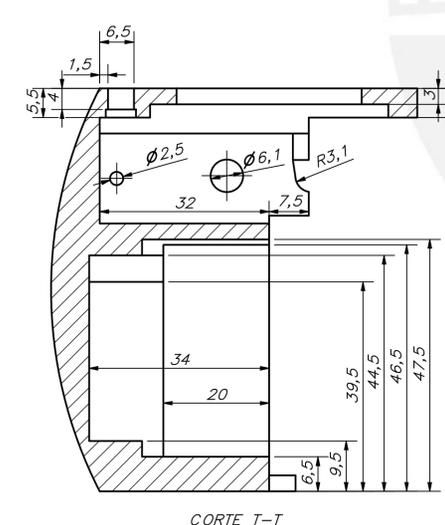
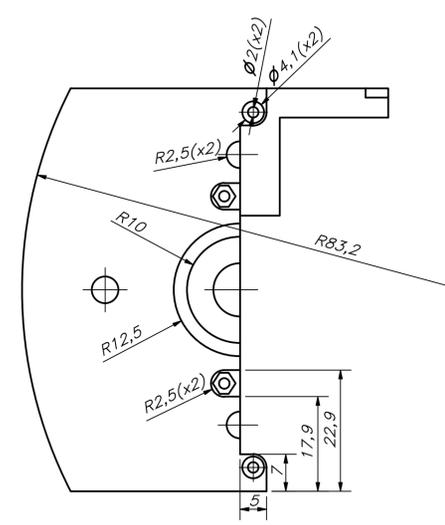
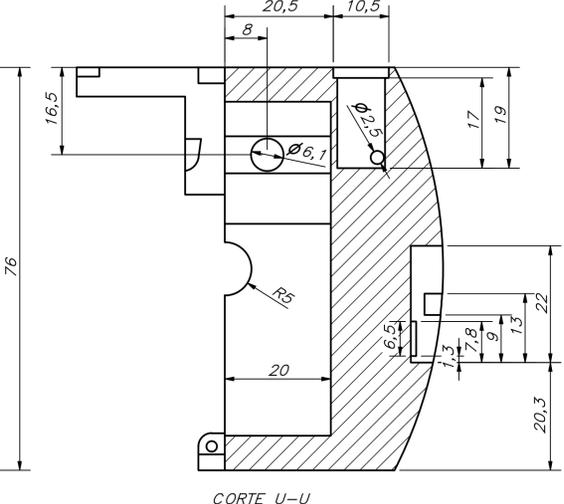
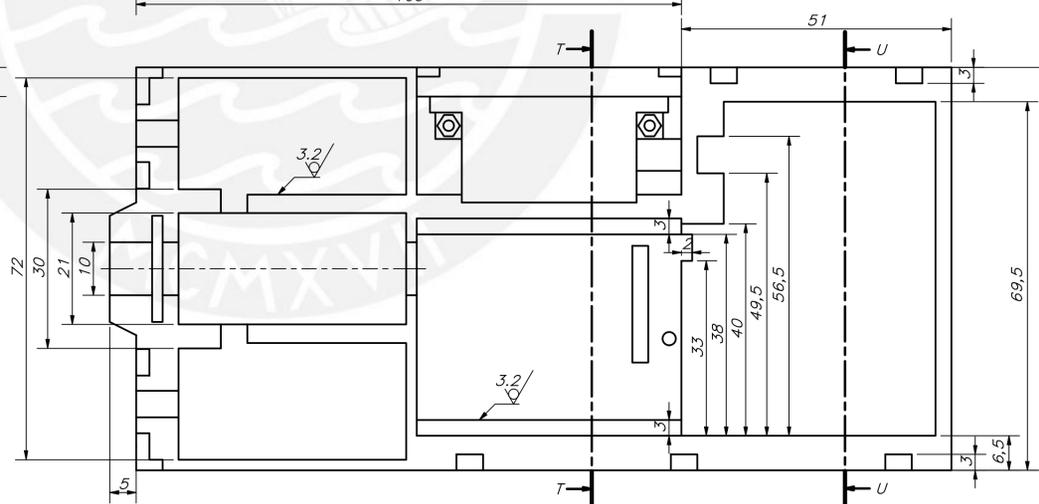
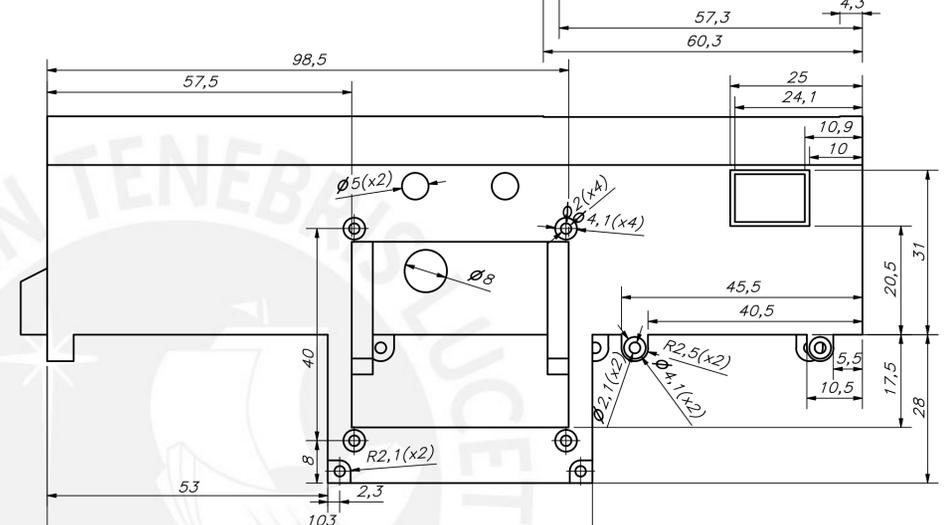
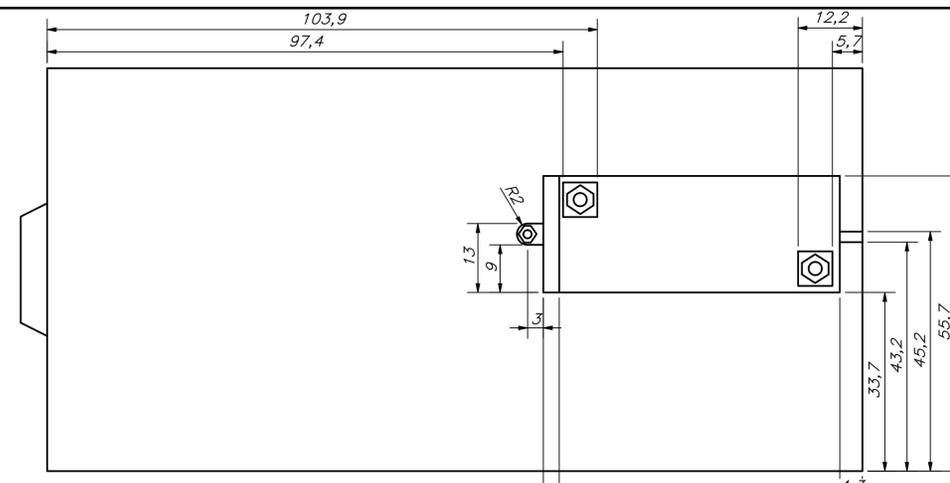
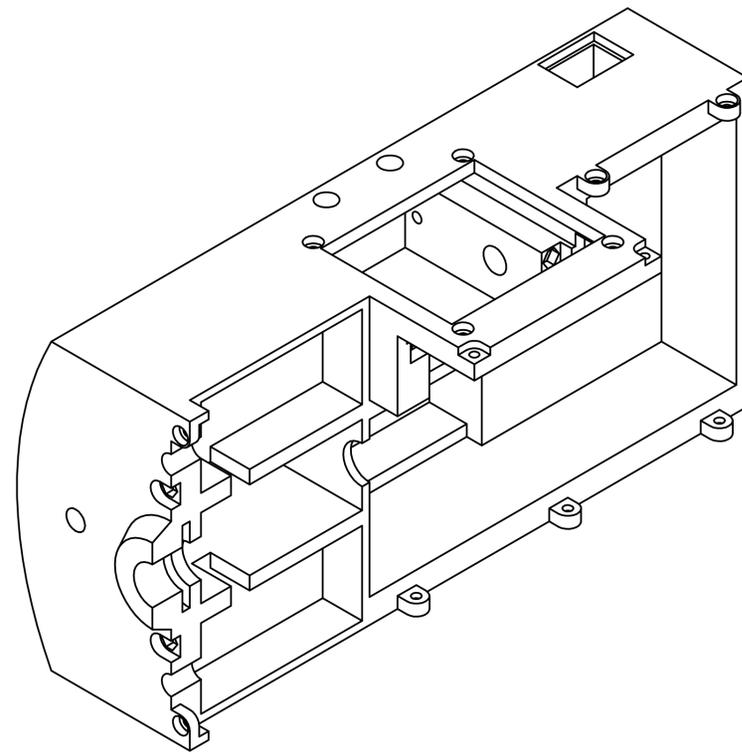
ACABADO SUPERFICIAL $3.2/\sqrt{\text{V}}$	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D $\pm 0,3 \%$	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TFC2 BASE SUPERIOR – CONECTOR	ESCALA 10:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A4 – PD02

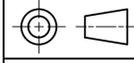


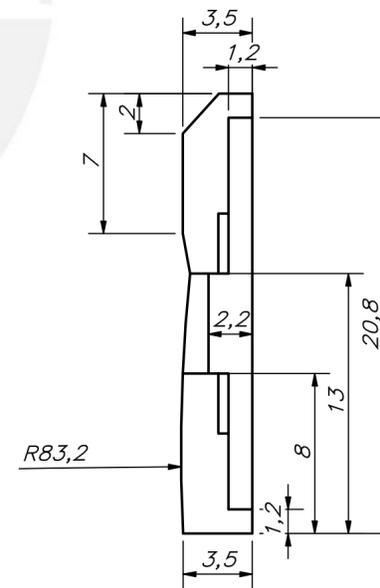
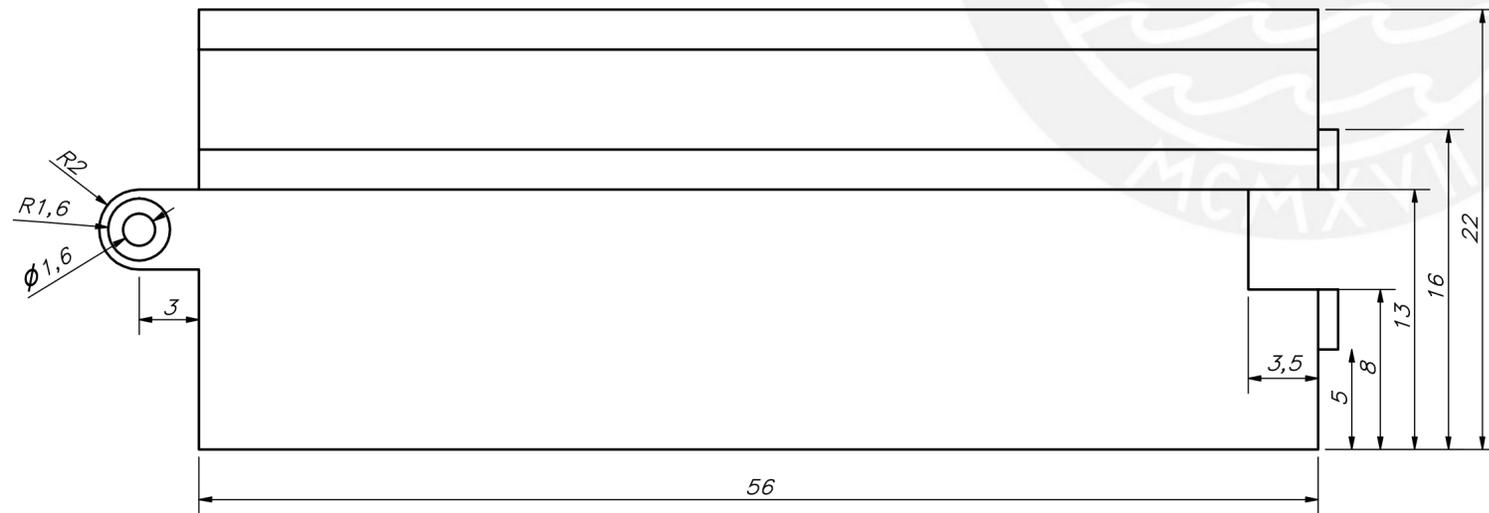
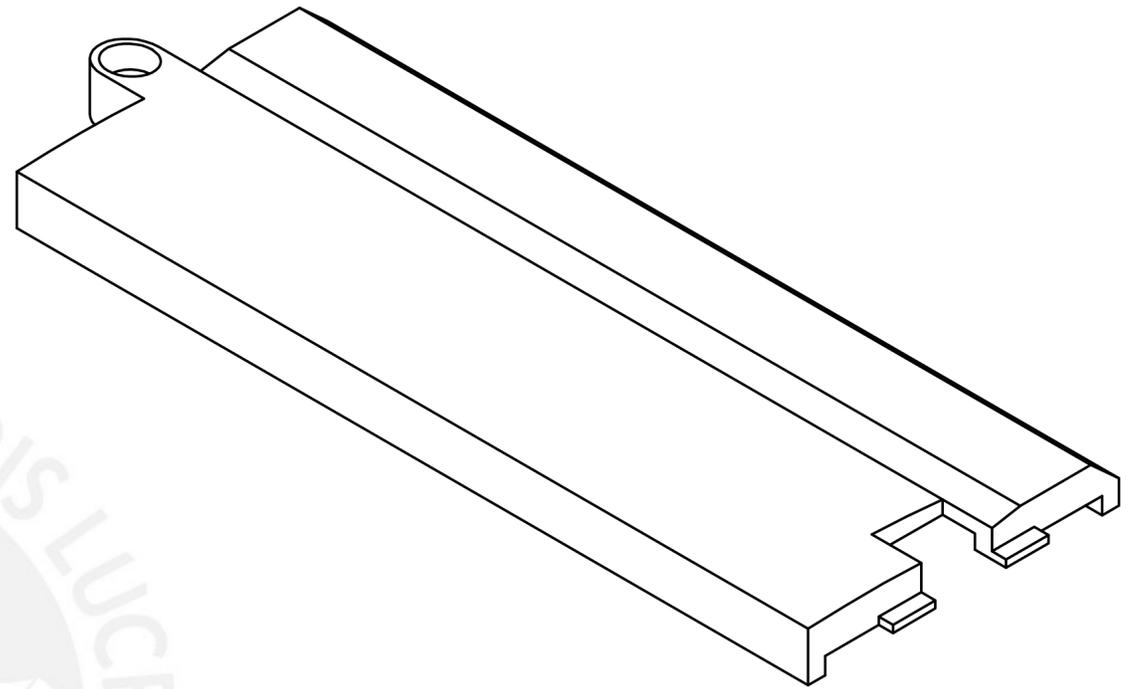
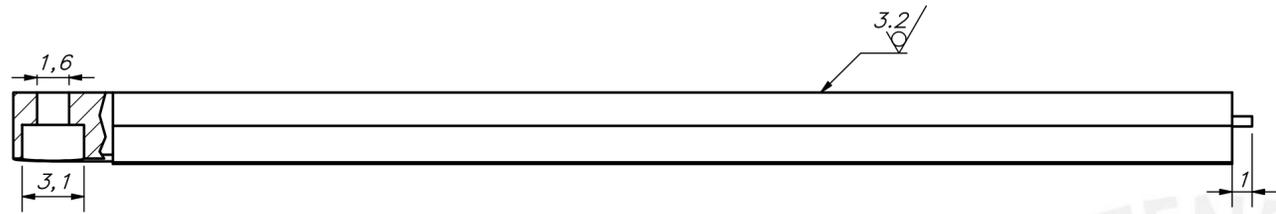
CORTE B-B



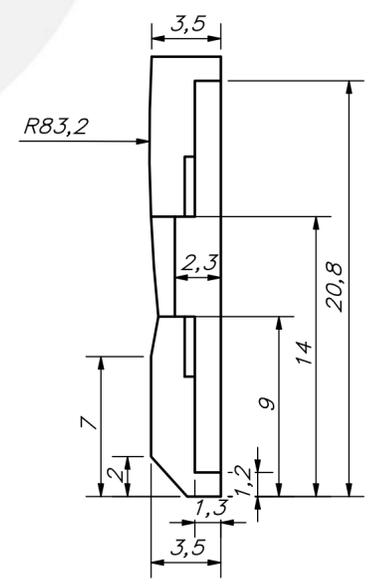
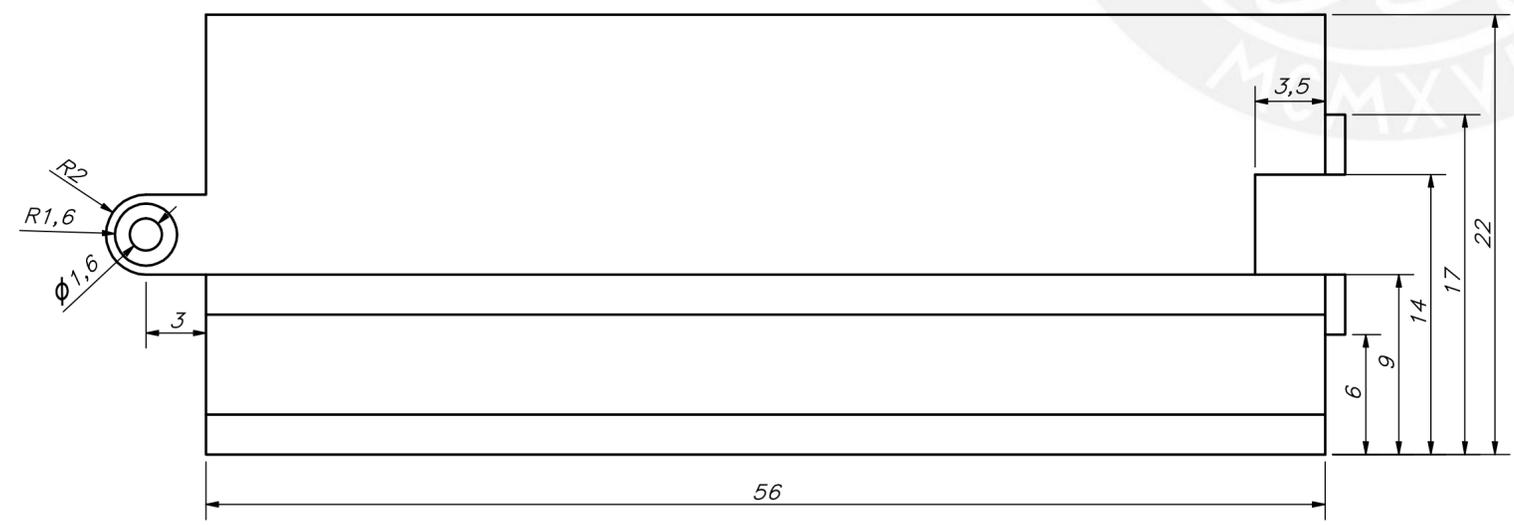
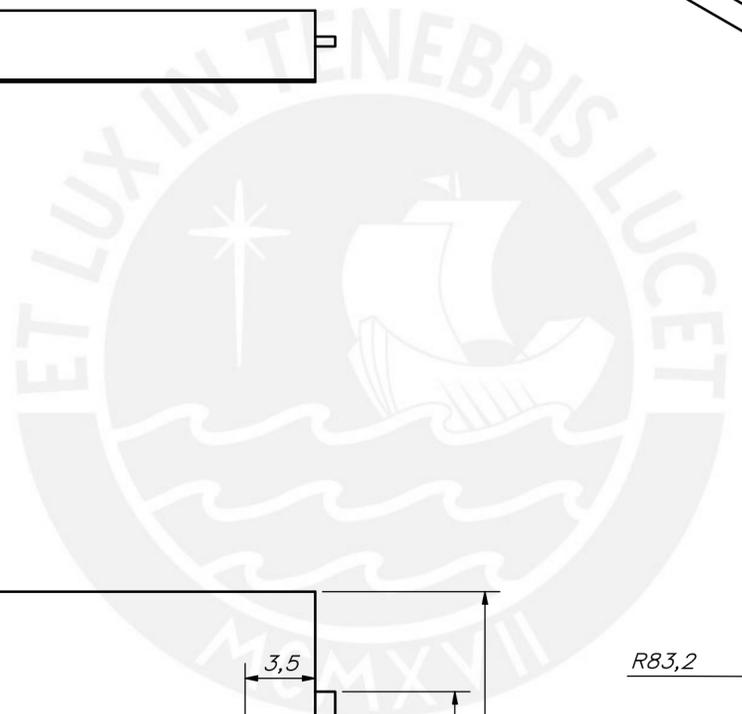
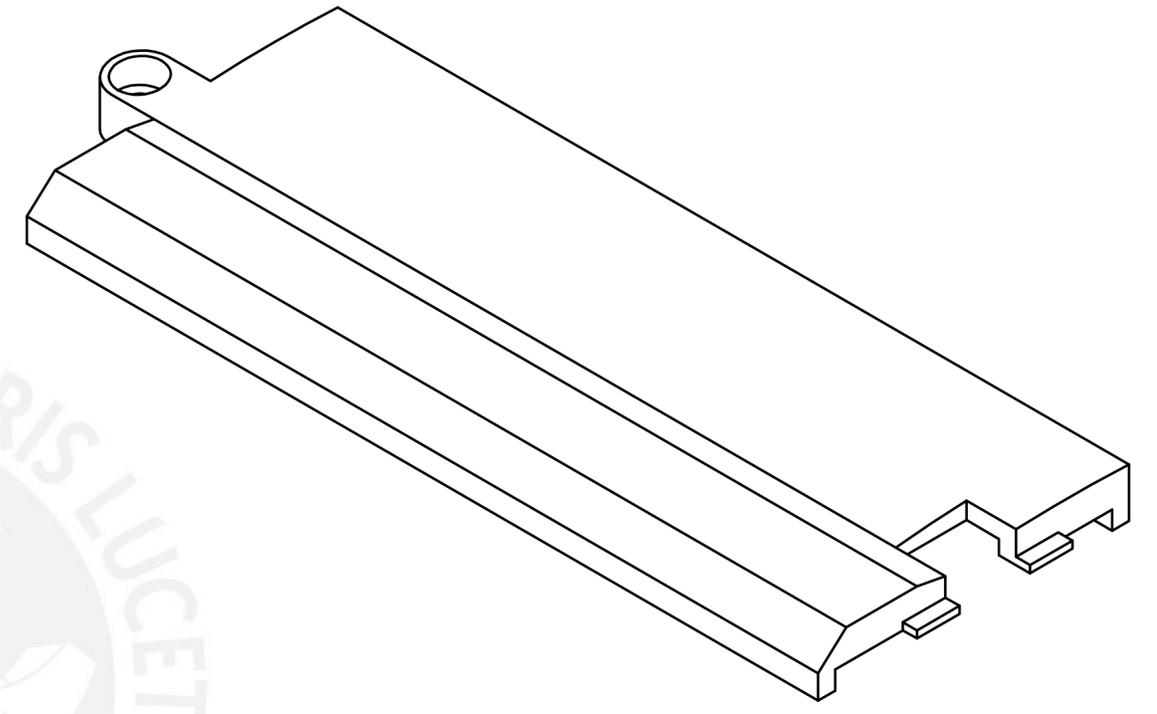
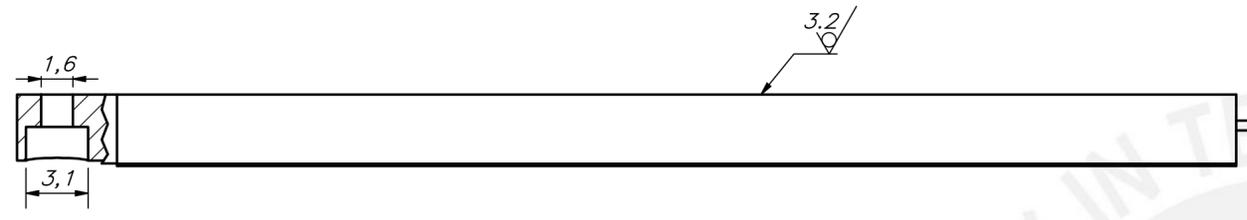
ACABADO SUPERFICIAL 3.2 / 6.4 / ▽ , ▽	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TFC2 BASE SUPERIOR – TAPA	ESCALA 3:2
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A3 – PD03



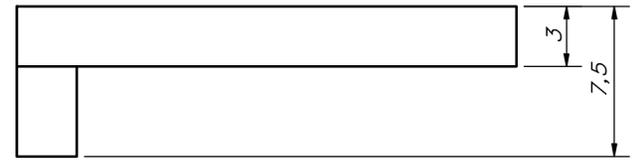
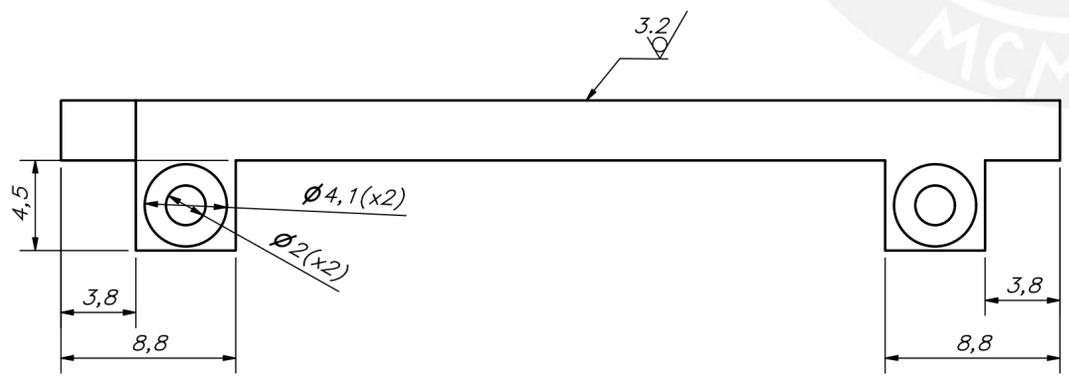
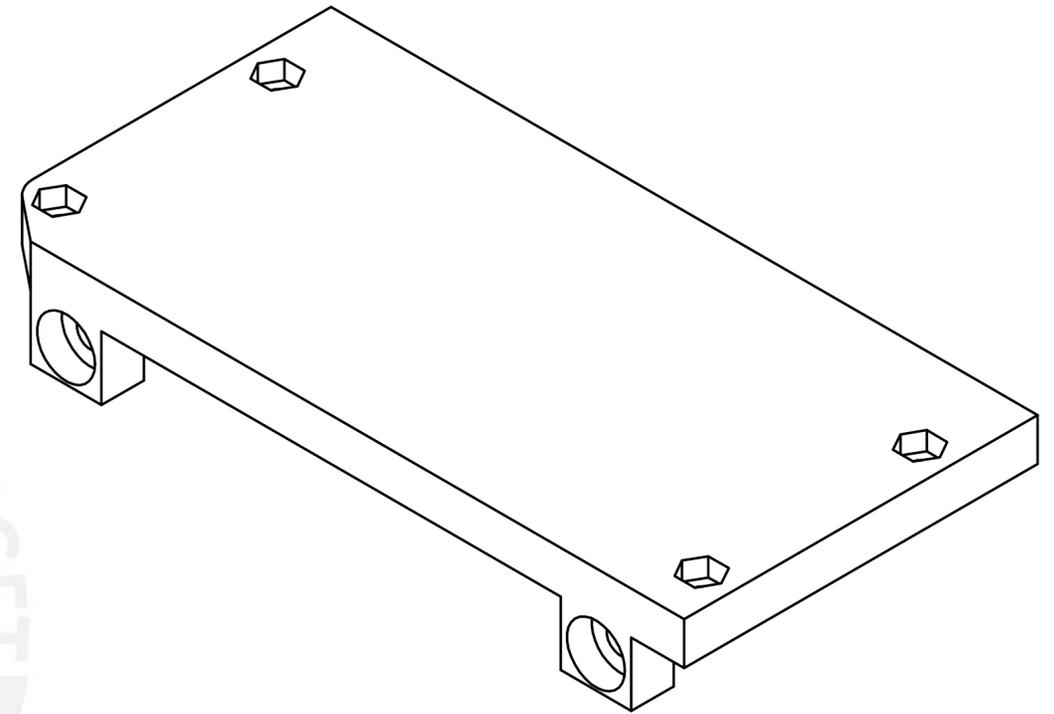
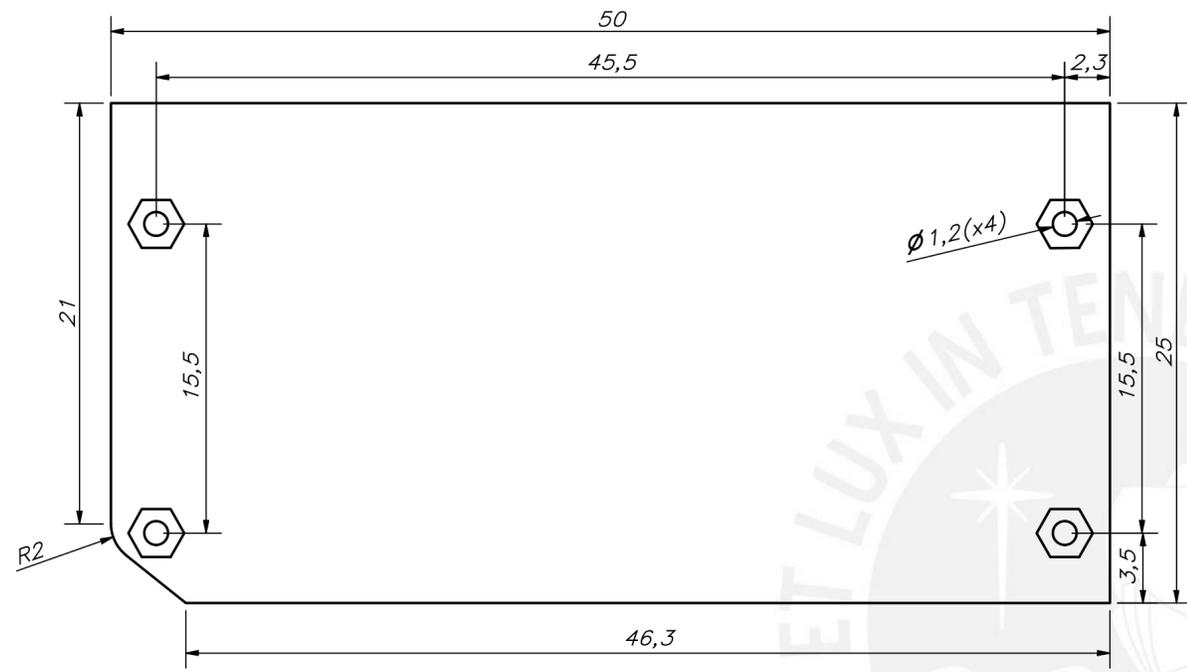
ACABADO SUPERFICIAL 3,2 / 6,4	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TCF2 CARCASA DE UNID. CONTROL-CUERPO 2	ESCALA 2:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A1-PD05

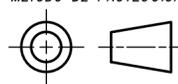


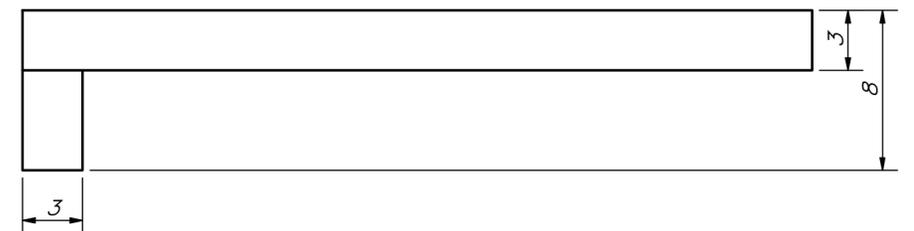
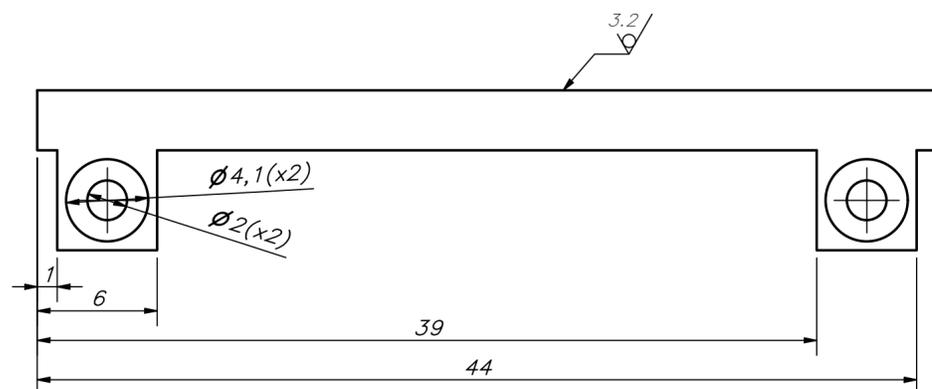
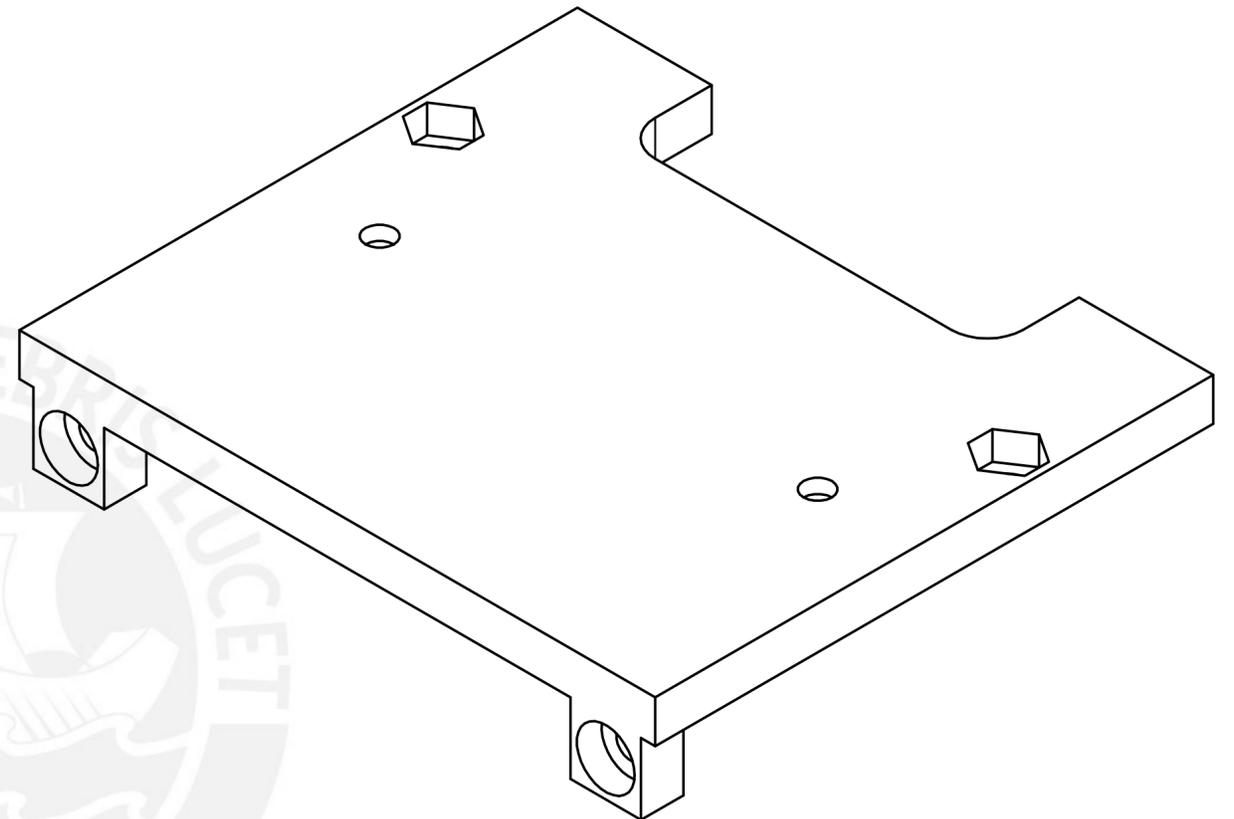
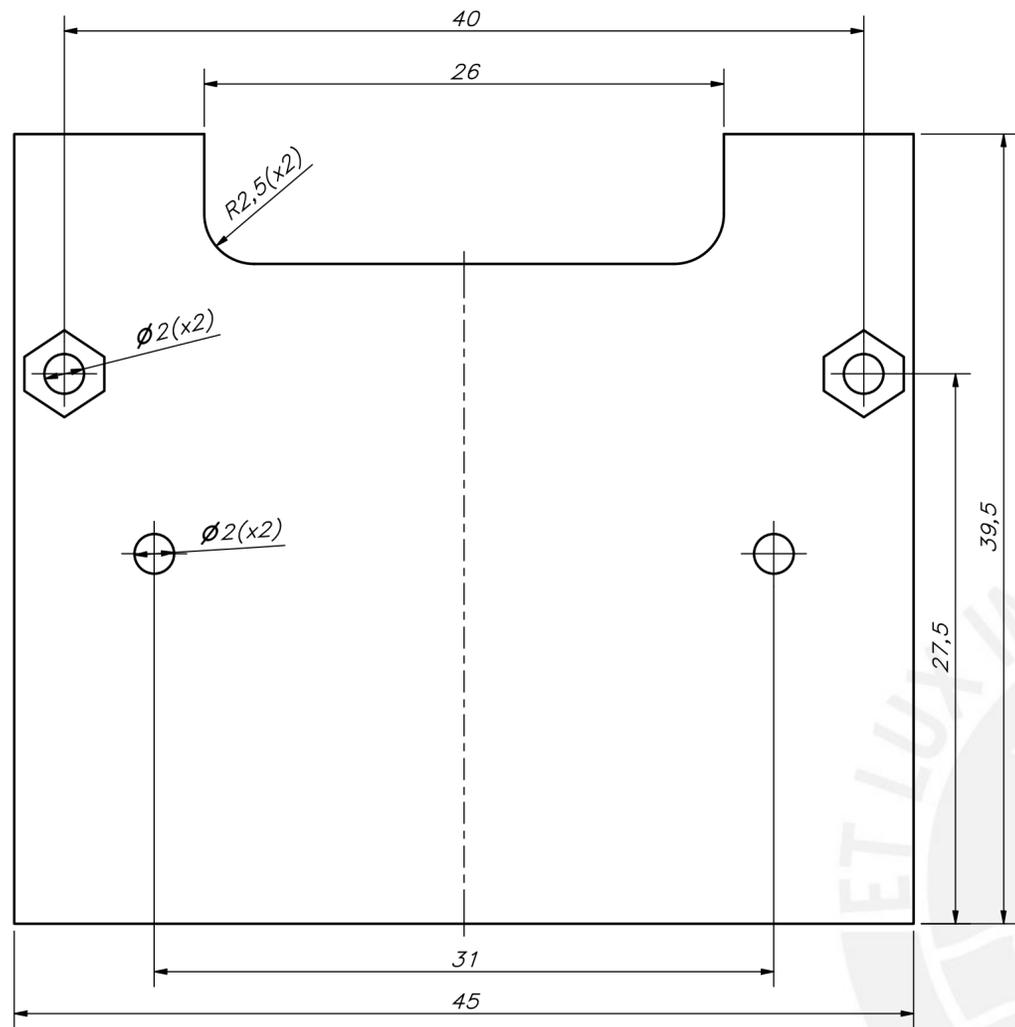
ACABADO SUPERFICIAL 3,2/ ▽	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN ⊕ ▭	TFC2	ESCALA 4:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A2-PD06



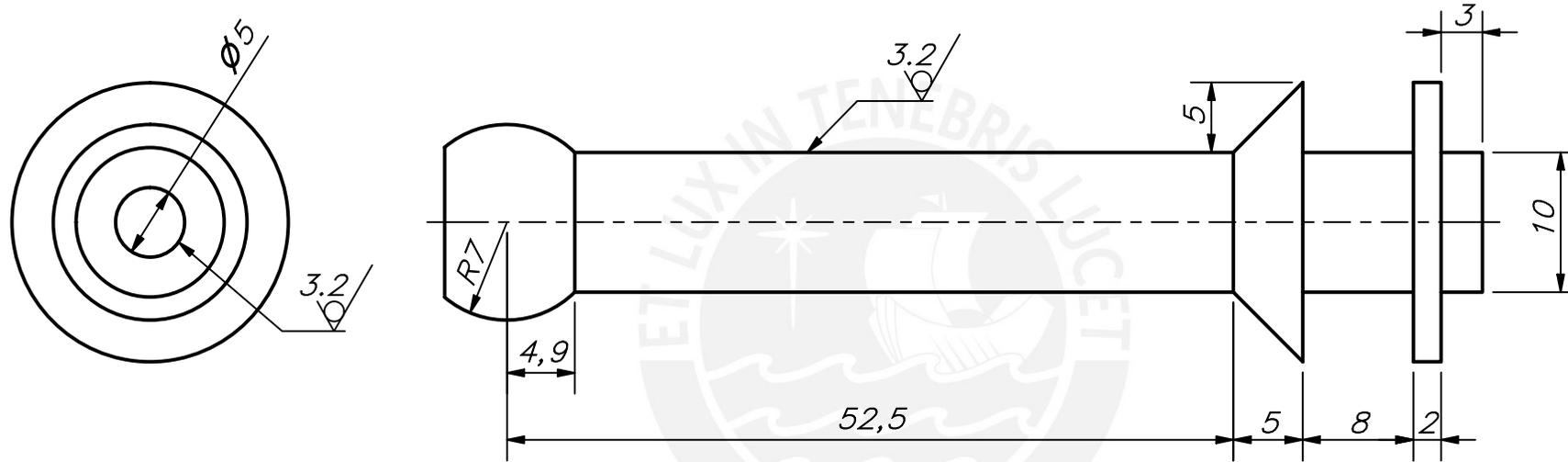
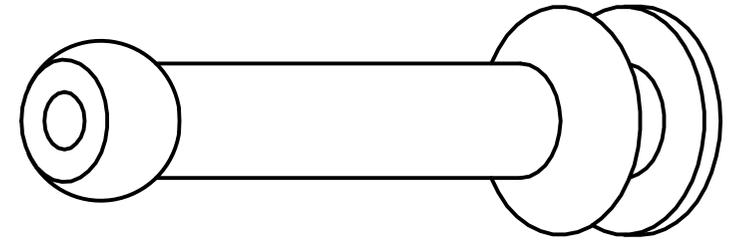
ACABADO SUPERFICIAL 3,2/ √	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN ⊕ ⊖	TFC2	ESCALA 4:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A2-PD07

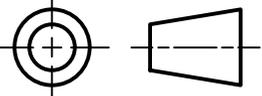


ACABADO SUPERFICIAL 3.2/	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TFC2	ESCALA 4:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A2-PD08



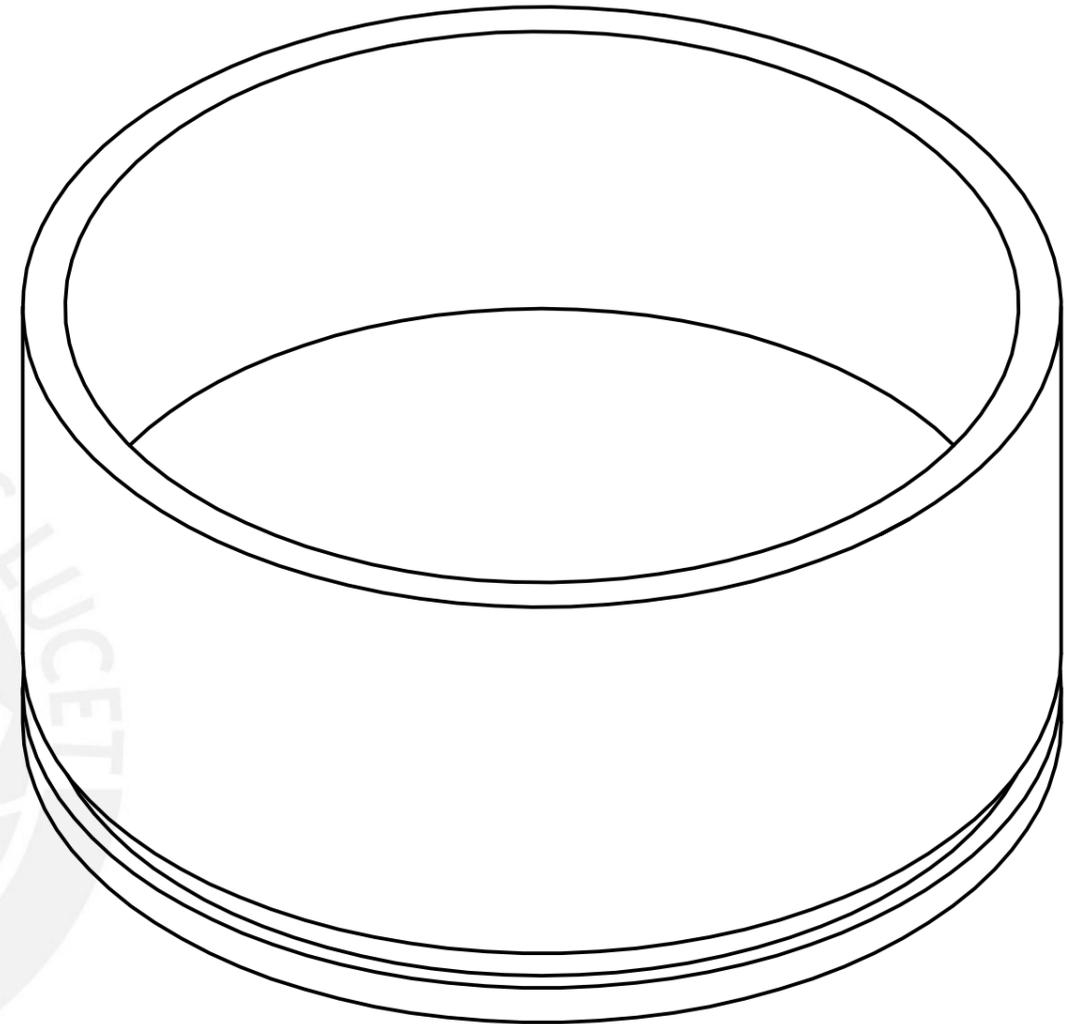
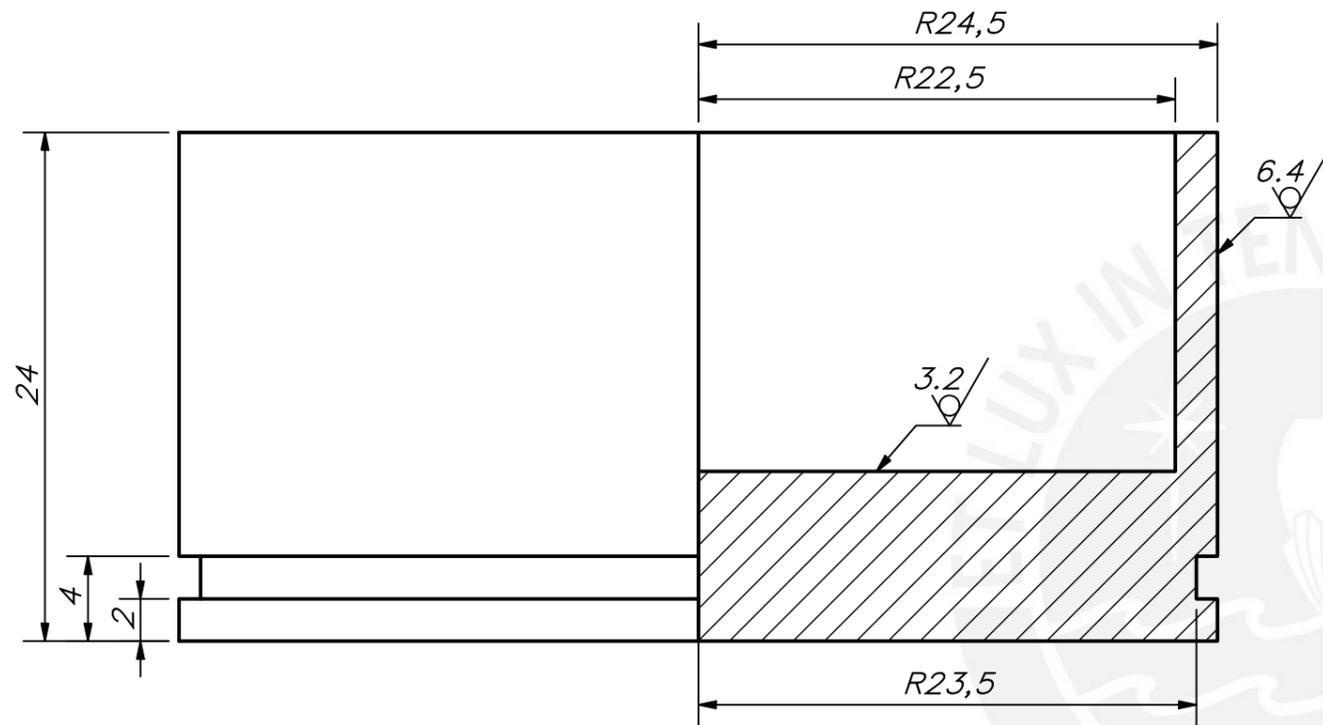
ACABADO SUPERFICIAL 3,2/ ▽	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN ▽	TFC2	ESCALA 4:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A2-PD09

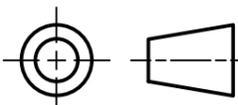


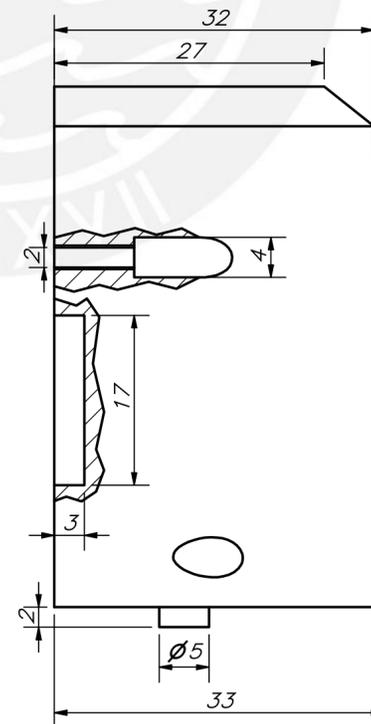
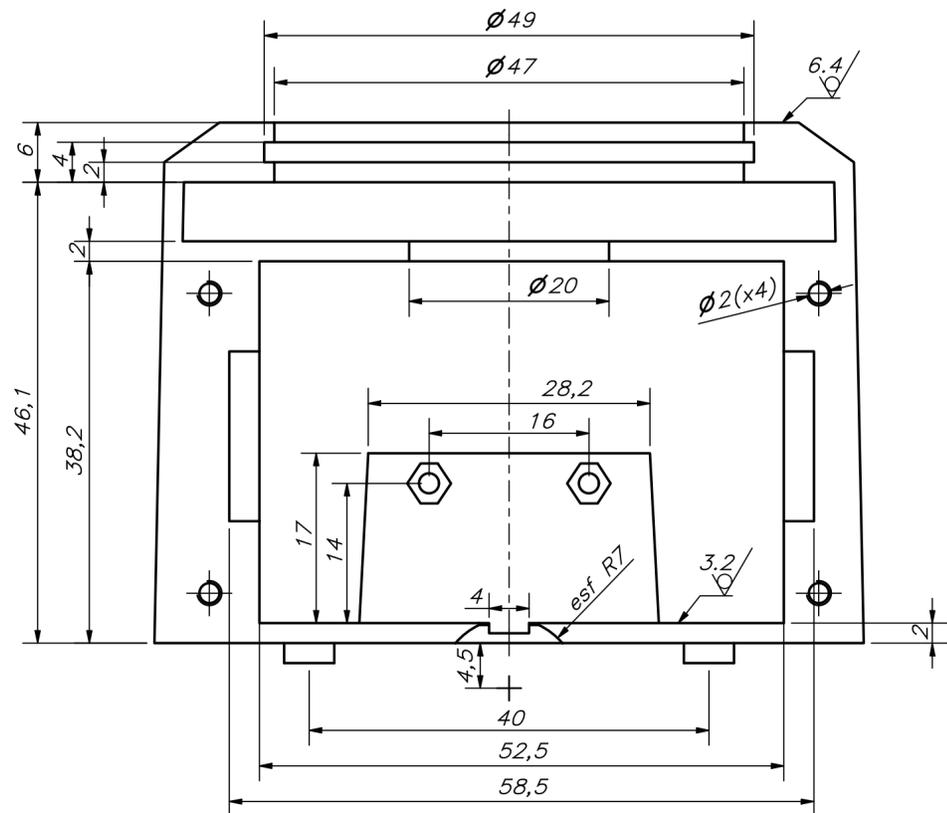
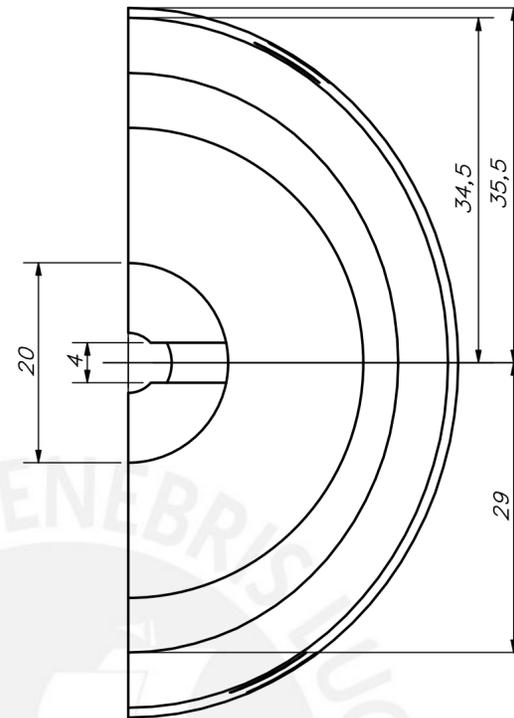
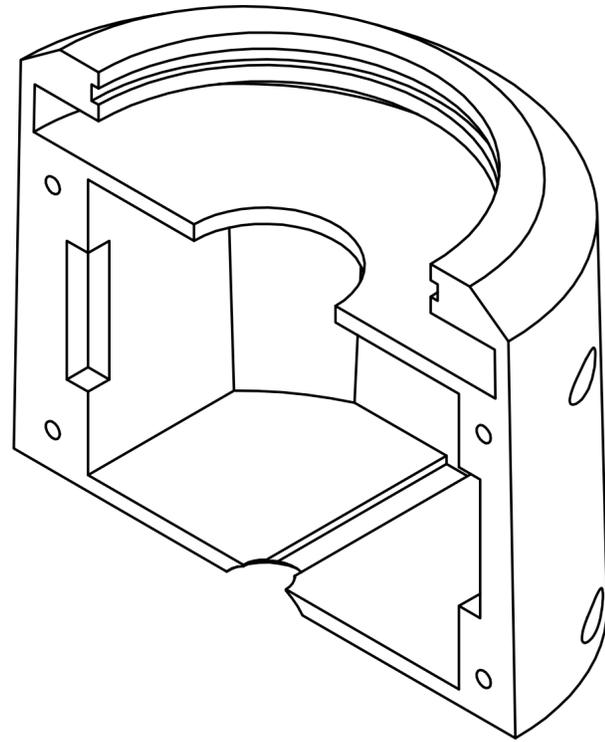
ACABADO SUPERFICIAL $3.2/\sqrt{\text{V}}$	TOLERANCIA GENERAL MECANIZADO - DIN 2768 MEDIO - DIN 2768	MATERIAL ALUMINIO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TFC2 CARCASA DE UNID. CONTROL - BARRA	ESCALA 2:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04
		LÁMINA: A2 - PD10

TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN ISO 2768-1

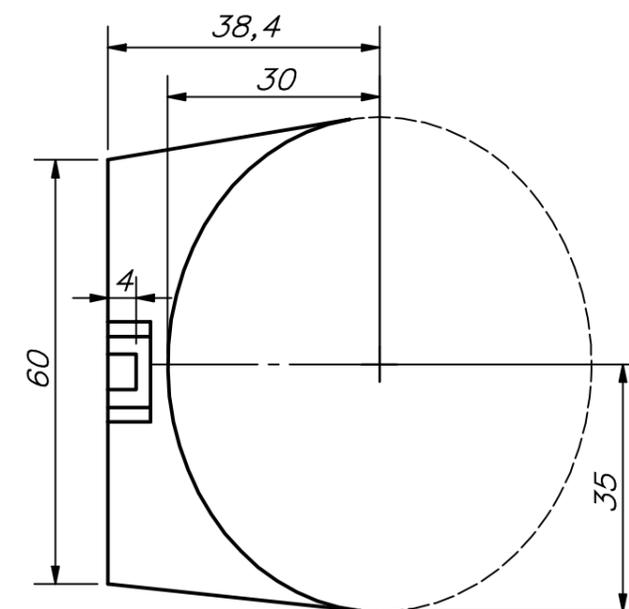
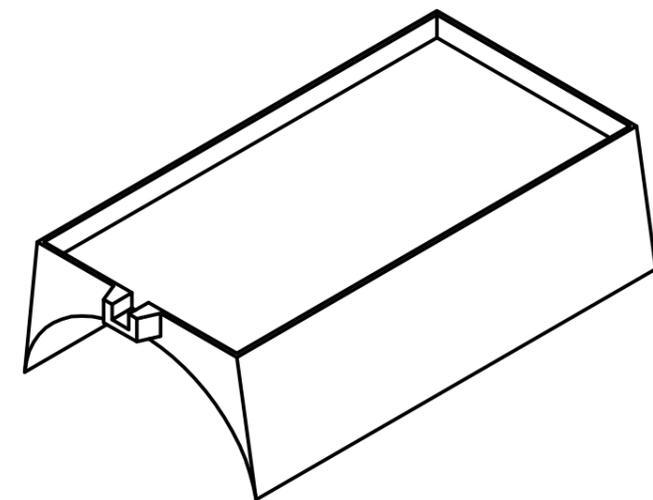
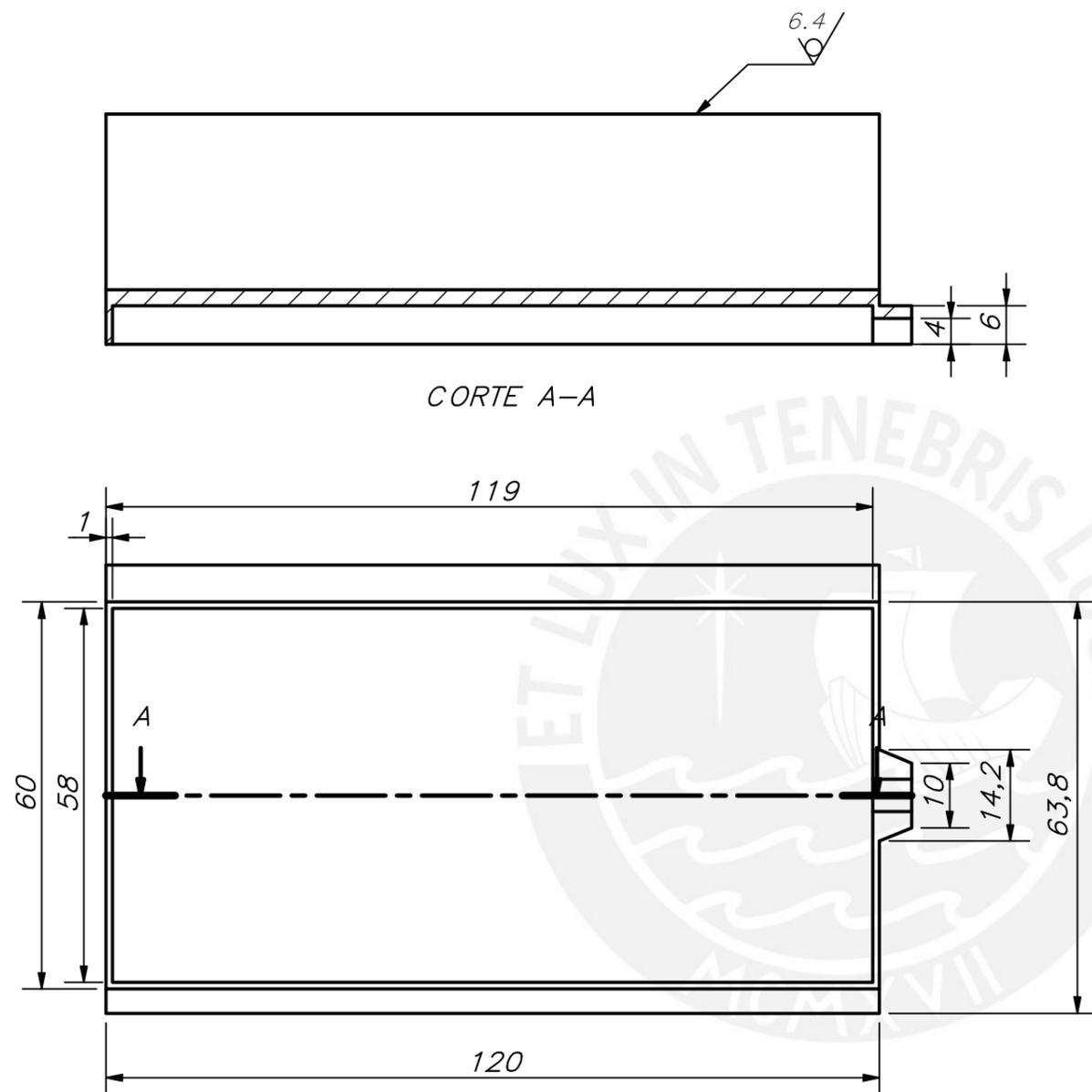
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
MEDIO	$\pm 0,1$	$\pm 0,1$	$\pm 0,2$	$\pm 0,3$	$\pm 0,5$	$\pm 0,8$	$\pm 1,2$



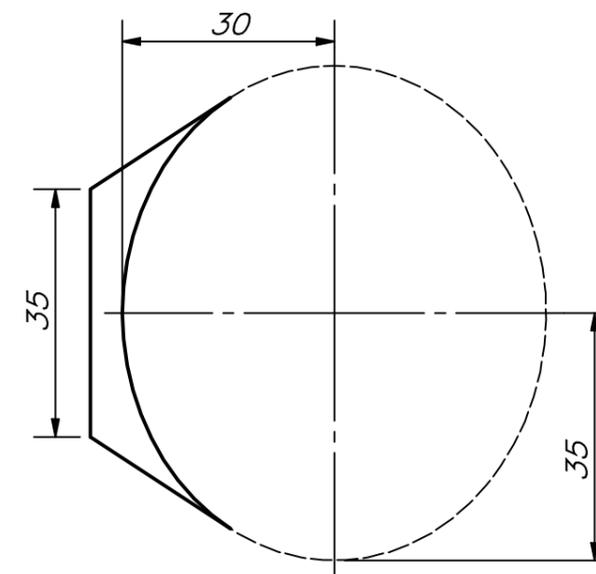
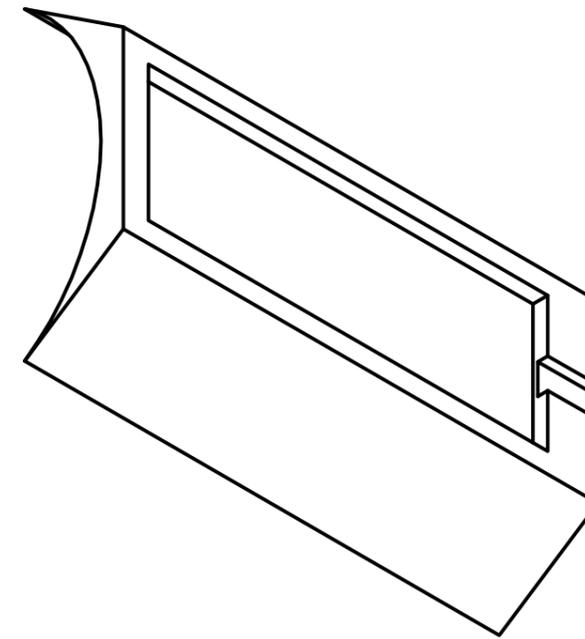
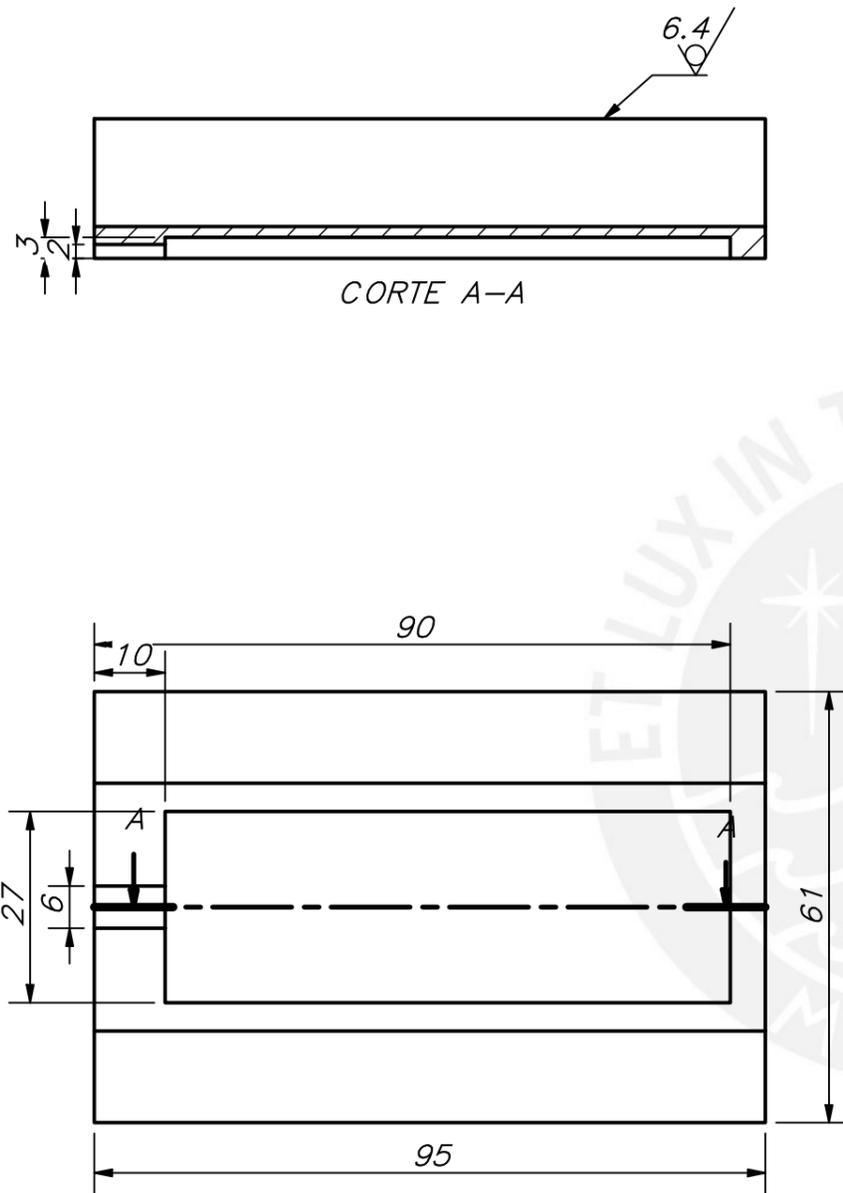
ACABADO SUPERFICIAL 3.2 / 6.4 / √ , √	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TFC2	ESCALA 2:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A3-PD11



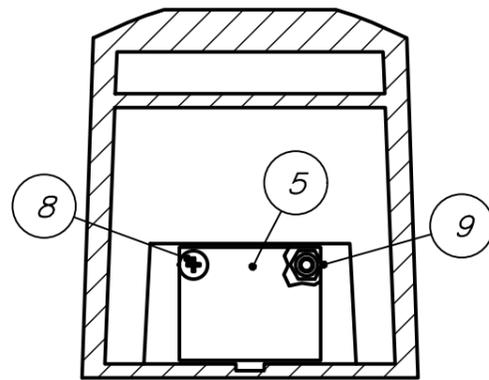
ACABADO SUPERFICIAL 3.2 / 6.4 ▽, ▽	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN ⊕ ⊖	TFC2 SISTEMA DE ROTACIÓN - 1	ESCALA 2:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A2-PD12



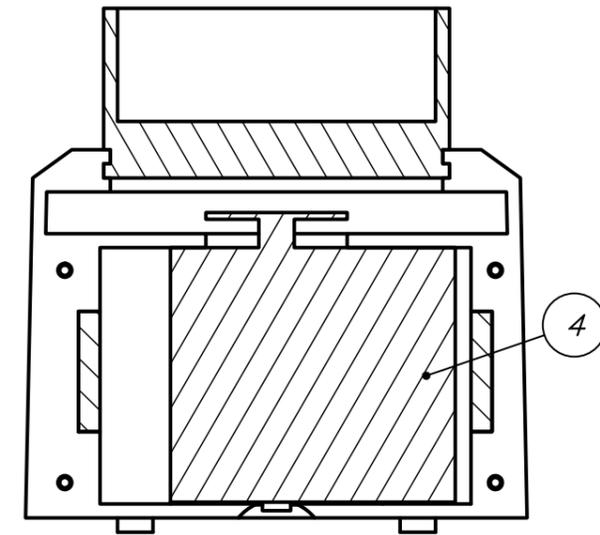
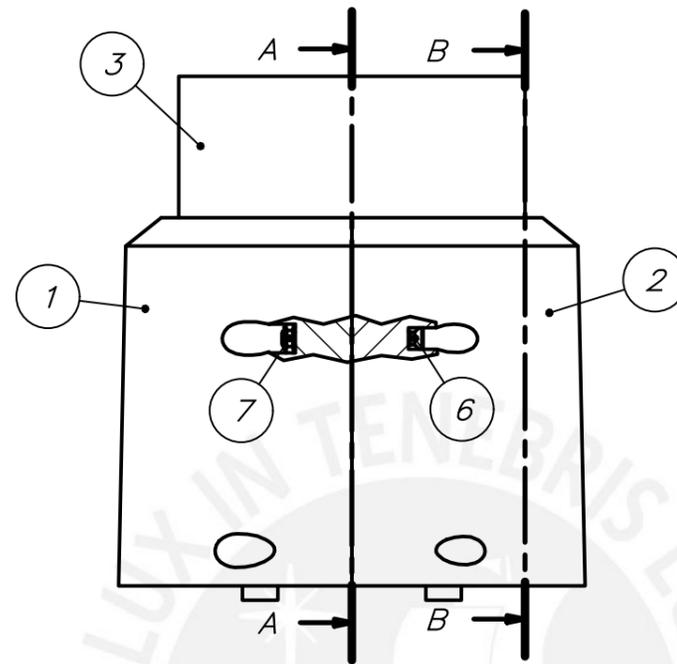
ACABADO SUPERFICIAL 6.4/ 	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TFC2	ESCALA 1:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A2 - PD14



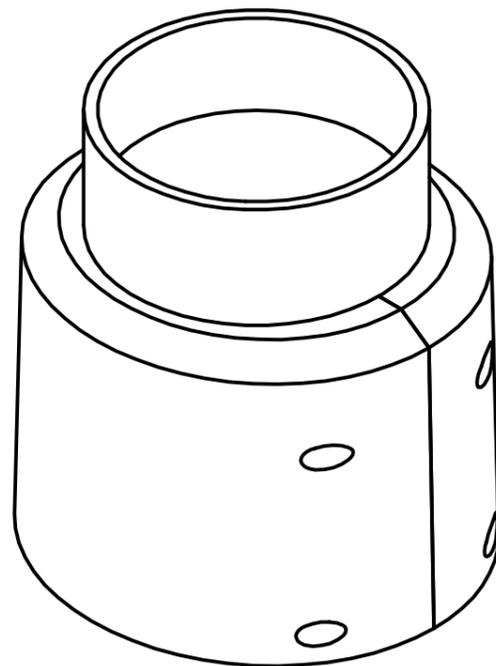
ACABADO SUPERFICIAL 6.4 /	TOLERANCIA GENERAL IMPRESIÓN 3D ± 0,3 %	MATERIAL ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	TFC2	ESCALA 1:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A3 - PD15



CORTE B-B



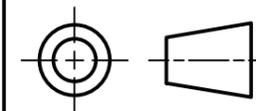
CORTE A-A



9	2	TUERCA M2	ISO 4032		
8	2	TORNILLO M2X5	ISO 7045 H		
7	4	TUERCA M2	ISO 4032		
6	4	TORNILLO M2X20	ISO 7046 H		
5	1	GIROSCOPIO MPU6050			
4	1	SERVOMOTOR S3003			
3	1	CONECTOR DE MANO		PLA	PD11
2	1	CARCASA DE SERVO - 2		PLA	PD13
1	1	CARCASA DE SERVO - 1		PLA	PD12
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ING.MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN



TFC2

SUBSISTEMA DE
ROTACIÓN

ESCALA

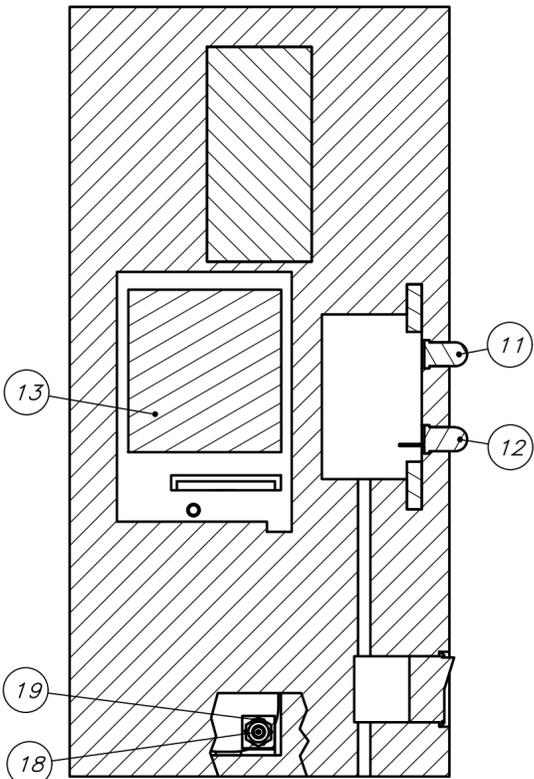
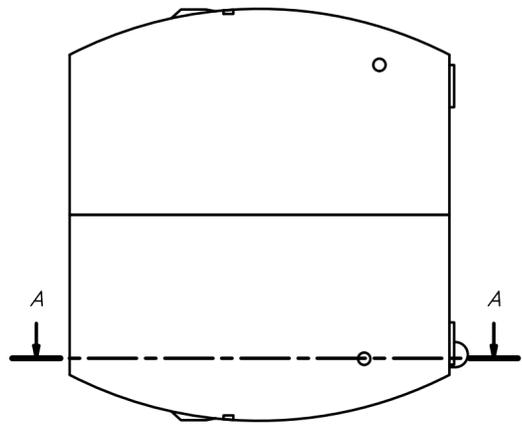
1:1

20150799

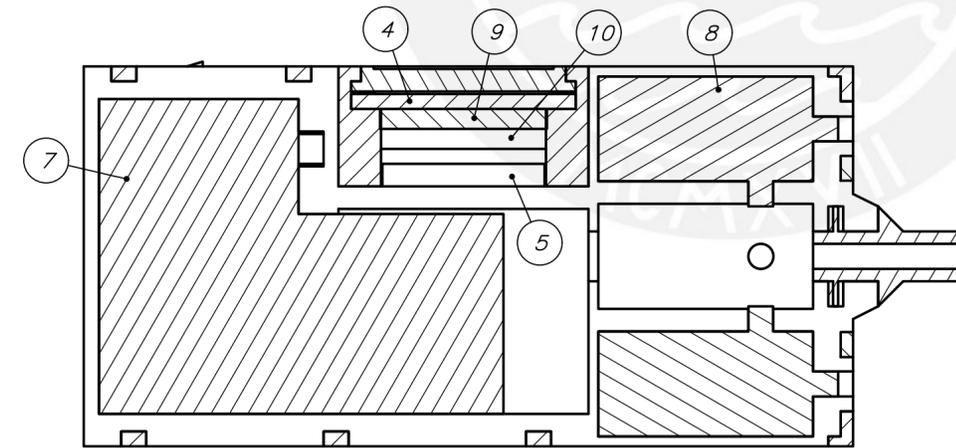
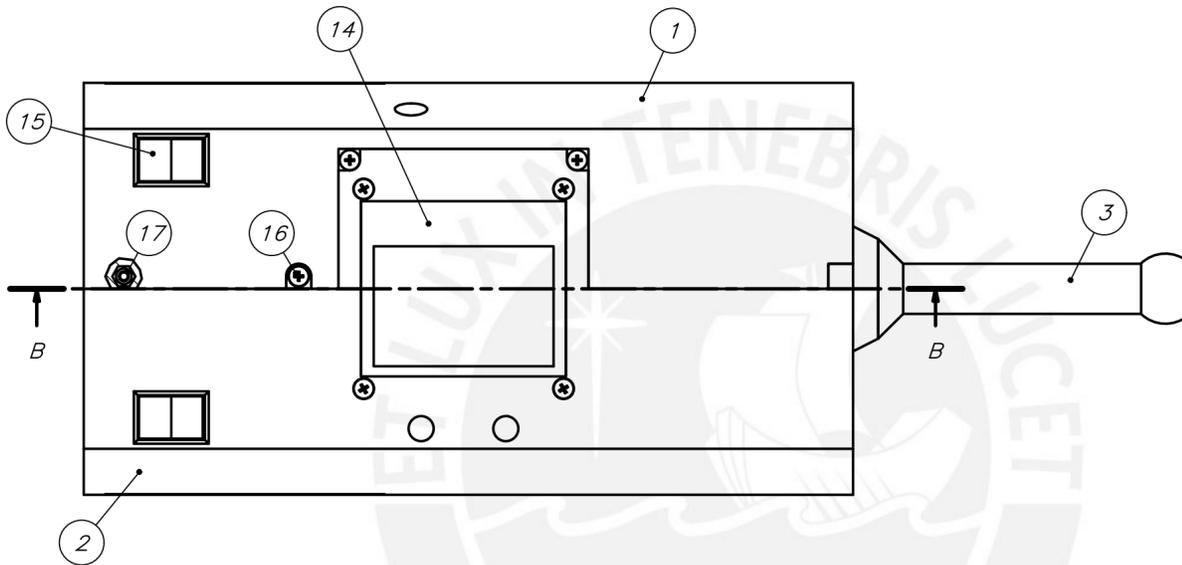
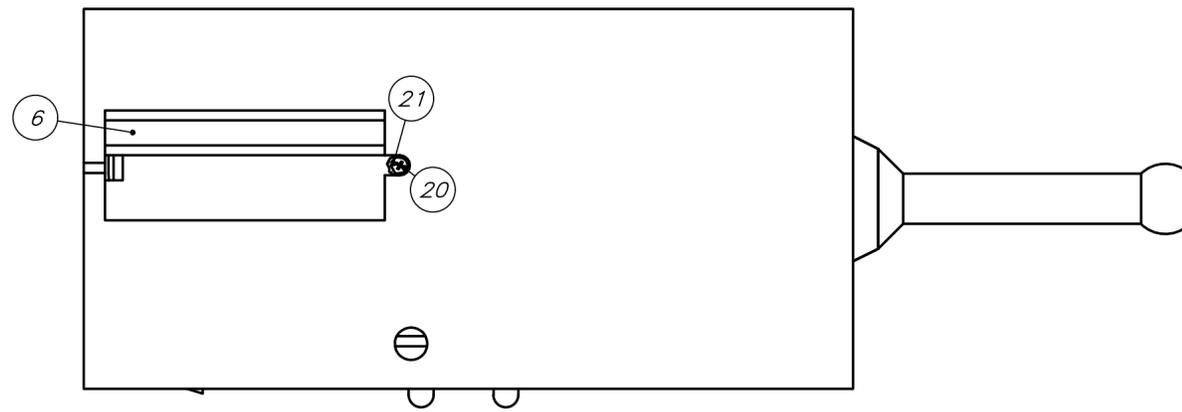
CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO

FECHA:
2022.07.04

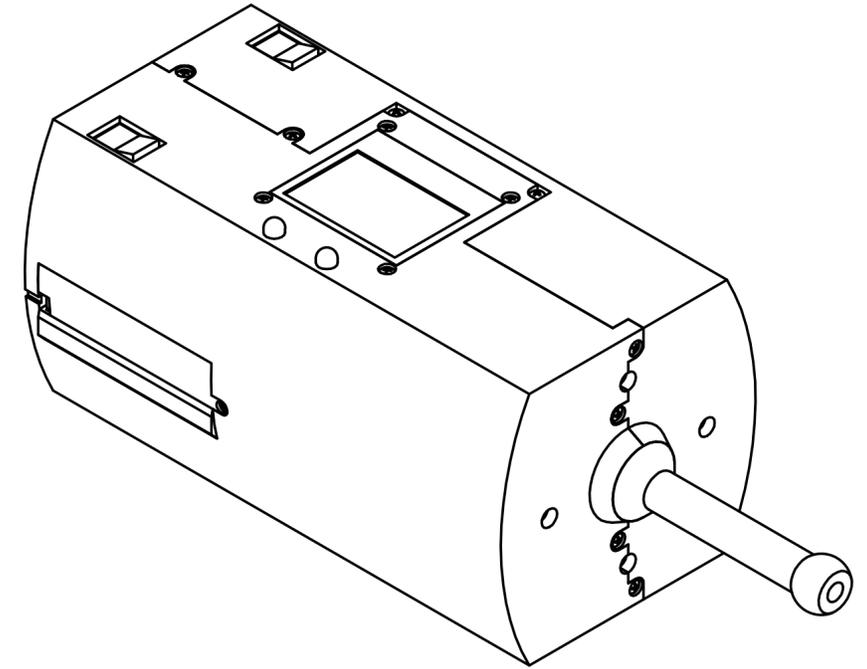
LÁMINA:
A2-PSE01



CORTE A-A



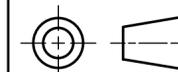
CORTE B-B



21	2	TUERCA M1.6	ISO 4032		
20	2	TORNILLO M1.6X4	ISO 7045 H		
19	4	TUERCA M2.5	ISO 4032		
18	4	TORNILLO M2.5X5	ISO 7045 H		
17	27	TUERCA M2	ISO 4032		
16	27	TORNILLO M2X4	ISO 7045 H		
15	2	SWITCH ON/OFF			
14	1	PANTALLA LCD NOKIA 5110			
13	2	MÓDULO RELAY 2 CANALES			
12	1	LED ROJO			
11	1	LED VERDE			
10	1	ARDUINO MICRO			
9	1	MOSFET IRF520			
8	4	ELECTROVÁLVULAS			
7	1	BOMBA DE AIRE ZXW524-8003-3700			
6	2	TAPA SENSOR	PLA		PLANO PD07
5	1	SOPORTE ARDUINO	PLA		PLANO PD08
4	1	SOPORTE MOSFET	PLA		PLANO PD09
3	1	BARRA DE CARCASA	ALUMINIO		PLANO PD10
2	1	CARCASA UNID. DE CONTROL 2	PLA		PLANO PD05
1	1	CARCASA UNID. DE CONTROL 1	PLA		PLANO PD04
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ING.MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN



20150799

TFC2

SUBSISTEMA DE CONTROL

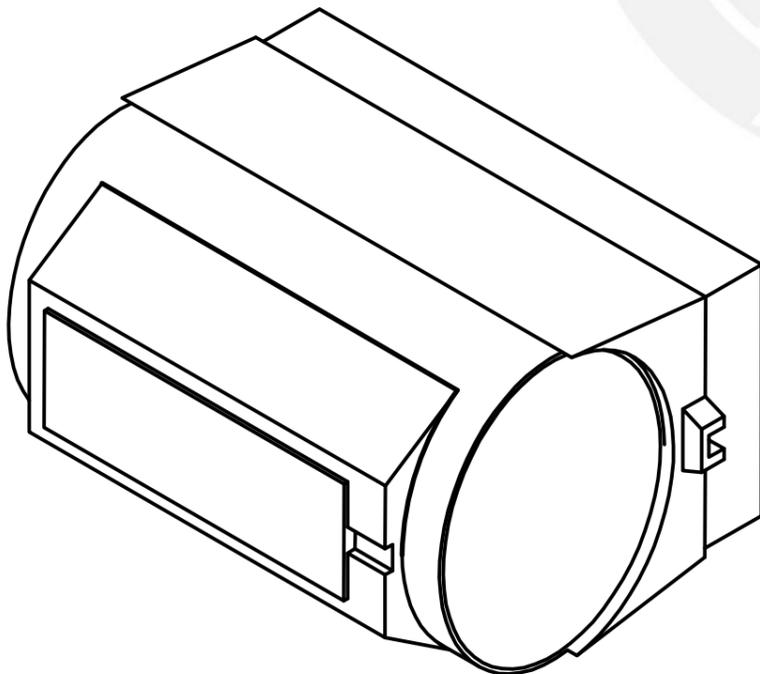
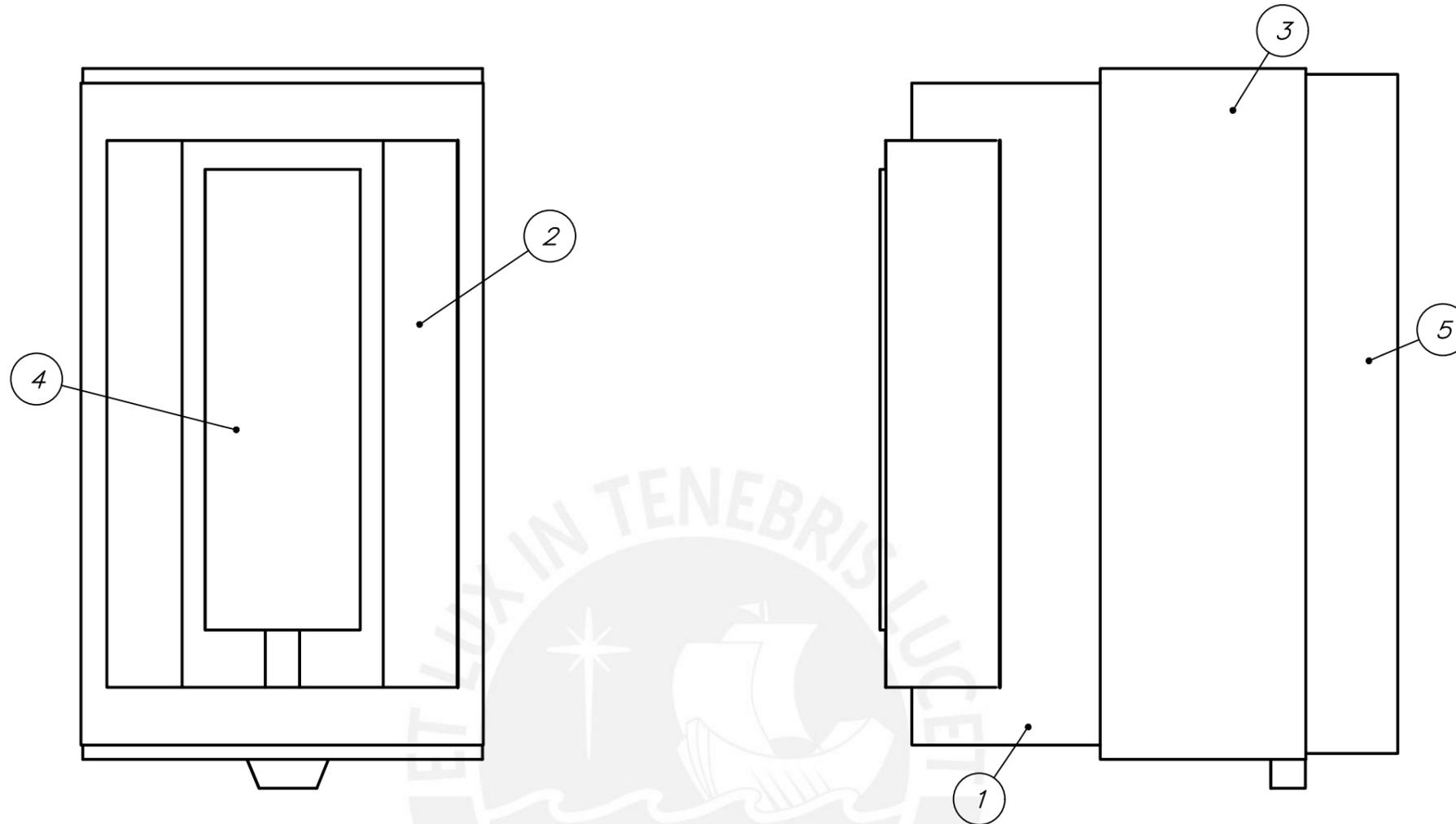
CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO

ESCALA

1:1

FECHA:
2022.07.04

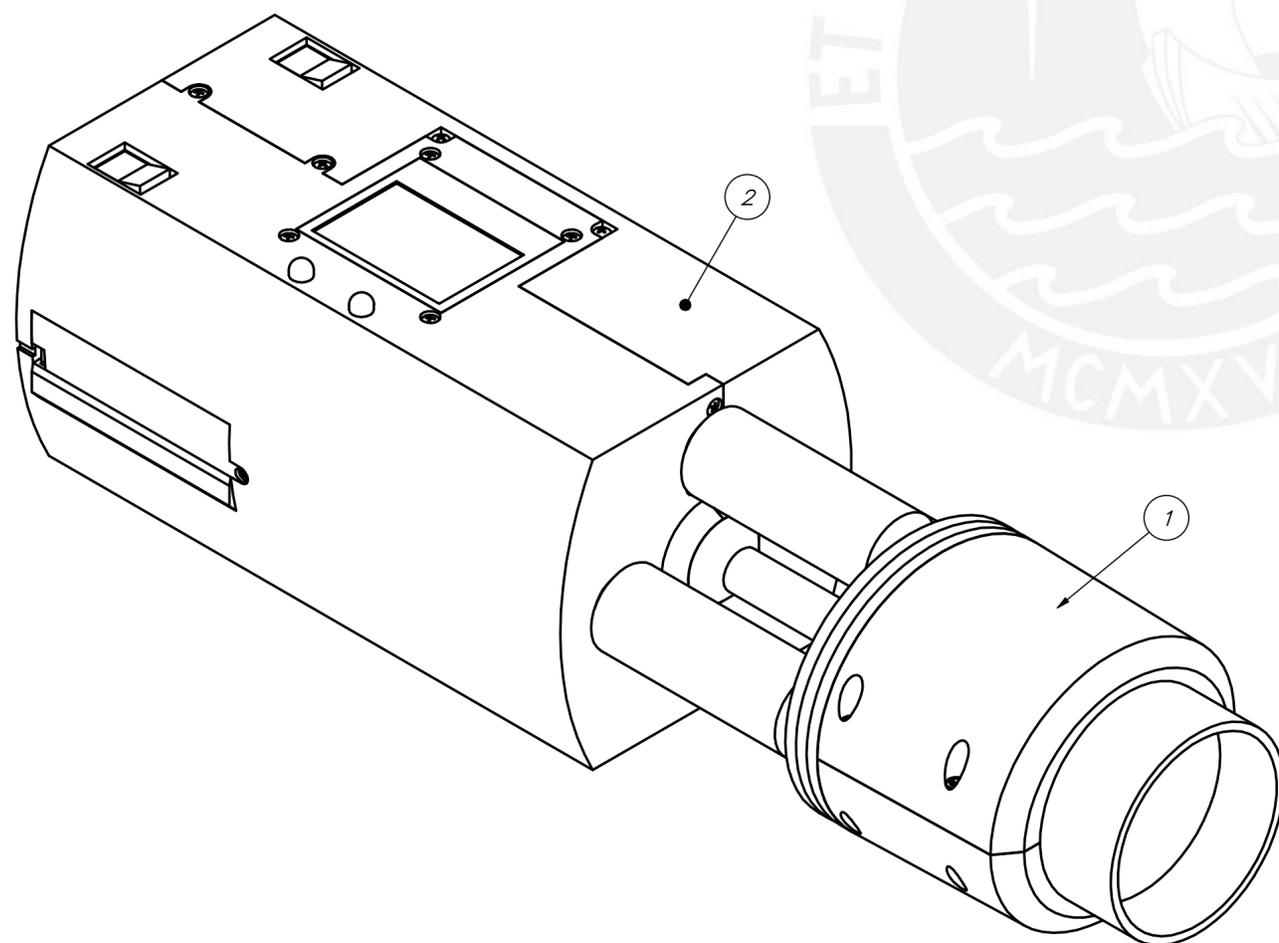
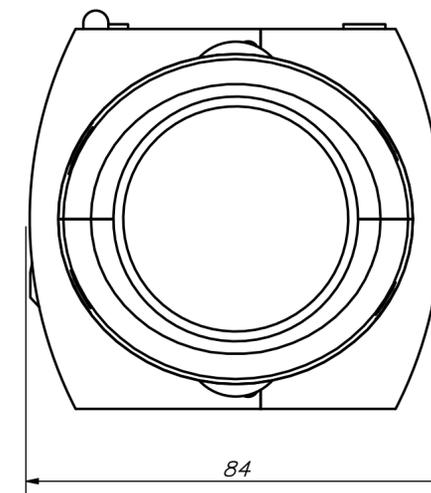
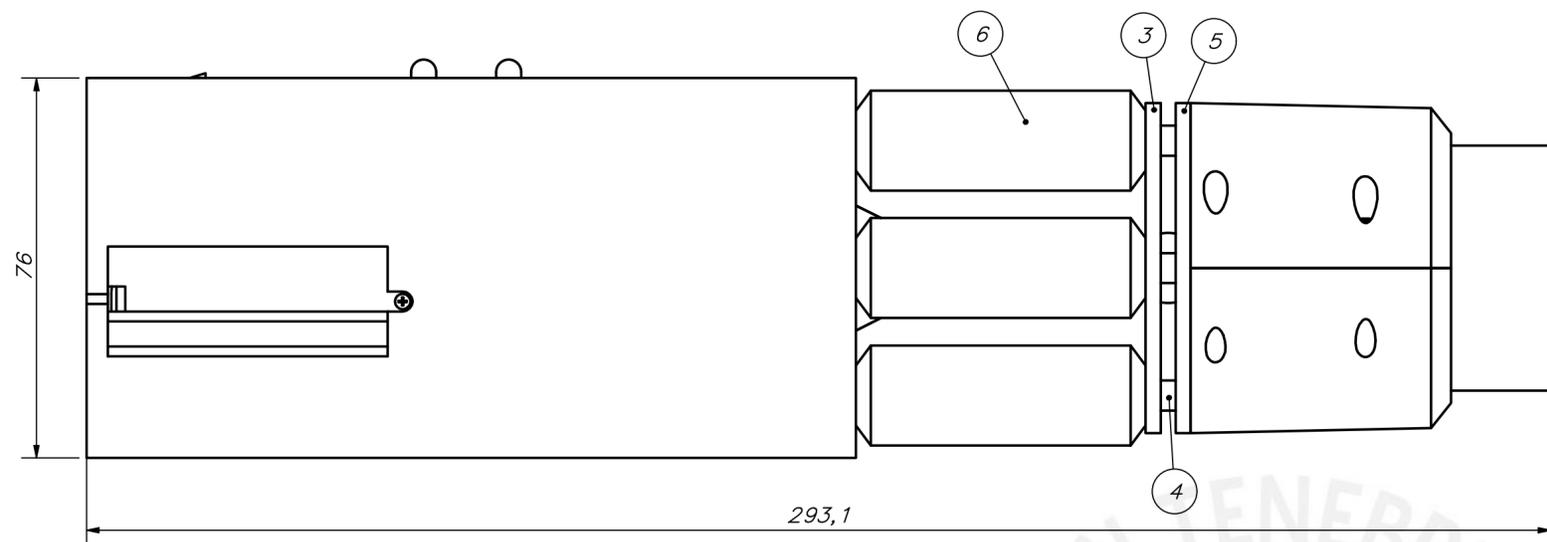
LÁMINA:
A2-PSE02



5	1	BATERÍA 12V			Zandee YSD-12500
4	2	BATERÍA 3.7V			YaBo-402780
3	1	CARCASA BATERÍA 12V			
2	1	CARCASA BATERÍA 5V			
1	1	BRAZALETE			
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ING.MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	TFC2	ESCALA
	SUBSISTEMA DE ENERGÍA	1:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04
		LÁMINA: A2-PSE03



6	4	MÚSCULO NEUMÁTICO		ELASTÓMERO	
5	1	BASE SUPERIOR - TAPA		PLA	PLANO PD01
4	4	BASE SUPERIOR - CONECTOR		PLA	PLANO PD02
3	1	BASE SUPERIOR - BASE		PLA	PLANO PD03
2	1	SUBSISTEMA DE CONTROL			PLANO PSE02
1	1	SUBSISTEMA DE ROTACIÓN			PLANO PSE01
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ING.MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	TFC2	ESCALA
	SISTEMA DE PRÓTESIS DE MUÑECA	1:1
20150799	CHERO ARANA, BRIAN ALBERTO	FECHA: 2022.07.04 LÁMINA: A1-PE01