

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN  
ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA  
ARTICULACIÓN DEL HOMBRO**

**Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico**

**AUTOR:**

**MISAEI DAVID LINARES WARTHON**

**ASESOR:**

**DANTE ANGEL ELIAS GIORDANO**

Lima, Diciembre, 2024

## Informe de Similitud

Yo, Dante Angel Elias Giordano, docente de la Facultad de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO, del autor Misael David Linares Warthon, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 11%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 02/12/2024.
- 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, 02 de diciembre de 2024

Apellidos y nombres del asesor: Elias Giordano, Dante Angel	
DNI: 10142907	Firma 
ORCID: <a href="https://orcid.org/0000-0001-5920-9608">https://orcid.org/0000-0001-5920-9608</a>	

## RESUMEN

En el presente trabajo se realizó el diseño conceptual de una articulación protésica de hombro basada en robótica paralela, empleando la metodología VDI. En base a las diferentes alternativas de solución planteadas se escogió hacer uso de pistones hidráulicos telescópicos como actuadores del mecanismo paralelo. Se planteó utilizar un sistema electromecánico para accionar los actuadores del mecanismo. Cada actuador estará impulsado por un motor Brushless y un mecanismo escalamiento de la relación de transmisión. Se hará uso de un controlador PID para cada actuador, donde las señales de realimentación serán dadas por un sensor de luz infrarroja, para detectar la longitud de cada actuador; y un sensor de corriente para cada motor. Este sistema electromecánico posee un rápido tiempo de respuesta con un tiempo de respuesta menor a 1s considerando el error en estado estable de 1mm. El objetivo de este diseño es brindar una alternativa de desarrollo de prótesis diferente a los modelos de dinámica seriales que dominan el campo. Se establecieron los requerimientos de diseño en base parámetros como ergonomía, costo, velocidad angular, capacidad de carga, peso, alimentación, autonomía, fabricación, rango de movimiento, materiales y montaje. Además, se construyó un modelo matemático utilizando el software de MATLAB y matrices de transformación homogénea. Este modelo matemático se desarrolla en base a la cinemática inversa del mecanismo. Sobre este modelo se simuló trayectorias que emulan movimientos de la articulación del hombro. En base al análisis antropométrico y cinemático de dicha articulación se buscó una configuración geométrica que optimice el rango de movimiento de la articulación protésica. El rango de movimiento alcanzado por la articulación protésica es un 70% del rango de movimiento del hombro biológico. Adicionalmente, se plantearon condiciones preliminares de diseño y se realizaron modelos CAD del mecanismo paralelo. Finalmente se elaboraron planos mecánicos y electrónicos para su posible implementación. El costo total, tomando en cuenta los costos de fabricación y diseño se estiman en S/. 35,400. En este trabajo se concluye que el uso de los mecanismos paralelos en el desarrollo de prótesis es una alternativa para incrementar el desempeño de las mismas.



*A mis padres que siempre me han apoyado y me han animado a siempre tener un trabajo de excelencia,*

*A mi hermano, es mi deseo que siempre pueda inspirarle a hacer lo bueno lo justo y lo recto.*

*A Camila, ha sido mi mejor amiga y sé que el Señor te hará una gran Compañera.*

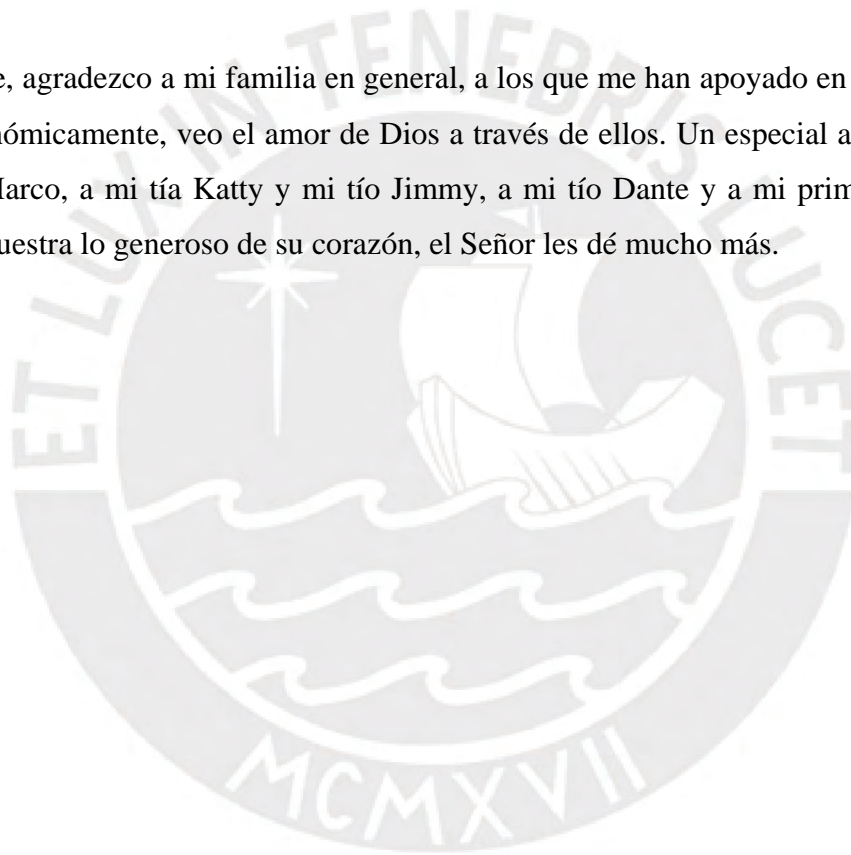
*Los amo y bendigo sus vidas*

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por sobre todas las cosas que me ha permitido vivir, por su gran poder y misericordia que siempre me dio lo que no merecía, todo es por Él y para Él, a Él sea toda la gloria, la alabanza, el honor y el poder, pues no hay otro Dios como Él.

Agradezco también a mis profesores, en especial al profesor Dante Elías por acompañarme en todo el proceso de desarrollo de esta tesis, por su paciencia, comprensión y constancia conmigo.

Finalmente, agradezco a mi familia en general, a los que me han apoyado en los momentos duros económicamente, veo el amor de Dios a través de ellos. Un especial agradecimiento a mi tío Marco, a mi tía Katty y mi tío Jimmy, a mi tío Dante y a mi primo Brayan que siempre muestra lo generoso de su corazón, el Señor les dé mucho más.



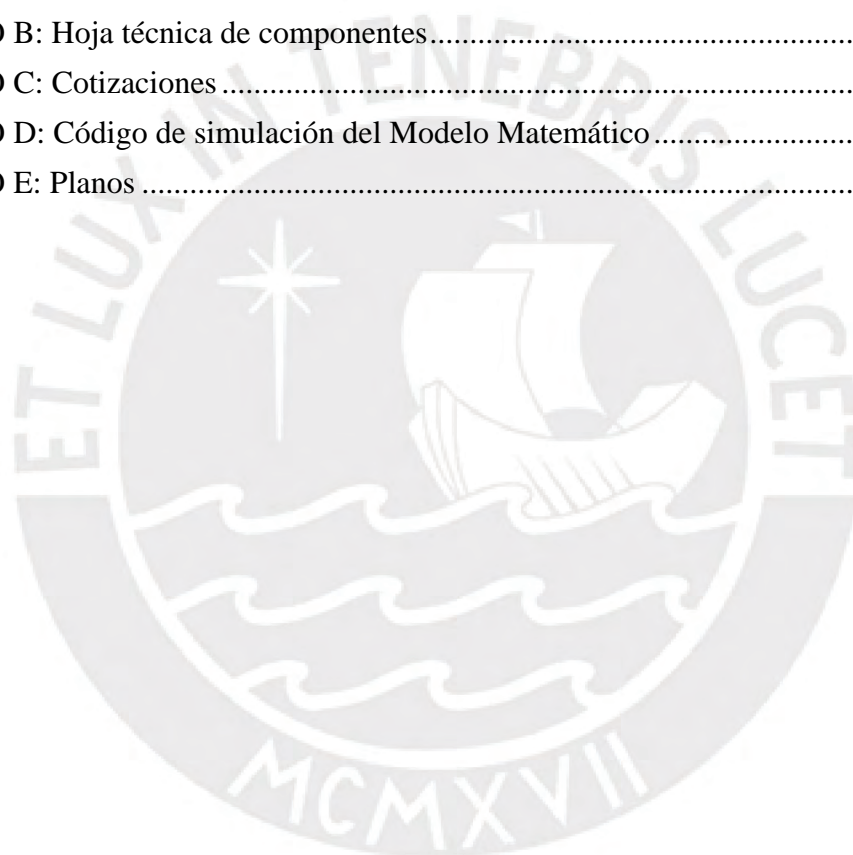
## ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN .....	i
ÍNDICE DE CONTENIDO .....	iv
ÍNDICE DE TABLAS .....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS .....	viii
INTRODUCCIÓN .....	1
ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE .....	3
1.1 Anatomía y biomecánica de la articulación glenohumeral .....	3
1.2 Requerimientos y cargas .....	4
1.3 Estadísticas en amputaciones de hombro .....	5
1.4 Procedimiento de la amputación .....	5
1.5 Influencia Biomecánica del uso de una prótesis desarticulada de hombro .....	6
1.6 Prótesis en desarrollo .....	7
DISEÑO CONCEPTUAL .....	13
2.1 Requerimientos del Sistema .....	13
2.2 Estructura de Funciones .....	18
2.3 Conceptos Solución .....	20
2.3.1 Solución 1 .....	20
2.3.2 Solución 2 .....	21
2.3.3 Solución 3 .....	22
2.3.4 Solución 4 .....	23
2.4 Solución Óptima .....	24
2.4.1 Concepto Solución en el Dominio Mecánico .....	24
2.4.2 Concepto Solución en el Dominio de Control .....	25
2.4.3 Concepto Solución en el Dominio de Actuadores .....	26
2.4.4 Concepto de Solución en el Dominio de Sensores .....	27
2.4.5 Concepto Solución en el Dominio de Interfaz .....	27
2.5 Proyecto Preliminar .....	29
MODELACIÓN Y SIMULACIÓN CINEMÁTICA .....	34
3.1 Modelación Matemática del Mecanismo Paralelo .....	34
3.1.1 Cinemática Inversa .....	35
3.1.2 Cinemática Diferencial Inversa .....	40



3.2	Análisis antropométrico y configuración geométrica .....	42
3.3	Trayectoria de prueba y simulación del modelo matemático .....	46
3.3.1	Abducción/ Aducción.....	47
3.3.2	Abducción horizontal .....	49
3.3.3	Rotación .....	51
3.3.4	Flexión/ Extensión .....	53
<b>DISEÑO DEL MECANISMO PARALELO .....</b>		<b>57</b>
4.1	Modelos CAD .....	57
4.2	Condiciones inerciales .....	58
4.3	Cálculo de fuerzas máximas .....	60
4.3.1	Análisis de fuerzas en el movimiento de abducción .....	62
4.3.2	Análisis de fuerzas en el movimiento de abducción horizontal .....	63
4.3.3	Análisis de fuerzas en el movimiento de rotación interna .....	64
4.3.4	Análisis de fuerzas en el movimiento de rotación externa.....	65
4.3.5	Análisis de fuerzas en el movimiento de flexión .....	66
4.3.6	Análisis de fuerzas en el movimiento de extensión .....	67
4.4	Resumen de las fuerzas máximas .....	68
<b>DISEÑO DEL SISTEMA DE TRANSMISION DE POTENCIA.....</b>		<b>70</b>
5.1	Esquema Preliminar del sistema de transmisión por cada actuador .....	70
5.2	Diseño de las líneas de transmisión .....	71
5.3	Cálculo de Torque y Velocidad angular máxima .....	73
5.4	Selección de motor.....	75
5.5	Diseño de la Caja Reductora.....	77
5.6	Modelo Final del sistema de Potencia .....	78
<b>DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRONICO Y DE CONTROL.....</b>		<b>81</b>
6.1	Selección de Componentes Electrónicos .....	81
6.2	Control del motor Brushless .....	84
6.3	Lazo de control cerrado en un actuador .....	86
<b>RESULTADOS, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS .....</b>		<b>91</b>
7.1	Pruebas de simulación de movimientos.....	91
7.2	Planos.....	97
7.3	Costos.....	97
7.3.1	Costos de diseño.....	98
7.3.2	Costos de componentes comerciales .....	98
7.3.3	Costos de fabricación .....	99
<b>CONCLUSIONES.....</b>		<b>101</b>

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....	102
BIBLIOGRAFÍA .....	103
ANEXOS .....	105
ANEXO A: Matriz Morfológica.....	106
A.1 Dominio de Control.....	106
A.2 Dominio de Energía .....	107
A.3 Dominio de Sensores.....	107
A.4 Dominio Mecánico .....	108
A.5 Dominio de Actuadores.....	108
A.6 Dominio de Interfaz .....	109
ANEXO B: Hoja técnica de componentes.....	110
ANEXO C: Cotizaciones .....	113
ANEXO D: Código de simulación del Modelo Matemático.....	116
ANEXO E: Planos .....	125





## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. 1: Comparación de atributos entre las prótesis en desarrollo.....	11
Tabla 2. 1: Valores de fuerza máximos según el tipo de movimiento .....	16
Tabla 2. 2: Rango de Movimiento en grados sexagesimales .....	16
Tabla 2. 3: Síntesis de los requerimientos de diseño.....	18
Tabla 3. 1: Medidas antropométricas promedios en una población de Latinoamérica .....	43
Tabla 3. 2: Medidas y proporciones para la distribución de los actuadores.....	44
Tabla 3. 3: Medidas complementarias de la plataforma móvil y actuadores .....	45
Tabla 3.4: Parámetros del algoritmo Denavit-Hartenberg .....	46
Tabla 4. 1: Condiciones máxicas de cada pieza del mecanismo paralelo.....	59
Tabla 4. 2: Valores de la matriz inercial para cada pieza.....	60
Tabla 4. 3: Fuerzas pico según los movimientos realizados por el mecanismo paralelo .....	69
Tabla 5. 1: Comparación entre modelos de motores de más de 6 kW .....	76
Tabla 6. 1: Comparación de controladores de velocidad .....	82
Tabla 6. 2: Comparación de pines de entrada y salida en microcontroladores .....	83
Tabla 6. 3: Comparación de sensores de Corriente .....	84
Tabla 7. 1: Lista de Planos .....	97
Tabla 7. 2: Estimación de costos de diseño.....	98
Tabla 7. 3: Lista de Costos Comerciales .....	98
Tabla 7. 4: Lista de Costos por Materia Prima.....	99
Tabla 7. 5: Lista de Costos de Procesos de Fabricación .....	100

## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. 1: Movimientos realizado por el hombro [Ramsey, 2012] .....	3
Figura 1. 2: Modelo 3D de propuesta conceptual de mecanismo para prótesis de miembro superior [Bernal, 2016] .....	7
Figura 1. 3: Sistema protésico de 7 grados de libertad [Kimizuka, 2020] .....	8
Figura 1. 4: Sistema protésico para articulación del hombre del Instituto de Rehabilitación de Chicago: a) Esquema conceptual, b) Prototipo [Lipschutz, 2011].....	8
Figura 1. 5: LUKE Arm [Deka, 2016] .....	9
Figura 1. 6: Leslie Baugh usando la prótesis modular de APL [APL, 2012].....	10
Figura 1. 7: Modelo 3D del manipulador paralelo con el mecanismo de 4 barras [Naranjo, 2018] .....	10
Figura 1. 8: Modelo 3D de prótesis de hombro con dinámica paralela y accionamiento neumático [Sekine, 2012] .....	11
Figura 2. 1: Antropometría de una persona promedio [Arturo, 2010] .....	15
Figura 2. 2: Torques máximos del hombro que puede realizar una persona promedio.....	15
Figura 2. 3: Diagrama de la Estructura de funciones .....	19
Figura 2. 4: Concepto de solución con un robot delta.....	21
Figura 2. 5: Concepto de solución con una plataforma Stewart.....	22
Figura 2. 6: Concepto de solución con una plataforma Stewart y actuadores eléctricos .....	23
Figura 2. 7: Concepto de solución con una plataforma Stewart y sistema de actuación naumatico .....	23
Figura 2. 8: Relación entre el mando y los ángulos de control .....	28
Figura 2. 9: Interfaz de salida para el usuario .....	29
Figura 2. 10: Vistas del actuador telescópico.....	30
Figura 2. 11: Sistema de transmisión de potencia .....	31
Figura 2. 12: Concepto de la propuesta.....	31
Figura 2. 13: Arquitectura de hardware preliminar .....	32
Figura 2. 14: Diagrama de flujo del Sistema.....	33
Figura 3.1: Esquema de la posición del sistema de referencia solidario a la plataforma móvil con respecto al sistema de referencia inercial.....	35
Figura 3.2: Representación gráfica de la Ecuación 3.11 .....	37
Figura 3.3: Relación vectorial para la posición de la articulación esférica en la plataforma .....	38
Figura 3.4: visualización del plano $\pi_2$ .....	38
Figura 3.5: Medidas antropométricas [Ávila, 2007] .....	42
Figura 3.6: Medidas antropométricas complementarias [Ávila, 2007] .....	43
Figura 3.7: Distribución de los actuadores.....	44
Figura 3.8: Medidas a considerar en la plataforma móvil .....	45
Figura 3. 9: Medidas complementarias de los actuadores.....	45
Figura 3.10: Modelo de prótesis graficada en MATLAB .....	46
Figura 3.11: Movimiento de abducción .....	47
Figura 3.12: Longitud de los actuadores para el movimiento de abducción .....	47
Figura 3.13: Gráfico de velocidad de actuadores vs tiempo para movimiento de abducción .....	48
Figura 3.14: Gráfico de aceleración de actuadores vs tiempo para movimiento de abducción.....	48
Figura 4.1: Modelo CAD de la Plataforma Móvil.....	57
Figura 4.2: Modelo CAD de Pistón Telescópico de doble efecto .....	58

Figura 4.3: Modelo CAD del mecanismo paralelo.....	58
Figura 4. 4: Diagrama de cuerpo libre de la plataforma móvil .....	60
Figura 4. 5: Esquema de restricciones geométricas en cada actuador.....	61
Figura 4. 6: Esquema general del Modelo Físico.....	62
Figura 4. 7: Secuencia del movimiento de abducción realizado por el Modelo Físico.....	63
Figura 4. 8: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de abducción.....	63
Figura 4. 9: Movimiento de abducción horizontal realizado por el Modelo Físico .....	64
Figura 4. 10: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de abducción horizontal .....	64
Figura 4. 11: Movimiento de rotación interna realizado por el Modelo Físico.....	65
Figura 4. 12: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de rotación interna.....	65
Figura 4. 13: Movimiento de rotación externa realizado por el Modelo Físico .....	66
Figura 4. 14: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de rotación externa .....	66
Figura 4. 15: Movimiento de flexión realizado por el Modelo Físico.....	67
Figura 4. 16: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de extensión.....	67
Figura 4. 17: Movimiento de extensión realizado por el Modelo Físico.....	68
Figura 4. 18: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de extensión.....	68
Figura 5. 1: Esquema preliminar del sistema de transmisión de potencia.....	70
Figura 5. 2: Parámetros de dimensionamiento de los actuadores en las líneas de potencia .....	72
Figura 5. 3: Líneas de expansión y compresión .....	73
Figura 5. 4: Diagrama de Cuerpo Libre para el caso 1.....	73
Figura 5. 5: Diagrama de Cuerpo Libre para el caso 2.....	74
Figura 5. 6: Diagrama de Cuerpo Libre adicional.....	74
Figura 5. 7: Diagrama de Cuerpo Libre adicional.....	75
Figura 5. 8: planos del motor XTI-5798 .....	77
Figura 5. 9: Caja reductora de engranajes planetarios a) entrada, b) salida .....	78
Figura 5. 10: Actuador del sistema de potencia .....	78
Figura 5. 11: Sistema de Transmisión de Potencia .....	79
Figura 5. 12: Modelo CAD del sistema mecatrónico .....	79
Figura 5. 13: Sistema mecatrónico montado en un maniquí .....	80
Figura 6. 1: Esquema de conexión de Scorpion Tribunus 06-80A ESC .....	82
Figura 6. 2: Señal PWM de control para el ESC .....	84
Figura 6. 3: Arquitectura y modelo del ESC .....	85
Figura 6. 4: Gráfica de velocidad del motor (rad/s) vs. Tiempo(s) .....	86
Figura 6. 5: Diagrama de ecuaciones diferenciales en SIMULINK.....	87
Figura 6. 6: Esquema de control en lazo cerrado del actuador del sistema de potencia.....	88
Figura 6. 7: Entrada y respuesta del sistema de control ante una entrada variable .....	89
Figura 6. 8: Esquema general del modelo control.....	90
Figura 7. 1: Planificación y Secuencia para el movimiento de abducción horizontal.....	92
Figura 7. 2: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de abducción horizontal .....	92
Figura 7. 3: Planificación y Secuencia para el movimiento de elevación .....	93
Figura 7. 4: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de elevación.....	93
Figura 7. 5: Planificación y Secuencia para el movimiento de abducción .....	94
Figura 7. 6: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de abducción.....	94
Figura 7. 7: Planificación y Secuencia para el movimiento de rotación externa.....	95
Figura 7. 8: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de rotación externa .....	95

Figura 7. 9: Planificación y Secuencia para el movimiento de rotación interna ..... 96  
Figura 7. 10: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de rotación interna..... 96



## INTRODUCCIÓN

Las personas con amputaciones ya sea por traumatismo o por condiciones degenerativas han estado siempre en nuestra sociedad, de un modo u otro son parte de ella, como miembros activos y de potencial aporte para cualquier comunidad. En Estados Unidos más del 0.5% de la población carece de un miembro, y en promedio se realizan alrededor de 500 amputaciones por día [Stokosa, 2021]. En el Perú aproximadamente 1 millón 575 mil personas padecen de alguna discapacidad, de los cuales un 59.2% de esta población afectada tiene una discapacidad motora en brazos o piernas [INEI, 2012]. Según el *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* [2002] se estimó que estadísticamente un 3% de lesiones en miembro superior requieren una amputación al nivel de desarticulación del hombro, por lo que en realidad es una amputación poco común. Sin embargo, este nivel de amputación genera en el cuerpo del paciente una malformación asimétrica tanto muscular como ósea. El desempeño de estas personas se ve limitado por factores físicos y psicológicos; por lo cual, en el área física la humanidad ha desarrollado diversos tipos de prótesis, con el fin de apoyar y suplir en un porcentaje la funcionalidad del miembro perdido.

Dentro del campo del desarrollo de prótesis existen diferentes dispositivos para los distintos niveles de amputación en una persona discapacitada. En particular las amputaciones por encima del nivel transhumeral, como lo es la amputación desarticulada de hombro, son afecciones de las cuales no se han desarrollado muchos dispositivos funcionales, eficientes y con un control robusto, limitándose a funcionalidades estéticas o de funcionamiento mecánico. Siendo así pocos los prototipos y proyectos donde se desarrolla un modelo electromecánico o mecatrónico.

Los sistemas protésicos más funcionales en la parte de la articulación del hombro están dominados por una dinámica serial, el rango de movimiento de sus mejores exponentes es bastante amplio, el cual cubre la gran parte del rango de movimiento del hombro biológico. Sin embargo, estos diseños aún están lejos de la fuerza y velocidad que tendría un hombro biológico. Por otro lado, del campo de la robótica se sabe que los robots con dinámica paralela son más fuertes y veloces que los de dinámica serial [Diaz-Rodriguez, 2018]. Unas de las aplicaciones de estos mecanismos paralelos son en tareas de “*pick and place*”. Otra de las aplicaciones comerciales de estos mecanismos es en centros de mecanizado. También se utilizan en cirugía robótica, especialmente en procedimientos donde se



requiere una alta precisión. Las tareas que realizan los robots paralelos en la actualidad nos llevan a pensar que son lo suficientemente versátiles como para recrear los movimientos de la articulación del hombro con una considerable fuerza y velocidad, lo cual mejoraría el desempeño de las prótesis desarticulación de hombros actuales. La investigación del desarrollo de este tipo de prótesis brindará una alternativa de desarrollo de prótesis diferente a los modelos seriales que dominan el campo.

El presente trabajo de tesis tuvo como objetivo diseñar una articulación protésica basada en robótica de mecanismos paralelos para emular los movimientos de la articulación del hombro. Entonces, para alcanzar este objetivo se propuso i) elaborar el estado del arte sobre prótesis comerciales, patentes y proyectos en desarrollo para la articulación del hombro, con énfasis en el sistema mecánico, así como una revisión de la biomecánica del hombro, ii) establecer los requerimientos de diseño y proponer un diseño conceptual del sistema mecatrónico, iii) realizar los cálculos y la selección de componentes del sistema con énfasis en el mecanismo paralelo y su respectivo sistema de actuación, iv) modelar y simular el funcionamiento de la articulación protésica; la modelación se conformó por el mecanismo paralelo y el sistema de actuación, mientras que la simulación constó en la planificación y realización de trayectorias que emulen los movimientos del hombro biológico, v) finalmente, elaborar los planos que permitan la fabricación de una articulación protésica de hombro, así como estimar los costos de diseño y fabricación.

Este trabajo no abordó el desarrollo de toda la prótesis de miembro superior, pero se establecen condiciones para que esta propuesta se pueda integrar con el resto de la prótesis de manera modular. En estudios posteriores se implementará un prototipo con pruebas de ergonomía en pacientes. Además, se implementará un sistema BCI y mioeléctrico para poder controlar la prótesis modular entera.



## CAPÍTULO 1

### ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se buscará entender la anatomía y biomecánica de la zona escapulo-humeral (hombro) y del muñón después de la amputación; además, se revisará cuáles son las tecnologías existentes para la reducción del impacto de este problema.

#### 1.1 Anatomía y biomecánica de la articulación glenohumeral

La articulación glenohumeral, la más móvil del cuerpo humano, tiene un contacto superficial reducido entre la cabeza humeral y la cavidad glenoidea, lo que la hace esférica y le proporciona 3 grados de libertad y un amplio rango de movimiento. Esta falta de contacto firme la hace inestable, por lo que depende de ligamentos, músculos y tendones para su estabilidad. Sus movimientos incluyen abducción, aducción, flexión, extensión y rotación, como se muestra en la Figura 1.1.

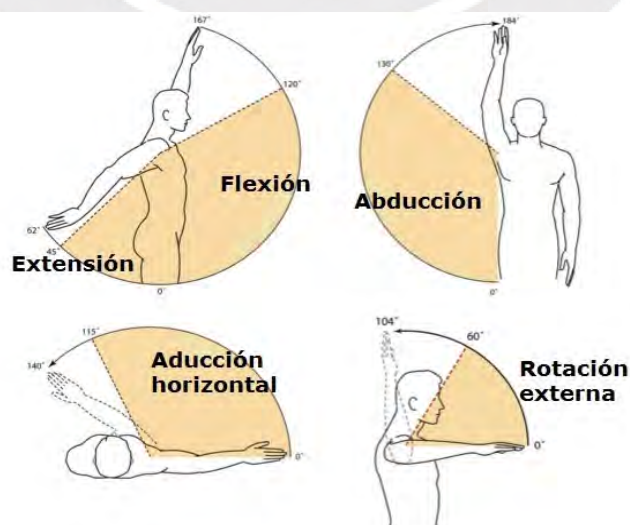


Figura 1. 1: Movimientos realizado por el hombro [Ramsey, 2012]

A nivel muscular, los músculos del manguito rotador junto con el deltoides y los pectorales son los que aportan la dinámica al mecanismo articular que supone el hombro. Los músculos del manguito rotador envuelven la cabeza humeral y están involucrados en la rotación externa del húmero sobre su eje axial. El deltoides actúa principalmente en la abducción y flexión del brazo. Los músculos pectorales actúan esencialmente para la aducción horizontal y rotación interna del brazo en todos sus distintos niveles.

Los Rangos de movimiento de la articulación glenohumeral son en abducción  $180^\circ$ , en flexión es de  $180^\circ$  y  $60^\circ$  en extensión, la abducción horizontal es de  $115^\circ$  y  $90^\circ$  de rotación interna y externa.

## 1.2 Requerimientos y cargas

Los requerimientos y cargas relacionadas con la articulación del hombro se obtienen al dividir las cargas por grupos musculares presentes en la ejecución de cada movimiento realizado por el hombro.

El primer grupo muscular a tomar en cuenta es el deltoides, el cual está dividido en tres porciones, deltoides anterior, deltoides lateral y deltoides posterior. El deltoides anterior está principalmente presente en la flexión del hombro. Se estima que la activación electromiográfica en ejercicios donde se realiza la flexión de hombro es mucho mayor en comparación con otros grupos musculares del hombro [Contreras, 2010]. El *press* militar es uno de estos ejercicios donde se presenta dicha activación del deltoides anterior. En este ejercicio sentado con mancuernas se puede apreciar una capacidad de carga de 16 kg en las mancuernas. Por otro lado, tenemos al deltoides lateral, el cual está principalmente presente en la abducción del hombro. El deltoides lateral también está presente en otros movimientos como la abducción horizontal y la rotación externa. En el movimiento de abducción se estima un soporte de carga de 6.33 kg en hombres y 3.89 kg en mujeres en promedio [Negrate-Mundo, 2016]. Luego, tenemos al deltoides posterior, el cual está principalmente presente en la abducción horizontal del hombro. El mejor ejercicio para la activación del deltoides posterior es un ejercicio llamado "*face pull*" [Contreras, 2010]. Dicho ejercicio se realiza con equipamiento de gimnasio donde en promedio se utiliza una carga de 14 kg.

El segundo grupo muscular a tomar en cuenta es el pectoral mayor. El pectoral mayor está principalmente presente en la abducción horizontal del hombro. La expresión de fuerza del pectoral según una muestra que se tomó a diferentes deportistas es de  $41.92 \pm 13.56$  kg [Gómez, 2015]. Este grupo muscular también está muy presente en la rotación interna del hombro.

Finalmente, se tiene que tomar en cuenta al grupo muscular dorsal. Este grupo muscular está principalmente presente en la abducción y extensión del hombro. Según el estudio anterior realizado a deportistas de diferentes disciplinas, se observó que el promedio de la fuerza máxima de este grupo muscular era de  $34.5 \pm 13.49$  kg con una variación del 39%.

### **1.3 Estadísticas en amputaciones de hombro**

Las amputaciones son necesarias cuando se observa que una parte del cuerpo dañada no presenta una mejoría gradual, sino por el contrario trae consigo un riesgo para la vida del paciente. En su mayoría es debido a problemas circulatorios, accidentes, infecciones, una malformación congénita, cáncer, entre otros. A continuación, veremos todo lo referente a la desarticulación del hombro como amputación.

La desarticulación del hombro se realiza para los casos en el que el paciente ha tenido traumatismos severos, tales como heridas de guerra, tripulaciones o construcciones graves. Las personas que requieren este nivel de amputación estadísticamente son un 5% de la población que ha recibido una amputación en el miembro superior [Robinson, 2008].

### **1.4 Procedimiento de la amputación**

En esta sección se describirá el procedimiento de amputación desarticulada de hombro. La prioridad para el cirujano que ejecutará este procedimiento quirúrgico, es salvar la vida del paciente y en segundo lugar '*confeccionar un buen muñón*' [Bowker, 2002]. Para esto es necesario comprender la composición de las zonas en las que se realizan las incisiones, como las arterias y nervios que pasan por esta articulación o los músculos que la recubren.

El procedimiento quirúrgico de amputación pretende realizar un muñón que pueda resistir la presión externa sin generar un tipo de dolor insoportable o una extrema sensibilidad, y esto se logra al poner las extremidades de los nervios por encima de la herida con el fin de que la cicatriz quede protegida. Para cubrir el muñón se requiere de partes blandas, para lo

cual se utiliza el músculo deltoide. Es necesario salvar el nervio circunflejo que pasa a través del hombro, el cual es que le da vitalidad al músculo deltoide; por lo cual, para evitar que este músculo no pierda su vitalidad y se atrofie, se realiza una incisión en el borde anterior del dicho músculo [McAuliffe, 1992].

### **1.5 Influencia Biomecánica del uso de una prótesis desarticulada de hombro**

Un estudio realizado por ISPO (International Society for Prosthetics) en 2012 titulado *'Biomechanical influences of shoulder disarticulation prosthesis during standing and level walking'* en cual realizaba pruebas sobre la marcha y analizaba los efectos del uso prótesis en pacientes amputados a un nivel de desarticulación de hombro, demostró los beneficios del uso de prótesis a este nivel de amputación, en palabras de los autores:

*"This study demonstrates that shoulder disarticulation patients benefit from a functional prosthesis with a free swinging shoulder joint. Such prosthesis significantly improves body posture and gait characteristics, reduces compensatory movements and relieves distress to the musculoskeletal system. This should be considered when prescribing a prosthesis for shoulder disarticulation amputees."*  
[ISPO, 2012]

El estudio mostraba que la reducción de peso que un paciente experimenta por este nivel de amputación es de aproximadamente 4.2 kg. Además, se reveló que un sistema protésico estándar de aproximadamente 2.4 kg puede reducir la asimetría generada en el cuerpo por la amputación hasta un 45% en promedio. En adición a esto, también se explica que la postura deplorable y los problemas fisioterapéuticos que conlleva la asimetría, pueden revertirse con la compensación de peso del brazo amputado. Las mediciones de este estudio fueron primeramente basadas en los parámetros biomecánicos del caminar.

Como este hay otros estudios que confirman lo demostrado por ISPO, por lo que es imprescindible pensar que el desarrollo de sistemas protésicos es muy importante no solo para la recuperación de funciones del miembro perdido, sino también para la rehabilitación post-cirugía de pacientes con un problema físico-terapéutico. Es por esto que se necesita innovar el campo de la biomédica para poder desarrollar mejores sistemas protésicos que contribuyan a la restitución de funciones perdidas y ayuden a la rehabilitación de los pacientes.

## 1.6 Prótesis en desarrollo

En el campo del desarrollo de prótesis, específicamente para este nivel de amputación, se han desarrollado diferentes alternativas de solución para este problema, por lo cual se hará una revisión de las propuestas. A continuación, se revisará el nivel de desarrollo e investigación.

En la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) se propuso la modelación y simulación dinámica de un mecanismo de 4 grados de libertad, el cual pretende ser implementado en el desarrollo de prótesis activas [Bernal, 2016]. Este estudio utiliza como articulación una junta tipo universal o cardan, con la cual se elabora el modelo matemático mediante matrices de transformación homogénea parametrizadas con el algoritmo de Denavit-Hartenberg. En la Figura 1.2 se muestra el modelo en 3D del mecanismo. Esta propuesta aporta a la gama de prótesis seriales en el área mecánica.

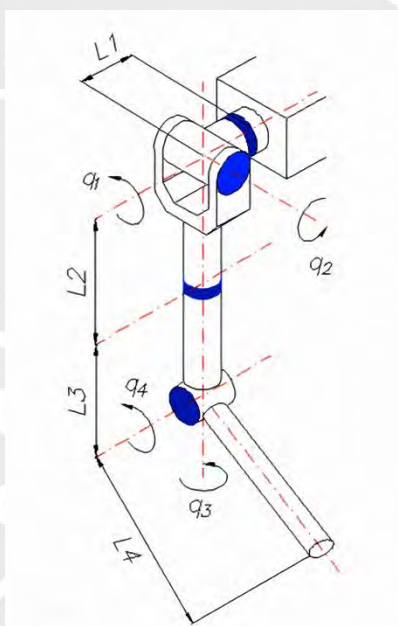


Figura 1. 2: Modelo 3D de propuesta conceptual de mecanismo para prótesis de miembro superior [Bernal, 2016]

Por otro lado, en Japón se realizó el desarrollo de una prótesis desarticulada de hombro controlada intuitivamente con sensores electromiográficos en la superficie del tronco [Kimizuka, 2020]. Este trabajo se enfocó más en el sistema de comunicación, por lo que el desarrollo mecánico de la prótesis completa era de sólo 7 grados de libertad siendo la articulación del hombro un mecanismo serial de 1 grado de libertad (Figura 1.3). Esta prótesis aporta a la gama de prótesis seriales en el área de control.



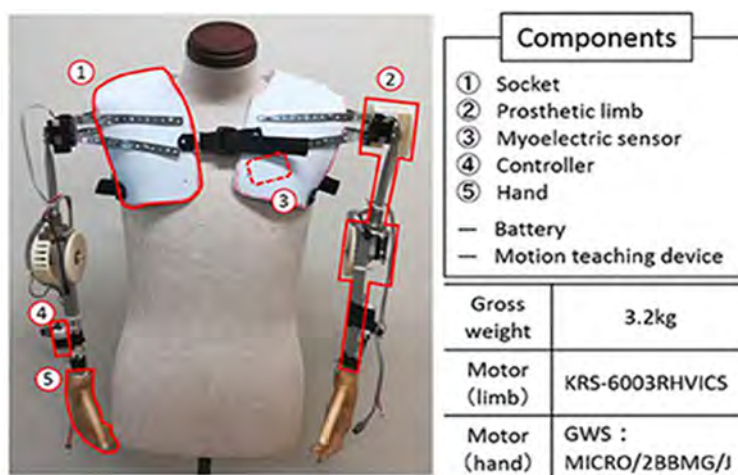


Figura 1. 3: Sistema protésico de 7 grados de libertad [Kimizuka, 2020]

En el 2012, Investigadores del Centro de Medicina Biónica, en el Instituto de Rehabilitación de Chicago, exploraron un método de control del movimiento de la articulación del hombro en prótesis usando un joystick de dos ejes. El mecanismo consistía en un joystick adherido con bandas elásticas, el cual era impulsado por un servomotor de dos ejes. Este mecanismo presenta un concepto diferente al paradigma de las prótesis seriales. Sin embargo, este concepto no se siguió desarrollando en estudios posteriores, por lo que no causó mayor influencia en el desarrollo de prótesis. En la Figura 1.4 se puede apreciar el esquema conceptual y un prototipo del mecanismo.

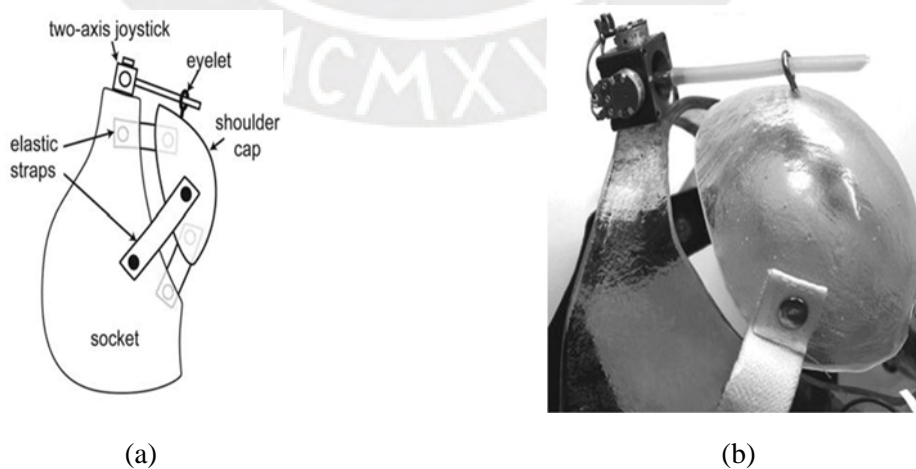


Figura 1. 4: Sistema protésico para articulación del hombro del Instituto de Rehabilitación de Chicago: a) Esquema conceptual, b) Prototipo [Lipschutz, 2011].



En el área de patentes nos encontramos con la patente US20170151071A1 adquirida por Deka Products LP en 2016. Esta patente también aparece en el ámbito de la investigación ya a nivel comercial en Estados Unidos. Esta Prótesis fue Patrocinada por la Agencia de Proyectos de Investigación Avanzada de Defensa (DARPA). La prótesis denominada “The Luke Arm”, desarrollada por empresa DEKA y creada, está caracterizada por tener 10 articulaciones móviles, siendo la articulación del hombro de 3 grados de libertad, si se toma en cuenta la articulación axial del húmero que posee. Esta prótesis en el nivel del hombro puede realizar la extensión y flexión del hombro al igual que la abducción y aducción del mismo. Además, posee una articulación móvil en el húmero el cual le permite la rotación humeral. El mecanismo de extensión, flexión y rotación se hacen mediante servomotores; mientras, el mecanismo de abducción y aducción se realiza mediante resortes. En la Figura 1.5 se puede apreciar dicha prótesis.

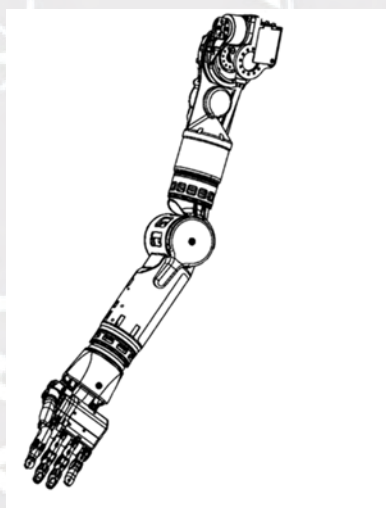


Figura 1. 5: LUKE Arm [Deka, 2016]

Otra de las prótesis más destacadas en este nivel de amputación es la prótesis de doble amputación desarticulada de hombro desarrollada por el Laboratorio de Física Aplicada de la John Hopkins. Esta prótesis posee 27 grados de libertad, y es la más completa y versátil actualmente. En la articulación del hombro posee dos grados de libertad para la flexión y extensión del hombro utiliza un servomotor, y para el movimiento de abducción se vale de un sistema de engranes planetarios controlados por otro servomotor, donde el engrane solar es la parte fija, el engranaje planeta es el móvil y el chasis del húmero actúa como porta planetas. En la Figura 1.6 se puede observar un paciente usando dicha prótesis.

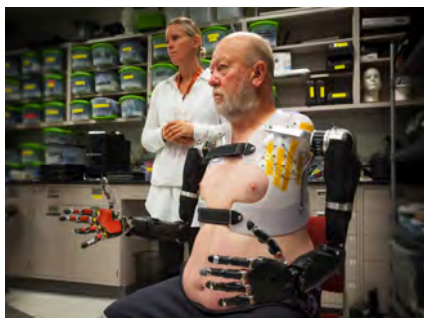


Figura 1. 6: Leslie Baugh usando la prótesis modular de APL [APL, 2012]

Como se puede observar en las investigaciones y tesis, en la última década para el desarrollo protésico a este nivel de amputación, la solución más optada para el desarrollo de mecanismos y sistemas de control para la articulación del hombro es de mecánica serial. A pesar del increíble desarrollo y nivel de manipulación que estos presentan, tienen una limitante en potencia y precisión.

Los mecanismos de dinámica paralela son una solución alternativa a estas limitaciones, pero hay pocos estudios que los exploren para la articulación del hombro. Un ejemplo es el trabajo de Naranjo [2018], que presenta una prótesis de hombro desarticulada controlada por un manipulador paralelo 3RRR, un mecanismo plano con 3 grados de libertad, impulsado por actuadores rotacionales en su base. Este diseño proporciona un mayor torque de salida, permitiendo un movimiento más estable de la prótesis sin exceder el torque máximo del motor, y le otorga la capacidad de extensión y flexión del hombro. La Figura 1.7 muestra un modelo 3D del manipulador paralelo. Aunque estos mecanismos aumentan la potencia y el torque de las prótesis, tienen limitaciones en los grados de libertad. La articulación esférica del hombro tiene 3 grados de libertad, permitiendo rotación en los 3 ejes, mientras que el manipulador paralelo, al ser plano, solo permite rotación en un eje y desplazamiento en los otros dos.

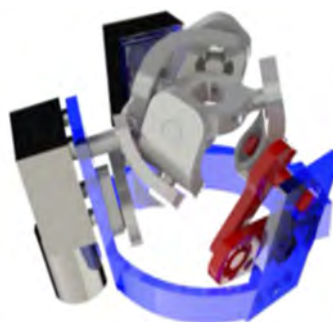


Figura 1. 7: Modelo 3D del manipulador paralelo con el mecanismo de 4 barras [Naranjo, 2018]

Por otro lado, Sekine diseñó una prótesis de hombro basados en un mecanismo paralelo los cuales eran dirigidos por actuadores neumáticos [Sekine, 2012], cuyo concepto de mecanismo era una doble plataforma. El sistema estaba compuesto por 3 segmentos, una base seguida por 3 actuadores neumáticos y una columna vertebral. Esta prótesis tiene 6 grados de libertad que permiten la rotación en los tres ejes y desarrolla un modelo cinemático para lograr velocidades similares a las de un hombro biológico. No obstante, este mecanismo carece de rango de movimiento, por lo que en consecuencia no logra los movimientos característicos de la articulación del hombro. En la Figura 1.8 se puede observar un modelo 3D de dicho concepto.

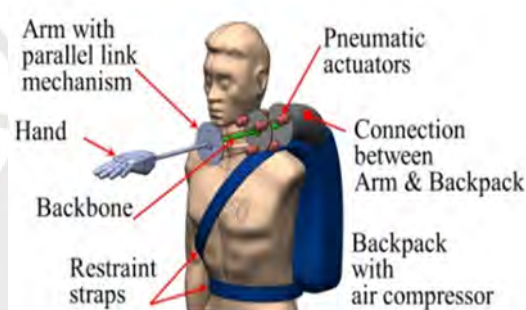


Figura 1. 8: Modelo 3D de prótesis de hombro con dinámica paralela y accionamiento neumático [Sekine, 2012]

Tomando en cuenta los trabajos presentados, sus capacidades según datos explícitos y logros alcanzados, la Tabla 1.1 muestra una comparativa entre los trabajos de distintos autores según atributos que una prótesis para una amputación desarticulada de hombro debería tener en cuenta.

Tabla 1. 1: Comparación de atributos entre las prótesis en desarrollo

Año	Autor	Atributos						
		Capacidad de carga	Velocidad Angular en articulación	Rango de movimiento.	Precisión	Extensión/ Flexión	Abducción/ Aducción	Rotación
2016	Bernal	medio	medio	amplio	n/a	x	x	x
2020	Kimizuka	bajo	bajo	limitado	medio	x	-	-
2011	Lipschutz	bajo	medio	medio	bajo	x	x	-
2016	Deka	medio	medio	amplio	alto	x	x	x
2014	APL	bajo	medio	amplio	alto	x	x	x
2018	Naranjo	medio	medio	limitado	alto	x	-	-
2012	Sekine	medio	alto	medio	alto	-	-	-

Los autores que ahora dirigen el mercado de vanguardia e investigación [DARPA, 2016], [APL, 2014] coinciden en que los atributos de extensión/flexión, abducción/aducción y rotación son indispensables en el desarrollo de una articulación del hombro. Atributos de los cuales no cumplen los autores que utilizan mecanismos paralelos [Naranjo, 2018], [Sekine, 2012]. Sin embargo, es de notar que hay un mejor rendimiento en los atributos de capacidad de carga y velocidad de movimiento para prótesis que usan mecanismos paralelos [Naranjo, 2018], [Sekine, 2012].

Del análisis de los antecedentes y prótesis existentes, se llega a la conclusión que los mecanismos paralelos tienen la capacidad de mejorar el desempeño en las áreas de fuerza y velocidad.



## **CAPÍTULO 2**

### **DISEÑO CONCEPTUAL**

En este capítulo se establecen los requerimientos de usuario, las funciones del sistema mecatrónico, los conceptos de solución y el diseño conceptual propuesto.

#### **2.1 Requerimientos del Sistema**

En esta sección se establecen los requerimientos de diseño del sistema, considerando logros de fuerza, velocidad y rango de movimiento de las prótesis mostradas en el Capítulo 1, así como los requerimientos y cargas máximas del hombro biológico.

*a) Función Principal:* La función principal de este mecanismo será emular los movimientos del hombro, buscando brindar una alternativa de solución a los mecanismos seriales previamente revisados en el estado del arte y de esta manera aportar más velocidad y capacidad de carga a las prótesis para amputaciones desarticuladas de hombro.

*b) Peso:* El hombro biológico se estima que pesa 2.7 kg en promedio. A nivel de prótesis en desarrollo, el peso de toda la prótesis está en un rango de 1.35 kg [Kimizuka, 2020] a 4.7 kg [DARPA,2016], mientras que en el peso de estas prótesis por encima del codo se encontró de 3.45 kg [APL, 2014] y 1.3 kg [Deka, 2016]. Además, es necesario reducir la asimetría producida por la amputación [ISPO, 2012]. Por lo tanto, se estima que el requerimiento de peso del mecanismo completo debe estar entre 2 a 2.5 kg.

*c) Velocidad Angular de la Articulación:* En el hombro biológico se llegan a alcanzar velocidades de hasta 7500 deg/s [Montoro, 2020]. A nivel de prótesis en desarrollo se tienen datos explícitos de 120 deg/s [APL, 2014], 286.5 deg/s [Bernal, 2016] y 100 deg/s



[Naranjo, 2018]. Se pueden inferir otros datos de los videos mostrados y foros de preguntas en velocidades de 90 deg/s aprox. para el modelo de Luke Arm [DARPA, 2016], mas este no es un valor oficial. Lo que se quiere con este trabajo es obtener un significativo aumento en la capacidad física de la prótesis empleando mecanismos paralelos, por lo que se tendrá como requerimiento de diseño una velocidad angular máxima de 600 deg/s.

*d) Capacidad de Carga:* Debido a la poca información sobre capacidad de carga de las prótesis en desarrollo vistas anteriormente, se utilizará información de los logros mostrados en videos y experiencias con usuarios, así como como información en foros. Se encontró como dato explícito de esta capacidad de carga 15.88 kg [APL ,2014]. También, en el caso de DARPA según los foros de pregunta se dice que Luke Arm está diseñado para actividades cotidianas, como levantar una caja de leche o la bolsa del mercado. Otros trabajos presentan datos más específicos, los cuales se cuantifican en medidas de torque. La prótesis diseñada por Bernal [2016] alcanza un torque máximo de 6.00 Nm con una carga externa de 1.50 kg en el extremo de la prótesis. En la prótesis del manipulador paralelo 3RRR [Naranjo, 2018] se utilizaron servomotores de 1.25 Nm; sin embargo, después de emplear el mecanismo paralelo se logró aumentar el torque en la flexión a 2.10 Nm.

Adicionalmente, se tiene la información de la capacidad de carga de una persona promedio; por lo que, mediante estática y antropometría, se puede obtener la capacidad de carga en términos de torque. En la Figura 2.1 se aprecian las medidas antropométricas de una persona, entonces, con estas medidas antropométricas y los valores de cargas vistas en el capítulo anterior se realizarán los cálculos de las cargas en términos de torque (Nm).

Entonces, para el movimiento de abducción se puede estimar que anatómicamente se logra un torque de 43 Nm, mientras que para el movimiento de flexión se logra un torque de 52 Nm aproximadamente. Asimismo, en la abducción horizontal se estima un torque de 138.33 Nm y en la aducción horizontal un torque de 46.2 Nm. Finalmente, en la aducción del hombro se estima un torque 113.85 Nm. En la Figura 2.2 se puede observar dichos torques para cada uno de los movimientos del hombro. Teniendo en cuenta estos valores, para el presente trabajo se tomará como requerimiento de diseño para el movimiento de abducción un torque de 40 Nm, para el movimiento de aducción un torque de 100 Nm, para el movimiento de flexión/extensión un torque de 50 Nm y de abducción horizontal un torque de 120 Nm. En la Tabla 2.1 se presenta dicha información organizada.



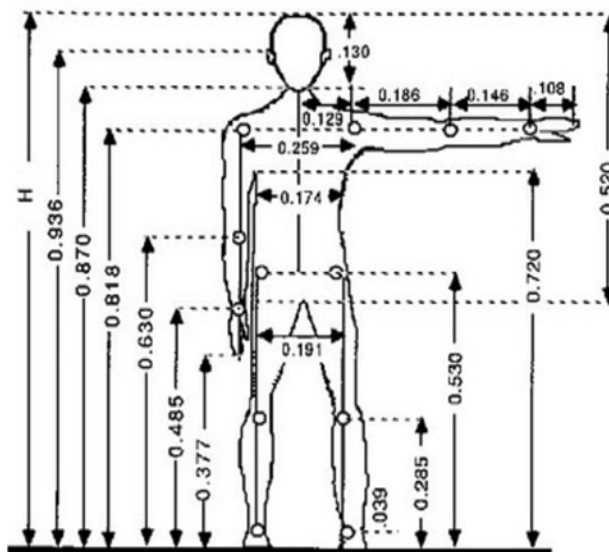


Figura 2. 1: Antropometría de una persona promedio [Arturo, 2010]

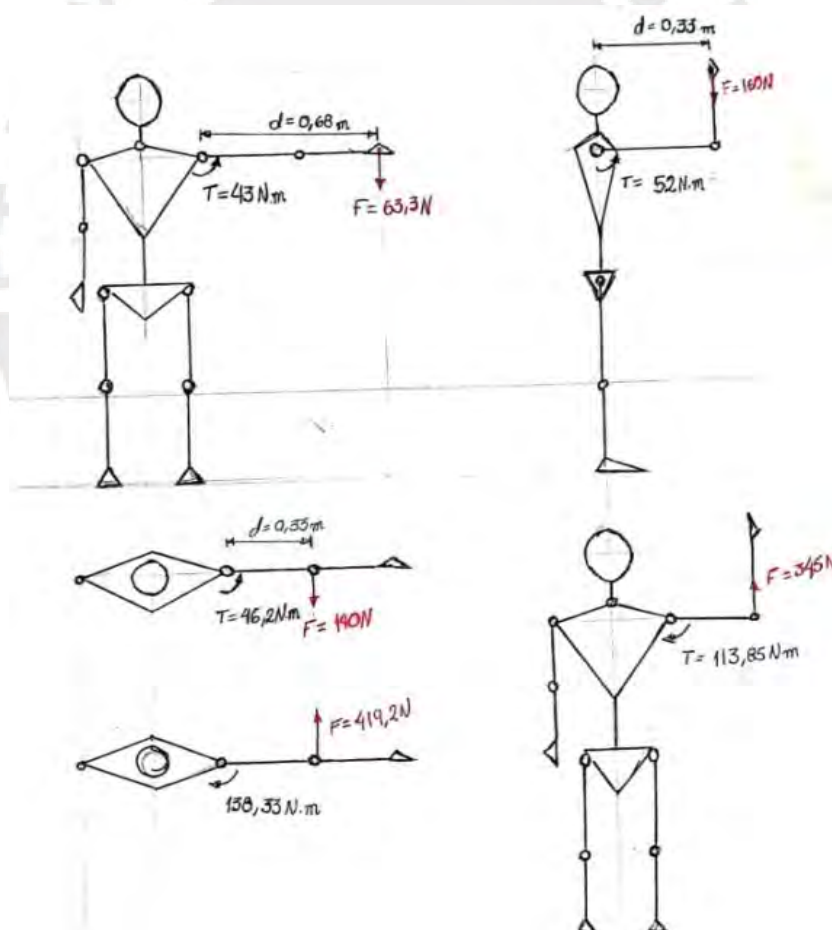


Figura 2. 2: Torques máximos del hombro que puede realizar una persona promedio

Tabla 2.1: Valores de fuerza máximos según el tipo de movimiento

Movimiento	Torque [Nm]
Abducción	40
Aducción	100
Abducción horizontal	120
Flexión/exención	50

*e) Rango de Movimiento:* Otro factor importante a considerar en los requisitos de diseño es el rango de movimiento de la prótesis. Para este requerimiento se buscará cumplir con un rango de movimiento un poco menor que el de un hombro biológico, pero con todos los movimientos característicos de esta articulación. En el movimiento de abducción se buscará cumplir con  $100^\circ$ , en el movimiento de flexión se buscará  $90^\circ$ , en el movimiento de abducción horizontal se buscará  $100^\circ$  y finalmente se buscará  $90^\circ$  en rotación. En la Tabla 2.2 se presenta dicha información organizada.

Tabla 2. 2: Rango de Movimiento en grados sexagesimales

Movimiento	Rango [ $^\circ$ ]
Abducción	0-100
Abducción horizontal	0-100
Rotación	0-90
Flexión/exención	0-90

*f) Control:* El sistema de control que se propondrá para este trabajo será mediante comandos de computadora, los que ejecutarán las trayectorias de movimiento previamente definidas por un modelo matemático del mecanismo. El sistema de control se diseña sobre un modelo MIMO de lazo abierto. Sin embargo, para cada actuador del mecanismo de lazo abierto se propondrá un modelo de control de lazo cerrado con un controlador PID.

*g) Alimentación y autonomía:* La prótesis desarticulada de hombro desarrollada por Deka [2016] posee tres tipos de alimentación disponibles. El primer tipo de alimentación es a través de una batería interna, el segundo tipo es una batería externa y el tercer tipo es una configuración donde hay una batería interna y una batería externa. Todas las baterías que usa son de tipo Li-Ion recargables y soportan arriba de 7 A. En la documentación de esta prótesis se especifica que el tiempo de duración de la batería depende mucho del patrón de uso, el tiempo de vida de la batería y la configuración de la prótesis. Por otro lado, la prótesis modular desarrollada en el Laboratorio de Física Aplicada de la John Hopkins [APL, 2014] solo especifica el voltaje de trabajo, el cual es de 24 V. Este mecanismo pretende ser hecho para

que el paciente pueda no solo realizar las tareas cotidianas sin tener la capacidad de realizar algún deporte o alguna actividad que requiera mayor esfuerzo. Por esta razón, debe tener una autonomía de 3 horas en circunstancias donde el sistema se encuentre periódicamente a carga plena. Además, la alimentación se configurará de tal manera que pueda ser compacta y portable, por lo que como requerimiento de usuario se deberá tener como alimentación el uso de baterías.

*h) Fabricación:* En lo que se refiere a la fabricación de piezas, y en función al material de la misma, se tomará en cuenta la manufactura aditiva (impresión 3D) en polímeros o la manufactura convencional (con o sin arranque de viruta) en metales. Para componentes más genéricos se utilizarán de fácil acceso en el mercado nacional o internacional.

*i) Montaje:* El montaje de este mecanismo en la etapa de investigación se realizará de manera modular con el fin que se puedan reemplazar piezas de manera rápida u optimizar su diseño a futuro. El montaje y ensamblaje debe permitir un correcto mantenimiento, y ser de fácil acceso a cualquier parte del mecanismo, con el fin de poder reparar fallas o daños.

*j) Materiales:* En los requerimientos de materiales se utilizarán polímeros y metales. Se tomará en cuenta el peso de la prótesis para su fabricación. Es necesario que los materiales sean impermeables y anticorrosivos, ya que estarán expuestos a la intemperie. Además, será necesario que las partes del mecanismo sobre las cuales recaiga la transmisión de la fuerza sean de un material que posea una alta resistencia mecánica.

*k) Ergonomía:* La disposición del mecanismo no limitará el movimiento de otras partes del cuerpo como el cuello, la columna o la cintura. Además, se evita el contacto directo con la piel del paciente para evitar irritación por fricción, algún golpe o herida provocada por el movimiento del mecanismo. Finalmente, se contemplan puntos de anclaje convenientes, para que la fuerza pueda ser transmitida sin dañar al paciente o causarle alguna incomodidad.

*l) Costos:* En consideración del sector socioeconómico al que pertenece la población que padece de este tipo de amputación se buscaran costos de fabricación no elevados, con el fin de que la mayor parte de la población afectada pueda tener acceso a estas prótesis con este tipo de mecanismo paralelo.

En la Tabla 2.3 se presenta una síntesis de los requerimientos de diseño.

Tabla 2. 3: Síntesis de los requerimientos de diseño

Requerimientos	Descripción
Función Principal	Mecanismo que emule los movimientos del hombro de manera orgánica
Peso	El mecanismo tendrá un peso dentro del rango de 2-2.5 kg
Velocidad Angular	La velocidad angular máxima en la articulación del hombro será de 600 °/s
Capacidad de Carga	Permitirá ejercer un troque máximo acorde a una persona promedio en cada movimiento del hombro. <ul style="list-style-type: none"> <li>- 40 Nm en abducción</li> <li>- 100 Nm en aducción</li> <li>- 120 Nm en abducción horizontal</li> <li>- 50 Nm en Flexión/extensión</li> </ul>
Rango de movimiento	Permitir cada uno de los movimientos característicos del hombro. <ul style="list-style-type: none"> <li>- Abducción: 0-100°</li> <li>- Abducción horizontal 0-100°</li> <li>- Rotación: 0-90°</li> <li>- Flexión/extensión: 0-90°</li> </ul>
Control	Se realizara el control mediante comandos de computadora
Alimentación y Autonomía	Usará baterías y presentará una autonomía de 3 horas
Fabricación	Se buscarán piezas genéricas accesibles en el mercado nacional o internacional Se fabricaran piezas no existentes en el mercado con impresión 3D
Montaje	Montaje modular
Materiales	Se utilizarán polímeros y metales. Se emplearan materiales de alta resistencia mecánica, impermeables y anticorrosivos.
Ergonomía	El mecanismo no debe limitar otros movimientos del paciente y además no tendrá contacto directo con la piel del paciente
Costo	Costos de fabricación accesibles para el sector de la población objetivo

## 2.2 Estructura de Funciones

Las funciones que realizará este mecanismo serán mecánicas, de control y de planeamiento de movimientos. En la Figura 2.3 se muestra la estructura de funciones del dispositivo a desarrollar en el presente trabajo.

En el ámbito de control se usará como señal de entrada un joystick para enviar la posición y orientación de la plataforma. Además, se tendrá un modelo matemático para planear las trayectorias, el cual recibirá la señal del joystick y realizará la cinemática y cinética inversa del mecanismo paralelo, con el fin de obtener longitudes, torques y voltajes necesarios para transmitir las señales al módulo de control. El módulo de control usará controladores PID para cada actuador del mecanismo en un esquema de control en lazo cerrado. En el ámbito mecánico, el mecanismo constará de dos etapas. La primera será la de transmisión de potencia donde, mediante relaciones de transmisión, se ajustarán los torques y desplazamientos

necesarios. Toda esta transmisión de potencia y su comportamiento diferencial estarán considerados en el módulo de control. En la segunda etapa se tiene el mecanismo paralelo para los movimientos realizados por el hombro.

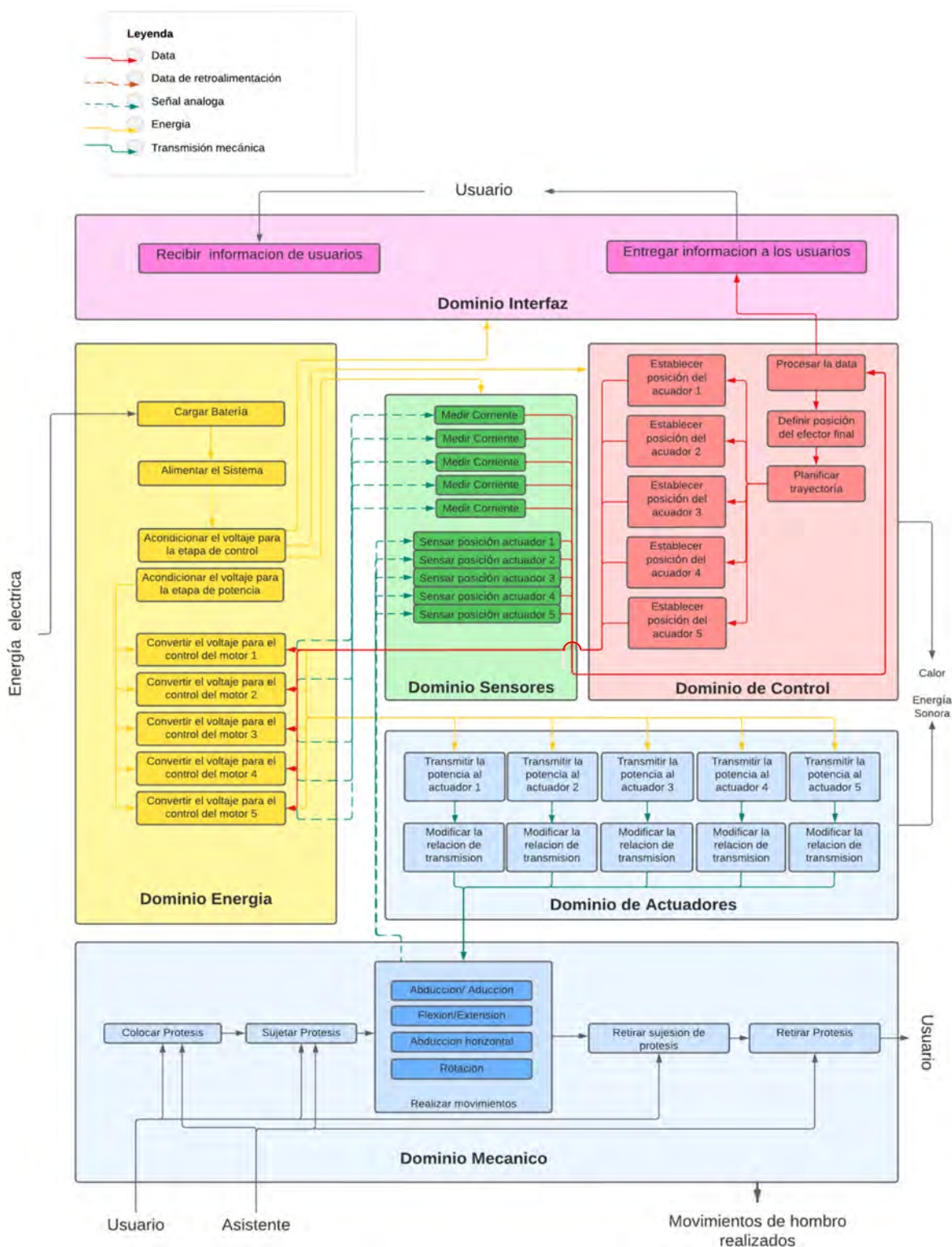


Figura 2. 3: Diagrama de la Estructura de funciones



## 2.3 Conceptos Solución

En la presente sección se plantean los conceptos solución en base a diferentes posibilidades expuestas en la matriz morfológica, la cual se muestra en el Anexo A. Estas propuestas son evaluadas resaltando las ventajas y desventajas. Se toma en cuenta el cumplimiento de los requerimientos, y se escoge el concepto que cumpla y se adecue mejor con los requerimientos de diseño planteado en secciones anteriores.

Cabe resaltar que esta sección se enfoca principalmente en el dominio mecánico. Es decir, se plantea un concepto de solución para el sistema de transmisión de potencia y el mecanismo paralelo que emulará los movimientos del hombro. Los dominios de control, energía, sensores, actuadores e interfaz se evalúan en función de eficiencia, costo, poder de procesamiento y potencia.

### 2.3.1 Solución 1

La primera solución evalúa el uso del robot delta como el mecanismo paralelo. Los actuadores que se usarán serán servomotores. Este robot puede mover su efector final con una velocidad de hasta 10 m/s en entornos industriales [Pedraza, 2015]. Además, pueden levantar cargas de hasta 16 kg. El mecanismo constaría de tres actuadores acoplados mediante bielas y articulaciones esféricas a una plataforma móvil, la cual será el efector final del robot. La plataforma posee 3 grados de libertad en traslación [Rey, 1999].

Una de las ventajas de esta solución es que el sistema de transmisión de potencia está integrado dentro de los servomotores por lo que ocuparía un espacio reducido. Otra ventaja a resaltar es la velocidad del mecanismo, la cual nos permitiría alcanzar el requerimiento de diseño planteado en secciones anteriores. También, es un concepto de solución sencillo el cual tiene varias partes que se podrían encontrar en el mercado. Sin embargo, la mayor desventaja de este concepto radica en la diferencia de tipos de GDL que tiene con el hombro biológico. Este mecanismo posee 3 GDL en traslación en cada uno de sus ejes respectivamente [Rey, 1999]; mientras el hombro biológico no tiene ningún GDL en traslación, sino que posee 3 GLD de rotación. Esta diferencia hace cuestionar si será posible la realización de todos los movimientos característicos del hombro. En la Figura 2.4 se puede observar el concepto de Solución 1.



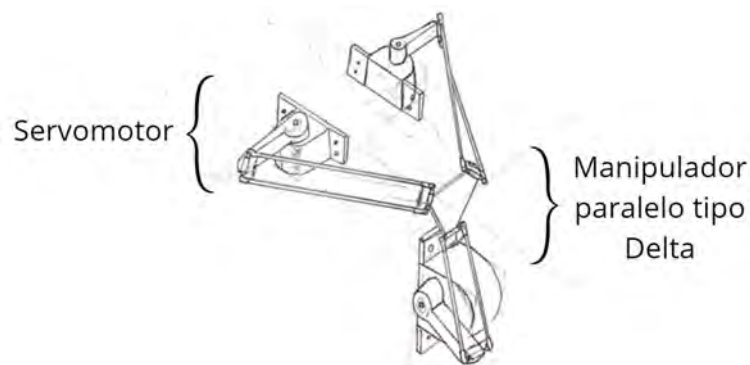


Figura 2. 4: Concepto de solución con un robot delta

### 2.3.2 Solución 2

La solución que se verá en esta sección consiste en una adaptación de la plataforma Stewart, con el fin de poder cubrir el rango de movimiento y movimientos característicos del hombro. En esta solución se usarán pistones telescópicos de doble efecto como los actuadores lineales del mecanismo paralelo, los cuales estarán unidos a la plataforma móvil mediante articulaciones esféricas. Este mecanismo posee 6 GDL y tiene gran fuerza ya que estará impulsado por 5 actuadores de transmisión hidráulica. Estos actuadores están acoplados a encajes esféricos, los cuales estarán atornillados al socket de la prótesis.

Los actuadores lineales recibirán el empuje del fluido de un sistema de transmisión de potencia, que se ubicaría en una mochila. Dicho sistema estará compuesto por un tanque reservorio, y una motobomba acoplada a una caja de engranes para aumentar el torque; luego, habrá un mecanismo de transformación de fuerza para obtener un movimiento lineal. A la salida del mecanismo de transformación de fuerza se tendrá un vástago dentado que pertenece a un pistón de doble efecto, el cual se encargará de empujar el fluido hacia los pistones telescópicos del mecanismo paralelo. Dentro del mecanismo de transmisión en la base del cilindro del pistón habrá un sensor de distancia de luz infrarroja. La luz infrarroja rebotará en un disco que estará unido al vástago dentado. Este sensor será la señal de para el control realimentado de cada actuador. Este sistema de transmisión estará acoplado a un contenedor juntamente con el sistema electrónico. Dicho contenedor se usará como una pequeña mochila en la espalda del paciente.

Una de las ventajas de esta solución es la factibilidad de la realización de los movimientos característicos, esto debido a los GDL que posee este mecanismo. Otra ventaja es la fuerza y precisión que posee la plataforma Stewart, ya que para realizar un movimiento todos los

actuadores intervienen y sirven de soporte entre sí. No obstante, esta solución no posee de muchos componentes que puedan ser encontrados en el mercado. Otra desventaja también es que el costo de fabricación puede ser un poco más elevado que la solución anterior.

En la Figura 2.5 se muestra el mecanismo paralelo correspondiente a la propuesta de Solución 2.

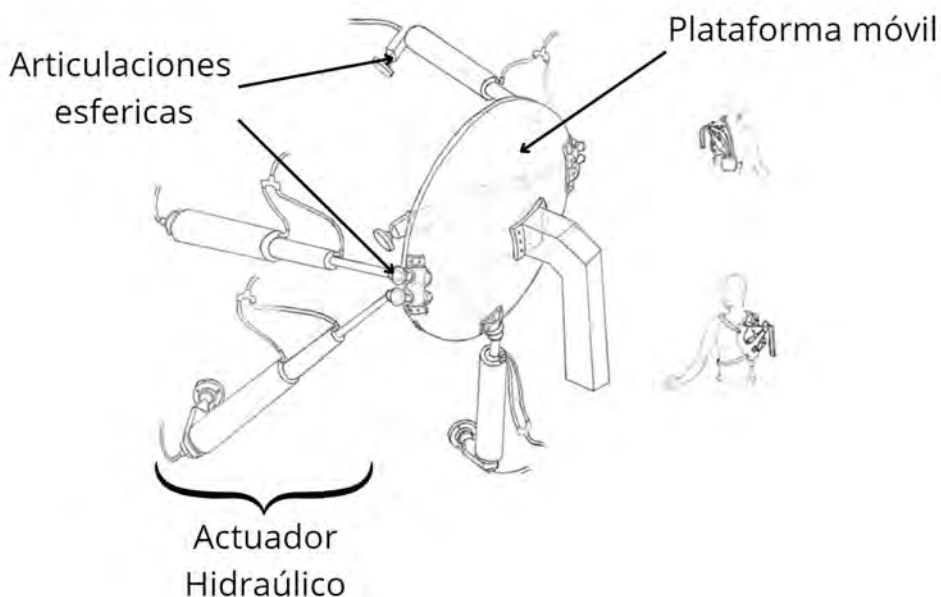


Figura 2. 5: Concepto de solución con una plataforma Stewart

### 2.3.3 Solución 3

La Solución 3 es similar a la Solución 2. Esta solución mantiene el mismo concepto de utilizar la plataforma Stewart como mecanismo paralelo que imite los movimientos del hombro. La diferencia de esta solución es cambiar el sistema de transmisión y utilizar actuadores eléctricos, los cuales serían más comerciales.

Una de las ventajas de esta solución es que las piezas serán fáciles de conseguir y no se requerirá de tanto diseño de componentes. Otra ventaja es la de mantener el rango de movimiento y la capacidad para realizar los movimientos característicos del hombro. Sin embargo, al tener todo el mecanismo de transmisión de potencia en el hombro será difícil poder variar los parámetros de torque y velocidad para alcanzar los requerimientos de diseño propuestos. En la Figura 2.6 se muestra la solución planteada en esta sección.

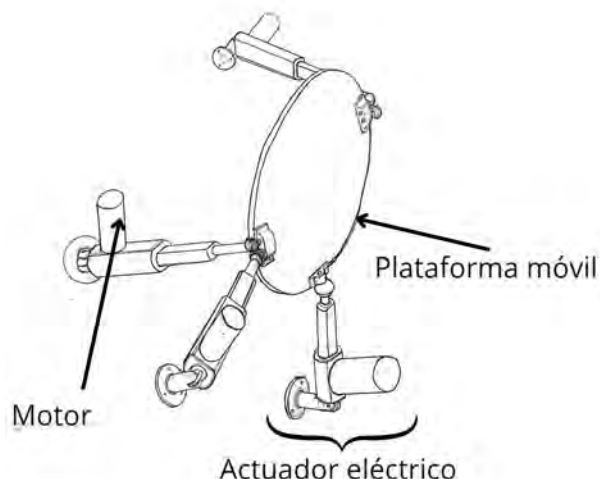


Figura 2. 6: Concepto de solución con una plataforma Stewart y actuadores eléctricos

#### 2.3.4 Solución 4

La Solución 4, al igual que la Solución 2 y 3, estará basada en la plataforma Stewart como mecanismo paralelo. Esta solución plantea usar un sistema de transmisión neumática, el cual estará compuesto por un compresor de aire y un sistema de electroválvulas, los cuales se serían ubicados en una mochila en la espalda del paciente.

Esta solución, mostrada en la Figura 2.7, tiene como principal ventaja ser un sistema modular, lo que permite un mantenimiento adecuado. Otra ventaja es la velocidad que ofrecen los sistemas neumáticos. Sin embargo, la más grande desventaja de este sistema sería el tamaño que requeriría para operar. Además, se requeriría un costo de mantenimiento más elevado. En adición, la potencia del compresor sería limitada por el espacio disponible.

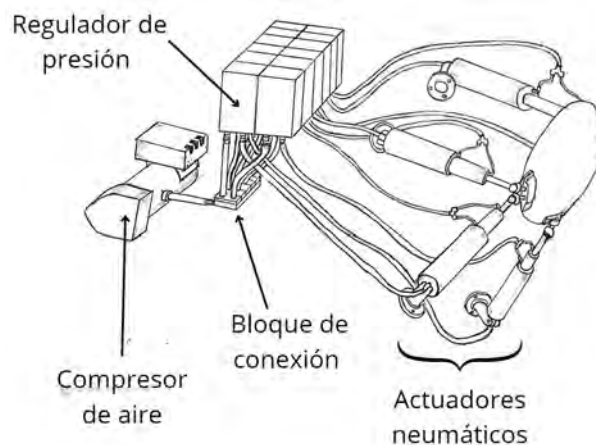


Figura 2. 7: Concepto de solución con una plataforma Stewart y sistema de actuación neumático

## **2.4 Solución Óptima**

En esta sección se evaluarán todas las alternativas y se seleccionará el diseño conceptual más apropiado para el cumplimiento de los requerimientos, tanto para el área mecánica como de control y electrónica. Para esto, se realizará una tabla comparativa de ventajas y desventajas en función al nivel de importancia en el cumplimiento de los requerimientos de diseño.

### **2.4.1 Concepto Solución en el Dominio Mecánico**

Se realiza una comparación entre los conceptos solución propuestos en la sección anterior tomando en cuenta las ventajas y desventajas. El nivel de importancia estará en función de que tanto influyen dichas ventajas o desventajas en el cumplimiento de los requerimientos de diseño. El nivel de importancia estará en una escala del uno al cinco. A continuación, se presenta la Tabla 2.4 donde se apreciará lo señalado anteriormente.

De estas comparaciones se llega a la conclusión de que las Soluciones 1 y 3 poseen la ventaja de que sus partes son más accesibles comercialmente, y ambas pueden cumplir con el requisito de velocidad angular, pero al ser sistemas integrados es más difícil la manipulación de parámetros como torque y relación de transmisión. Estos parámetros son importantes para poder alcanzar los requerimientos de diseño de torque, velocidad angular. En el caso de la Solución 4 el principal factor que no permitiría cumplir con los requerimientos de diseño de peso, costo y ergonomía, sería el diseño no compacto en conjunto con el costo de mantenimiento del sistema neumático. Sin embargo, la Solución 2 cuenta con la capacidad de cumplir con los requerimientos de diseño de peso, velocidad angular, torque, ergonomía y rangos de movimiento. En su defecto habrá que plantear bien los costos de fabricación para poder cumplir satisfactoriamente con este requisito de diseño.

De la Tabla 2.4 y la evaluación sobre ventajas y desventajas, se concluye que el concepto solución más óptimo para alcanzar todos los requisitos de diseño es la solución número 2, por lo que esta será usada como concepto solución en el presente trabajo.

Tabla 2. 4: Ventajas y desventajas de las soluciones propuestas

Solución	Ventajas		Desventajas	
	Descripción	Nivel de importancia	Descripción	Nivel de importancia
1	Diseño compacto	4	Limitación de potencia	5
	Velocidad	5	GDL incompatibles con el hombro biológico	5
	Partes comerciales	3		
2	GDL Compatibles con el hombro biológico	5	Partes no comerciales	4
	Fuerza	5	Incrementa costo de fabricación	5
	Velocidad	5		
	Precisión	5		
3	Partes comerciales	3	Difícil manipulación de los parámetros de relación de transmisión	3
	Velocidad	5		
	Precisión	5		
	Diseño compacto	4	Aumento de peso en el hombro	4
4	Sistema Modular	5	Diseño no compacto	4
	Velocidad	5	Costo de mantenimiento elevado	3
			Potencia limitada	5

### 2.4.2 Concepto Solución en el Dominio de Control

En la etapa de control todas las alternativas propuestas en la matriz morfológica de la sección anterior se pueden integrar de tal manera que se cumpla con el objetivo, por lo que en esta etapa se realizara la evaluación en función de dificultad de uso y de costos.

En primer lugar, se tiene la función de definir la posición del efector final. Se tienen como propuestas de solución el uso de coordenadas cartesianas, así como el uso de ángulos de control y también el uso de una matriz de transformación homogénea. Las coordenadas Cartesianas carecerían de información necesaria para establecer la pose del mecanismo, por lo cual no es una solución viable. El uso de una matriz homogénea si tendría toda la información necesaria para establecer la pose del mecanismo deseado, pero como entrada es muy abstracta y se requeriría de una función adicional para establecer un control intuitivo con el joystick del mando. Sin embargo, el uso de ángulos de control cumple con información concreta que también es útil al momento de visualizar estos datos como entrada. Por lo tanto, se escogerá como concepto solución el uso de los ángulos de control, ya que es la más sencilla de traducir desde el joystick.



En la función de procesar la información se tienen tres opciones. La primera opción es usar un microprocesador. Sin embargo, esta opción es muy costosa y no se requiere de un sistema operativo tan pesado para procesar la data, por lo que se exploran otras alternativas donde se puedan implementar sistemas de control en tiempo real. Por simplicidad y costos se utilizará un microcontrolador, pues un FPGA es tiene un costo más elevado y se tiene que diseñar una arquitectura. No obstante, en trabajos futuros cuando se tenga que procesar mayor información convendría utilizar un FPGA para poder realizar tareas en paralelo.

En la función de planificar trayectoria se requiere obtener la posición de los actuadores. Se puede utilizar un modelo de control cinemático o cinético. El modelo de control cinético sería el más óptimo para un mejor control pues de los torques se puede obtener un valor para el voltaje de salida necesario para los actuadores. Sin embargo, obtener un modelo cinético de esta clase de mecanismos es muy complejo por lo que esta tesis se limitara al modelo cinemático para la obtención de la longitud de los actuadores en el mecanismo paralelo, el cual es una adaptación de la plataforma Stewart.

De la Tabla 2.4 y la evaluación de ventajas y desventajas, se concluye que la solución más óptima para cumplir con todos los requisitos de diseño es la número 2, por lo que será empleada como concepto solución en el presente trabajo.

### **2.4.3 Concepto Solución en el Dominio de Actuadores**

Después de contar con el concepto de solución del sistema mecánico y del sistema de control se selecciona un concepto solución para el sistema electrónico. De la solución del sistema de control, se ha considerado un control realimentado y del sistema mecánico se ha contemplado un motor eléctrico que pueda alcanzar un valor elevado de RPM para compensar la velocidad perdida en la relación de transmisión para incrementar el torque. En base a esto, se considera un motor DC de tipo Brushless y un sensor infrarrojo como señal de retroalimentación para sensor de la posición de los actuadores. Finalmente, para modificar la relación de transmisión en la solución seleccionada, se opta por emplear ambas opciones propuestas: en la primera etapa, se utilizan engranajes planetarios, seguidos de una segunda etapa que incrementa la velocidad de los actuadores del mecanismo paralelo mediante un sistema de inyección de fluido en el pistón telescópico de doble efecto.

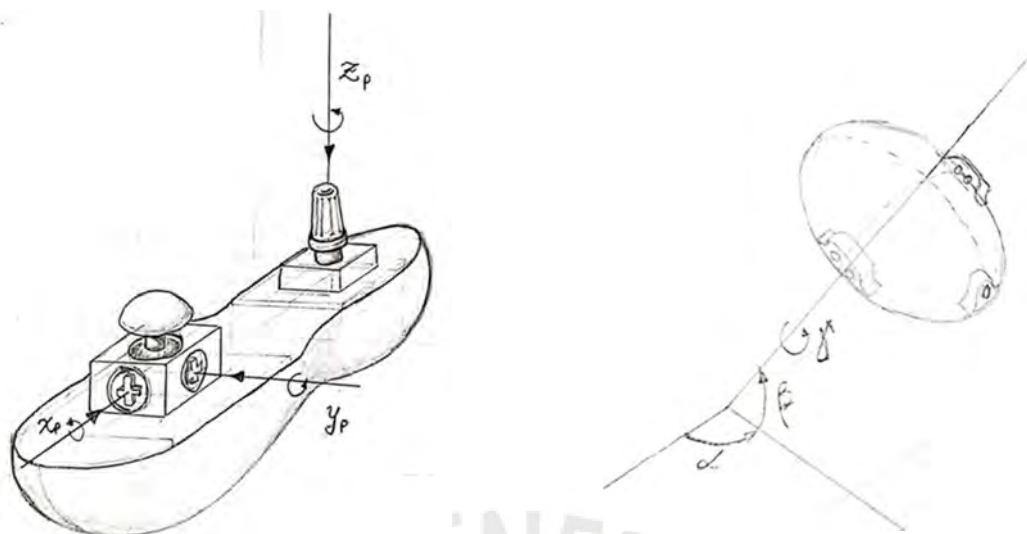
#### **2.4.4 Concepto de Solución en el Dominio de Sensores**

Como fuente de poder se utiliza un conjunto de baterías de litio. Estas baterías se cargarán haciendo uso de un circuito de carga BMS, pues este circuito es más común para la carga de baterías de litio; además, este circuito de carga es más comercial. En la función de convertir el voltaje a la etapa de control se hará el uso de un convertidor DC/DC de tipo Buck. Para convertir el voltaje en la etapa de potencia de utilizar un SCR, el cual es un driver típico para el motor Brushless. Por último, se utilizará un sensor de corriente de 50Amps. Esta medida se realizará con el fin de obtener un valor límite en la capacidad de fuerza que se puede lograr, según la capacidad de corriente que pueden soportar los motores Brushless.

#### **2.4.5 Concepto Solución en el Dominio de Interfaz**

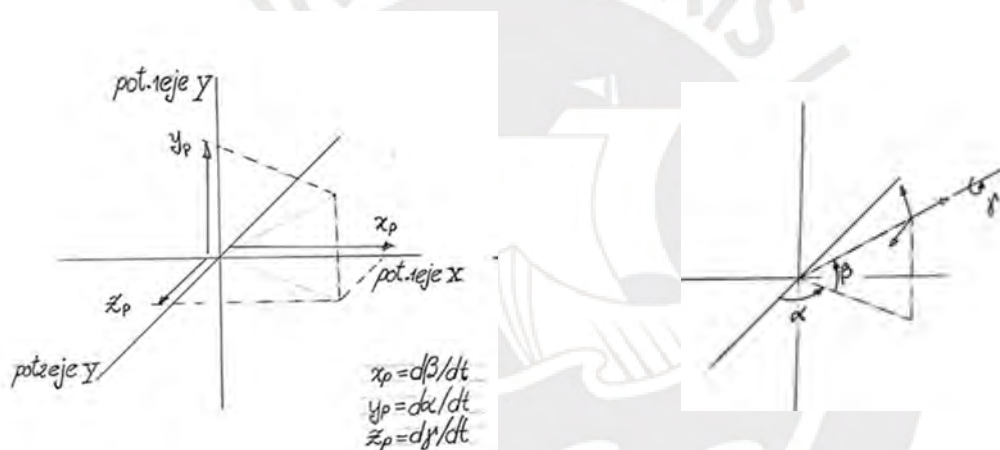
En la función de adquirir la información de entrada se tienen tres posibles soluciones, la primera sería el uso de potenciómetros como perillas, lo cual reduciría el costo de fabricación y el control sería simple. La segunda solución sería el uso de un teclado, siendo esta la opción más costosa y también más difícil de acceder a la información, pues se necesitaría conectar a un microcontrolador. La tercera opción sería hacer el uso de un mando, el cual en términos de costo estaría entre las opciones 1 y 2.

Se escoge como solución el uso de un mando, debido a que en el presente trabajo se ha planteado que el control sea mediante un operario externo, así se tendrá un control más intuitivo que el que se tendría solo con perillas. En la Figura 2.8 se observa cómo se planea modificar los ángulos de control con el mando. En ella se puede apreciar dos sistemas de referencia. El primer sistema de referencia pertenece al sistema de referencia compuesto por los valores de voltaje análogos proporcionados por los potenciómetros que se encuentran en los joysticks del mando. El otro sistema de referencia pertenece al sistema de referencia inercial (SRI) y no inercial (SRNI) del mecanismo físico.



(a) Potenciómetros en el mando

(b) Plataforma móvil y ángulos de control



(c) Relación entre potenciómetros y ángulos de control

(d) Ángulos de control

Figura 2. 8: Relación entre el mando y los ángulos de control

En la función de entregar información a los usuarios se tienen dos alternativas. La primera es con una pantalla LCD para visualizar en forma de barra de progresión la longitud de cada actuador y de manera numérica la corriente en cada motor. La segunda es utilizar barras Led para la longitud de cada actuador, mientras la corriente se verá reflejada en el color de los leds, los cuales variarían gradualmente del color verde a rojo, siendo el color verde la menor intensidad de corriente y el color rojo la máxima. De estas dos opciones se escogió la opción de la barra led por cada actuador, pues ofrece una interfaz más gráfica e intuitiva del estado del sistema. La Figura 2.9 esquematiza esta interfaz con un ejemplo de estado.

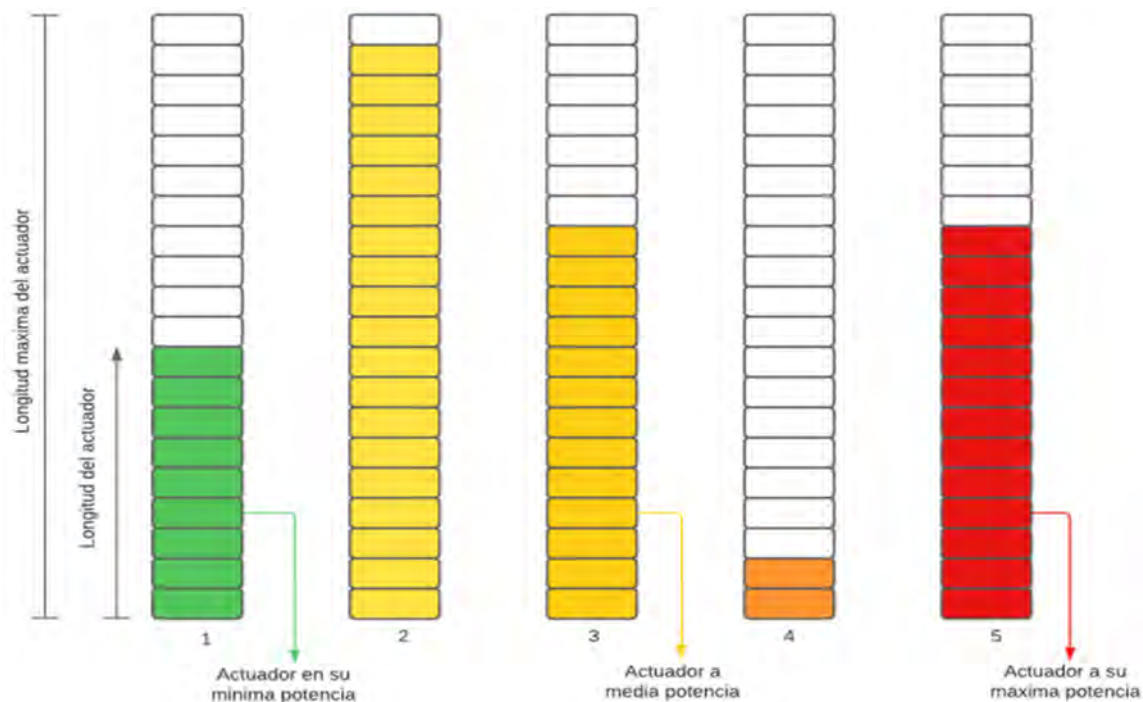
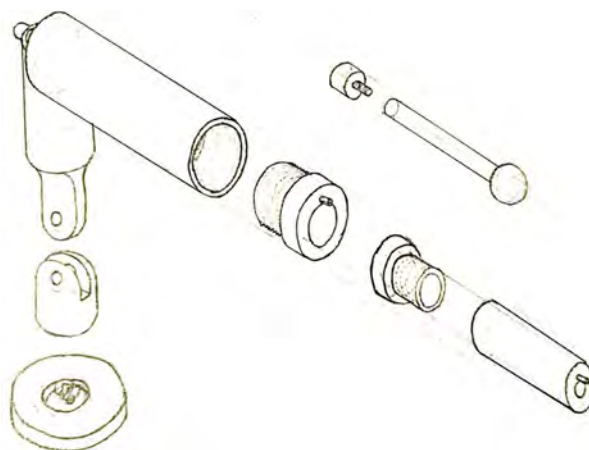


Figura 2. 9: Interfaz de salida para el usuario

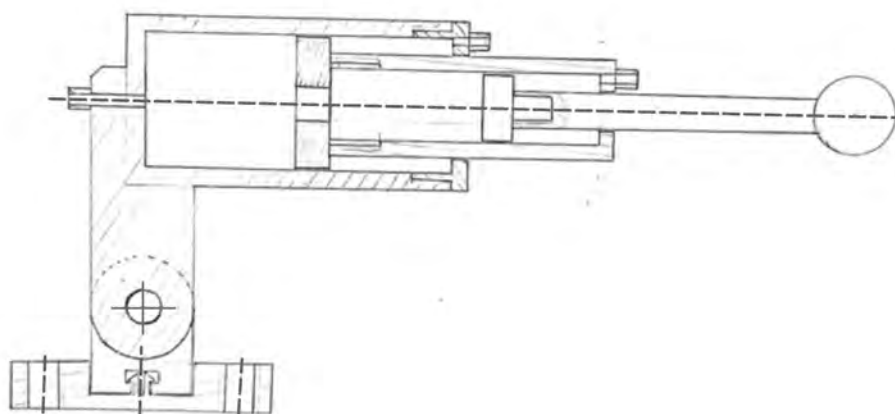
## 2.5 Proyecto Preliminar

En esta sección se presentan bocetos y esquemas de manera detallada e integrada de la solución propuesta como proyecto preliminar. Adicionalmente, se presenta el diagrama de flujo global del sistema y la arquitectura preliminar de hardware.

En la parte mecánica, el sistema consta de dos subsistemas. El primer subsistema es el mecanismo que realizará los movimientos característicos, el cual es una adaptación de la plataforma Stewart (mecanismo paralelo). Este mecanismo tendrá actuadores lineales telescópicos, los cuales en su base tendrán una articulación de dos grados de libertad y en la punta de su vástago se tendrá una articulación esférica. En la Figura 2.10a se presenta la vista seccionada del actuador en el mecanismo paralelo y en la Figura 2.10b se muestra la vista seccionada.



(a) Vista del actuador explosionado



(b) Vista del actuador seccionado

Figura 2. 10: Vistas del actuador telescópico

El segundo subsistema comprende el mecanismo de potencia que se conecta a los actuadores lineales mediante mangueras hidráulicas. Este mecanismo convierte el movimiento rotatorio en lineal y, mediante una caja de engranes planetarios, ajusta la relación de transmisión según los requerimientos de diseño. Además, se instalarán sensores, como un sensor infrarrojo para la detectar la posición del actuador lineal y un sensor de corriente para monitorear la potencia y la carga máxima del sistema.

En la Figura 2.11 se muestra el mecanismo de transmisión de potencia, el cual estará alojado dentro de un contenedor junto con el sistema de control, procesamiento de información y alimentación. Este contenedor estará dividido en tres compartimentos: el primero para el mecanismo de transmisión de potencia, el segundo para el



microprocesador, los controladores de los motores y el acondicionador de voltaje (sistema electrónico), y el tercero para las baterías.

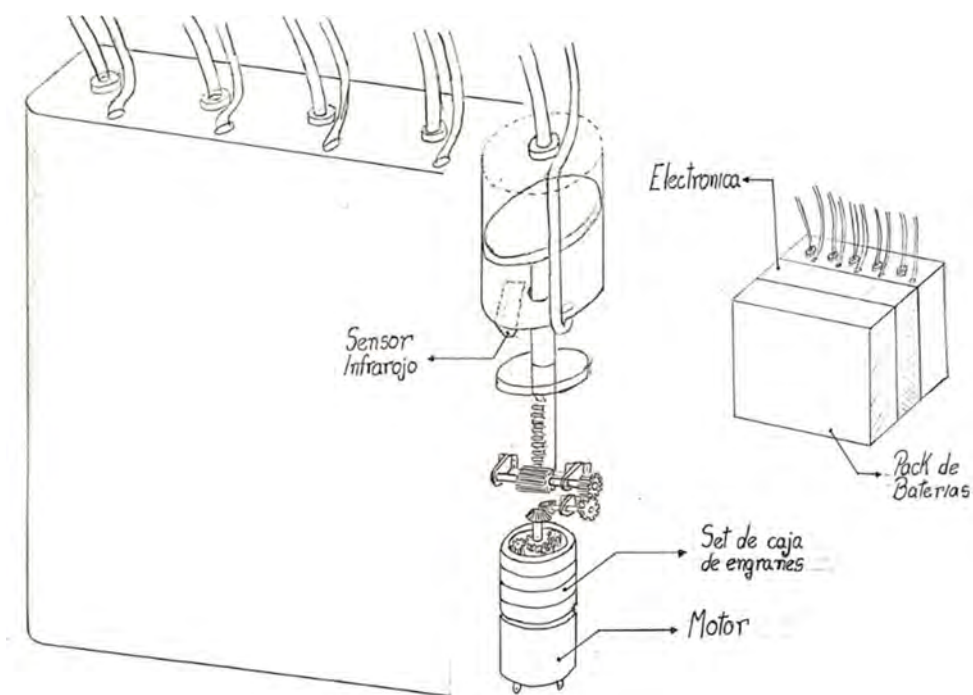


Figura 2. 11: Sistema de transmisión de potencia

La Figura 2.12 presenta una vista general del sistema mecatrónico integrado, mientras que la Figura 2.13 se presenta la arquitectura de hardware preliminar. En la arquitectura se puede apreciar el sistema de alimentación, el cual muestra dos redes eléctricas acondicionadas para la etapa de control y potencia. Además, se plantea las conexiones de los controladores de actuadores y sensores con el microcontrolador. También, se puede apreciar los periféricos que actuarán como interfaz, los cuales constan de un mando y una serie de barras leds.

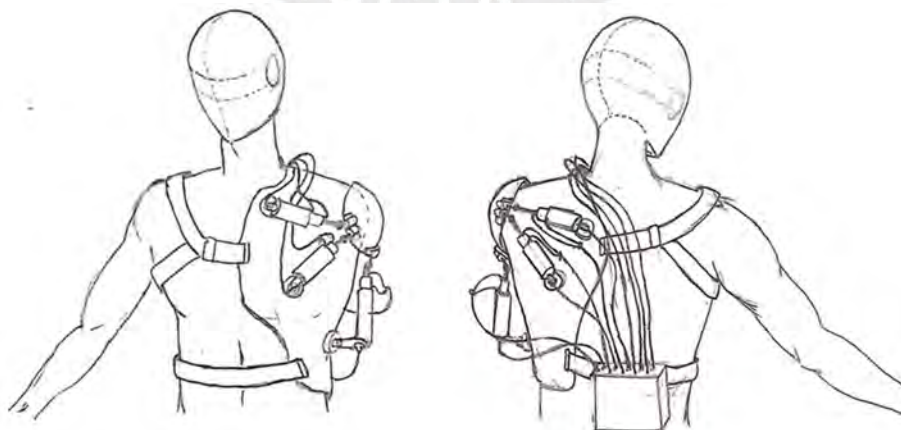


Figura 2. 12: Concepto de la propuesta

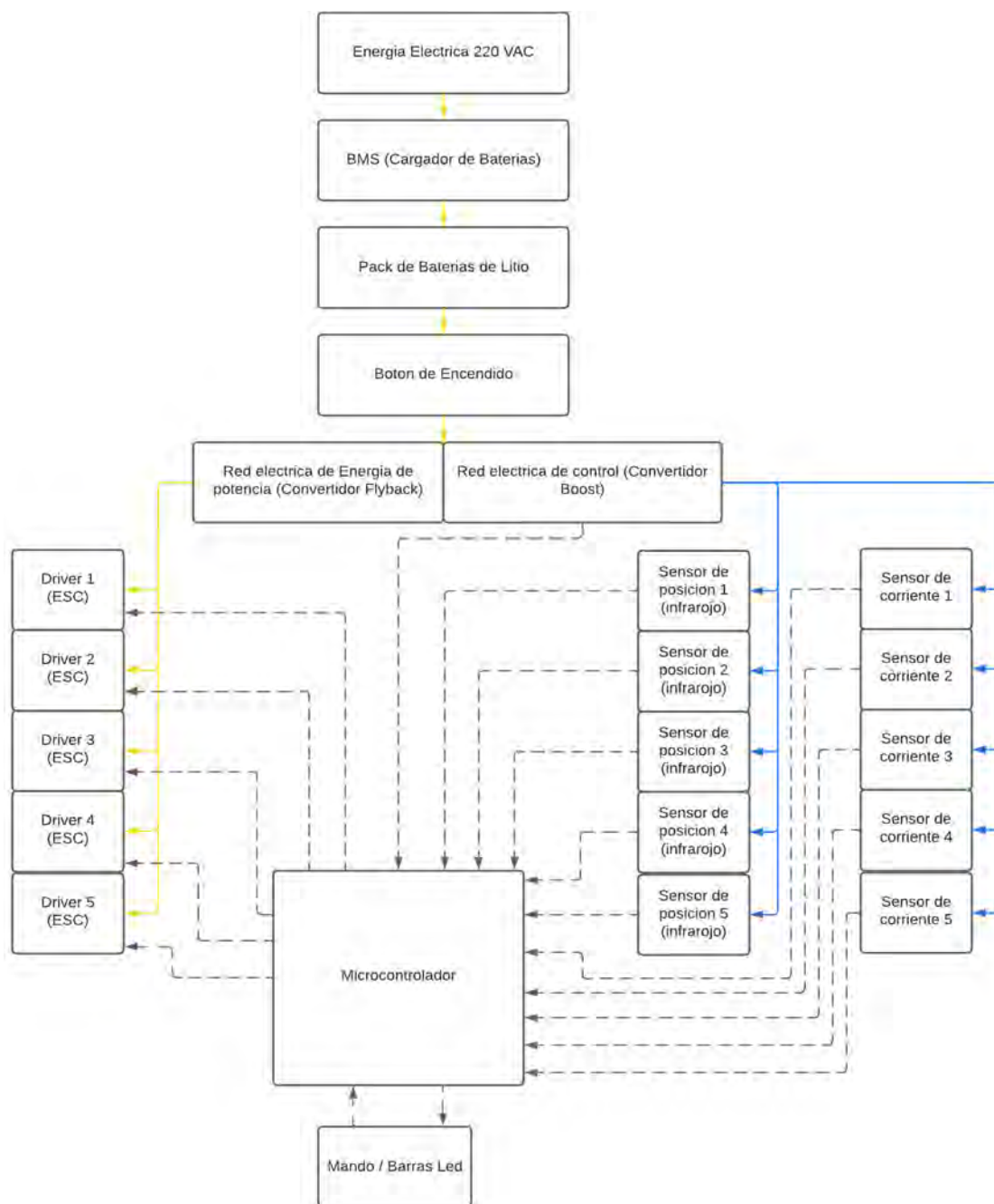


Figura 2. 13: Arquitectura de hardware preliminar

Finalmente, la Figura 2.14 muestra el diagrama de flujo del sistema, que inicia estableciendo en cero las variables. Luego mide el nivel de la batería; si es bajo se notifica y no se activan los actuadores hasta que el nivel se normalice, si es adecuado se mide la corriente en los actuadores para verificar si se alcanzó la corriente máxima. Si es así, el sistema se reinicia; de lo contrario, se evalúan las variables de control y se calcula la longitud de los actuadores. Si

algún actuador alcanza su longitud máxima, el sistema mantiene la posición anterior y repite el proceso de cálculo. Si no, actualiza los valores de longitud.

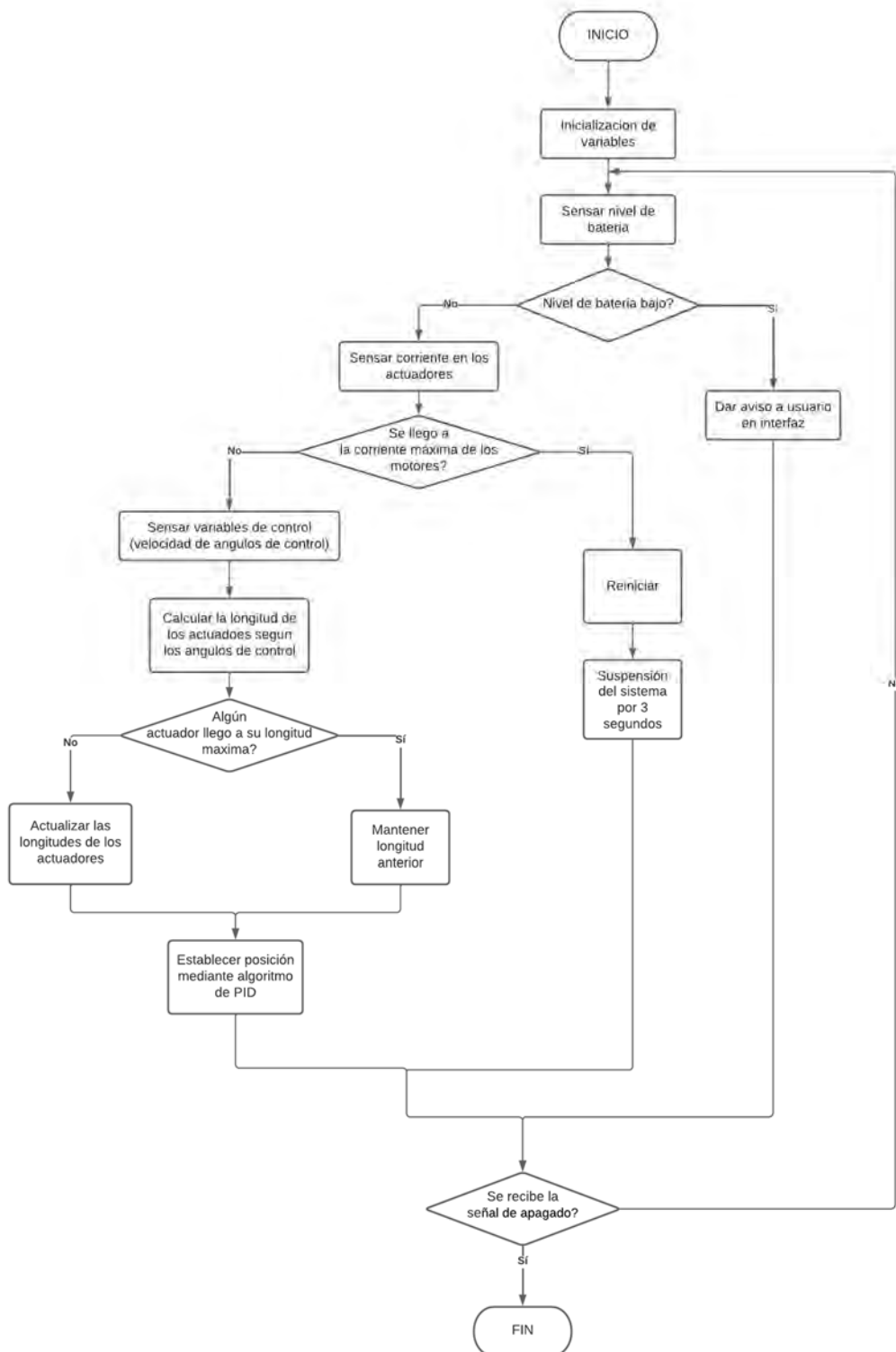


Figura 2. 14: Diagrama de flujo del Sistema

## CAPÍTULO 3

### MODELACIÓN Y SIMULACIÓN CINEMÁTICA

En este capítulo se realiza la modelación y simulación cinemática y, para esto, se realiza un análisis antropométrico para establecer una relación óptima de la disposición geométrica de los actuadores. Adicionalmente, se establece el modelo cinemático inverso del mecanismo paralelo, y se realizan simulaciones de movimiento para verificar el espacio de trabajo.

#### 3.1 Modelación Matemática del Mecanismo Paralelo

En primer lugar, se definen las constantes y variables a tratar:

$l_1$ : Longitud del actuador 1 [mm]

$l_2$ : Longitud del actuador 2 [mm]

$l_3$ : Longitud del actuador 3 [mm]

$l_4$ : Longitud del actuador 4 [mm]

$l_5$ : Longitud del actuador 5 [mm]

$\alpha, \beta, \gamma$ : Ángulos de control [°]

$S_p$ : Vector de posición desde el SRI hacia el SRNI [mm]

$S_b$ : Vector de posición desde el SRI hacia la base de anclaje del actuador [mm]

$k_b$ : Vector desde la base de anclaje hacia la base del cilindro [mm]

$d$ : Vector desde el SRNI hacia la articulación esférica con el actuador [mm]

$\hat{i}, \hat{j}, \hat{k}$ : Vectores canónicos del SRI [mm]

$\hat{i}_p, \hat{j}_p, \hat{k}_p$ : Vectores canónicos del SRNI [mm]

$\hat{n}, \hat{t}, \hat{b}$ : Vectores canónicos del SRNI solidario a la plataforma móvil [mm]

Luego, se establecen los sistemas de referencia para desarrollar el modelo matemático: un SRI fijo al cuerpo del paciente, y un SRNI fijo a la plataforma móvil del mecanismo paralelo. El SRNI se mueve sobre la superficie de una esfera de radio “R”, con su eje z ortogonal al plano tangente en su posición, mientras que los otros dos ejes pertenecen al plano tangente de la esfera. Con estos sistemas, se determina la pose de la plataforma móvil a través de una matriz de transformación homogénea, cuyos parámetros dependen de los ángulos de control. La Figura 3.1 muestra gráficamente esta descripción.

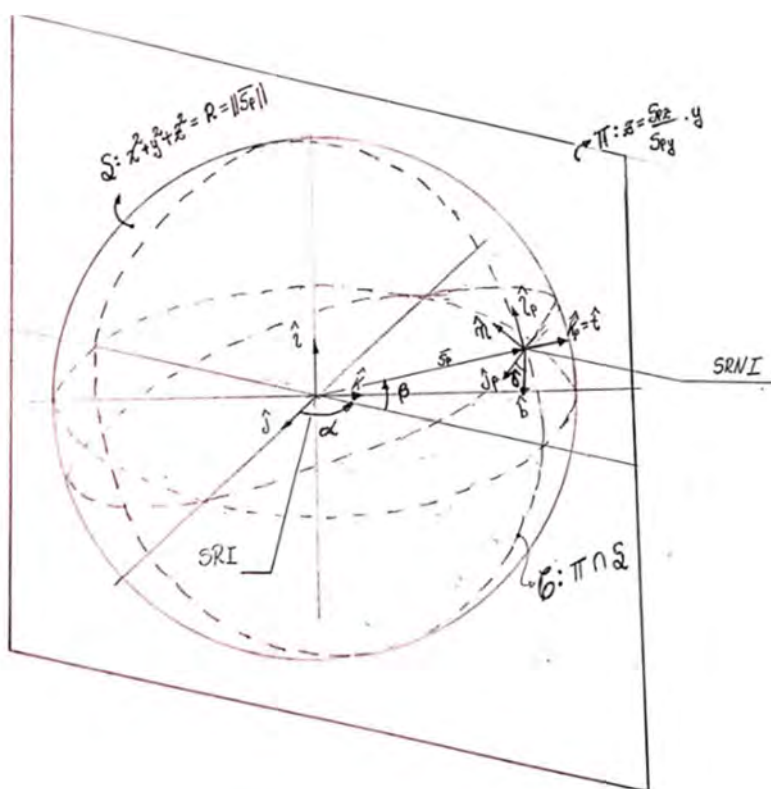


Figura 3.1: Esquema de la posición del sistema de referencia solidario a la plataforma móvil con respecto al sistema de referencia inercial

### 3.1.1 Cinemática Inversa

A continuación, se presenta el procedimiento matemático para llegar a la expresión de la matriz de transformación homogénea para la plataforma móvil.

Primero, se define la matriz de transformación  ${}^0_1T$  y el vector de posición  $\bar{s}_p$ , como se muestra en las Ecuaciones 3.1 y 3.2 respectivamente. Luego, se parametriza la curva  $C$  (Ecuación 3.3), que resulta de intersectar el plano  $\pi$  con la esfera  $S$ , en función del ángulo de elevación  $\beta$ .



$${}^0_1T = \begin{bmatrix} n_x & t_x & b_x & S_{px} \\ n_y & t_y & b_y & S_{py} \\ n_z & t_z & b_z & S_{pz} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$\overline{S}_p = \begin{bmatrix} R \cdot \text{sen}(\beta) \\ R \cdot \cos(\alpha) \cos(\beta) \\ R \cdot \text{sen}(\alpha) \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$C: F(\beta) = \begin{bmatrix} S_{px}(\beta) \\ S_{py}(\beta) \\ S_{pz}(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Las Ecuaciones 3.4 a 3.6 define los vectores unitarios  $\widehat{k}_p$ ,  $\widehat{t}_p$ ,  $\widehat{j}_p$  del SRNI, mientras que las Ecuaciones 3.7 a 3.9 definen los vectores unitarios  $\widehat{t}$ ,  $\widehat{n}$ ,  $\widehat{b}$ .

$$\widehat{k}_p = \frac{\overline{S}_p}{\|\overline{S}_p\|} = \begin{bmatrix} \text{sen}(\beta) \\ \cos(\alpha) \cos(\beta) \\ \text{sen}(\alpha) \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

$$\widehat{t}_p = \frac{dF/d\beta}{\|\overline{S}_p\|} = \begin{bmatrix} \cos(\beta) \\ -\cos(\alpha) \text{sen}(\beta) \\ -\text{sen}(\alpha) \text{sen}(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

$$\widehat{j}_p = \widehat{k}_p \times \widehat{t}_p = \begin{bmatrix} 0 \\ -\text{sen}(\alpha) \text{sen}^2(\beta) - \text{sen}(\alpha) \cos^2(\beta) \\ \cos(\alpha) \text{sen}^2(\beta) + \cos(\alpha) \cos^2(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$\widehat{t} = -\widehat{k}_p = \begin{bmatrix} -\text{sen}(\beta) \\ -\cos(\alpha) \cos(\beta) \\ -\text{sen}(\alpha) \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

$$\widehat{n} = \widehat{t}_p \cdot \text{sen}(\gamma) + \widehat{j}_p \cdot \cos(\gamma) = \begin{bmatrix} \text{sen}(\gamma) \cos(\beta) \\ -\text{sen}(\alpha) \cos(\gamma) - \text{sen}(\beta) \text{sen}(\gamma) \cos(\alpha) \\ \cos(\alpha) \cos(\gamma) - \text{sen}(\beta) \text{sen}(\gamma) \text{sen}(\alpha) \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

$$\widehat{b} = \widehat{n} \times \widehat{t} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) \cos(\beta) \\ \text{sen}(\alpha) \text{sen}(\gamma) - \text{sen}(\beta) \cos(\gamma) \cos(\alpha) \\ -\cos(\alpha) \text{sen}(\gamma) - \text{sen}(\beta) \cos(\gamma) \text{sen}(\alpha) \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Finalmente, se construye la matriz  ${}^0_1T$  vista en la Ecuación 3.1 y se plantea su definición completa en la Ecuación 3.10, la que usa notación abreviada para seno (S) y coseno (C).

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} S(\gamma)C(\beta) & -S(\beta) & C(\beta)C(\gamma) & R.S(\beta) \\ -S(\alpha)C(\gamma) - S(\beta)S(\gamma)C(\alpha) & -C(\alpha)C(\beta) & S(\alpha)S(\gamma) - S(\beta)C(\alpha)C(\gamma) & R.C(\beta)C(\alpha) \\ -S(\alpha)S(\beta)S(\gamma) + C(\alpha)C(\gamma) & -S(\alpha)C(\beta) & -S(\alpha)S(\beta)C(\gamma) - S(\gamma)C(\alpha) & R.C(\beta)S(\alpha) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

A partir de las ecuaciones geométricas se establecerá la cinemática inversa del mecanismo. La posición y orientación del sistema de referencia, solidario al efector final, se definirá con los ángulos de control como entrada. La longitud de los actuadores lineales del mecanismo paralelo se definirá a partir de los vectores de posición de estos. La Ecuación 3.11, que corresponde a una ecuación vectorial, define la posición de los actuadores de manera general.

$$\bar{l} = \bar{s}_p + \bar{d} - (\bar{k}_b + \bar{s}_b) \quad (3.11)$$

En la Figura 3.2 se aprecia cómo se establecen dichos ángulos de control junto con una representación gráfica de la ecuación vectorial. En esta se define una restricción para la rotación de los actuadores sobre su base. La articulación de la base de los actuadores tendrá dos grados de libertad en rotación, lo cual significa que el vector normal a la base del actuador y el vector  $\bar{k}_b$ , estén contenidos en un mismo plano, el cual tendrá por nombre  $\pi_2$ .

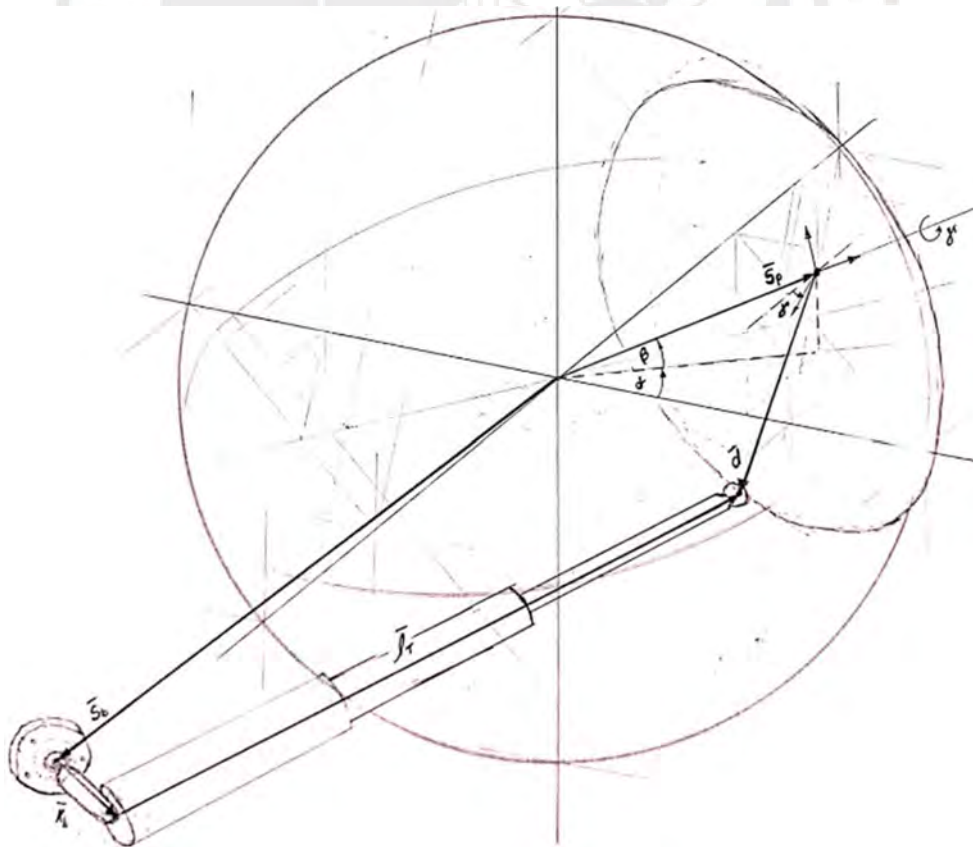


Figura 3.2: Representación gráfica de la Ecuación 3.11

En las Figuras 3.3 y 3.4 se muestran gráficamente los detalles y parámetros a tomar en cuenta para la definición de cada uno de los términos de la Ecuación 3.11.

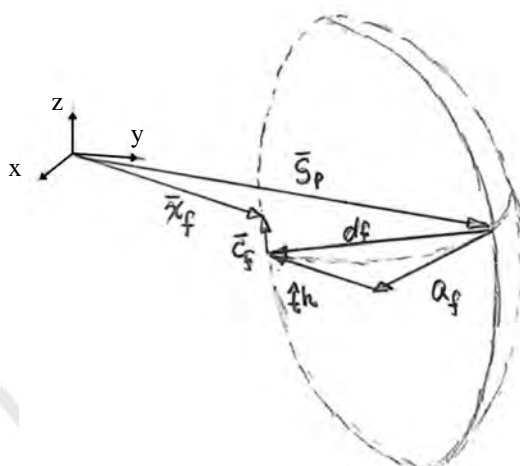


Figura 3.3: Relación vectorial para la posición de la articulación esférica en la plataforma

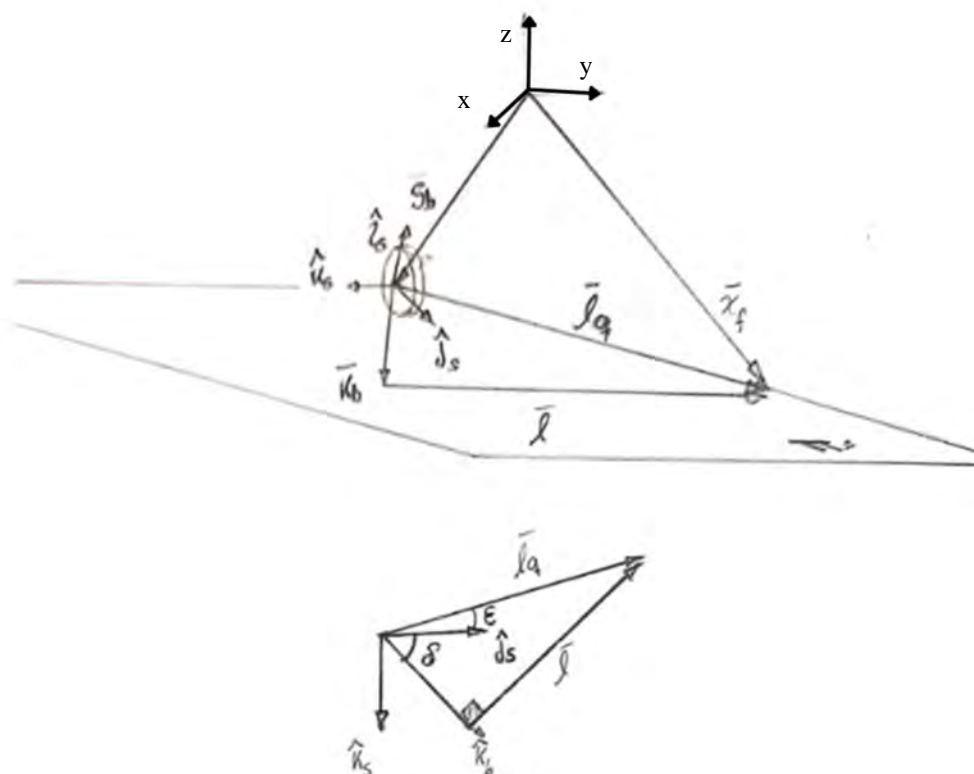


Figura 3.4: visualización del plano  $\pi_2$

A continuación, se presentarán las definiciones de cada uno de los términos de la Ecuación 3.11. Se definirá el vector  $\overline{x}_f$ ,  $\overline{d}_f$ ,  $\overline{c}_f$  y en las Ecuaciones 3.12, 3.13 y 3.14 respectivamente.

$$\overline{x}_f = \overline{S}_f + \overline{d}_f + \overline{c}_f \quad (3.12)$$

$$\overline{d}_f = D[\widehat{b} \cos(\theta) - \widehat{n} \sin(\theta)] + \widehat{t}h \quad (3.13)$$

$$\overline{c}_f = \frac{\widehat{t} \times \overline{d}_f}{\|\widehat{t} \times \overline{d}_f\|} (e/2) \quad (3.14)$$

Como  $\overline{k}_b$  está contenido en el plano  $\pi_2$  se pueden definir el sistema de referencia que tendrá como centro la cara superior de la base. El vector  $\widehat{k}_s$  de este sistema de referencia será ortogonal a la cara superior de la base; mientras, los otros dos vectores de este sistema de referencia rotarán en función del plano  $\pi_2$ . Teniendo esto en mente se definirán los vectores de dicho sistema de referencia antes mencionado en las Ecuaciones 3.15 y 3.16.

$$\widehat{t}_s = \frac{\widehat{k}_s \times \overline{l}_q}{\|\widehat{k}_s \times \overline{l}_q\|} \quad (3.15)$$

$$\widehat{j}_s = \widehat{t}_s \times \widehat{k}_s \quad (3.16)$$

Finalmente, a partir de estos vectores y los ángulos mostrados en la Figura 3.4, se definirán  $\overline{l}_q$ ,  $\varepsilon$ ,  $\delta$  y  $\overline{k}_b$  en las Ecuaciones 3.17 a 3.20.

$$\overline{l}_q = \overline{x}_f - \overline{S}_b \quad (3.17)$$

$$\varepsilon = \arccos(\widehat{t}_s \cdot \overline{l}_q / \|\overline{l}_q\|) \quad (3.18)$$

$$\delta = \arcsen\left(\frac{\sqrt{\|\overline{l}_q\|^2 - C_b^2}}{\|\overline{l}_q\|}\right) - \varepsilon \quad (3.19)$$

$$\overline{k_b} = C_b [\widehat{j}_s \cos(\delta) + \widehat{k}_s \sin(\delta)] \quad (3.20)$$

### 3.1.2 Cinemática Diferencial Inversa

A continuación, se detallan las ecuaciones de la cinemática diferencial, las cuales ayudaron a calcular las velocidades en las trayectorias, con el fin de evaluar y asegurar los requerimientos de diseño en cuanto a las velocidades angulares del mecanismo.

En primer lugar, se define la matriz de rotación de la plataforma móvil y el vector que contendrá a los ángulos de control, Ecuaciones 3.21 y 3.22 respectivamente. Luego, en la Ecuación 3.23 se define la derivada de la matriz de rotación.

$$\vec{\varphi} = \begin{bmatrix} \beta \\ \alpha \\ \gamma \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

$$R = \begin{bmatrix} S(\gamma)C(\beta) & -S(\beta) & C(\beta)C(\gamma) \\ -S(\alpha)C(\gamma) - S(\beta)S(\gamma)C(\alpha) & -C(\alpha)C(\beta) & S(\alpha)S(\gamma) - S(\beta)C(\alpha)C(\gamma) \\ -S(\alpha)S(\beta)S(\gamma) + C(\alpha)C(\gamma) & -S(\alpha)C(\beta) & -S(\alpha)S(\beta)C(\gamma) - S(\gamma)C(\alpha) \end{bmatrix} \quad (3.22)$$

$$\dot{R}(t) = \frac{dR(\beta(t), \alpha(t), \gamma(t))}{dt} = \begin{bmatrix} L_{11} & L_{12} & L_{13} \\ L_{21} & L_{22} & L_{23} \\ L_{31} & L_{32} & L_{33} \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

Donde:

$$L_{11} = \dot{\gamma} \cdot C(\gamma)C(\beta) - \dot{\beta} \cdot S(\gamma)S(\beta)$$

$$L_{12} = -\dot{\beta} \cdot \cos(\beta)$$

$$L_{13} = -\dot{\beta} \cdot S(\beta)C(\gamma) - \dot{\gamma} \cdot S(\gamma)C(\beta)$$

$$L_{21} = \dot{\alpha} \cdot C(\gamma)C(\alpha) - \dot{\gamma} \cdot S(\gamma)S(\alpha) - [\dot{\beta} \cdot C(\beta)S(\gamma)C(\alpha) + S(\beta) \cdot (\dot{\gamma} \cdot C(\gamma)C(\alpha) - \dot{\alpha} \cdot S(\gamma)S(\alpha))]$$

$$L_{22} = \dot{\alpha} \cdot S(\alpha)C(\beta) - \dot{\beta} \cdot C(\alpha)S(\beta)$$

$$L_{23} = \dot{\alpha} \cdot S(\gamma)C(\alpha) + \dot{\gamma} \cdot C(\gamma)S(\alpha) - [\dot{\beta} \cdot C(\beta)C(\gamma)C(\alpha) - S(\beta) \cdot (\dot{\gamma} \cdot S(\gamma)C(\alpha) + \dot{\alpha} \cdot C(\gamma)S(\alpha))]$$

$$L_{31} = \dot{\alpha} \cdot C(\gamma)S(\alpha) - \dot{\gamma} \cdot S(\gamma)C(\alpha) - [\dot{\alpha} \cdot C(\alpha)S(\beta)S(\gamma) + S(\alpha) \cdot (\dot{\beta} \cdot S(\gamma)C(\beta) + \dot{\gamma} \cdot C(\gamma)S(\beta))]$$

$$L_{32} = -\dot{\alpha} \cdot C(\alpha)C(\beta) + \dot{\beta} \cdot S(\alpha)S(\beta)$$

$$L_{33} = \dot{\alpha} \cdot S(\gamma)S(\alpha) - \dot{\gamma} \cdot C(\gamma)C(\alpha) - [\dot{\alpha} \cdot C(\alpha)S(\beta)C(\gamma) + S(\alpha) \cdot (\dot{\beta} \cdot C(\gamma)C(\beta) - \dot{\gamma} \cdot S(\gamma)S(\beta))]$$



Con el fin de establecer una relación entre los ángulos de control y las velocidades angulares canónicas del SRNI de la plataforma móvil, se plantean las ecuaciones tensoriales (Ecuaciones 3.24 y 3.25), en las cuales se define el tensor de velocidades angulares y su relación con los ángulos de control respectivamente.

$$St = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

$$St = \dot{R} \cdot R^T \quad (3.25)$$

La Ecuación 3.25 se expande en la Ecuación 3.26, se definen el vector de las velocidades angulares en la Ecuación 3.27 y se define la matriz de relación  $B(\bar{\varphi})$  en la Ecuación 3.28.

$$St = \begin{bmatrix} 0 & \dot{\beta} \cdot C(\alpha) - \dot{\gamma} \cdot S(\alpha) C(\beta) & \dot{\beta} \cdot S(\alpha) + \dot{\gamma} \cdot C(\alpha) C(\beta) \\ -\dot{\beta} \cdot C(\alpha) + \dot{\gamma} \cdot S(\alpha) C(\beta) & 0 & -\dot{\alpha} - \dot{\gamma} \cdot S(\beta) \\ -\dot{\beta} \cdot S(\alpha) - \dot{\gamma} \cdot C(\alpha) C(\beta) & \dot{\alpha} + \dot{\gamma} \cdot S(\beta) & 0 \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

$$\bar{\omega} = \begin{bmatrix} \dot{\alpha} + \dot{\gamma} \text{sen}(\beta) \\ \dot{\beta} \text{sen}(\alpha) + \dot{\gamma} \text{cos}(\alpha) \text{cos}(\beta) \\ -\dot{\beta} \text{cos}(\alpha) + \dot{\gamma} \text{sen}(\alpha) \text{cos}(\beta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & \text{sen}(\beta) \\ \text{sen}(\alpha) & 0 & \text{cos}(\alpha) \text{cos}(\beta) \\ -\text{cos}(\alpha) & 0 & \text{sen}(\alpha) \text{cos}(\beta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\beta} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

$$B(\bar{\varphi}) = \begin{bmatrix} 0 & 1 & \text{sen}(\beta) \\ \text{sen}(\alpha) & 0 & \text{cos}(\alpha) \text{cos}(\beta) \\ -\text{cos}(\alpha) & 0 & \text{sen}(\alpha) \text{cos}(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

A continuación, se define el Jacobiano analítico y el Jacobiano geométrico. Dichas matrices se pueden visualizar en las Ecuaciones 3.29 y 3.30 respectivamente.

$$J_r = \begin{bmatrix} \frac{\partial S_{px}}{\partial \beta} & \frac{\partial S_{px}}{\partial \alpha} & \frac{\partial S_{px}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial S_{py}}{\partial \beta} & \frac{\partial S_{py}}{\partial \alpha} & \frac{\partial S_{py}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial S_{pz}}{\partial \beta} & \frac{\partial S_{pz}}{\partial \alpha} & \frac{\partial S_{pz}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial \beta}{\partial \beta} & \frac{\partial \beta}{\partial \alpha} & \frac{\partial \beta}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial \alpha}{\partial \beta} & \frac{\partial \alpha}{\partial \alpha} & \frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial \gamma}{\partial \beta} & \frac{\partial \gamma}{\partial \alpha} & \frac{\partial \gamma}{\partial \gamma} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R \text{cos}(\beta) & 0 & 0 \\ -R \text{cos}(\alpha) \text{sen}(\beta) & -R \text{sen}(\alpha) \text{cos}(\beta) & 0 \\ -R \text{sen}(\alpha) \text{sen}(\beta) & R \text{cos}(\alpha) \text{cos}(\beta) & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

$$J = \begin{bmatrix} I & 0 \\ 0 & B(\bar{\varphi}) \end{bmatrix} \cdot J_r = \begin{bmatrix} R \cos(\beta) & 0 & 0 \\ -R \cos(\alpha) \sin(\beta) & -R \sin(\alpha) \cos(\beta) & 0 \\ -R \sin(\alpha) \sin(\beta) & R \cos(\alpha) \cos(\beta) & 0 \\ 0 & 1 & \sin(\beta) \\ \sin(\alpha) & 0 & \cos(\alpha) \cos(\beta) \\ -\cos(\alpha) & 0 & \sin(\alpha) \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

Finalmente, a partir de los Jacobiano geométrico podemos obtener la velocidad y rotaciones que tendrá el SRNI; esto se plantea en la Ecuación 3.31.

$$\begin{bmatrix} \dot{\bar{v}} \\ \dot{\bar{\omega}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\bar{S}}_p \\ B(\bar{\varphi}) \dot{\bar{\varphi}} \end{bmatrix} = J \dot{\bar{\varphi}} \quad (3.31)$$

### 3.2 Análisis antropométrico y configuración geométrica

En el Perú, debido a la falta de información sobre estadísticas antropométricas para personas con este tipo de amputación, se consideraron estándares para personas promedio de la población latinoamericana de entre 18 a 60 años [Ávila, 2007]. En las Figuras 3.5 y 3.6 se pueden apreciar la nomenclatura para cada medida que se consideró. Además, en la Tabla 3.1 se presentan las medidas antropométricas del tórax y brazo, tomadas del estudio mencionado. Estas medidas permiten calcular proporciones en función de la altura de la persona, de modo que el modelo matemático desarrollado en este capítulo se ajuste a dichas proporciones. En estudios futuros, se recomienda tomar una muestra de personas con amputación desarticulada de hombro en el Perú para adaptar mejor el mecanismo a casos reales.

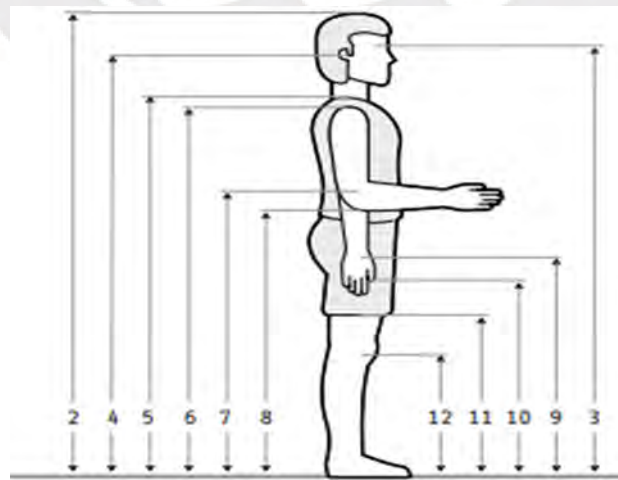


Figura 3.5: Medidas antropométricas [Ávila, 2007]

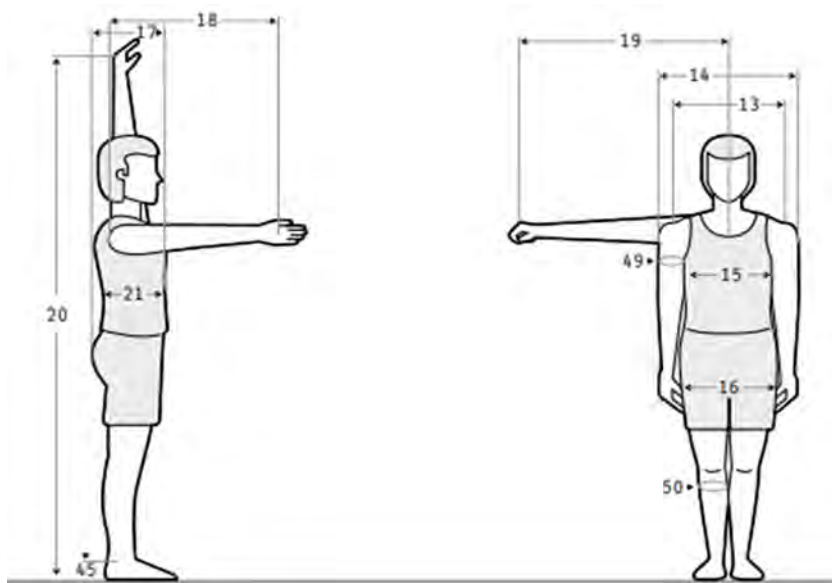


Figura 3.6: Medidas antropométricas complementarias [Ávila, 2007]

Tabla 3. 1: Medidas antropométricas promedios en una población de Latinoamérica

Medida	Descripción	Longitud promedio (mm)	Factor proporcional
2	Estatura	1675	1
5	Altura vertiente Humeral	1425	0,851
6	Altura del Hombro	1392	0,831
13	Diámetro bideltoides	478	0,285
14	Anchura cuerpo	523	0,312
15	Diámetro Tórax	342	0,204
17	Profundidad Cuerpo	275	0,164
18	Alcance brazo frontal	748	0,447
19	Alcance brazo lateral	709	0,423
21	Profundidad Tórax	238	0,142

Con los datos antropométricos definidos se establece la distribución espacial de los actuadores sobre el cuerpo de la persona. En la Figura 3.7 se muestran las variables que se consideran para definir la configuración geométrica de los actuadores. Adicionalmente también se elaboró la Tabla 3.2 con las medidas y proporciones preliminares que se tomarán para el desarrollo del modelo matemático. Estas medidas estarán referenciadas al centro de la esfera matemática, cuya superficie describirá el movimiento de la plataforma móvil

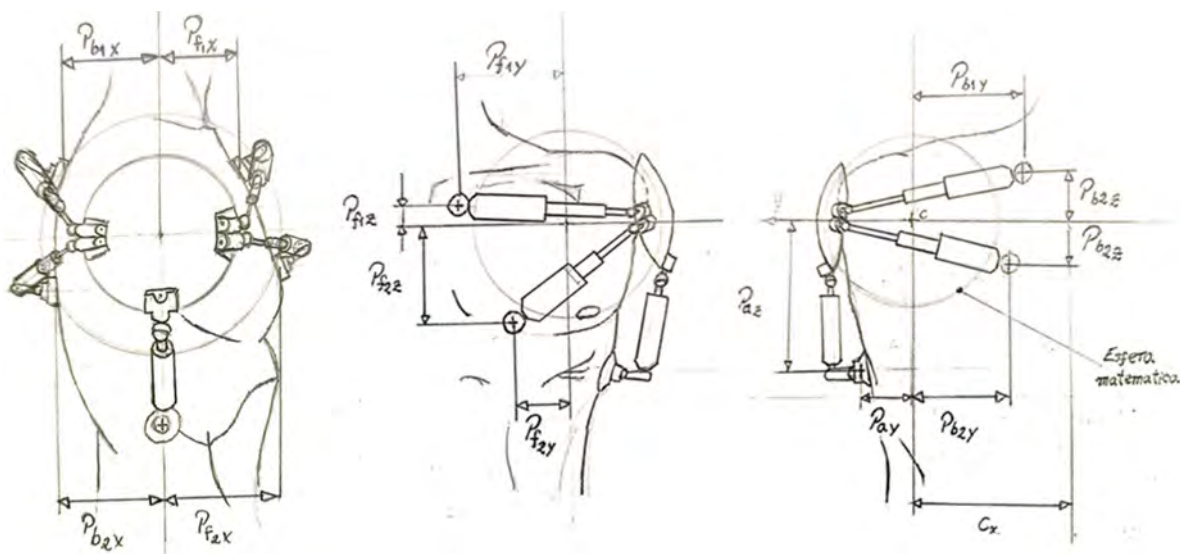


Figura 3.7: Distribución de los actuadores

Tabla 3. 2: Medidas y proporciones para la distribución de los actuadores

Medida	Descripción	Distancia (mm)	Factor proporcional
$Pf_{1x}$	Coord. x del Pistón frontal 1	105	0,063
$Pf_{1y}$	Coord. y del Pistón frontal 1	80	0,048
$Pf_{1z}$	Coord. z del Pistón frontal 1	25	0,015
$Pf_{2x}$	Coord. x del Pistón frontal 2	130	0,078
$Pf_{2y}$	Coord. y del Pistón frontal 2	40	0,024
$Pf_{2z}$	Coord. z del Pistón frontal 2	80	0,048
$Pb_{1x}$	Coord. x del Pistón back 1	100	0,060
$Pb_{1y}$	Coord. y del Pistón back 1	50	0,030
$Pb_{1z}$	Coord. z del Pistón back 1	40	0,024
$Pb_{2x}$	Coord. x del Pistón back 2	100	0,060
$Pb_{2y}$	Coord. y del Pistón back 2	50	0,030
$Pb_{2z}$	Coord. z del Pistón back 2	40	0,024
$Pa_x$	Coord. x del Pistón lateral	0	0
$Pa_y$	Coord. y del Pistón lateral	35	0,021
$Pa_z$	Coord. z del Pistón lateral	90	0,054

Se establecieron medidas complementarias para optimizar el rango de movimiento, asegurando que cubra el rango anatómico del hombro y evitando movimientos fuera del área del miembro superior. Estas incluyen el radio y la altura de la plataforma, la disposición geométrica de los encajes, y las longitudes mínima y máxima de los actuadores, así como su altura respecto a la base. Estas medidas se muestran en las Figuras 3.8 y 3.9, y se detallan en la Tabla 3.3.

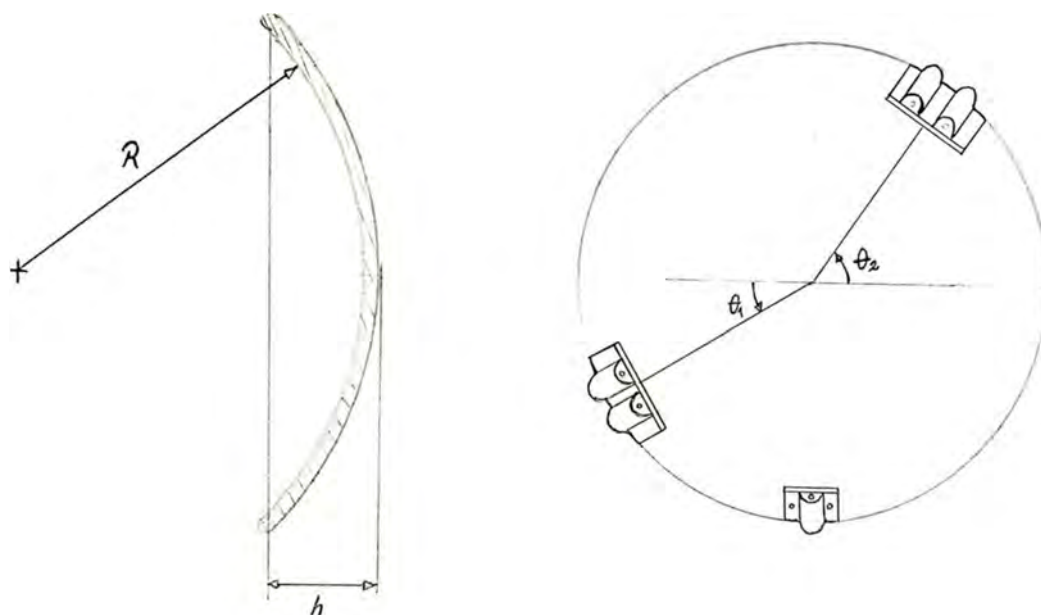


Figura 3.8: Medidas a considerar en la plataforma móvil

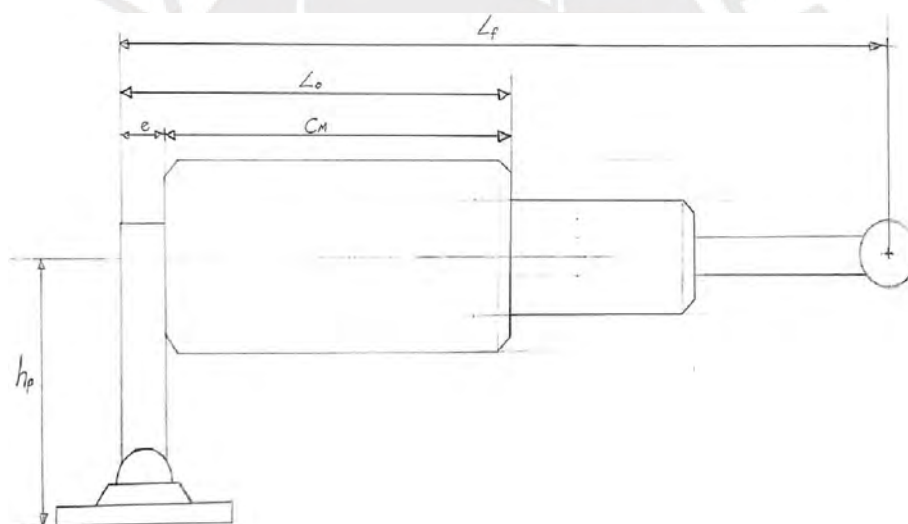


Figura 3.9: Medidas complementarias de los actuadores

Tabla 3. 3: Medidas complementarias de la plataforma móvil y actuadores

Medida	Descripción	Valor	Factor proporcional
$R$	Radio de la plataforma esférica	121 mm	0,166
$h$	Altura de la plataforma móvil	30 mm	0,018
$\theta_1$	Angulo de elevación nro. 1	45°	-
$\theta_2$	Angulo de elevación nro. 2	45°	-
$h_p$	Altura del actuador	20 mm	0,012
$L_o$	Longitud mínima del actuador	60 mm	0,036
$L_f$	Longitud máxima del actuador	160 mm	0,096



A partir de las ecuaciones de la sección anterior y las medidas antropométricas propuestas, se construyó un modelo en el que también se grafica el brazo, permitiendo una mejor visualización del movimiento del hombro. La Figura 3.10 muestra el modelo graficado en Matlab, basado en dichas ecuaciones. Para definir las matrices de transformación restantes en el modelo del brazo, se utilizó el algoritmo de Denavit-Hartenberg, cuyos parámetros se detallan en la Tabla 3.4.

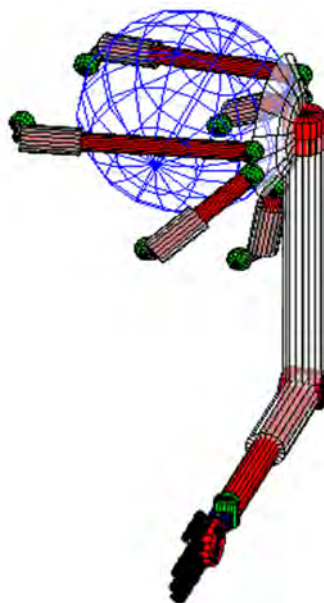


Figura 3.10: Modelo de prótesis graficada en MATLAB

Tabla 3.4: Parámetros del algoritmo Denavit-Hartenberg

	$\alpha$	$a$	$d$
1 $\rightarrow$ 2	$\pi/2$	0	332.16
2 $\rightarrow$ 3	$-\pi/2$	0	0
3 $\rightarrow$ 4	0	0	128.02
4 $\rightarrow$ 5	$\pi/2$	0	128.02
5 $\rightarrow$ 6	0	0	0
6 $\rightarrow$ 7	$\pi/2$	27.76	0
7 $\rightarrow$ 8	0	41.52	0

### 3.3 Trayectoria de prueba y simulación del modelo matemático

En esta sección se realiza la simulación de movimiento con el modelo matemático construido previamente. Esta simulación permitirá obtener las longitudes máximas y

mínimas de los actuadores que serán necesarias para cumplir con los requerimientos de diseño en la parte de rangos de movimiento.

### 3.3.1 Abducción/ Aducción

En el movimiento de abducción se realizó una trayectoria de 200 puntos temporales en la animación, variando el ángulo de control BETA de manera lineal desde 0 a  $\pi/2$ . En la Figura 3.11 se puede visualizar el estado final de la animación para este movimiento y en la Figura 3.12 se visualiza la variación de las longitudes a través del tiempo para lograr este movimiento.

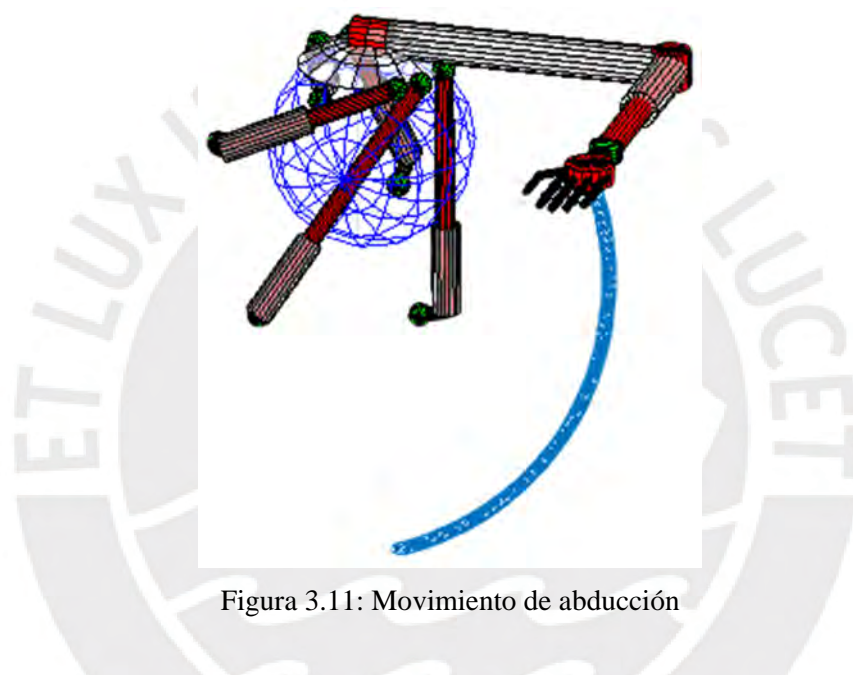


Figura 3.11: Movimiento de abducción

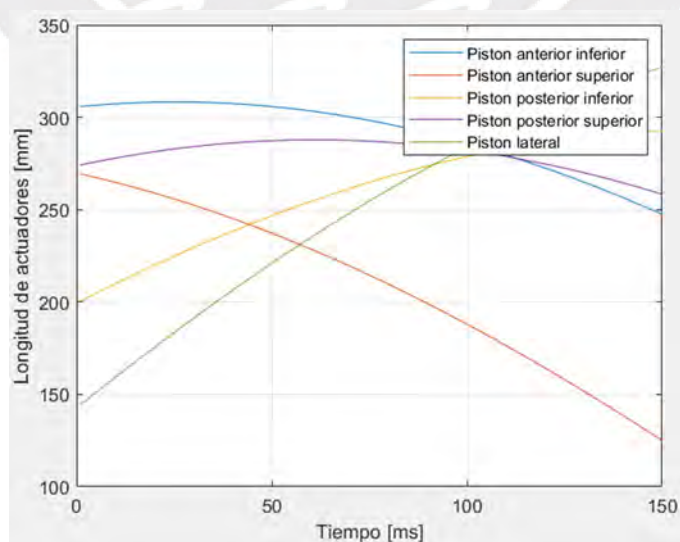


Figura 3.12: Longitud de los actuadores para el movimiento de abducción

Las pruebas de velocidad y aceleración se hicieron tomando en cuenta los requerimientos de diseño, según esto la velocidad angular que debe alcanzar el mecanismo es de  $600^\circ/\text{s}$  por lo que debe completar la trayectoria de  $90^\circ$  en 150 ms. En la Figura 3.13 y 3.14 se pueden apreciar los gráficos de velocidad y aceleración respectivamente.

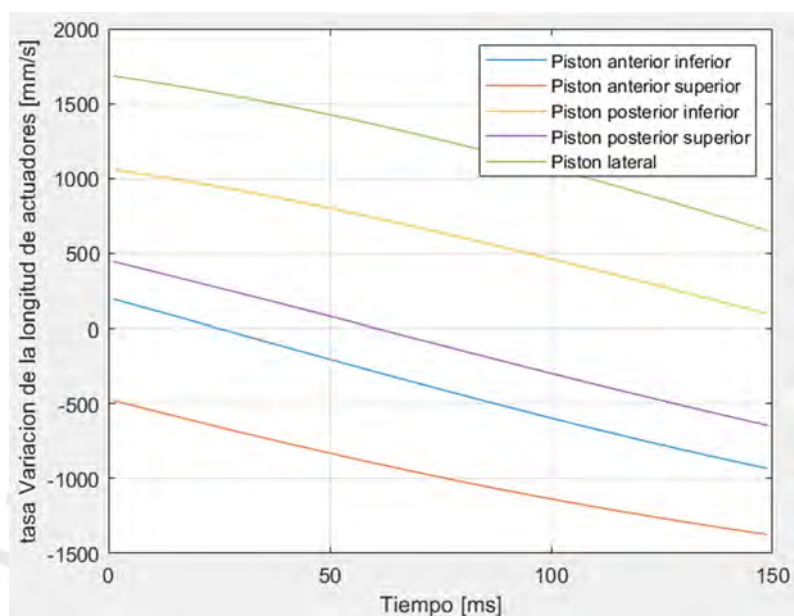


Figura 3.13: Gráfico de velocidad de actuadores vs tiempo para movimiento de abducción

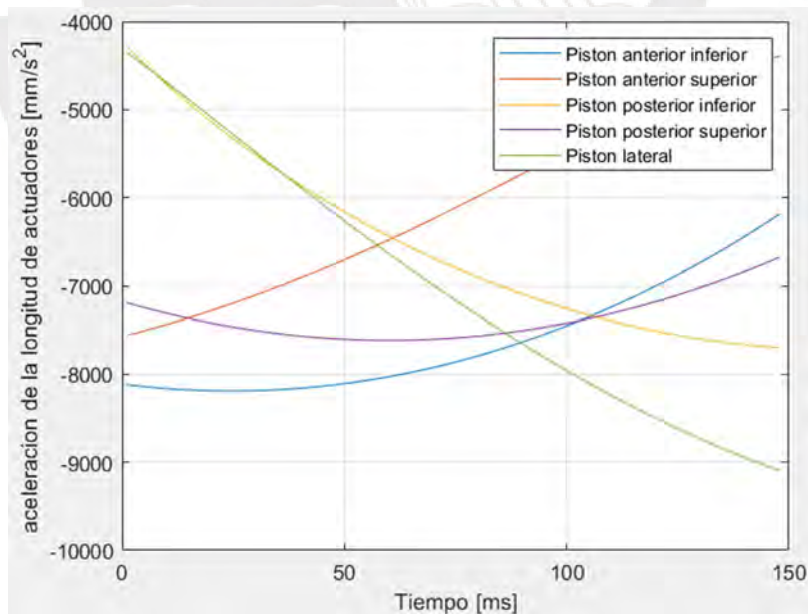


Figura 3.14: Gráfico de aceleración de actuadores vs tiempo para movimiento de abducción

### 3.3.2 Abducción horizontal

En el movimiento de abducción horizontal se realizó una trayectoria de 200 puntos temporales en la animación donde se varió el ángulo de control BETA y GAMMA de manera lineal desde 0 a  $\pi/2$ . En la Figura 3.15 se puede visualizar el estado final de la animación para este movimiento y en la Figura 3.16 se visualiza la variación de las longitudes a través del tiempo para lograr este movimiento.

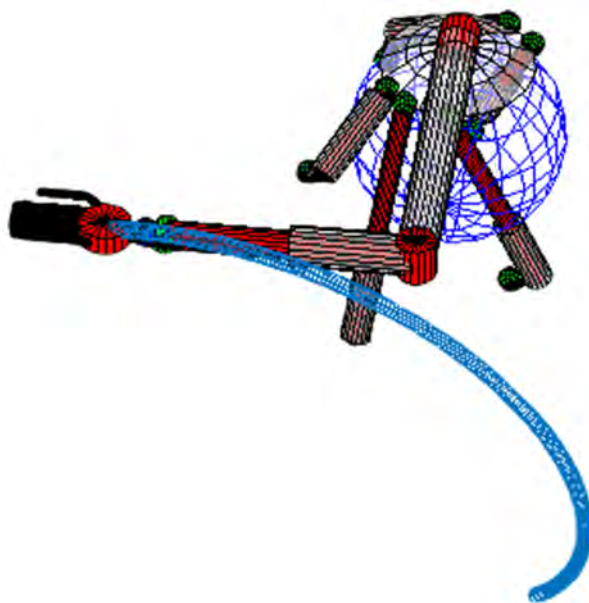


Figura 3.15: Movimiento de abducción horizontal

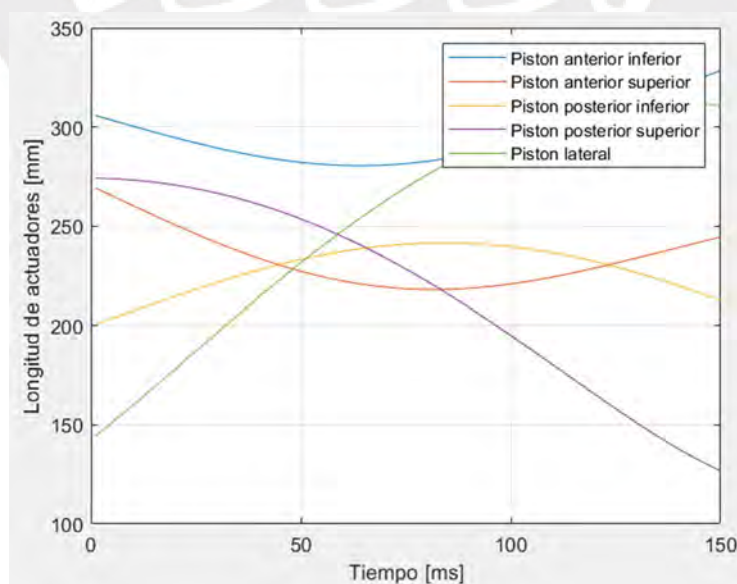


Figura 3.16: Longitud de los actuadores para el movimiento de abducción horizontal

Las pruebas de velocidad y aceleración se hicieron tomando en cuenta los requerimientos de diseño, según esto la velocidad angular que debe alcanzar el mecanismo es de  $600^\circ/\text{s}$  por lo que debe completar la trayectoria de  $90^\circ$  en 150 ms para ambos ángulos de control. En las Figuras 3.17 y 3.18 se pueden apreciar los gráficos de velocidad y aceleración respectivamente.

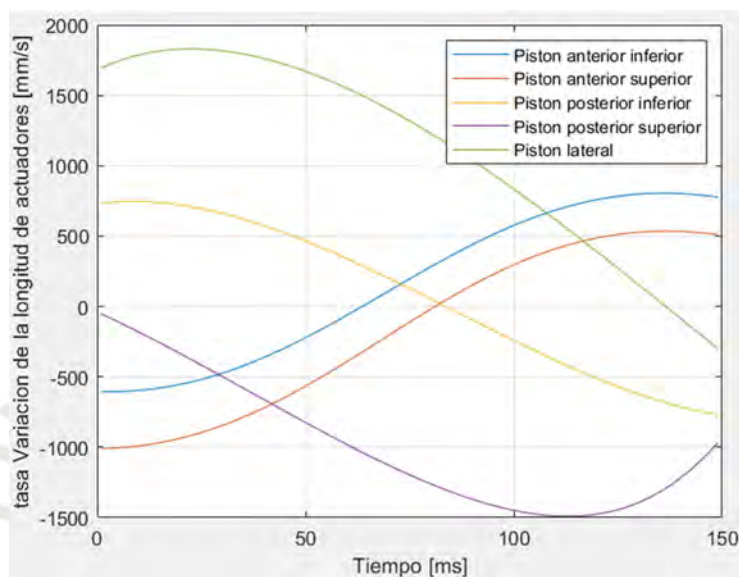


Figura 3.17: Gráfico de velocidad de actuadores vs tiempo para movimiento de abducción horizontal

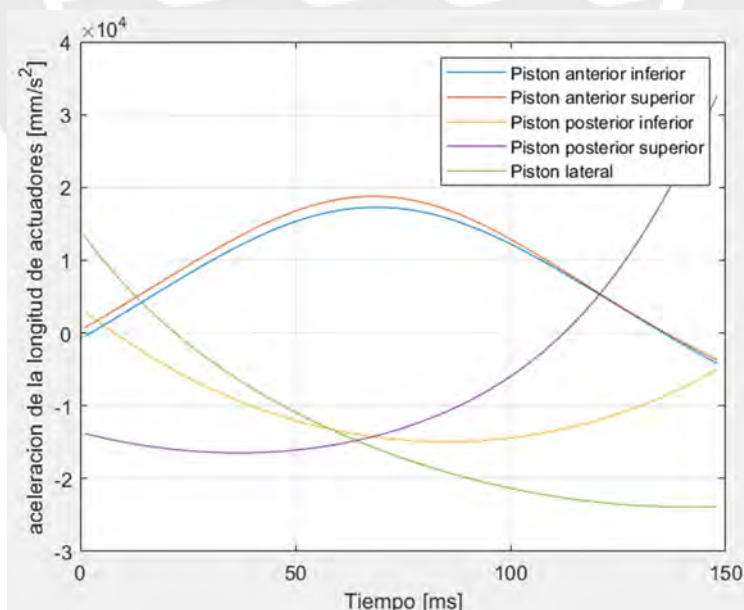


Figura 3.18: Gráfico de aceleración de actuadores vs tiempo para movimiento de abducción horizontal



### 3.3.3 Rotación

En el movimiento de rotación se realizaron dos trayectorias de 200 puntos temporales en la animación. La primera trayectoria fue la correspondiente a la rotación interna, donde se varió el ángulo de control ALFA de manera lineal desde 0 a  $-\pi/3$ . La segunda trayectoria fue la correspondiente a la rotación externa, donde se varió el ángulo de control ALFA de manera lineal desde 0 a  $\pi/6$ . En las Figuras 3.19a y 3.19b se pueden visualizar el estado final de la animación para la rotación interna y externa respectivamente. En las Figuras 3.20a y 3.20b se visualiza la variación de las longitudes a través del tiempo para lograr la rotación interna y rotación externa, respectivamente.

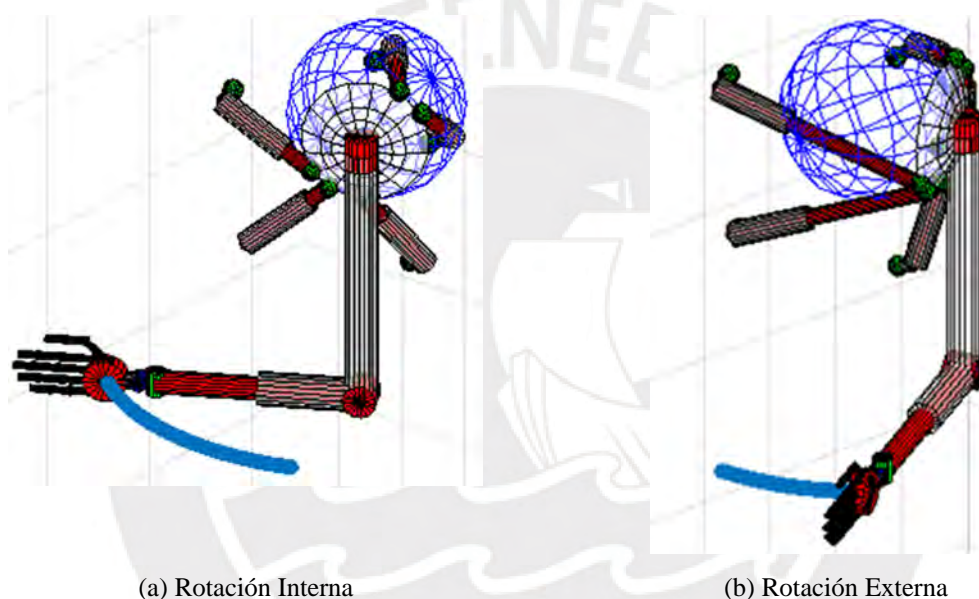
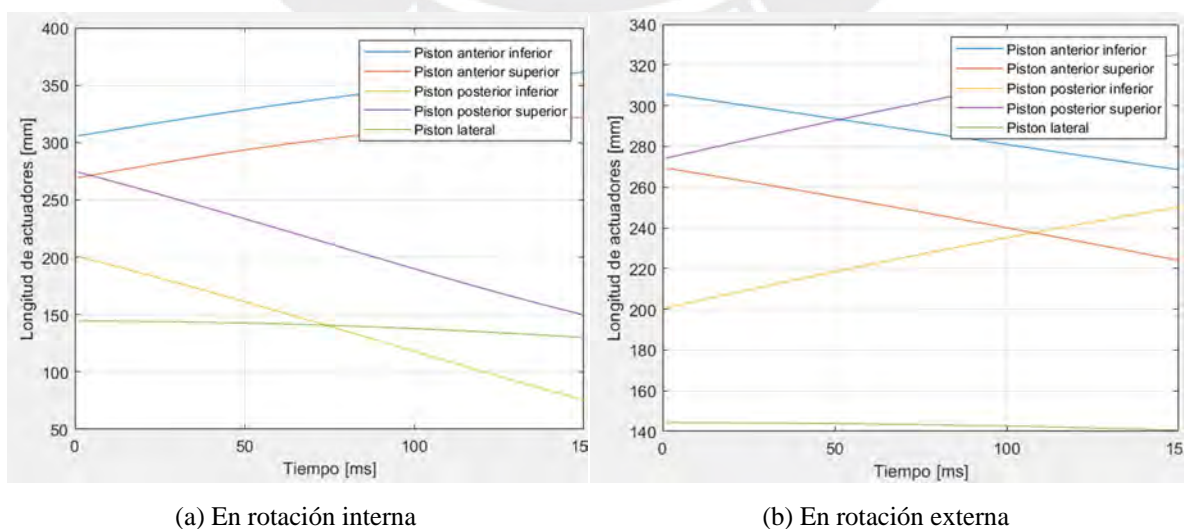


Figura 3.19: Movimientos de Rotación



(a) En rotación interna

(b) En rotación externa

Figura 3.20: Longitud de los actuadores para el movimiento de rotación

En el movimiento de rotación interna se debe completar la trayectoria de  $60^\circ$  en 100 ms para cumplir con los requerimientos de diseño de  $600^\circ/\text{s}$ . En las Figuras 3.21 y 3.22 se pueden apreciar los gráficos de velocidad y aceleración respectivamente.

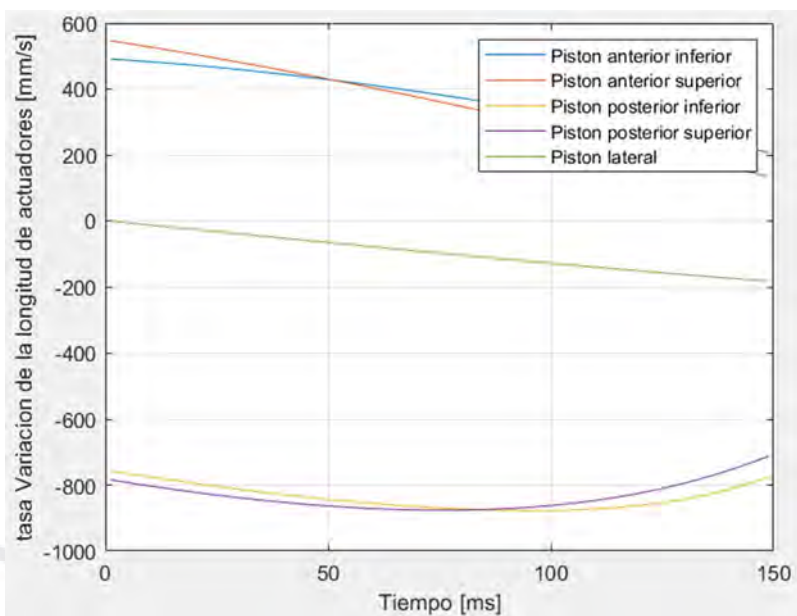


Figura 3.21: Gráfico de velocidad de actuadores vs tiempo para movimiento de rotación interna

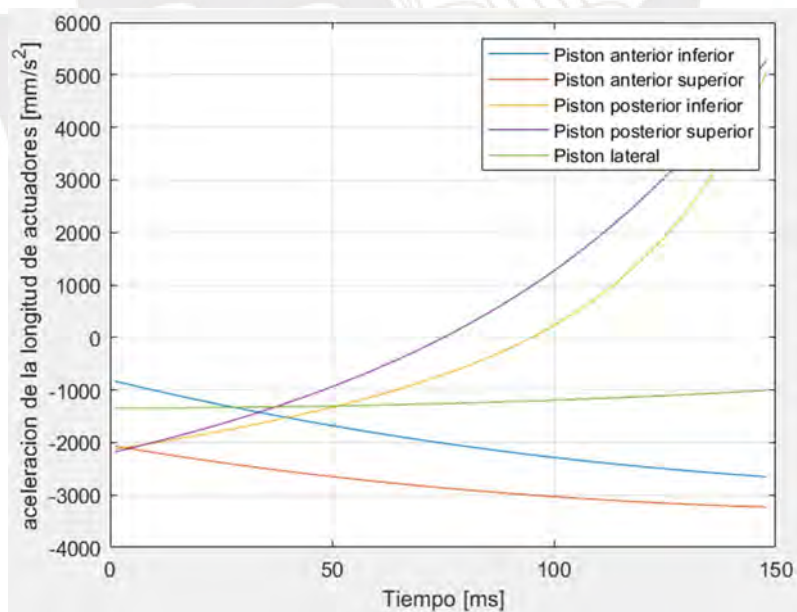


Figura 3.22: Gráfico de aceleración de actuadores vs tiempo para movimiento de rotación interna

En el movimiento de rotación externa se debe completar la trayectoria de  $30^\circ$  en 50 ms para cumplir con los requerimientos de diseño de  $600^\circ/\text{s}$ . En las Figuras 3.23 y 3.24 se pueden apreciar los gráficos de velocidad y aceleración respectivamente.

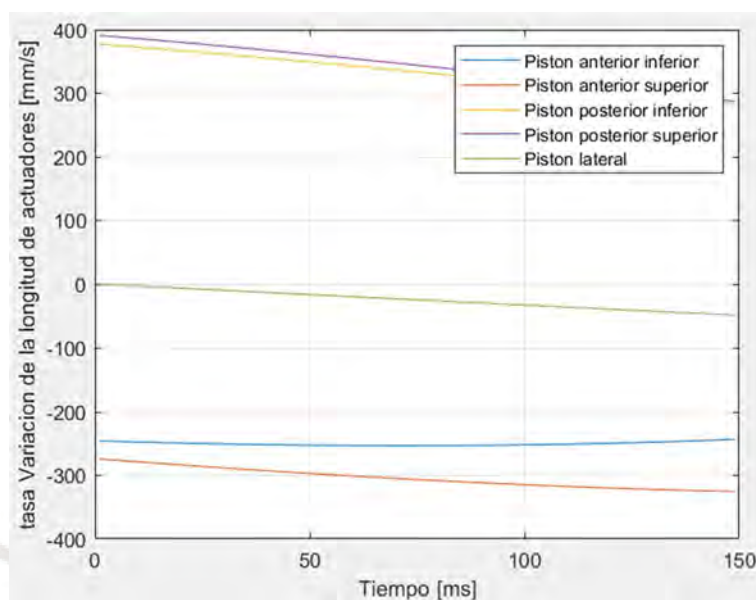


Figura 3.23: Gráfico de velocidad de actuadores vs tiempo para movimiento de rotación externa

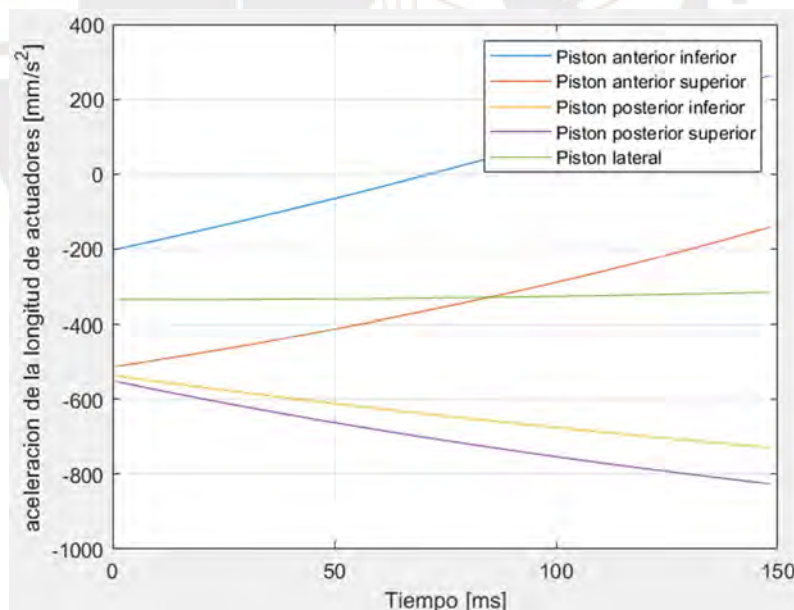


Figura 3.24: Gráfico de aceleración de actuadores vs tiempo para movimiento de rotación externa

### 3.3.4 Flexión/ Extensión

En el caso de los movimientos de flexión y extensión se realizaron dos trayectorias de 200 puntos temporales en la animación. La primera trayectoria fue la correspondiente a la

flexión, donde se varió el ángulo de control GAMMA de manera lineal desde 0 a  $\pi/2$ . La segunda trayectoria fue la correspondiente a la extensión, donde se varió el ángulo de control GAMMA de manera lineal desde 0 a  $-\pi/6$ . En las Figuras 3.25a y 3.25b se pueden visualizar el estado final de la animación para la flexión y extensión, respectivamente. En las Figuras 3.26a y 3.26b se visualiza la variación de las longitudes a través del tiempo para lograr la flexión y extensión respectivamente.

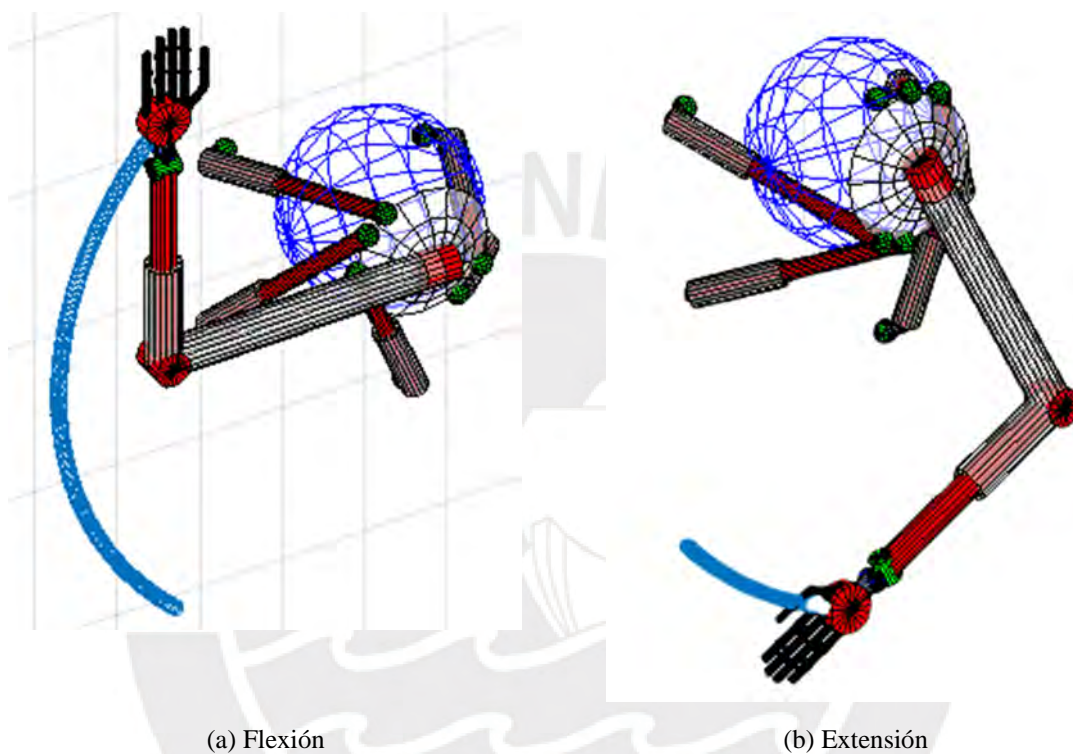


Figura 3.25: Movimiento de flexión y extensión

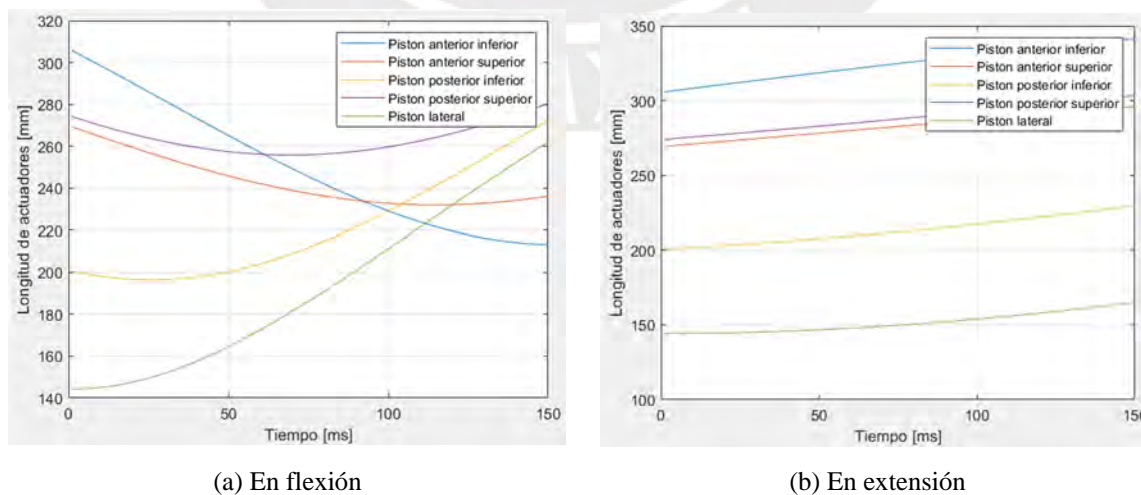


Figura 3.26: Longitud de los actuadores para el movimiento de flexión y extensión



En el movimiento de flexión se debe lograr completar la trayectoria de 90 grados en 150 ms para cumplir con los requerimientos de diseño de  $600^\circ/s$ . En las Figuras 3.27 y 3.28 se pueden apreciar los gráficos de velocidad y aceleración respectivamente.

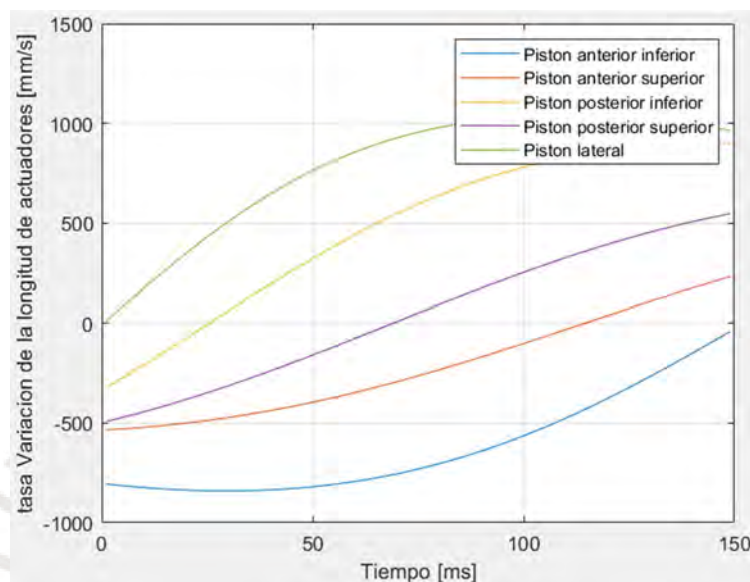


Figura 3.27: Gráfico de velocidad de actuadores vs tiempo para movimiento de flexión

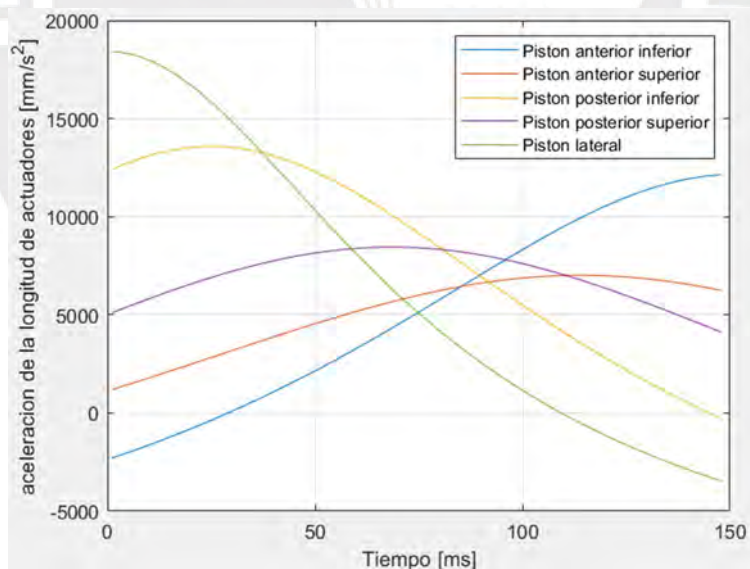


Figura 3.28: Gráfico de aceleración de actuadores vs tiempo para movimiento de flexión

En el movimiento de extensión se debe completar la trayectoria de 30 grados en 50 ms para cumplir con los requerimientos de diseño de  $600^\circ/s$ . En las Figuras 3.29 y 3.30 se pueden apreciar los gráficos de velocidad y aceleración respectivamente.



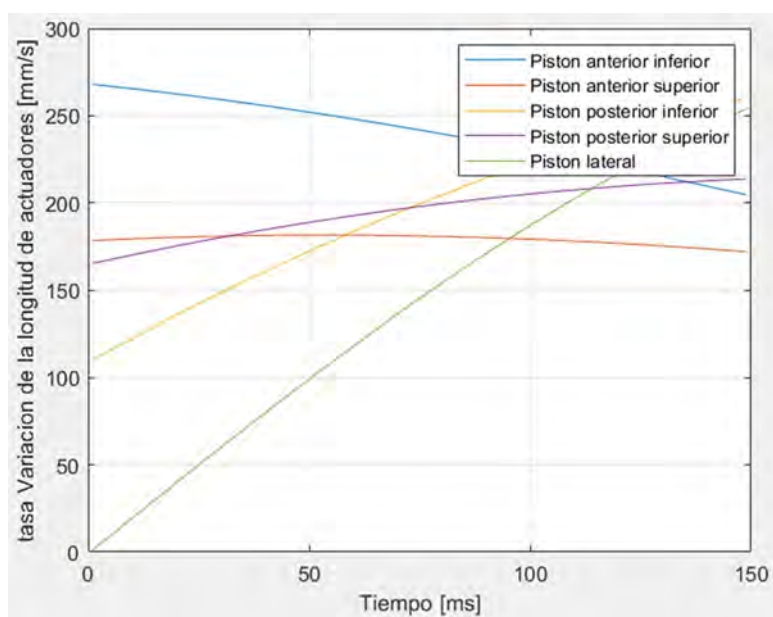


Figura 3.29: Grafico de velocidad de los actuadores vs tiempo para el movimiento de extensión

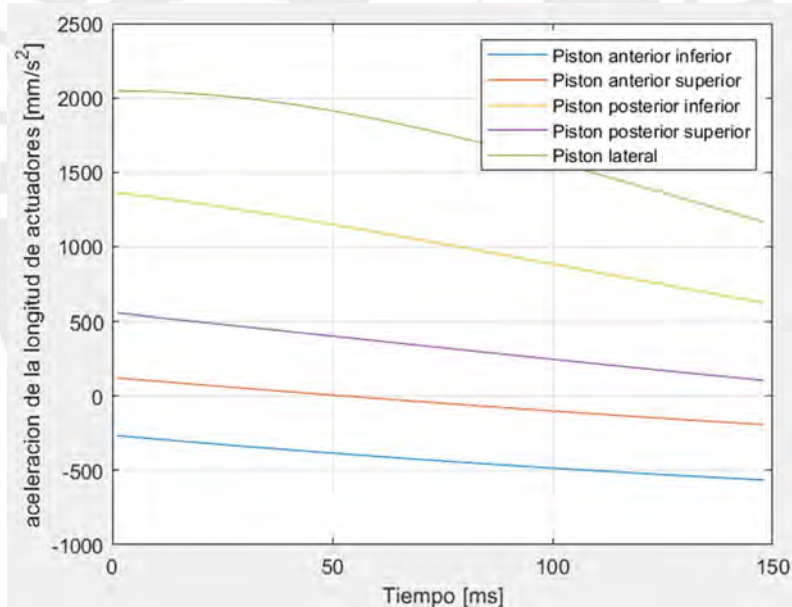


Figura 3.30: Grafico de aceleración de los actuadores vs tiempo para el movimiento de extensión

## **CAPÍTULO 4**

### **DISEÑO DEL MECANISMO PARALELO**

En este capítulo se realizan los modelos CAD del mecanismo paralelo, así como también se establecen las dimensiones de diseño en base a las cargas a las cuales estará sometido el mecanismo. Se utiliza el software ANSYS para realizar el análisis estructural y de resistencia de materiales. Además, se plantean los tipos de carga y valores de carga máximos en base a los requerimientos de diseño.

#### **4.1 Modelos CAD**

En la primera sección del presente capítulo se definen los modelos CAD preliminares para empezar el análisis estructural. En la Figura 4.1 se puede visualizar el modelo preliminar de la plataforma móvil del mecanismo paralelo.



Figura 4.1: Modelo CAD de la Plataforma Móvil

En la Figura 4.2 se puede visualizar el actuador para el mecanismo paralelo, los cuales serán pistones telescópicos de doble efecto, mientras que en la Figura 4.3 se puede apreciar

un modelo CAD preliminar de la adaptación de la plataforma Stewart para el mecanismo paralelo, en conjunto con los pistones telescópicos.



Figura 4.2: Modelo CAD de Pistón Telescópico de doble efecto

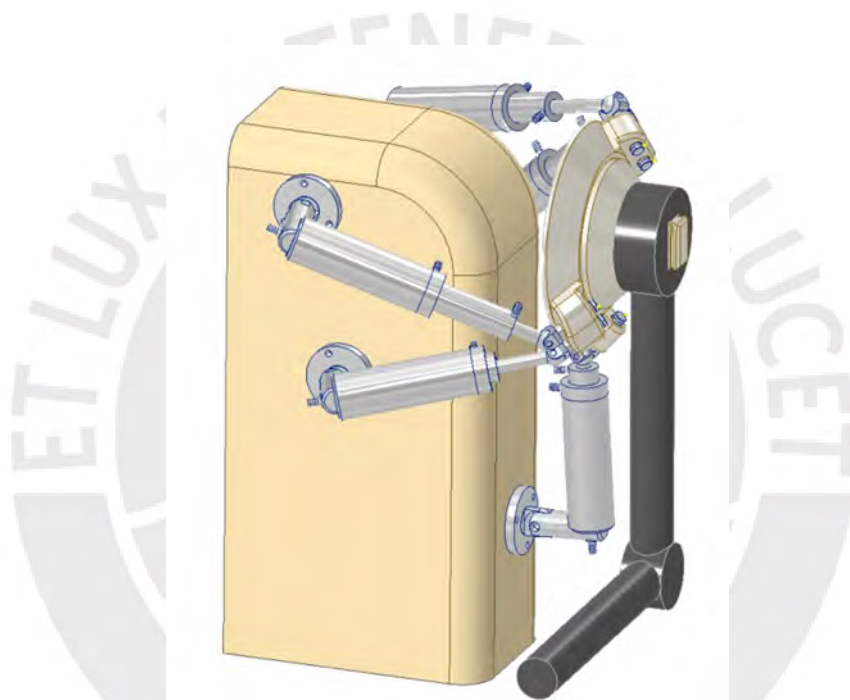


Figura 4.3: Modelo CAD del mecanismo paralelo

#### 4.2 Condiciones inerciales

En esta sección se establecen las condiciones másicas teniendo en cuenta los requerimientos de diseño propuestos en el Capítulo 2. A partir de estas condiciones másicas y las condiciones geométricas establecidas por los modelos CAD, vistos en la sección anterior, y la configuración geométrica vista en el capítulo anterior; se establecen las condiciones de momento de inercia de masa. A continuación, se presenta la Tabla 4.1 en la cual se visualizan dichos valores másicos, junto con los valores de densidad y volumen.

Tabla 4. 1: Condiciones másicas de cada pieza del mecanismo paralelo

Pieza	Cantidad Piezas	Densidad (g/mm <sup>3</sup> )	Volumen (mm <sup>3</sup> )	Masa (g)	Masa Total (g)
Plataforma Móvil	1	0,0027	301	812	812
Encaje Esférico	5	0,0027	4	10	52
Vástago	5	0,0027	8	22	111
Base Vástago	5	0,0027	376	1	5
Cilindro Medio	5	0,0027	18	47	237
Base Cilindro Medió	5	0,0027	3	8	40
Tapa Cilindro Grande	5	0,0027	6	15	76
Cilindro Grande	5	0,0027	44	118	589
Base Giratoria	5	0,0027	5	14	71
Anclaje	5	0,0027	9	24	122
<b>Peso Mecanismo:</b>					2117
Brazo	1	0,005	531	26556	2656
<b>Peso Total:</b>					4773

Como se puede apreciar en la Tabla 4.1 el peso total del mecanismo cumple con los requerimientos de diseño al estar dentro del rango de 2 a 2,5 kg. Adicionalmente, también se consideró el peso del brazo el cual será una pieza sólida, esto con la finalidad de tomar en consideración los efectos físicos que el resto de la prótesis puede generar sobre el mecanismo.

Con estos parámetros de masa y geométricos, se establecen las variables de momento de inercia de masa, representados en una matriz de inercia. En la Ecuación 4.1 se visualiza la forma de la matriz inercial para cada pieza.

$$I = \begin{bmatrix} I_{xx} & -I_{xy} & -I_{xz} \\ -I_{yx} & I_{yy} & -I_{yz} \\ -I_{zx} & -I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Dichos parámetros que constituyen la matriz inercial son calculados con referencia al centro de masa de cada pieza, es decir, el origen de coordenadas para el cálculo se encontrará en el centro de masa. En la Tabla 4.2 se detallan los valores de la matriz inercial de cada pieza. De esta tabla se tienen a la plataforma móvil y sobre todo al brazo como los elementos con mayores momentos de inercia por lo que estos no pueden ser despreciables, sino que se tienen que tomar en cuenta para los cálculos de diseño y potencia.

Tabla 4. 2: Valores de la matriz inercial para cada pieza

Pieza	$I_{xx}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$I_{xy}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$I_{xz}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$I_{yy}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$I_{yz}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$I_{zz}$ (kg mm <sup>2</sup> )
Plataforma Móvil	1447	-351	8	1331	-1	2409
Encaje Esférico	2	0	0	0,3	0	2
Vástago	19	0	0	0,3	0	19
Base Vástago	0	0	0	0	0	0
Cilindro Medio	35	0	0	4	0	35
Base Cilindro Medió	387	0	0	0,6	0	0,4
Tapa Cilindro Grande	2	0	0	3,3	0	2
Cilindro Grande	159	0	0	36	20	145
Base Giratoria	1	0	0	0,6	0	1
Anclaje	5	0	0	10	0	5
Brazo	50829	-18452	0	22246	-0,1	72471

### 4.3 Cálculo de fuerzas máximas

Una vez establecidas las condiciones másicas e inerciales, se procede a delimitar las fuerzas que actúan sobre la plataforma móvil. De las leyes de Newton se tendrá un sistema de 6 ecuaciones con 6 incógnitas, siendo estas las fuerzas provenientes de cada uno de los actuadores del mecanismo paralelo. Con este sistema de ecuaciones diferenciales se obtendrán las fuerzas de cada actuador para las aceleraciones hallados en el Capítulo 3. En la Figura 4.4 se puede apreciar el diagrama de cuerpo libre de la plataforma móvil, mientras que las Ecuaciones 4.2 y 4.3 representan el equilibrio dinámico del sistema.

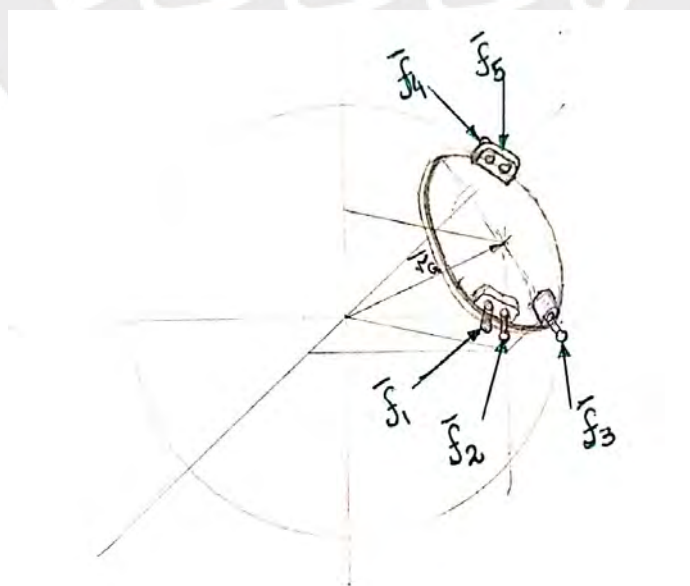


Figura 4. 4: Diagrama de cuerpo libre de la plataforma móvil



$$\sum_{i=1}^5 \bar{f}_i = M\bar{a}_G \quad (4.2)$$

$$\sum_{i=1}^5 \bar{r}_i \times \bar{f}_i = I_o \dot{\bar{\omega}}(\bar{\varphi}) + \bar{\omega}(\bar{\varphi}) \times I_o \bar{\omega}(\bar{\varphi}) \quad (4.3)$$

Se utiliza el software SimScape Multibody de Matlab para la resolución de las ecuaciones planteadas. Con este software se construyó un modelo físico del mecanismo paralelo. Para la construcción del modelo físico se utilizó como base geométrica el modelo CAD construido en el presente capítulo. Al modelo físico se le impuso restricciones geométricas en cada una de las articulaciones presentes en el modelo CAD. Además, no se tomó en cuenta el contacto entre superficie, es decir, se asume como fuerza de rozamiento cero. En la Figura 4.5 se presenta el esquema de restricciones en cada actuador.

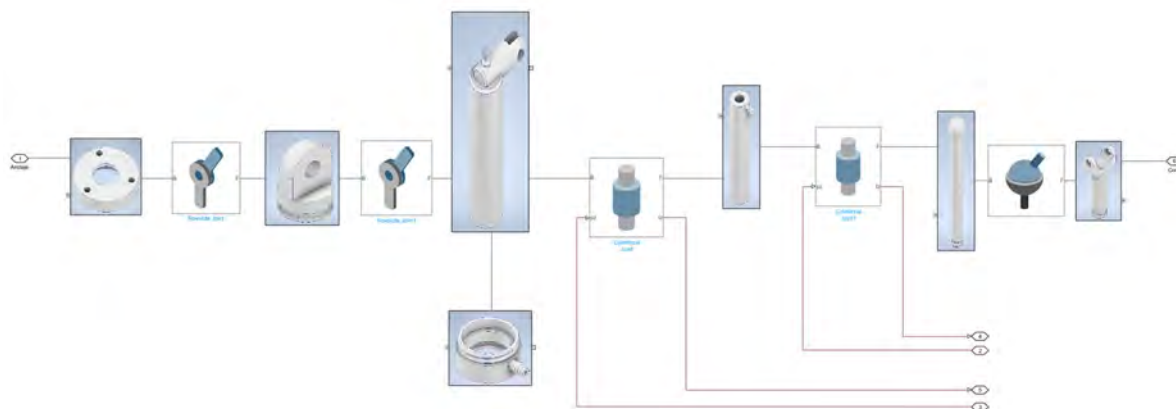


Figura 4. 5: Esquema de restricciones geométricas en cada actuador

En dicho modelo físico se realizó el análisis de fuerza. Las pruebas realizadas consistieron en la ejecución de movimientos sobre las trayectorias planteadas por el modelo matemático construido en el Capítulo 3. En dichos movimientos se aplican cargas externas según lo propuesto en la Figura 2.2, con el fin de cumplir con los requerimientos de diseño propuestos en la Tabla 2.1. Para obtener las trayectorias de prueba se conecta el modelo matemático como controlador del modelo físico. Se utilizan los datos de desplazamiento de los actuadores como entrada para el movimiento de las articulaciones cilíndricas en cada uno de los actuadores del modelo físico. En la Figura 4.6 se muestra el esquema general del modelo físico.

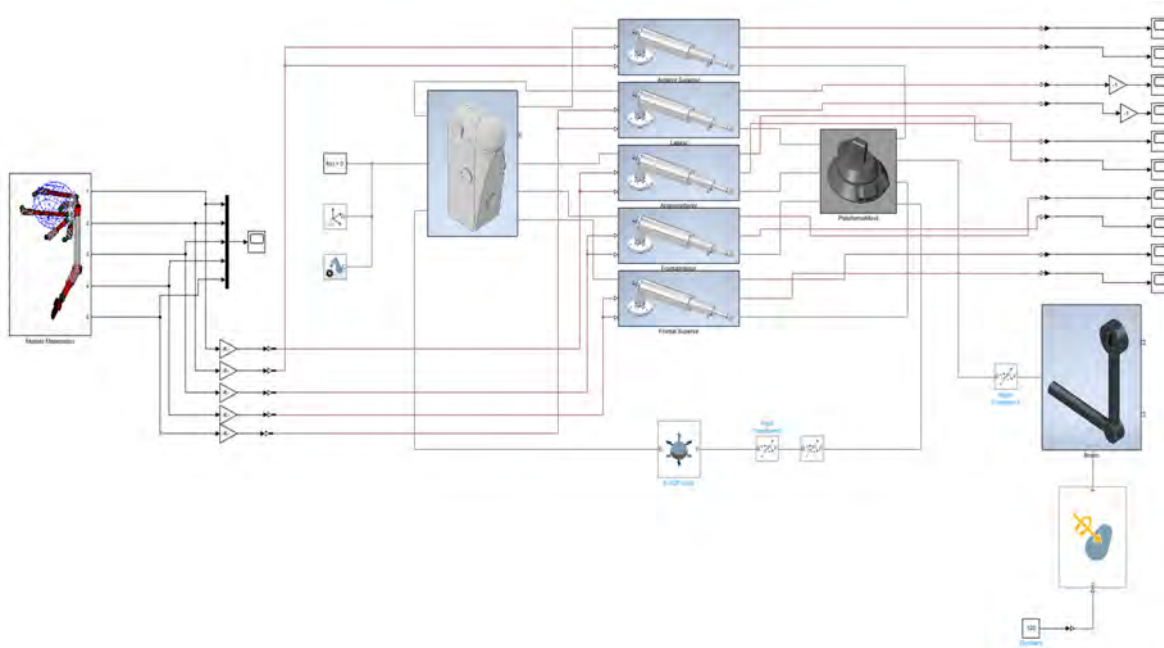


Figura 4. 6: Esquema general del Modelo Físico

En las siguientes secciones, se presentan las simulaciones realizadas en SimScape para la obtención de fuerzas máximas en cada movimiento respectivamente.

La prueba realizada consta del movimiento de abducción sin una fuerza externa, es decir solo considerando la inercia y pesos del mismo modelo CAD. Esta prueba se realiza a la máxima velocidad propuesta en los requerimientos de diseño según el movimiento que se realice.

#### 4.3.1 Análisis de fuerzas en el movimiento de abducción

La prueba para el movimiento de abducción tendrá un tiempo de ejecución de 150ms en acorde con lo establecido en la Sección 3.3. En la Figura 4.7 se muestra una imagen del movimiento realizado por el modelo físico. De los resultados obtenidos de esta prueba se obtuvo como fuerza pico un valor de 614,1N. Este valor pico fue alcanzado por el actuador lateral. En la Figura 4.8 se observa la gráfica de fuerzas en el tiempo.

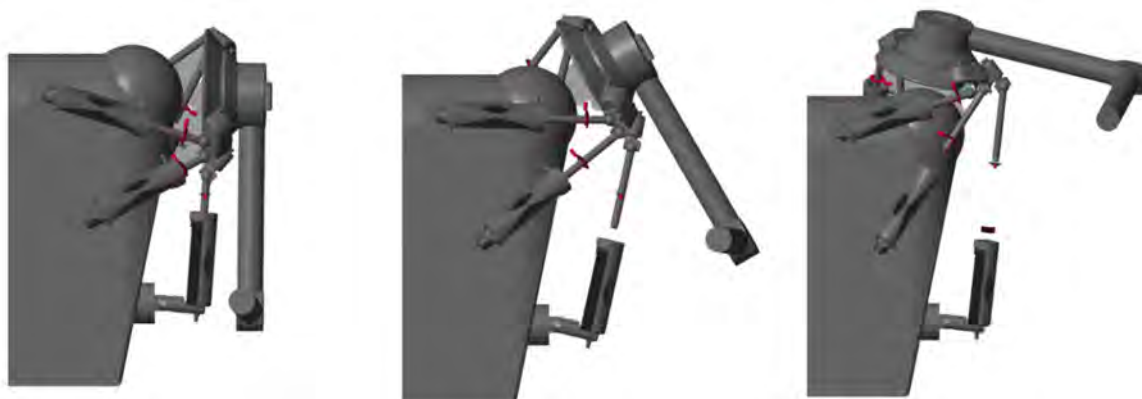


Figura 4. 7: Secuencia del movimiento de abducción realizado por el Modelo Físico

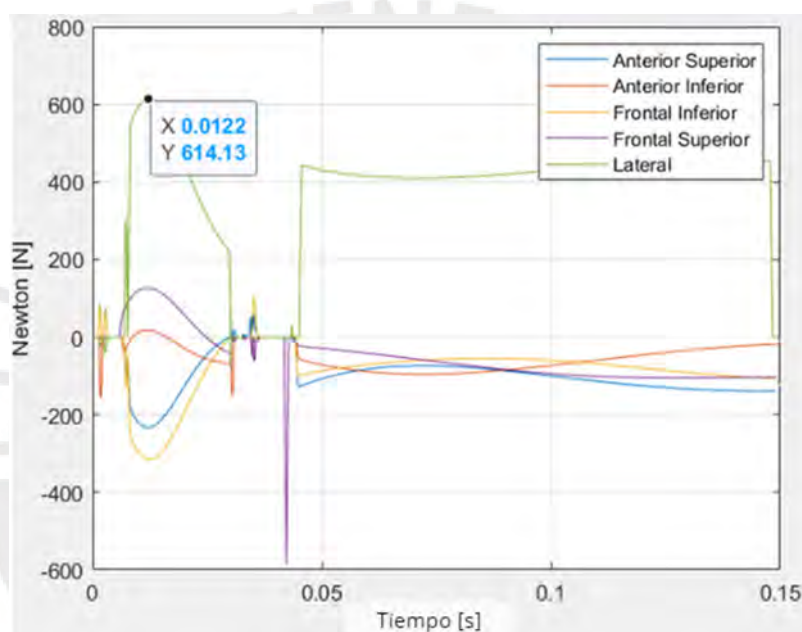


Figura 4. 8: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de abducción

#### 4.3.2 Análisis de fuerzas en el movimiento de abducción horizontal

La prueba para el movimiento de abducción horizontal tendrá un tiempo de ejecución de 150ms en acorde con lo establecido en la Sección 3.3. En la Figura 4.9 se muestra una imagen del movimiento realizado por el modelo físico. De los resultados obtenidos de esta prueba se obtuvo como fuerza pico un valor de 830,7N. Este valor pico fue alcanzado por el actuador frontal inferior. En la Figura 4.10 se observa la gráfica de fuerzas en el tiempo.

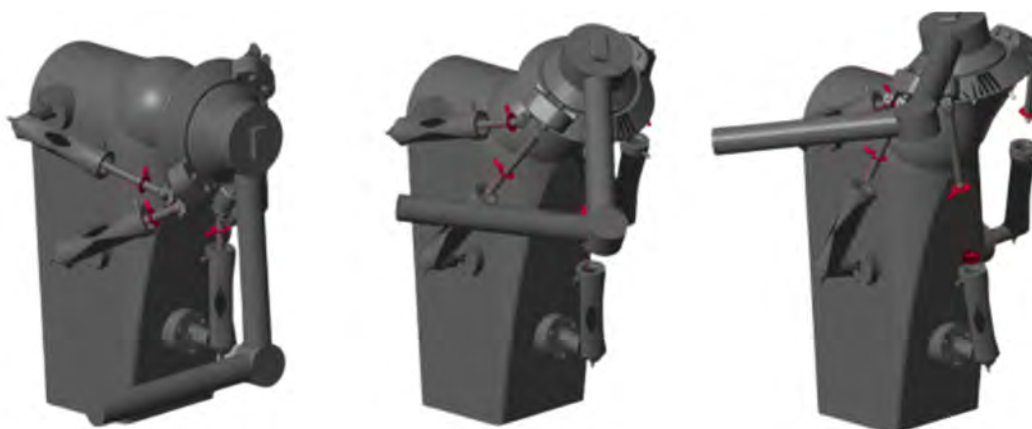


Figura 4. 9: Movimiento de abducción horizontal realizado por el Modelo Físico

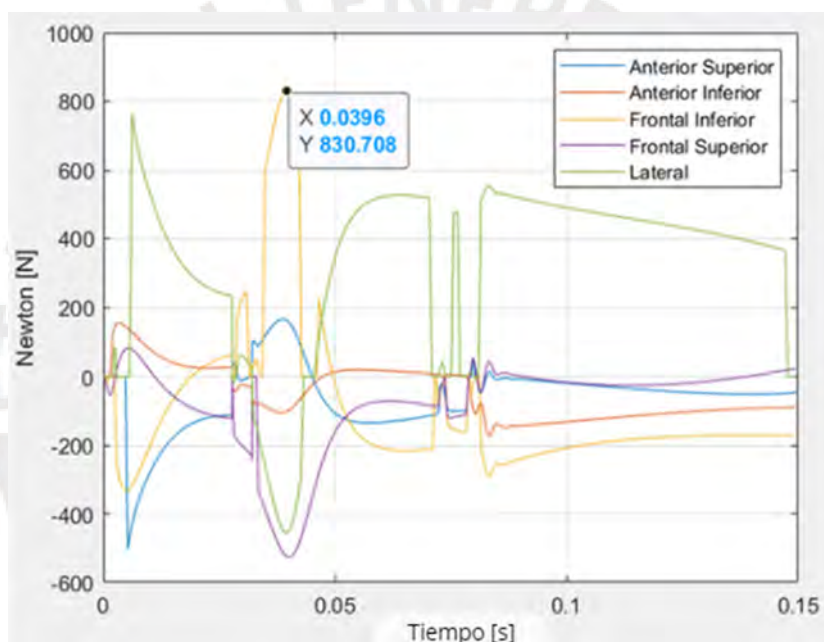


Figura 4. 10: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de abducción horizontal

### 4.3.3 Análisis de fuerzas en el movimiento de rotación interna

La prueba para el movimiento de Rotación interna tendrá un tiempo de ejecución de 100ms en acorde con lo establecido en la Sección 3.3. En la Figura 4.11 se muestra una imagen del movimiento realizado por el modelo físico. De los resultados obtenidos de esta prueba se obtuvo como fuerza pico un valor de 789,9N. Este valor pico fue alcanzado por el actuador lateral. En la Figura 4.12 se observa la gráfica de fuerzas en el tiempo.



Figura 4. 11: Movimiento de rotación interna realizado por el Modelo Físico

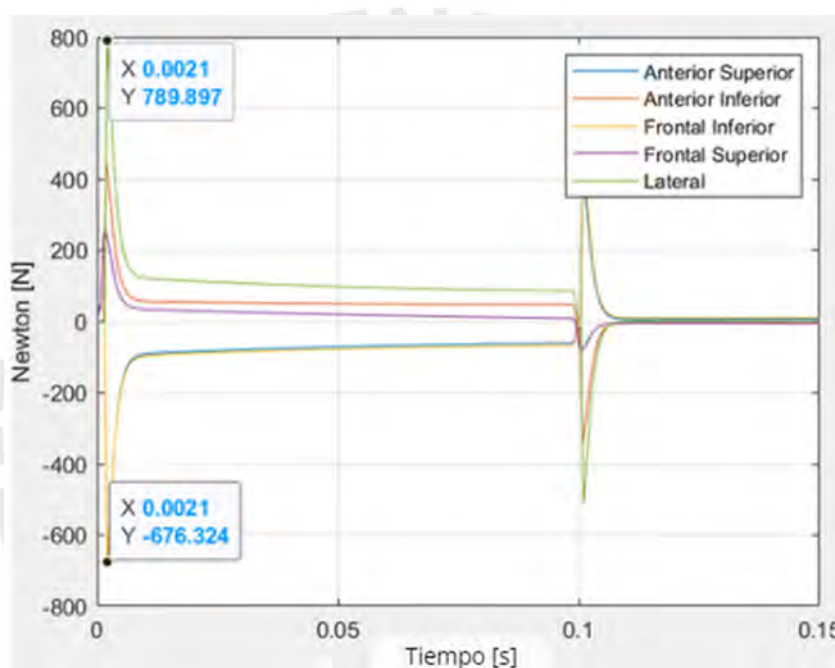


Figura 4. 12: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de rotación interna

#### 4.3.4 Análisis de fuerzas en el movimiento de rotación externa

La prueba para el movimiento de rotación externa tendrá un tiempo de ejecución de 50ms en acorde con lo establecido en la Sección 3.3. En la Figura 4.13 se muestra una imagen del movimiento realizado por el modelo físico. De los resultados obtenidos de esta prueba se obtuvo como fuerza pico un valor de 568.1N en contracción. Este valor pico fue alcanzado por el anterior superior. En la Figura 4.14 se observa la gráfica de fuerzas en el tiempo.





Figura 4. 13: Movimiento de rotación externa realizado por el Modelo Físico

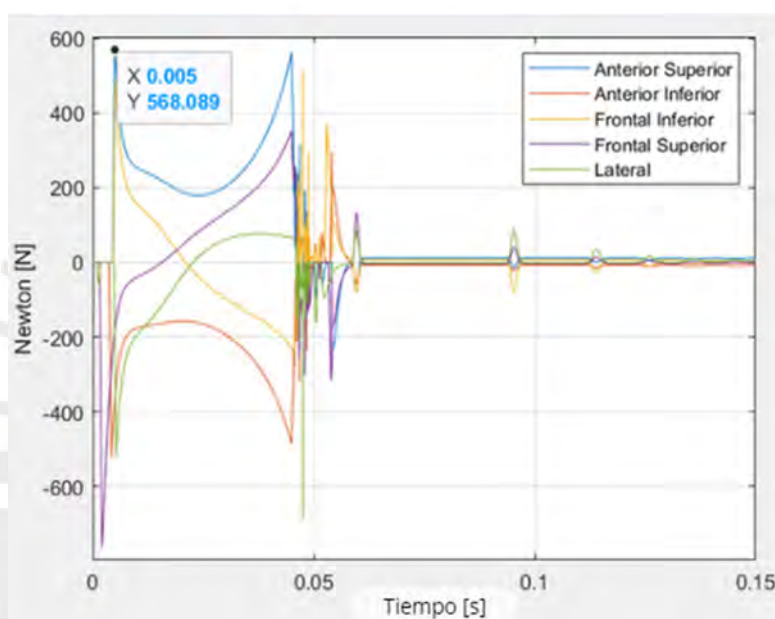


Figura 4. 14: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de rotación externa

#### 4.3.5 Análisis de fuerzas en el movimiento de flexión

La prueba para el movimiento de flexión tendrá un tiempo de ejecución de 150ms en acorde con lo establecido en la Sección 3.3. En la Figura 4.15 se muestra una imagen del movimiento realizado por el modelo físico. De los resultados obtenidos de esta prueba se obtuvo como fuerza pico un valor de 158N. Este valor pico fue alcanzado por el actuador lateral. En la Figura 4.16 se observa la gráfica de fuerzas en el tiempo.



Figura 4. 15: Movimiento de flexión realizado por el Modelo Físico

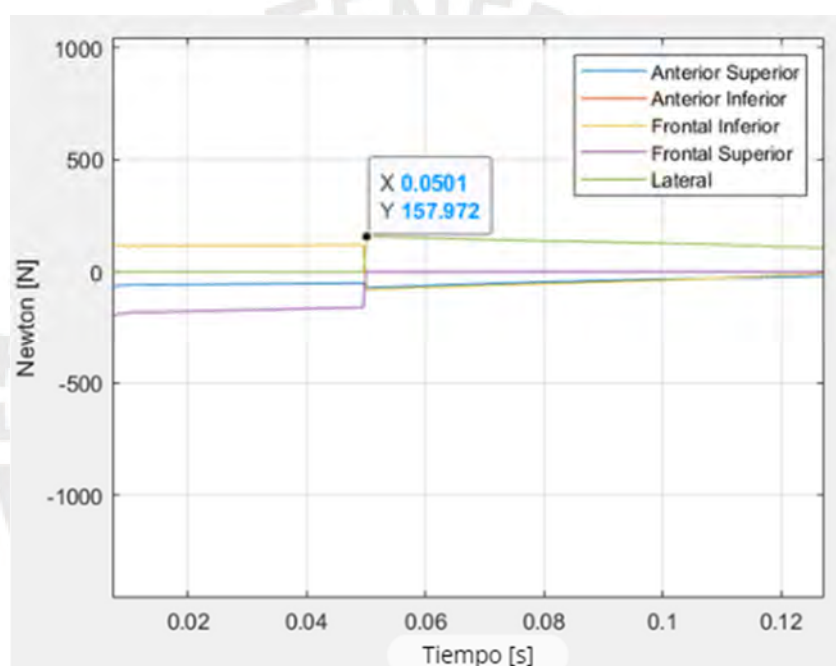


Figura 4. 16: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de extensión

#### 4.3.6 Análisis de fuerzas en el movimiento de extensión

La prueba para el movimiento de extensión tendrá un tiempo de ejecución de 50ms en acorde con lo establecido en la Sección 3.3. En la Figura 4.17 se muestra una imagen del movimiento realizado por el modelo físico. De los resultados obtenidos de esta prueba se obtuvo como fuerza pico un valor de 135N. Este valor pico fue alcanzado por el actuador lateral. En la Figura 4.18 se observa la gráfica de fuerzas en el tiempo.



Figura 4. 17: Movimiento de extensión realizado por el Modelo Físico

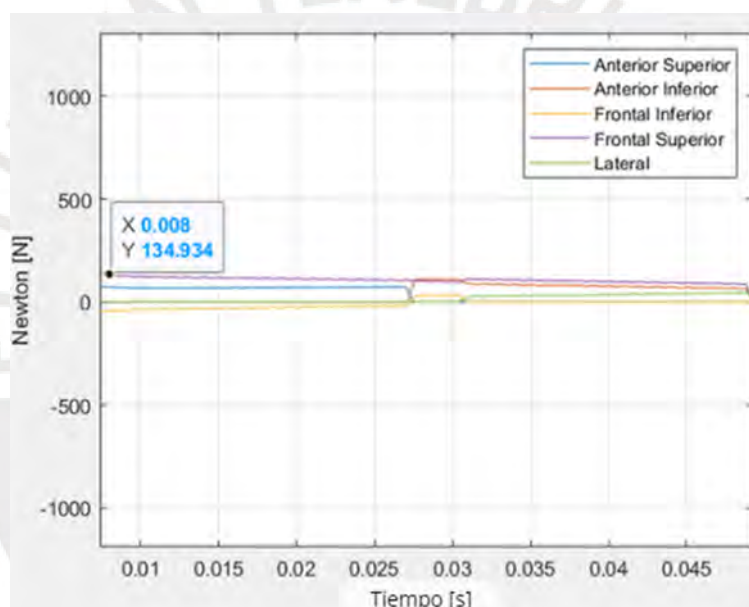


Figura 4. 18: Resultados de fuerzas empleadas en el movimiento de extensión

#### 4.4 Resumen de las fuerzas máximas

Del estudio realizado se extraen las fuerzas máximas necesarias, con el fin de que esas fuerzas máximas puedan ser usadas para el cálculo y diseño del sistema de transmisión de potencia. A manera de resumen, se presenta la Tabla 4.3 que contiene las fuerzas máximas según cada movimiento, considerando sobre esas fuerzas un factor de seguridad igual a 1,2. En esta tabla se observa que la fuerza máxima que deben realizar los actuadores sería de 830,7 N para cumplir con los requerimientos de diseño.

Tabla 4. 3: Fuerzas pico según los movimientos realizados por el mecanismo paralelo

<b>Movimiento Realizado</b>	<b>Fuerza Máxima (<math>f_{imax}</math>)</b>
Abducción	614,1 N
Abducción Horizontal	<b>830,7 N</b>
Rotación Interna	789,9 N
Rotación Externa	568.1N
Flexión	158,0 N
Extensión	135,0 N



## CAPÍTULO 5

### DISEÑO DEL SISTEMA DE TRANSMISION DE POTENCIA

En este capítulo se realizan los modelos CAD del sistema de transmisión, así como el diseño de cada pieza. Se establece la relación de transmisión según los requerimientos, y se realizan los cálculos de potencia y velocidad angular para la selección de cada actuador.

#### 5.1 Esquema Preliminar del sistema de transmisión por cada actuador

El sistema de transmisión posee 2 líneas de compresión de fluido. La línea 1 facilita la expansión del actuador, mientras que la línea 2 la contracción. El sistema recibirá como entrada la rotación del motor, cuya velocidad angular será  $\omega_{motor}$ . Seguido a esto se tendrá un conjunto de engranajes para invertir la rotación del motor. La Figura 5.1 presenta un esquema preliminar que contiene las fuerzas y parámetros principales a calcular.

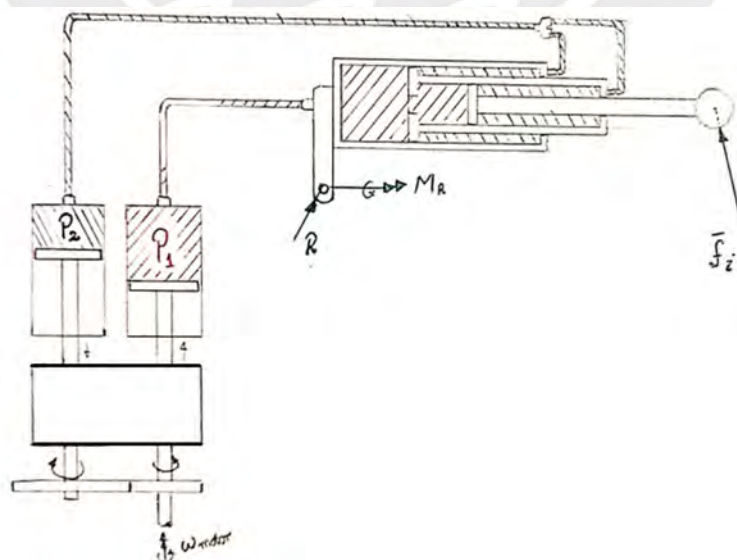


Figura 5. 1: Esquema preliminar del sistema de transmisión de potencia



## 5.2 Diseño de las líneas de transmisión

A partir del esquema preliminar se realizarán los cálculos para el diseño de las líneas de potencia. En primer lugar, se tomaron en cuenta las restricciones geométricas propias del mecanismo paralelo. Esto significa tomar en cuenta que la variación de volumen del fluido en cada pistón telescópico del mecanismo paralelo debe ser igual que la variación del volumen en los actuadores de las líneas de potencia tanto para extensión y contracción del pistón. Tomando en cuenta lo dicho anteriormente se escribieron las Ecuaciones 5.1 a 5.4.

En las Ecuaciones 5.1 y 5.2 se muestran las expresiones usadas para el cálculo de los volúmenes de las cavidades del pistón telescópico, tanto para expansión como para compresión respectivamente.

$$\Delta V_1 = \Delta x_{cm} \frac{\pi}{4} D_{cg}^2 + \Delta x_{rb} \frac{\pi}{4} D_{cm}^2 \quad (5.1)$$

$$\Delta V_2 = \Delta(L_{cg} - x_{cm}) \frac{\pi}{4} (D_{cg}^2 - D_{cm}^2) + \Delta(L_{cm} - x_{rb}) \frac{\pi}{4} (D_{cm}^2 - D_b^2) \quad (5.2)$$

En las ecuaciones 5.3 y 5.4 se muestran las expresiones para el cálculo de los volúmenes de las cavidades de los actuadores en las líneas de potencia.

$$\Delta V_{exp} = \Delta(L_{exp} - y_{exp}) \cdot A_{exp} \quad (5.3)$$

$$\Delta V_{comp} = \Delta(L_{comp} - y_{comp}) \cdot A_{comp} \quad (5.4)$$

De lo explicado anteriormente sobre la relación en la variación de volúmenes, se igualan las Ecuaciones 5.1 con la 5.3, de lo cual se obtiene  $A_{exp} = 686.75 \text{ mm}^2$ . De la misma forma, se igualan la Ecuación 5.2 con la 5.4, donde se obtiene  $A_{comp} = 270.14 \text{ mm}^2$

Con el uso de estas ecuaciones se ajustan los valores para el área que debe tener la sección transversal en los actuadores de las líneas de potencia.

Se definen como parámetros de diseño para el dimensionamiento de dichos actuadores un radio "R" y un ángulo de corte " $\alpha$ ". En la Figura 5.2 se observa la sección transversal propuesta y los parámetros de dimensionamiento.

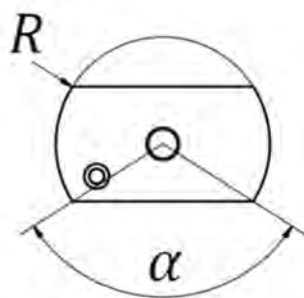


Figura 5. 2: Parámetros de dimensionamiento de los actuadores en las líneas de potencia

Según la geometría propuesta, se realizaron los cálculos para obtener un radio apropiado para los actuadores de compresión y extensión. Para dicho cálculo se escogió un valor de  $\alpha=115^\circ$  y El área ( $A$ ) será reemplazada de lo calculado anteriormente tanto para expansión ( $A_{exp}$ ) como para compresión ( $A_{comp}$ ). En la ecuación 5.7 se muestra la expresión usada para el cálculo de  $R$ . A partir de dicha ecuación se calculan los parámetros del radio para el actuador de la línea de expansión y para el actuador de la línea de compresión. Estos parámetros estarán denotados por  $R_{exp} = 20 \text{ mm}$  y  $R_{comp} = 15 \text{ mm}$  respectivamente.

$$R = \sqrt{\frac{A}{\pi - \frac{\alpha}{180}\pi - \frac{\sqrt{3}}{2}}} \quad (5.7)$$

Según lo visto en la Sección 5.1, se aprecia un sistema de cilindros, los cuales generarán la presión de entrada para los pistones telescópicos del mecanismo paralelo.

Como mecanismo para generar dicha presión se escogió un tornillo de potencia de 4 hilos. El tornillo de potencia moverá un embolo, el cual estará sellado con empaquetaduras para evitar el filtrado del fluido hidráulico. Las líneas de expansión y compresión serán accionadas mediante el tornillo de potencia. Dichas líneas de potencia están sincronizadas mediante un par de engranes con relación de transmisión de 1:1.

A continuación, se presenta la Figura 5.3, donde se visualizan las líneas de expansión y compresión. La línea de expansión corresponde al cilindro superior y mas

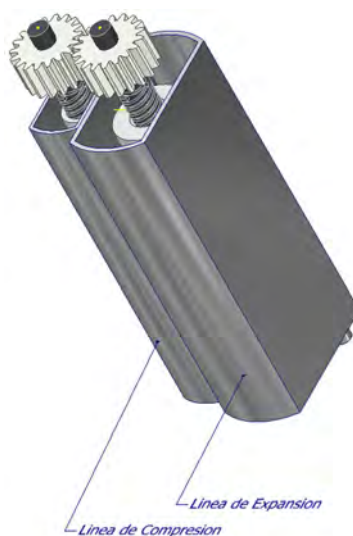


Figura 5. 3: Líneas de expansión y compresión

### 5.3 Cálculo de Torque y Velocidad angular máxima

En esta sección se plantean los cálculos necesarios, a fin de obtener el torque y velocidad angular necesarias en el cumplimiento de los requerimientos de diseño. Debido a que son torques máximos, se plantearán las ecuaciones desde la condición de equilibrio, esto con el fin de obtener la potencia máxima requerida por el motor para alcanzar el torque máximo

En primer lugar, se plantea un diagrama de cuerpo libre, con el fin de obtener la presión necesaria para alcanzar la fuerza máxima establecida en la Sección 4.4. Para poder obtener la presión máxima se evalúan dos casos. El primer caso, es cuando el cilindro medio del pistón telescópico está completamente extendido. El segundo caso, se evalúa con una extensión parcial del cilindro medio y una extensión nula del vástago. En las Figuras 5.4 y 5.5 se observan dichos casos.

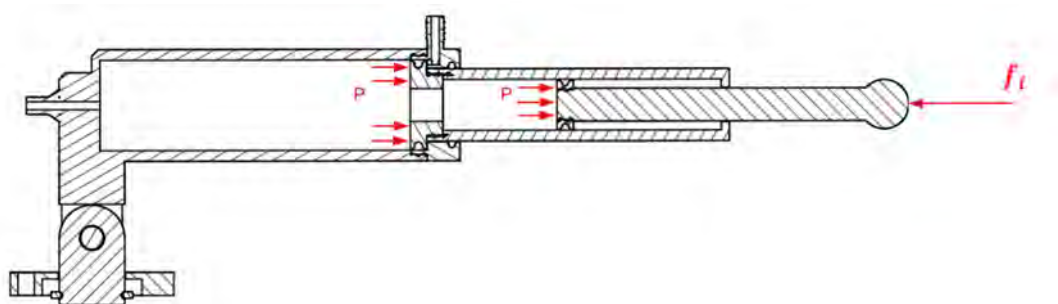


Figura 5. 4: Diagrama de Cuerpo Libre para el caso 1

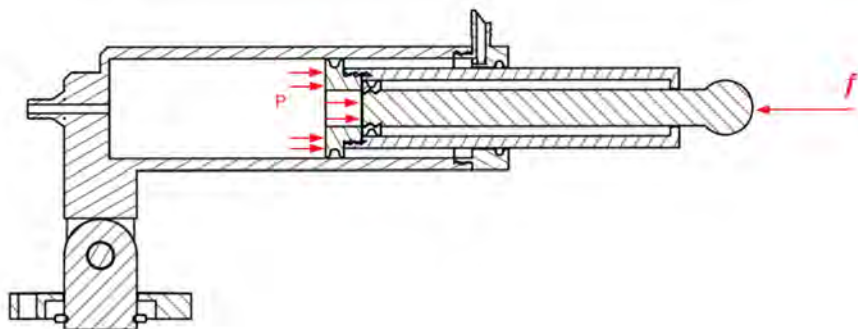


Figura 5. 5: Diagrama de Cuerpo Libre para el caso 2

En el Caso 1, planteando el equilibrio estático al vástago, se obtiene Ecuación 5.8. Luego para los valores de  $A_{bv} = 78.54 \text{ mm}^2$  y  $f_i = 830 \text{ N}$ , se obtiene que  $P_{max1} = 10 \text{ MPa}$ .

$$\sum F = A_{bv}P - f_i = 0 \quad (5.8)$$

Similarmente, se planteó un diagrama de cuerpo libre para poder visualizar mejor la transmisión de fuerzas. Este segundo diagrama corresponde al Caso 2, el cual se muestra en la Figura 5.6.

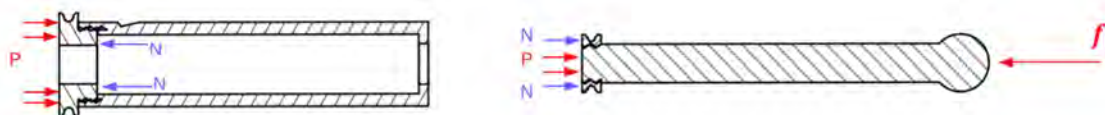


Figura 5. 6: Diagrama de Cuerpo Libre adicional

Entonces, planteando el equilibrio estático al cilindro y al vástago en el Caso 2, se obtienen las Ecuaciones 5.9 y 5.10, respectivamente. Luego, para los valores de  $A_{bv} = 78.54 \text{ mm}^2$ ,  $A_{bcmint} = 188.70 \text{ mm}^2$  y  $f_i = 830 \text{ N}$ , se obtiene que la  $P_{max2} = 2 \text{ MPa}$ . Ya que la presión en Caso 1 es mayor al Caso 2, se escoge como presión máxima 10 MPa

$$\sum F = A_{bcm}P - N = 0 \quad (5.9)$$

$$\sum F = (A_{bv} - A_{bcmint})P + N - f_i = 0 \quad (5.10)$$

Una vez que se definió cual será la presión máxima a la que estará sometido el sistema. Se procede a calcular el torque necesario en el tornillo de potencia para lograr alcanzar dicha presión máxima. En la Figura 5.7 se muestra el diagrama de fuerzas para el tornillo de potencia, mientras que en la Ecuación 5.10 se plantea la expresión para calcular el torque necesario para alcanzar la presión máxima. Luego para los valores de  $\varphi = 0.09 \text{ rad}$ ,  $\theta = 0.291 \text{ rad}$ ,  $P_{max} = 10 \text{ MPa}$  y  $R_{tornillo} = 4.5 \text{ mm}$ , se obtiene  $\tau_{max} = 13.068 \text{ Nm}$ .

$$\tau_{max} = P_{max} A \cdot R_{tornillo} \tan(\varphi + \theta) \quad (5.10)$$

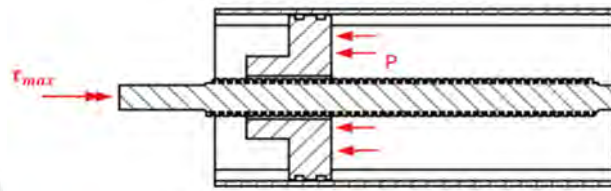


Figura 5. 7: Diagrama de Cuerpo Libre adicional

Finalmente, en esta sección se calculará la máxima velocidad angular según las velocidades calculadas en la Sección 3.3. El cálculo de la velocidad lineal del embolo del tornillo, la velocidad angular máxima y la potencia que requeriría un motor, se determina con las Ecuaciones 5.11, 5.12 y 5.13 respectivamente. Entonces, para los valores de  $v_{max} = 1640 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ ,  $D_{cg} = 27.5 \text{ mm}$  y  $R_{tornillo} = 4.5 \text{ mm}$ , se obtiene que  $v_{tornillo} = 1.418 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ ,  $\omega_{max} = 526.5 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$  y  $P_{motor} = 6.88 \text{ kW}$ .

$$v_{tornillo} = \frac{v_{max} \frac{\pi}{4} D_{cg}^2}{A_{exp}} \quad (5.11)$$

$$\omega_{max} = \frac{v_{tornillo}}{2R_{tornillo} \cdot \tan(\theta)} \quad (5.12)$$

$$P_{motor} = \omega_{max} \cdot \tau_{max} \quad (5.13)$$

#### 5.4 Selección de motor

En esta sección se presenta la Tabla 5.1, que permite comparar entre los diferentes motores, que actualmente están disponibles en el mercado, con la potencia requerida de los cálculos de la sección anterior.



Tabla 5. 1: Comparación entre modelos de motores de más de 6 kW

Producto	Kv (RPM/Volt)	Watts	Max. Voltaje	Max. Amperios	RPM	Torque. (Nm)	Diámetro (mm)	Longitud (mm)
<b>Motores Sin Escobillas</b>								
MP-56115	100	12500	98	127	9800	12,18	68	115
CA-80100	130	7000	60	85	7800	8,57	80	92
XTI-5798	460	6500	76	80	34960	1,78	57	98
MP70131	150	12000	70	180	10500	10,91	70	131
<b>Servomotores</b>								
TLY-A110	-	246	600	20	5000	0,47	40	78.5
TLY-A130	-	328	600	20	5000	0,63	40	98.5
TLY-A310	-	3473	600	20	4500	7,37	86	144.2
F-4030-Q-H00AA	66	4260	396	5	3600	11,3	127	194
NX840 Parker		11200	400	28	3500	28	130	165
<b>Motores paso a paso</b>								
SHW110201-18-800	-	293	130	8	100	28	110	201
NEMA 42	-	1131	48	9	600	18	110	202

El criterio para esta selección se basa en lograr un equilibrio entre el tamaño del motor, su peso y su potencia, teniendo en cuenta los requisitos de diseño que contemplan no solo aspectos funcionales relacionados con la potencia, sino también consideraciones estéticas y ergonómicas para el paciente. Para ello, se analizaron distintos tipos de motores disponibles en el mercado con el objetivo de identificar el más adecuado para este proyecto.

Entre los diferentes tipos de motores, los brushless destacan como los más adecuados para los requerimientos de diseño de este proyecto, ya que ofrecen una combinación superior de potencia y velocidad. Estas características resultan esenciales para cumplir con los objetivos planteados. Por otro lado, aunque otros tipos de motores son más apropiados para tareas que requieren mayor precisión, su tamaño y peso los hacen menos viables para este diseño. Dentro de la categoría de motores brushless, se seleccionará el modelo XTI-5798, que cuenta con un diámetro de 57 mm y una longitud de 98 mm. Esta elección se fundamenta en su alto número de revoluciones, lo que lo convierte en la opción más eficiente. Para optimizar su desempeño, será necesario diseñar una caja reductora que

permita aumentar el torque. En la Figura 5.8 se presentan las dimensiones y las conexiones específicas de este motor.

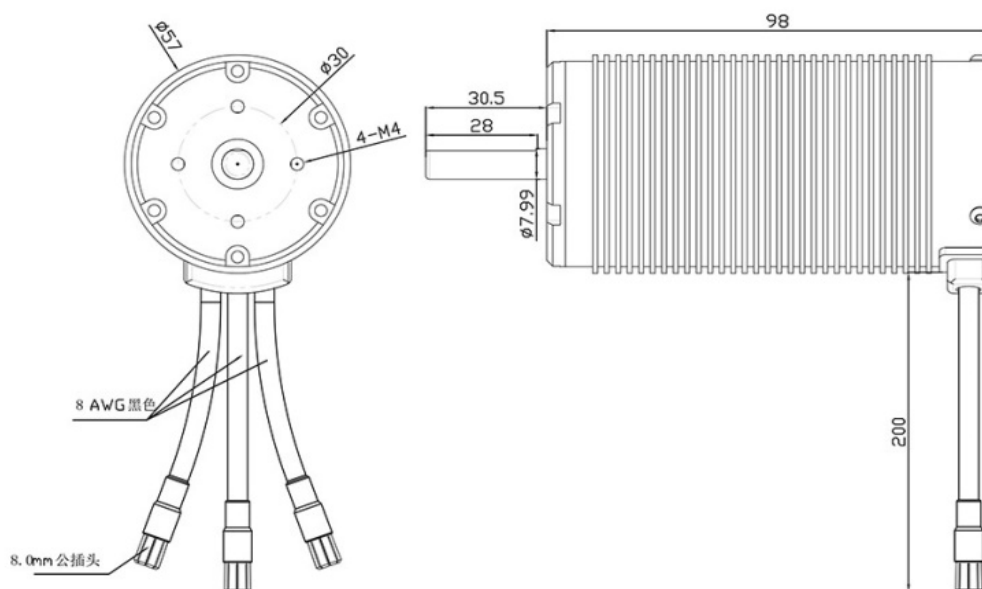


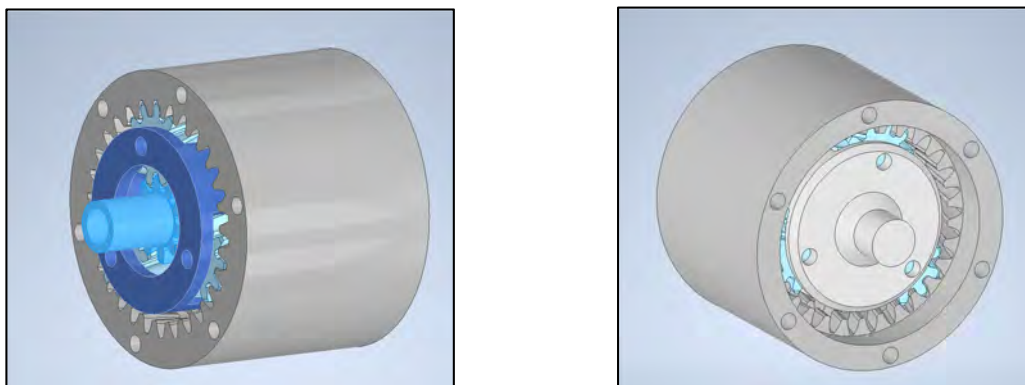
Figura 5. 8: planos del motor XTI-5798

Una vez definido el motor que se utilizará para impulsar el sistema de transmisión de potencia, se procederá en capítulos siguientes a diseñar el sistema electrónico y de control adecuados para el modelo de motor escogido, y de esta manera completar el diseño mecatrónico de la articulación protésica.

### 5.5 Diseño de la Caja Reductora

Según la capacidad de carga del motor seleccionado, es necesario un aumento de torque en el motor. Con el fin alcanzar los requerimientos de diseño; se optó por una caja reductora de engranes planetarios. Se escogió este diseño debido a la alta relación de transmisión que puede otorgar, en conjunto con su diseño compacto.

Con el fin de alcanzar el torque máximo en las secciones anteriores, esta caja reductora tendrá una relación de transmisión de 1:16. En la Figura 5.9a se puede apreciar la entrada de la caja reductora, la que se conectará al motor Brushless, mientras que en la Figura 5.9b se observa la salida de la caja reductora, la cual se conectará al tornillo de potencia.



(a)

(b)

Figura 5. 9: Caja reductora de engranajes planetarios a) entrada, b) salida

### 5.6 Modelo Final del sistema de Potencia

Finalmente, se presentará un modelo CAD del sistema mecatrónico de transmisión de potencia. En capítulos posteriores se desarrollará el modelo de control, en el cual se interconectarán cada una de las partes vistas en el modelo presentado a continuación.

El motor Brushless estará conectado a la entrada de la caja reductora. Esta a su vez estará conectada a la entrada de la línea de expansión. Cada actuador del sistema de potencia, tendrá atornillado el sensor Lidar en la corona de la caja reductora. En la Figura 5.10 se puede observar lo mencionado anteriormente.

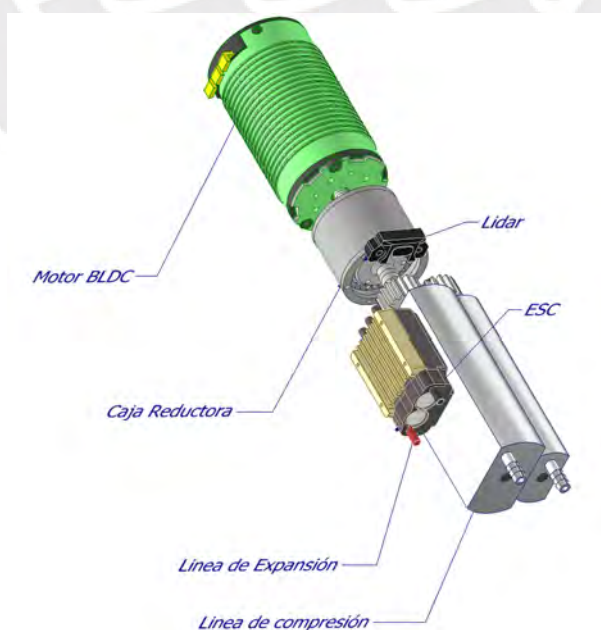


Figura 5. 10: Actuador del sistema de potencia

El sistema completo de transmisión de potencia contará con 5 actuadores (motores Brushless), cada uno correspondiente a un actuador lineal del mecanismo paralelo. Estos actuadores estarán confinados a un contenedor, que también albergará la parte electrónica. En el interior del contenedor estarán los actuadores, el microcontrolador, el convertidor Boost y los sensores de corriente, mientras que en el exterior estarán situadas las barras LED. Se tendrán 6 celdas de energía en los laterales externos del contenedor. El mando del sistema estará conectado de manera externa al microcontrolador. El peso del sistema de transmisión de potencia es de aproximadamente 6 kg. En la Figura 5.11 y 5.12 se puede observar el sistema de transmisión de potencia y el sistema mecatrónico integrado, respectivamente.

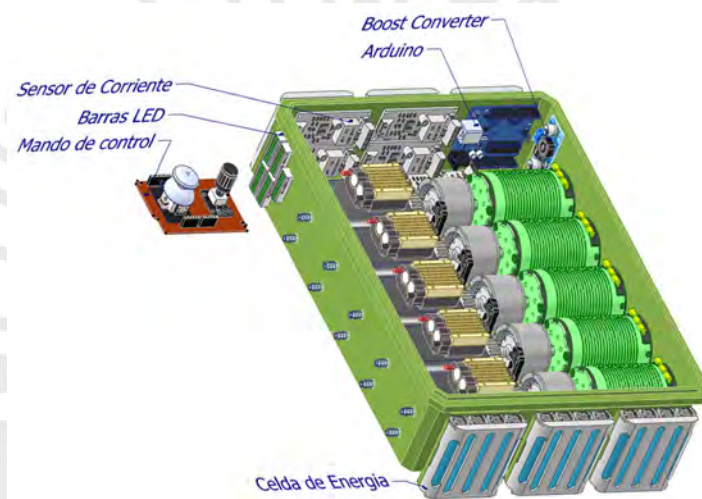


Figura 5. 11: Sistema de Transmisión de Potencia

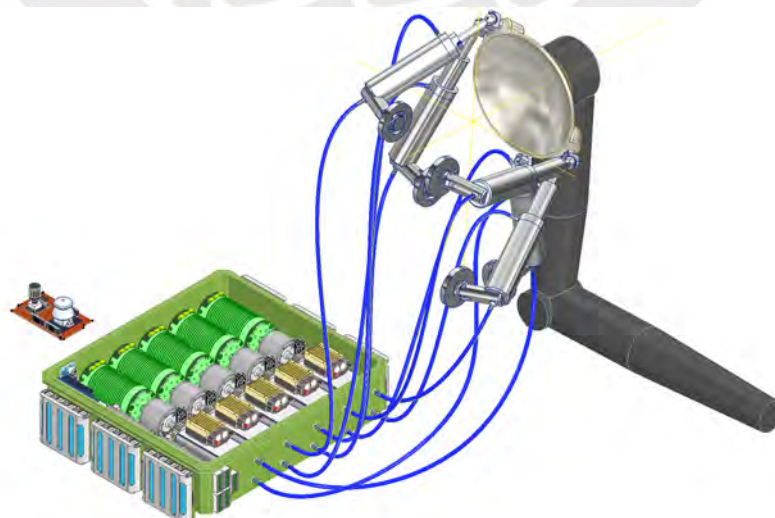


Figura 5. 12: Modelo CAD del sistema mecatrónico

Con el fin poder observar el sistema final y su disposición espacial en una persona, en la Figura 5.13 se observa al sistema mecatrónico puesto sobre un maniquí.

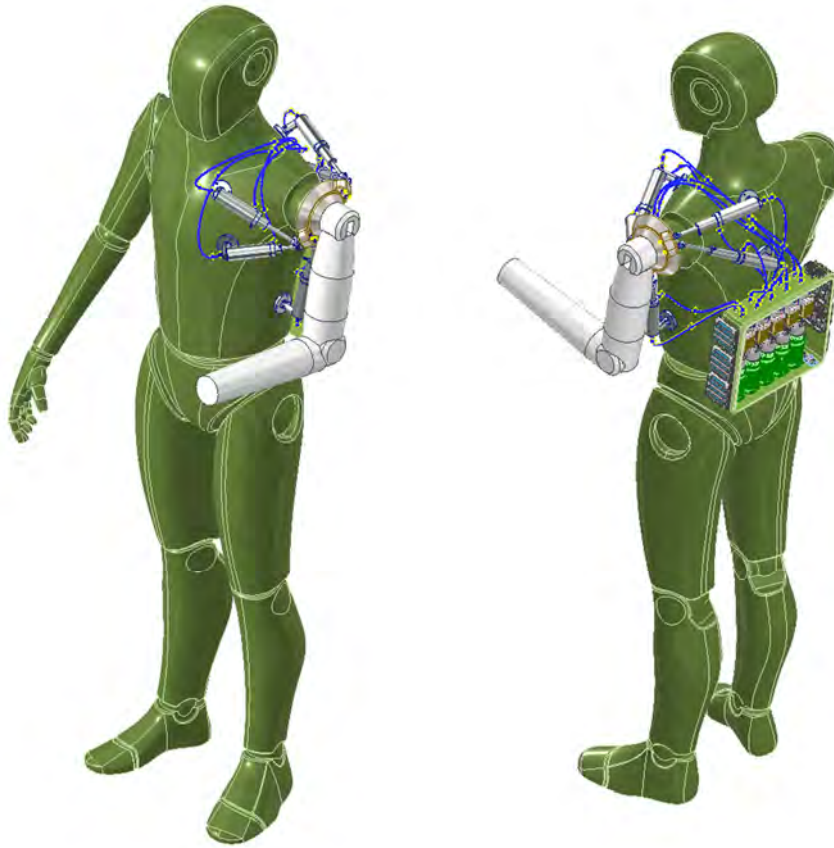


Figura 5. 13: Sistema mecatrónico montado en un maniquí

MCMXVII



## **CAPÍTULO 6**

### **DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL**

En este capítulo se desarrollará el diseño del sistema electrónico y el modelo de control del sistema mecatrónico de la prótesis desarticulada de hombro. En primer lugar, se realizará una selección de componentes electrónicos. Luego, se realizará un esquemático de las conexiones entre componentes. Una vez definido el sistema electrónico se realizará un diagrama de control para las distintas etapas, desde el sistema transmisión de potencia hasta los pistones telescópicos del mecanismo paralelo. El sistema completo tendrá 5 líneas de control, una para cada actuador del mecanismo paralelo. Una vez que se tenga el diagrama de control de las distintas etapas de una línea del sistema mecatrónico, se procederá a realizar el diagrama de control realimentado para una línea. Finalmente se unirán las líneas de control de las distintas etapas en un diagrama de control general.

#### **6.1 Selección de Componentes Electrónicos**

A continuación, en esta sección se realizará la selección de los componentes electrónicos necesarios en el control de los motores y mecanismos establecidos en capítulos anteriores.

En primer lugar, se realizó la selección de los controladores de velocidad para un motor con un consumo de 80A. Se elaboró la Tabla 6.1, donde se compararon los diferentes controladores de velocidad para un motor Brushless o por sus siglas en inglés “Electric Speed Controller” (ESC).

Tabla 6. 1: Comparación de controladores de velocidad

Modelo	Dimensiones (mm)	Peso (g)	Voltaje de Entrada (V)	Corriente Max. (A)
80A RC	36x18x 18	90	6,4 - 25,5	100
RhinoESC AM32	60x29x15	58	5,2 - 8,2	80
HF-111	112x76x50	132	12	80
<b>Scorpion Tribunus 80A</b>	<b>47.1x31x20</b>	<b>56</b>	<b>11-26,1</b>	<b>120</b>
Gool RC	51 x40 x40	85	16-48	80
Readytosky	89x40x12	82	12	80

El modelo que se seleccionó es el Scorpion Tribunus 06-80A ESC, debido a que en comparación con los otros modelos comerciales es el más compacto y liviano, considerando que también es el que tiene mayor capacidad de amperaje. Además, tiene un disipador de calor, al cual se le puede montar encima un ventilador para la refrigeración. También, posee un sensor de revoluciones por minuto, y la capacidad de pasar datos directamente a una computadora mediante el software propio del fabricante.

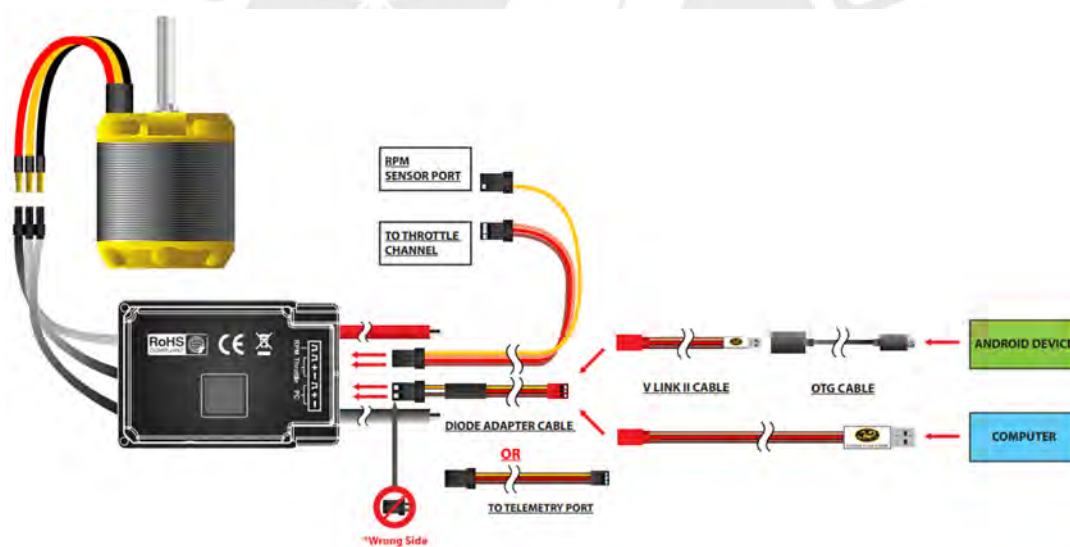


Figura 6. 1: Esquema de conexión de Scorpion Tribunus 06-80A ESC

Debido a que el controlador de velocidad seleccionado se alimenta con 12V, fue necesario realizar la selección de un convertidor Buck para el acondicionamiento de voltaje en la etapa de control. El convertidor seleccionado fue el modelo LM2596-DC-DC.

Según la lógica de funcionamiento planteada en la Figura 2.13, se requerirán 5 señales de alarma, las cuales iniciarán la suspensión del sistema mecatrónico en caso se sobrepase la corriente máxima en alguno de los motores; además, 5 señales de control PWM en cada

uno de los controladores de velocidad (ESC); también, 3 señales de entrada analógicas provenientes del mando de control. Finalmente, en el caso de las señales de retroalimentación, el sensor Lidar posee dos salidas analógicas, por lo que se requerirán 10 señales analógicas. Con la información de las señales que requiere el sistema se establecen los requerimientos para la selección de un microcontrolador que pueda manejar y procesar todas estas señales. Según el párrafo anterior se requieren de 13 pines de entrada analógica. En el caso de las entradas y salidas digitales se requieren 10 pines digitales de los cuales 5 deben admitir una modulación por ancho de pulso (PWM). Con el fin de escoger un microcontrolador adecuado se armó la Tabla 6.2, donde los microcontroladores revisados para la selección.

Tabla 6. 2: Comparación de pines de entrada y salida en microcontroladores

Microcontrolador	Numero de Pines Analógicos	Numero de Pines Digitales	Numero de Pines que Admiten PWM
Arduino Mega	16	54	15
Raspberry Pi Pico	0	26	26
ESP32	8	39	39

Se escogió el Arduino Mega 2560 debido a que cuenta con la cantidad de pines necesarios para procesar todas las señales del sistema mecatrónico, tanto analógicas como digitales. En compañía de este controlador, se utilizará un Joystick genérico, el cual estará conectado a dos entradas analógicas del Arduino. Adicionalmente, el joystick estará acompañado de un potenciómetro. Estos dos componentes conformarán el mando de control. El joystick modificará los ángulos de control  $\beta$  y  $\alpha$ ; mientras el potenciómetro modificará el ángulo de control  $\gamma$  según lo establecido en la Figura 2.6. En la Figura 6.2 se muestra el esquema de conexiones del microcontrolador con todas sus salidas y entradas.

Luego, se realizó la selección del sensor de corriente, el cual indicará la potencia que ejerce cada uno de los actuadores. Se elaboró la Tabla 6.3, donde se comparan los modelos de sensores comerciales revisados. Se escogió el módulo WCS1700 con un rango de medición de  $\pm 70A$  en DC y  $\pm 50A$  en AC y una resolución de 32mV/A; además, presenta una señal de salida análoga y es el modelo más compacto. En conjunto con los sensores de corriente, se utilizó una barra led de 10 niveles con su respectivo controlador. Esta barra led servirá como indicador de la lectura del sensor de corriente. En la sección E de los anexos se encuentra el plano de conexiones generales de los componentes ya mencionados.

Tabla 6. 3: Comparación de sensores de Corriente

Sensor	Dimensiones (mm)	Corriente Max. (A).	Señal de salida
WCS1700	16x16x8	100	Análoga
SCT-013	21x32x56	100	Análoga
PZEM-004t	73x30x8	100	Comunicación serial

Finalmente, se seleccionó el sensor de posición lineal, el cual proporcionará la señal de realimentación para el lazo de control cerrado en cada uno de los actuadores del sistema de transmisión de potencia. Se seleccionó el modelo **ST VL53L1X Lidar** debido a sus características técnicas, que incluyen la capacidad de realizar lecturas a distancias superiores a 400 cm, una alta frecuencia de muestreo mayor a 50 Hz, y el uso del protocolo **I2C** para una comunicación serial eficiente. Además, su diseño compacto, con dimensiones de 25 x 10 x 2 mm, lo hace ideal para aplicaciones donde el espacio es limitado como en el presente trabajo, cumpliendo plenamente con los requisitos establecidos para el diseño. El plano electrónico general de conexiones se presenta en el Anexo E.

## 6.2 Control del motor Brushless

La primera etapa de control, corresponde al giro del motor Brushless. Debido a que tenemos un ESC como controlador del motor, la señal de control de entrada para el ESC será una onda PWM. Esta onda tiene una frecuencia de 50 Hz. En la Figura 6.2 se presenta la forma y la nomenclatura de la señal PWM.

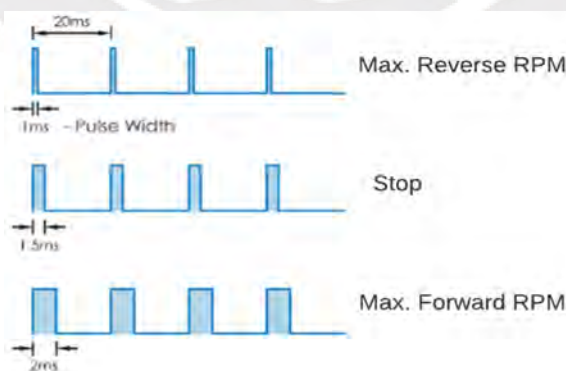


Figura 6. 2: Señal PWM de control para el ESC

Una vez que se define la señal de entrada, se modela la arquitectura del ESC a utilizar, con el fin de simular el comportamiento del controlador de velocidad. Se tiene un puente de

transistores para el control trifásico del motor Brushless. Este puente de transistores está controlado por una lógica de control dentro del bloque de decodificación. Esta lógica se encarga de hacer fluir una corriente a través de los embobinados del motor con el fin de hacer girar el rotor del motor. En la Figura 6.3 se presenta un modelo simulado en Matlab del ESC, el cual luego se acoplará a las demás etapas de la línea de control.

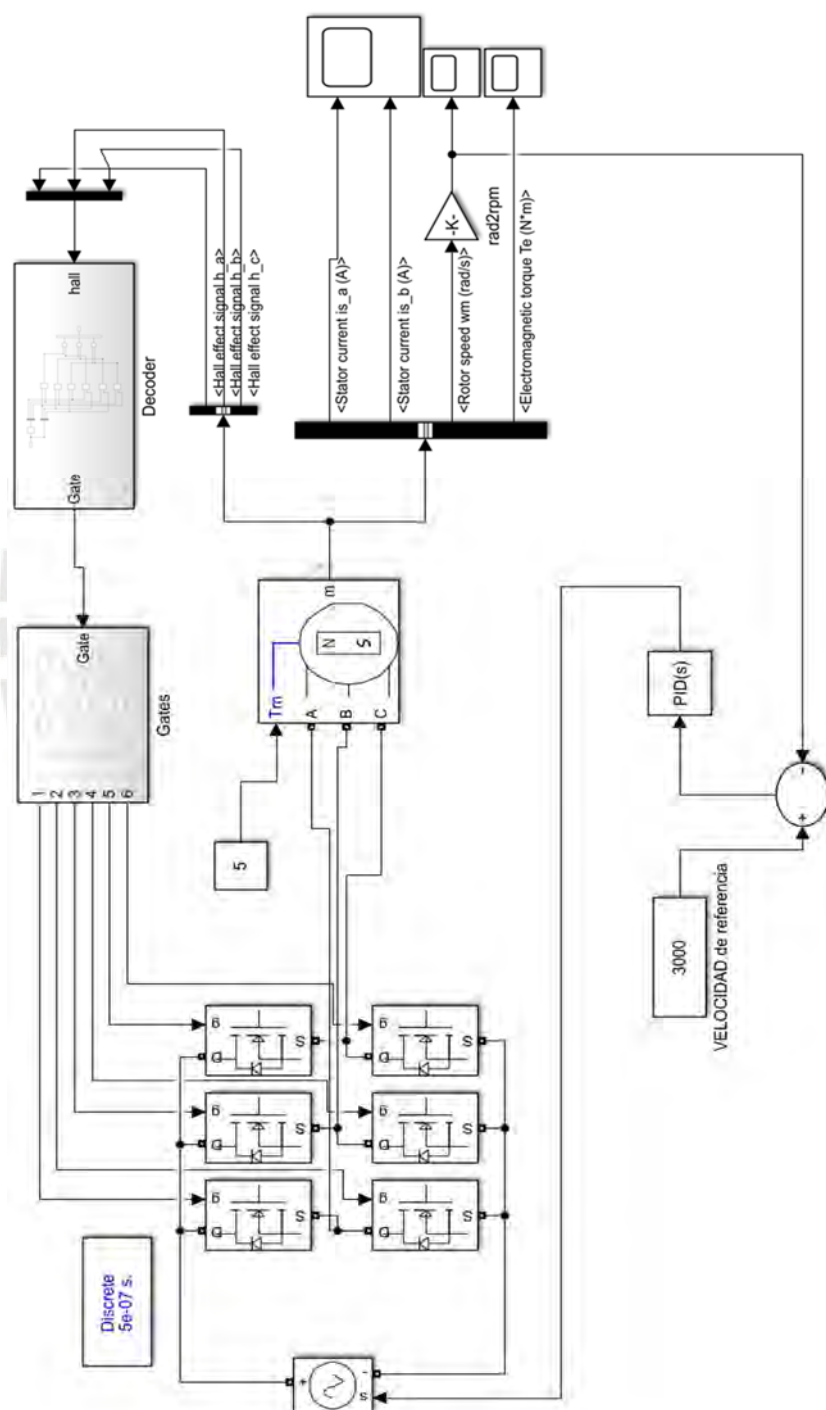


Figura 6. 3: Arquitectura y modelo del ESC



De esta arquitectura se obtuvo la respuesta de los motores en todos los actuadores, ante la simulación de una abducción horizontal. En la Figura 6.4 se puede observar dicha respuesta.

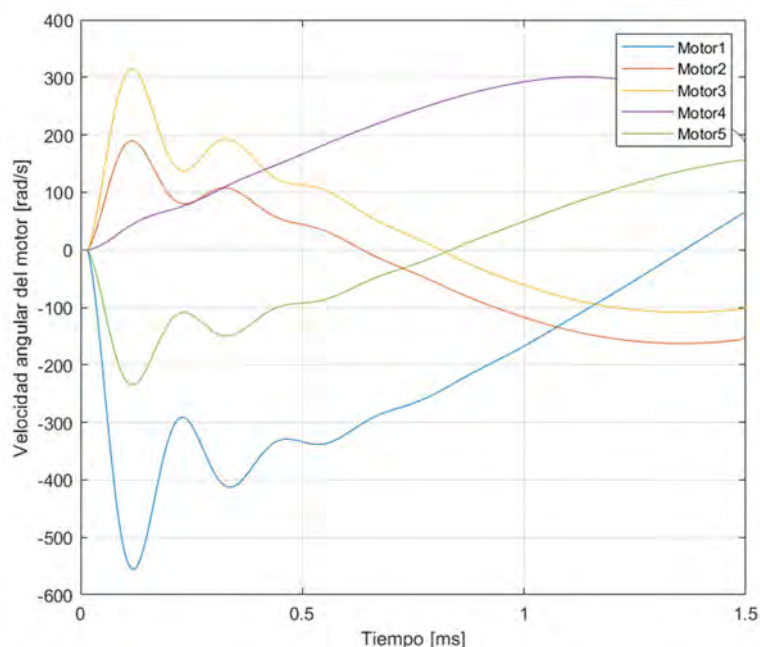


Figura 6. 4: Gráfica de velocidad del motor (rad/s) vs. Tiempo(s)

### 6.3 Lazo de control cerrado en un actuador

En la siguiente sección se plantea el lazo de control cerrado para el actuador. En primer lugar, se definirán las ecuaciones diferenciales que rigen el sistema en la parte mecánica.

A continuación, se presentan las Ecuaciones 6.1 y 6.2, que son ecuaciones diferenciales para el tornillo de potencia. Estas ecuaciones forman parte del análisis cinemático y cinético, respectivamente, donde las variables de entrada son el torque aplicado ( $\tau_{in}$ ) y la velocidad angular ( $\omega$ ), mientras que la variable de salida corresponde a la presión ( $P$ ). En la Figura 6.8 se observa el esquema de estas ecuaciones en el bloque de Matlab en SIMULINK.

$$\omega = \frac{1}{l} \frac{dq}{dt} \quad (6.1)$$

$$(J_1 + l^2 J_2) \frac{d^2 q}{(dt)^2} = l(\tau_{in}) - l^2(0.8P \cdot A \cdot l) \quad (6.2)$$

En este modelamiento del tornillo de potencia, el cual tiene como salida la posición del émbolo, se acopla con el modelo ESC anteriormente visto en la Sección 6.2. La señal de retroalimentación será la señal de posición, la cual es la salida del bloque de las ecuaciones diferenciales vistas en la Figura 6.5. Esta señal se compara con la señal de entrada, para luego pasar por un controlador PID. A la salida del controlador PID se realizan las transformaciones correspondientes para ingresar de nuevo al bloque que contiene el modelo del ESC. En la Figura 6.8 se aprecian el ensamble de estos dos módulos.

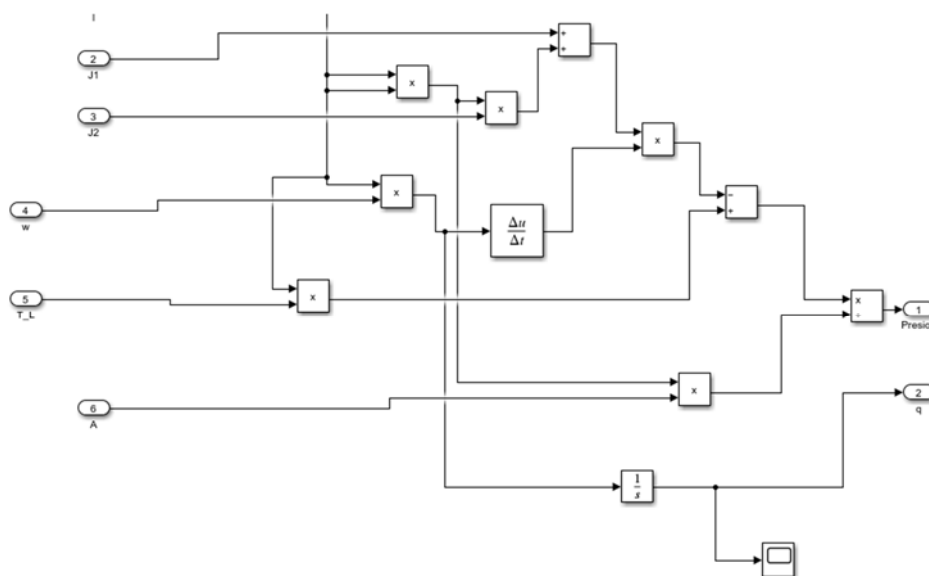


Figura 6. 5: Diagrama de ecuaciones diferenciales en SIMULINK

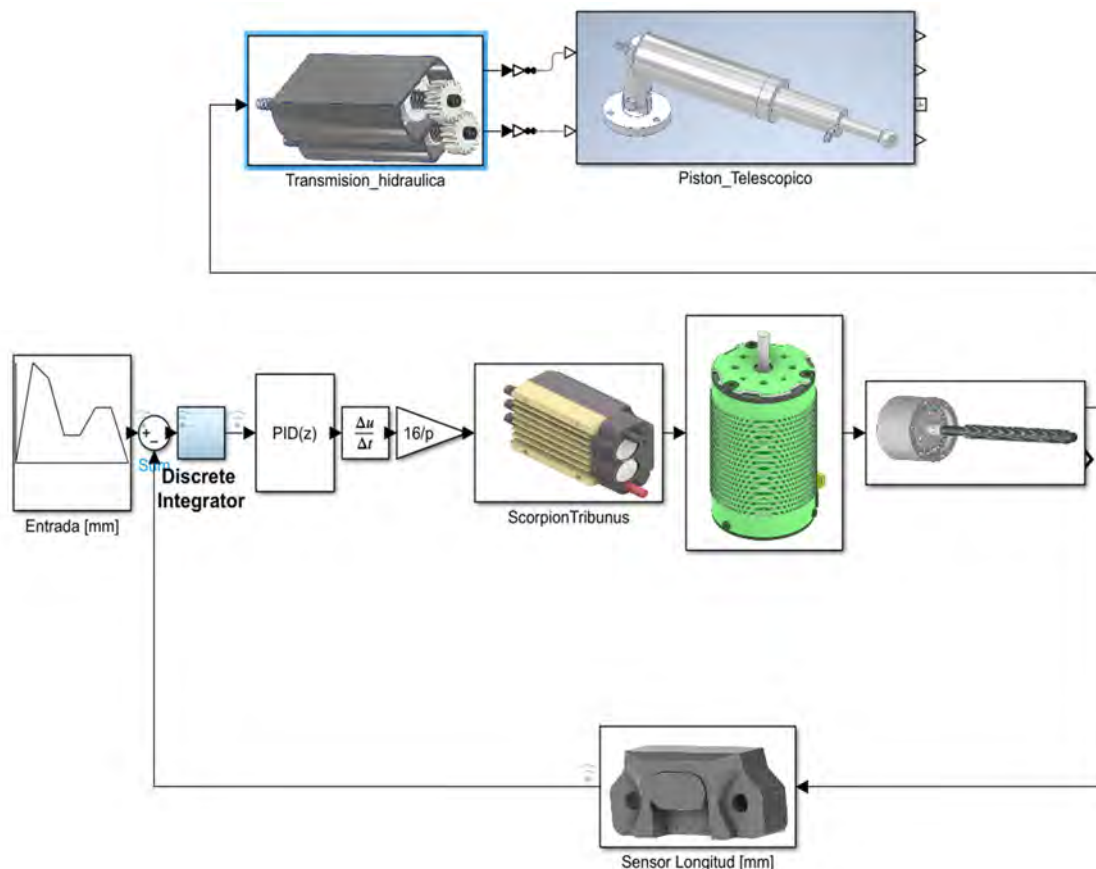


Figura 6. 6: Esquema de control en lazo cerrado del actuador del sistema de potencia

Siguiendo con las pruebas para la arquitectura planteada en la Figura 6.6. Se sometió el sistema de control a una entrada variable de 7 segundos de duración con fin de observar el comportamiento del controlador en picos y cambios repentinos de velocidad. El controlador presenta una respuesta sub-amortiguada con un error 0 ante entradas tipo rampa, esto debido a que es un modelo teórico sin perturbaciones reales ni ruido. Se puede observar la respuesta del actuador ante la ya mencionada entrada variable en la Figura 6.7. En dicha figura se observa en un mismo grafico la entrada variable a la cual fue sometido el sistema de control y la respuesta del sistema a la salida del sensor de longitud.

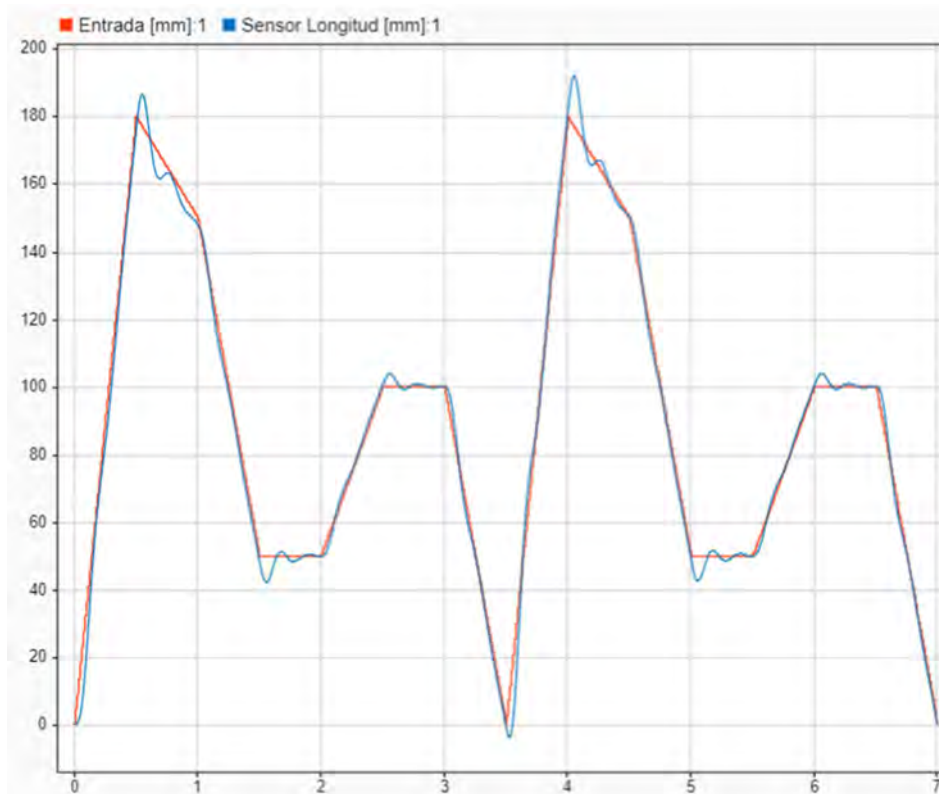


Figura 6. 7: Entrada y respuesta del sistema de control ante una entrada variable

Una vez establecido el lazo de control cerrado, para cada actuador, se establecerá un esquema de control de múltiples entradas en lazo abierto. Este diagrama de control constará de un módulo de cálculo y procesamiento, el cual se encargará de procesar las señales de entrada del joystick de control y transformará estas señales en 5 señales de salida para este módulo. Estas señales contienen la información de la variación de las longitudes que deberían tener los actuadores para describir la trayectoria deseada, imitando el movimiento de la articulación del hombro (Gleno-humeral). Luego, estas señales entrarán al modelo de control de lazo cerrado. Cada uno de los actuadores del sistema de transmisión de potencia tendrá su señal de variación de longitud, respectivamente. Los modelos de control de lazo cerrado del sistema de transmisión de potencia establecerán la presión necesaria, con el fin de obtener la expansión o contracción de los pistones telescópicos del mecanismo paralelo. Finalmente, con la configuración longitudinal de los pistones telescópicos en el mecanismo paralelo, se obtendrá un desplazamiento de la plataforma móvil que emule los movimientos de la articulación del hombro. En la Figura 6.8 se observan las conexiones y arquitectura del modelo general de control.

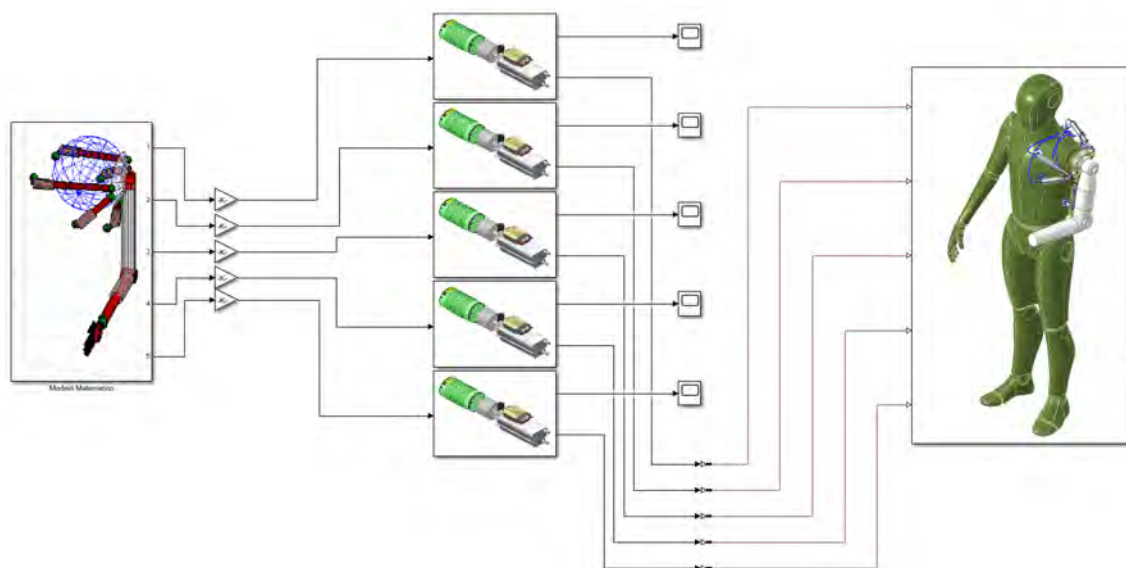
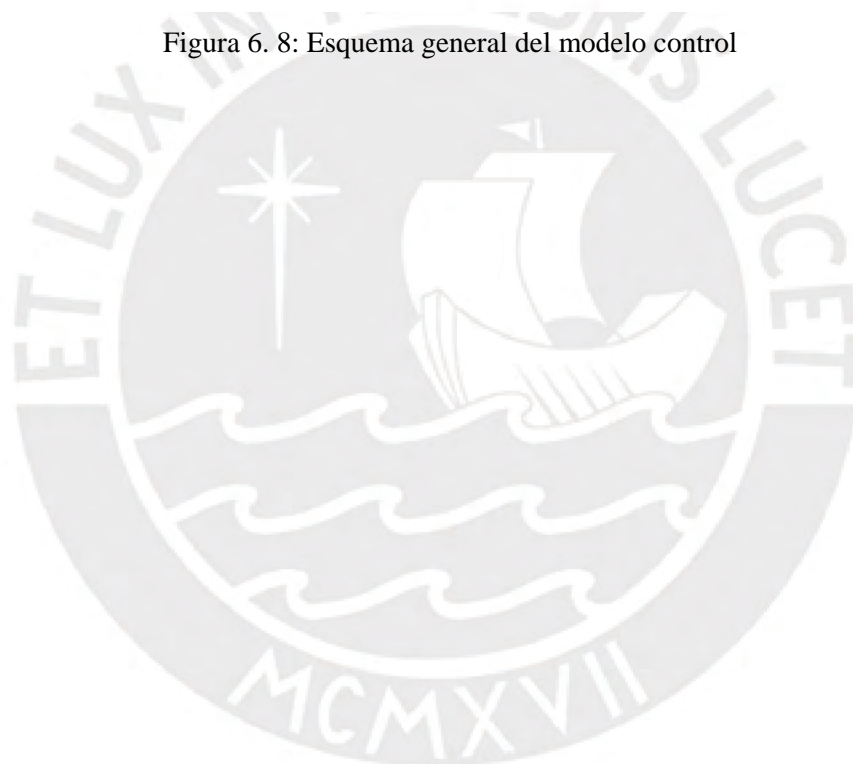


Figura 6. 8: Esquema general del modelo control





## **CAPÍTULO 7**

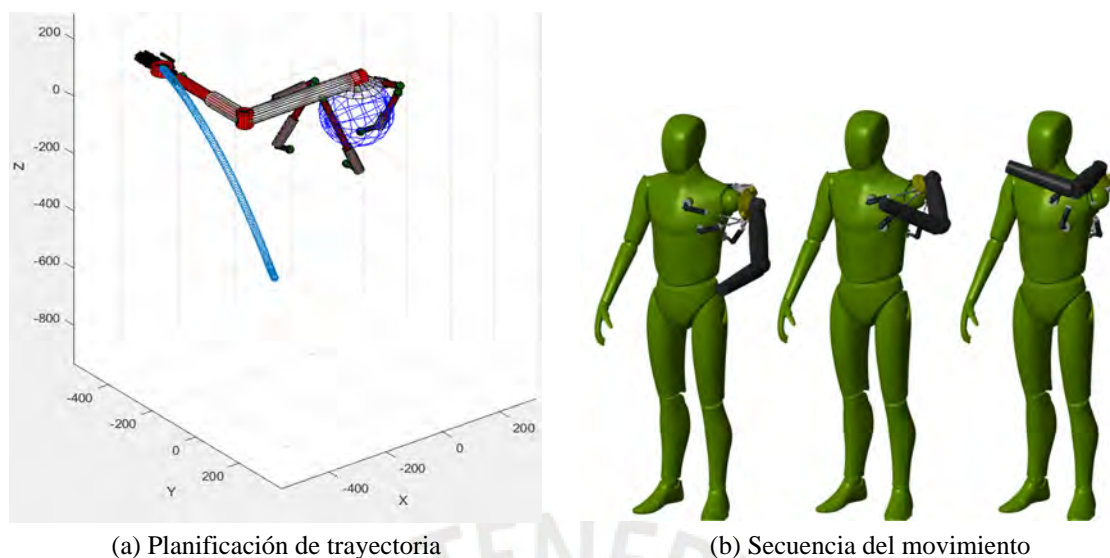
### **RESULTADOS, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS**

En el presente capítulo, se presentarán los resultados de la longitud real y teórica de los actuadores, los cuales se obtendrán a partir de pruebas del modelo físico simulado controlado por las arquitecturas de control propuestas en el capítulo anterior. Asimismo, se presentan los planos de ensamble y despiece tanto mecánicos como electrónicos para una posterior fabricación del sistema, así como una estimación de los costos de diseño, componentes comerciales, materiales y costos de fabricación.

#### **7.1 Pruebas de simulación de movimientos**

Las pruebas consistirán en realizar los movimientos de abducción horizontal, elevación, abducción, rotación interior y rotación exterior respectivamente. Dichos movimientos tienen una duración de ejecución de 1.5s. En dichas pruebas se evaluará el tiempo de establecimiento en la respuesta de los actuadores. Adicionalmente, se presentarán imágenes del modelo matemático, la secuencia del movimiento del modelo físico y las longitudes características de los movimientos, respectivamente.

El primer movimiento realizado en las pruebas fue el de abducción horizontal, el cual presentó un tiempo de establecimiento de 0.39s para un error en estado estable de 1mm en todos los actuadores. La configuración del movimiento se obtuvo con un valor de  $\pi/2$  para el ángulo de elevación " $\beta$ " y un valor de  $\pi/2$  para el ángulo de rotación axial " $\gamma$ ". En la Figura 7.1a se observa la planificación de trayectoria para el movimiento de abducción horizontal realizado por el modelo matemático, mientras que en la Figura 7.1b se muestra la secuencia del movimiento realizado por el modelo físico. En la Figura 7.2 se presenta un gráfico de las longitudes teóricas y longitudes reales alcanzadas.



(a) Planificación de trayectoria (b) Secuencia del movimiento

Figura 7. 1: Planificación y Secuencia para el movimiento de abducción horizontal

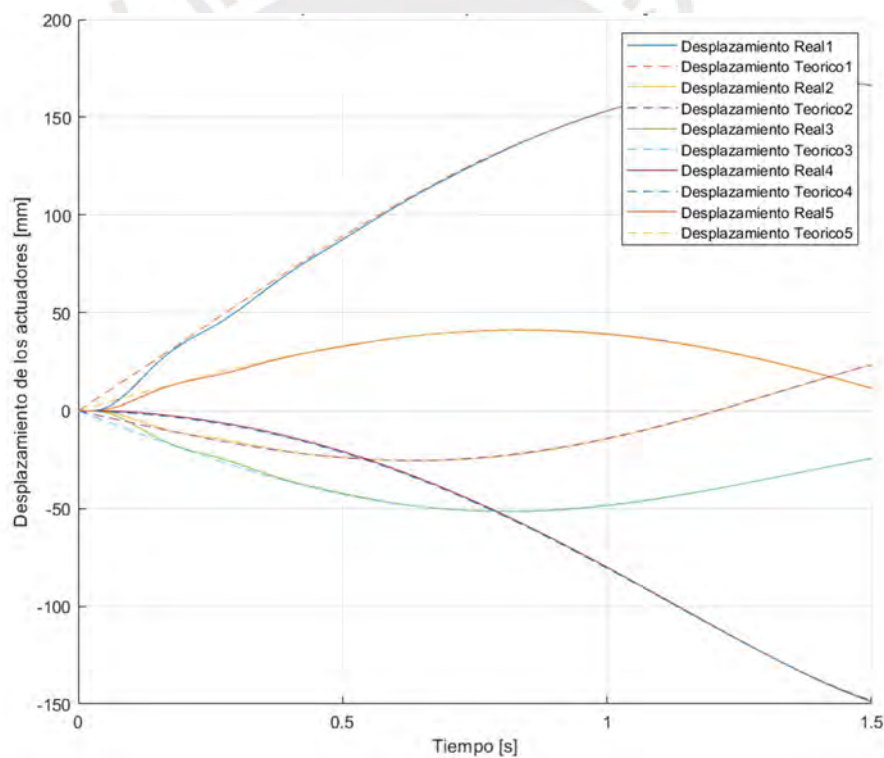


Figura 7. 2: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de abducción horizontal

El segundo movimiento realizado en las pruebas fue el de elevación, el cual presentó un tiempo de establecimiento de 1s para un error en estado estable de 1mm en todos los actuadores. La configuración del movimiento se obtuvo con un valor de  $\pi/2$  para el ángulo de rotación axial “ $\gamma$ ”. En la Figura 7.3a se muestra la planificación de trayectoria según el modelo matemático, mientras que en la Figura 7.3b se muestra la secuencia del

movimiento realizado por el modelo físico. En la Figura 7.4 se presenta un gráfico con las longitudes teóricas y longitudes reales alcanzadas en la simulación.

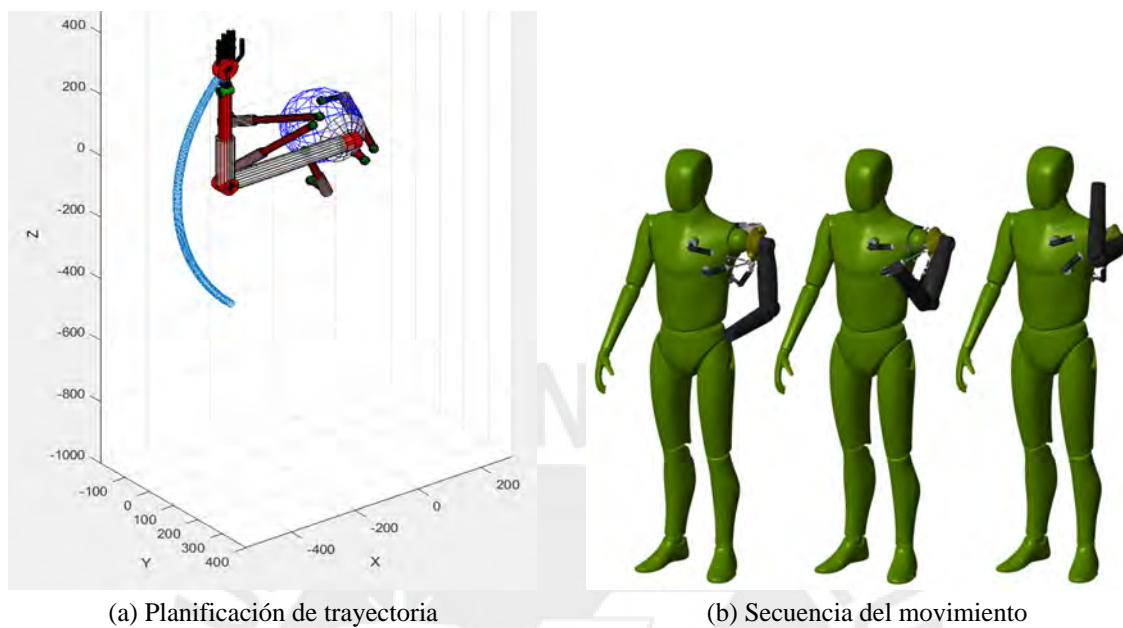


Figura 7. 3: Planificación y Secuencia para el movimiento de elevación

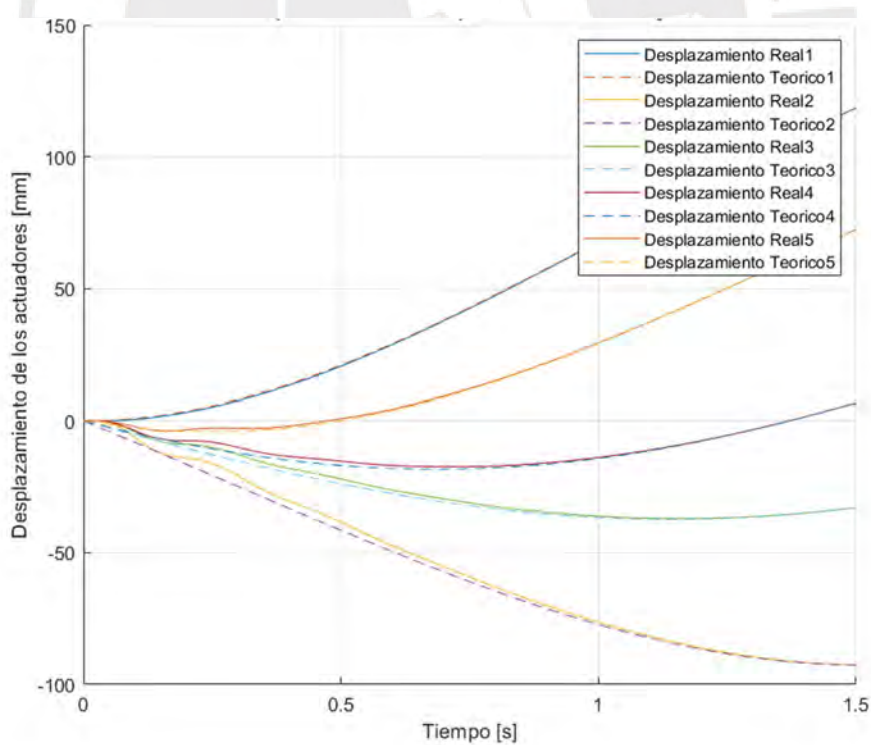


Figura 7. 4: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de elevación

El tercer movimiento realizado en las pruebas fue el movimiento de abducción, el cual presento un tiempo de establecimiento de 0.6s. La configuración del movimiento se obtuvo con un valor de  $\pi/2$  para el ángulo de elevación “ $\beta$ ”. En la Figura 7.5a se observa la planificación de trayectoria según el modelo matemático, mientras que en la Figura 7.5b se muestra la secuencia del movimiento realizado por el modelo físico. En la Figura 7.6 se muestra un gráfico con las longitudes teóricas y longitudes reales obtenidas en la simulación.

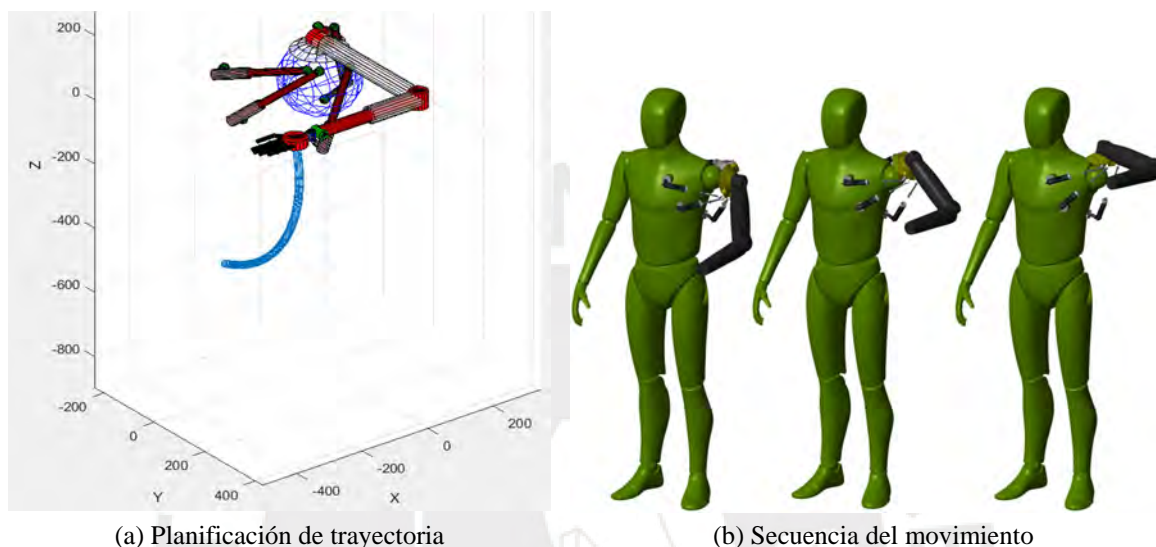


Figura 7. 5: Planificación y Secuencia para el movimiento de abducción

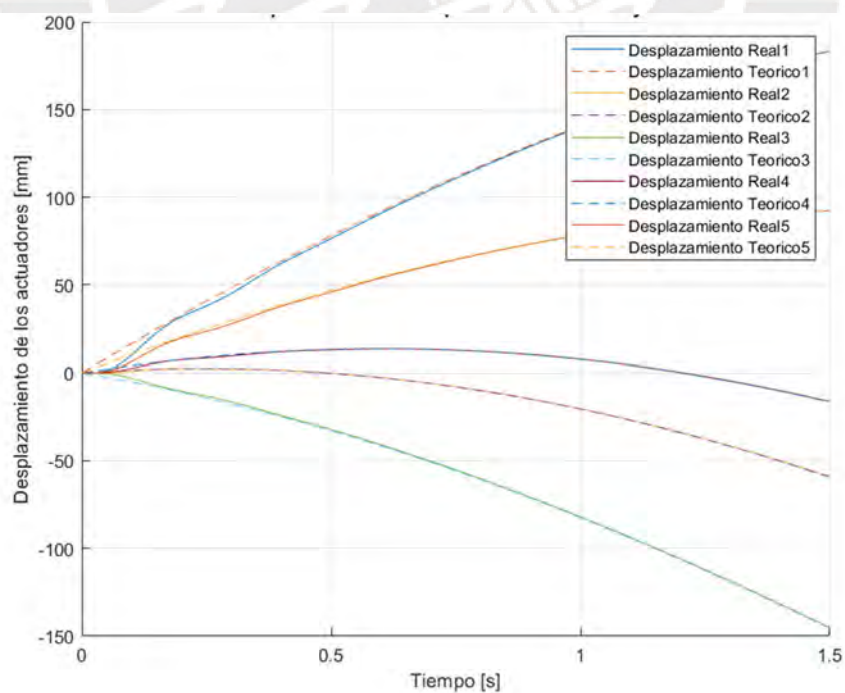
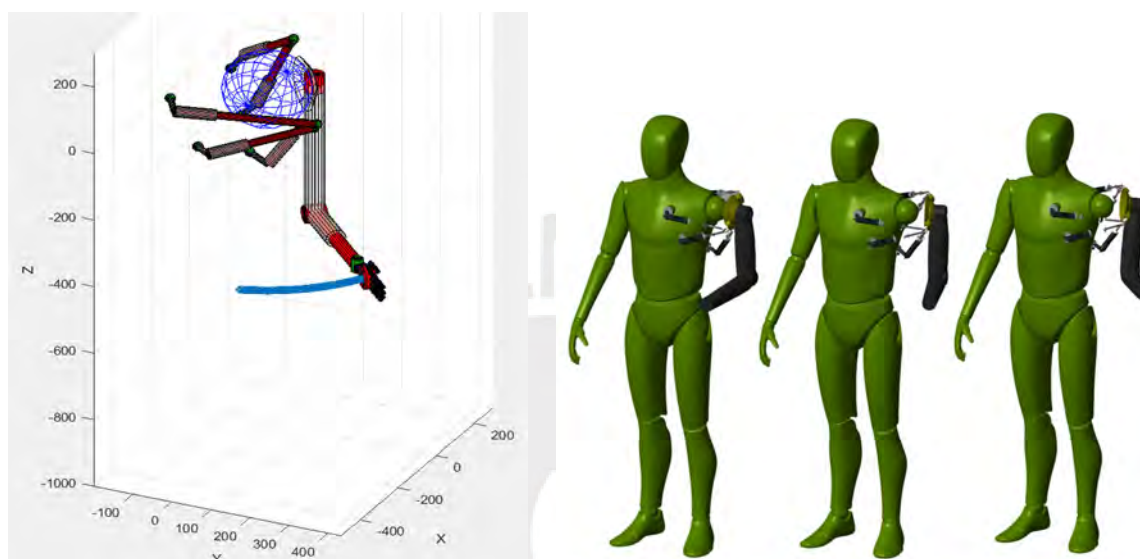


Figura 7. 6: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de abducción



El cuarto movimiento fue el de rotación externa con tiempo de establecimiento de 0.32s. La configuración del movimiento se logró con un ángulo de rotación “ $\alpha$ ” de  $-\pi/4$ . La Figura 7.7a presenta la planificación de trayectoria según el modelo matemático, mientras la Figura 7.7b muestra la secuencia de movimientos del modelo físico. La Figura 7.8 compara las longitudes teóricas y reales obtenidas en la simulación.



(a) Planificación de trayectoria

(b) Secuencia del movimiento

Figura 7. 7: Planificación y Secuencia para el movimiento de rotación externa

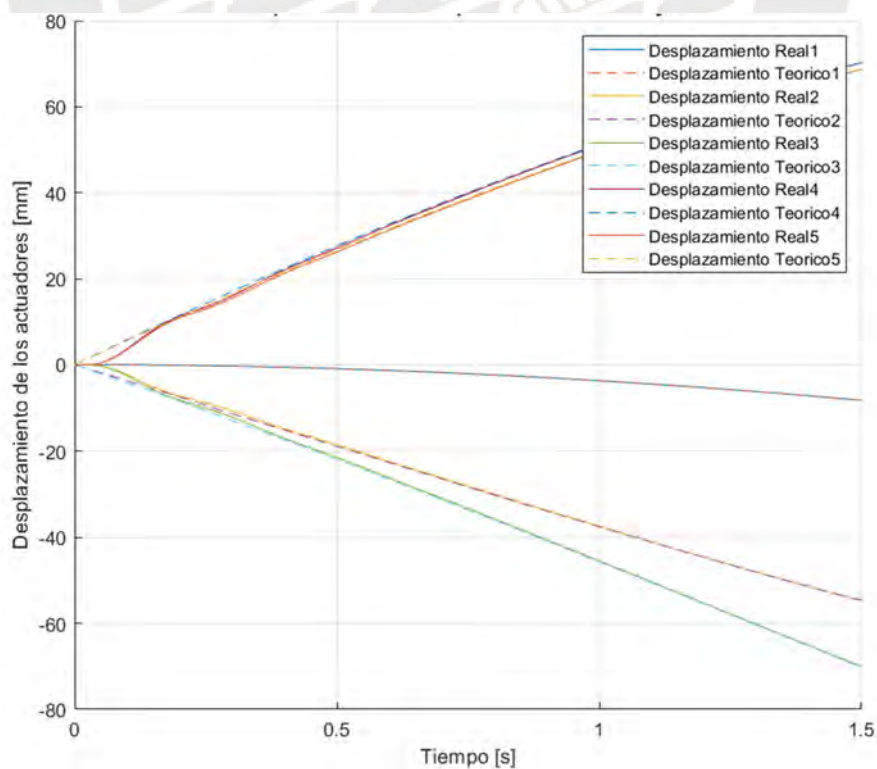


Figura 7. 8: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de rotación externa



El quinto movimiento probado fue la rotación interna, con un tiempo de establecimiento de 0.33s. La configuración del movimiento se logró con un ángulo de rotación “ $\alpha$ ” de  $\pi/4$ . La Figura 7.9a presenta la trayectoria del modelo matemático, y la Figura 7.9b, la secuencia del modelo físico. La Figura 7.10 grafica las longitudes teóricas y reales de la simulación.

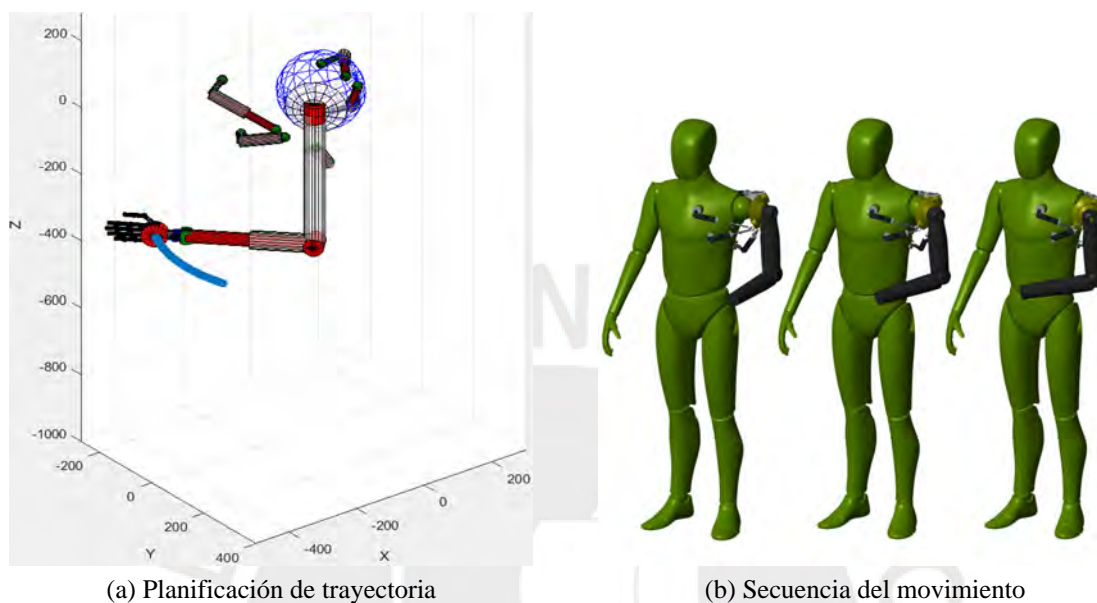


Figura 7. 9: Planificación y Secuencia para el movimiento de rotación interna

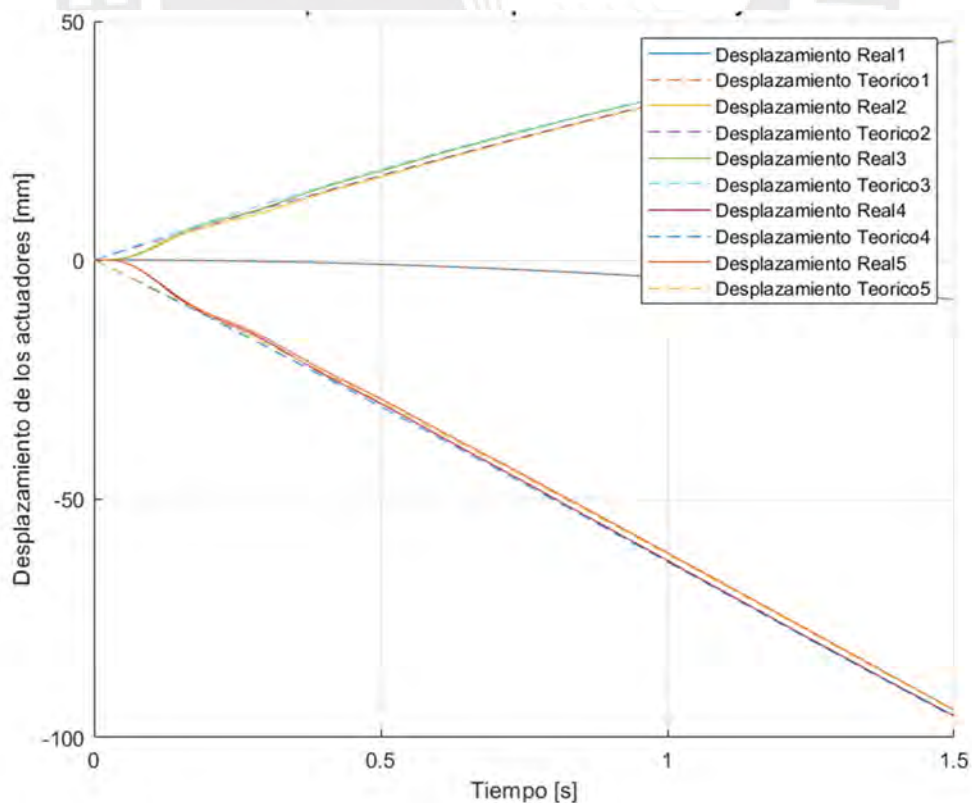


Figura 7. 10: Longitudes reales y teóricas para el movimiento de rotación interna

## 7.2 Planos

El sistema desarrollado consta de 15 planos mecánicos (dos de vista explosionada, dos de ensamble y once de despiece) y un plano electrónico, los que se muestran en el Anexo E. En la Tabla 7.1 se muestra lista de los planos mecánicos, la cual se compone de tres columnas; la primera columna, corresponde a la numeración general de los planos; la segunda columna contiene el nombre del plano y la tercera columna contiene el código del plano.

Tabla 7. 1: Lista de Planos

Numero	Nombre	Código del Plano
1	Esquema Sistema Completo	PDH-E01-A2
2	Mecanismo Paralelo	PDH-E02-A2
3	Vista Explosionada Pistón Telescópico	PDH-VE01-A3
4	Vista Explosionada Línea de Transmisión	PDH-VE02-A3
5	Encaje Esférico	PDH-D01-A3
6	Vástago	PDH-D02-A3
7	Base Vástago	PDH-D03-A4
8	Cilindro Medio	PDH-D04-A3
9	Base Cilindro Medio	PDH-D05-A3
10	Tapa Cilindro Grande	PDH-D06-A3
11	Cilindro Grande	PDH-D07-A3
12	Base Giratoria	PDH-D08-A4
13	Anclaje	PDH-D09-A3
14	Pin	PDH-D10-A4
15	Plataforma Móvil	PDH-D11-A3
16	Conexión General	PDH-ELE01-A3

La nomenclatura usada para el código de plano que se muestra en la Tabla 7.1 es del tipo “PDH-YXX-AZ”, donde;

PDH: Prótesis Desarticulada de Hombro

Y: Tipo de plano (E: ensamble, D: despiece, VE: vista explosionada, ELE: electrónico)

XX: Número de plano

Z: Tamaño del plano

## 7.3 Costos

La presente sección se centra en el análisis detallado de los diferentes tipos de costos asociados con el desarrollo e implementación del proyecto. La sección se dividirá en tres

sub-secciones; costos de diseño, costos de componentes comerciales, y costos de fabricación y materia prima.

### 7.3.1 Costos de diseño

Los costos de diseño incluyen la valorización de la conceptualización, los cálculos de ingeniería, construcción de modelos y simulación del prototipo. Para el desarrollo de este proyecto se invirtieron aproximadamente 12 semanas de desarrollo en una jornada laboral de 8 horas, además de un estimado de 4 horas semanales en revisión de ingeniería. En la Tabla 7.2 se presenta el costo de desarrollo y revisión, con un estimado de S/. 26,800.

Tabla 7. 2: Estimación de costos de diseño

Servicio	Costo por Hora (S/.)	Duración	Total(S/.)
Desarrollo de ingeniería	45	480	21,600.00
Revisión de ingeniería	100	48	4,800.00

### 7.3.2 Costos de componentes comerciales

Se analizarán los costos de los componentes comerciales, es decir, aquellos elementos que se adquieren directamente del mercado y que son esenciales para la construcción del prototipo. Estos pueden incluir piezas electrónicas, hardware estándar, y otros componentes prefabricados. En la Tabla 7.3 se muestra la lista de componentes de índole ya mencionada. El tipo de cambio considerado es de S/. 3.74 por cada dólar (\$) según el precio a la fecha de cotización 30 de Julio del 2024.

Tabla 7. 3: Lista de Costos Comerciales

Artículo	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	SubTotal (S/.)
Motor BLCD de modelo XTI-5798	5	441.30	2206.60
ESC Scorpion Tribunus	5	523.60	2617.80
Convertidor Buck LM2596-DC-DC	5	12.00	60.00
Arduino Mega	1	135.00	135.00
LED LM3914N-1	5	2.50	12.50
Barras Led	5	4.50	22.50
<b>Total:</b>			<b>5,054.40</b>

### 7.3.3 Costos de fabricación

Finalmente, se estiman los costos de fabricación, incluyendo los costos asociados con la adquisición de materiales. Además, se considerarán los gastos relacionados con los procesos de manufactura, como el uso de maquinaria, mano de obra, y energía.

Los costos de materia prima se definieron a partir del precio del aluminio por gramo ya que las piezas son de dicho material. El precio del aluminio se estimó en un aproximado de € 42.50 por kg, considerando un tipo de cambio de S/. 4.05 por cada euro (€) se estableció el precio necesario para fabricar todas las piezas del mecanismo paralelo. En la Tabla 7.4 se presenta la lista de costos considerando la cantidad de piezas y el peso de cada pieza según el capítulo 4, donde el costo total de la materia prima se estima en S/. 364.

Tabla 7. 4: Lista de Costos por Materia Prima

Pieza	Cant.	Peso Unitario (kg)	Peso Total (kg)	Subtotal (S/.)
Plataforma Móvil	1	812	812	139.80
Encaje Esférico	5	10	52	9.00
Vástago	5	22	111	19.10
Base Vástago	5	1	5	0.90
Cilindro Medio	5	47	237	40.80
Base Cilindro Medió	5	8	40	6.90
Tapa Cilindro Grande	5	15	76	13.10
Cilindro Grande	5	118	589	101.40
Base Giratoria	5	14	71	12.20
Anclaje	5	24	122	21.00
			<b>Total:</b>	<b>364.00</b>

Finalmente, se emplean procesos de función, torneado, taladrado y fresado. El proceso de fundición se utiliza para la fabricación de la plataforma móvil. Los procesos de torneado se emplean en la fabricación de los cilindros y piezas de revolución. Los procesos de taladrado y fresado se utilizan para la mecanización de detalles y agujeros necesarios en cada pieza. Adicionalmente, también se fabrican las PCB integradas para los drivers Led. En la Tabla 7.5 se observar los costos totales por cada proceso de fabricación, los cuales se estiman en S/. 2275.50.

Tabla 7. 5: Lista de Costos de Procesos de Fabricación

Proceso de Fabricación	Subtotal (S/.)
Fundición	375.50
Torneado	2500.00
Taladrado	100.00
Fresado	550.00
PCB Drivers LED	50.00
<b>Total</b>	<b>2,275.50</b>

En conclusión, considerando los montos parciales de las Tablas 7.3 a 7.5, se estima un total de fabricación y ensamble de aproximadamente S/. 9,000. Adicionalmente, el costo de diseño e ingeniería se estimó en S/. 26,400 (Tabla 7.2). Por lo tanto, el costo total del proyecto de la articulación protésica para hombro es de S/. 35,400 aproximadamente: Es importante señalar que este monto no considera imprevistos, y tampoco las pruebas de integración con toda la prótesis de miembro superior, y las pruebas para la puesta a punto del sistema.





## CONCLUSIONES

Del presente estudio, se concluye que los mecanismos paralelos tienen la capacidad para poder ser empleados en el desarrollo de prótesis. Además, se tiene una alternativa de dinámica para los mecanismos seriales que actualmente son el referente para el desarrollo de prótesis en este nivel de amputación. Del análisis del estado del arte y la investigación de soluciones para la elaboración del mecanismo se observó el hecho del requerimiento de mecanismos de potencia para poder alcanzar velocidades y fuerzas propias de un hombro biológico promedio, el cual no ha podido ser equiparado en dichos campos por ninguna prótesis existente revisada en el estado del arte.

Adicionalmente, con la adaptación de la plataforma Stewart para su uso en el campo del desarrollo de prótesis y una óptima configuración geométrica de sus actuadores, se logró cubrir un 70% del rango de movimiento de un hombro biológico. Con la implementación de un sistema de potencia modular se puede alcanzar los requerimientos de diseño en el campo de velocidad y torque de la articulación. Esta alternativa modular permite posicionar espacialmente componentes más potentes, los cuales son de mayor tamaño. Con base en el diseño propuesto, se observó que es posible superar las prestaciones de las prótesis actuales en términos de fuerza y velocidad, logrando un rendimiento hasta cuatro veces más rápido que las soluciones presentes en el estado del arte.

Finalmente, de todo este trabajo se concluye que al igual que el hombro biológico utiliza mecanismos paralelos para alcanzar toda su versatilidad dinámica, también se puede utilizar mecanismos paralelos para incrementar el desempeño cinemático y cinético de las prótesis a este nivel de amputación. Este avance representa un paso significativo hacia el desarrollo de tecnologías prostéticas más eficientes y funcionales. Sin embargo, esto requiere de una alta potencia en los motores, lo cual implica que puedan soportar dicha potencia.

## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

En el estado del Arte se observó que en el campo de desarrollo de prótesis no hay mucha variedad de modelos tanto comerciales como académicos para el tipo amputación desarticulada de hombro; así mismo, se observó la predominancia del mecanismo seriales en el desarrollo de prótesis. Se observó que las prótesis para esta clase de amputación en un 80% aproximadamente son estéticas. En el desarrollo del presente trabajo se pensó en una articulación protésica funcional. En futuros trabajos se recomienda ampliar el rango de movimiento del mecanismo, con el fin de cubrir todo el rango de movimiento del hombro biológico.

Durante el desarrollo del sistema de control se estableció un control de movimiento mediante comandos de computadora. Dicho sistema se simuló utilizando Matlab. Se recomienda en trabajos posteriores migrar a un entorno de simulación más versátil en cuanto a la inclusión de sensores y lógica de programación en combinación con los sistemas de control y modelo físico. Algunos entornos recomendados son “*Robotic Operating System*” (ROS) en conjunto con Unreal Engine y de esta manera poder simular completamente todos los sistemas. Adicionalmente, se recomienda mejorar el método de control por comandos de computadora e implementar una interfaz mioeléctrica como módulo de control.

Adicionalmente, el presente trabajo no contempló pruebas de ergonomía ni el diseño del socket donde se montará la articulación protésica. Esto se debería contemplar al momento de realizar pruebas en pacientes.

Finalmente, los cálculos y simulación no se centraron en el cálculo energético detalladamente, teniendo un sistema de carga no sofisticado. Por lo que se recomienda en futuros trabajos implementar un sistema energético más eficiente, el cual aporte al tiempo activo de uso de la prótesis.

## BIBLIOGRAFÍA

- [APL, 2012] John Hopkins Applied Physics Laboratory. (27 de Junio de 2023). Amputee Makes History with APL's Modular Prosthetic Limb. <https://www.jhuapl.edu/news/news-releases/141216-amputee-makes-history-apls-modular-prosthetic-limb>
- [Arturo, 2010] Arturo (2010). Unidad 5 Antropometría. Ergonomia-ENERO-JUNIO Blog <https://ergonomia2010.wordpress.com/2010/05/06/unidad-5-antropometria/>
- [Ávila, 2007] Avila R., Prado L. Rosalia, Gonzalez E. Luz (2012). Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, Universidad de Guadalajara. [Online] <https://docplayer.es/92409465-Dimensiones-antropometricas-de-la-poblacion-latinoamericana-mexico-cuba-colombia-chile-r-avila-chaurand.html>
- [Bernal, 2016] Bernal Mariano, Modelación y simulación dinámica de un Mecanismo de 4 GDL para Desarrollar una prótesis para Personas con Desarticulación Humeral. Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecánico, Febrero de 2016.
- [Bowker, 2002] Bowker, Jhon H. (2007). Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles, Digital Resource Foundation. [Online] <https://www.oandplibrary.org/alp/chap10-01.asp>
- [Contreras, 2010] Contreras, Bret (2010). Inside the Muscles: Best Shoulders and Trap Exercises, T Nation. [Online] <https://www.t-nation.com/training/inside-the-muscles-best-shoulders-and-trap-exercises/>
- [Deka, 2016] N. Christopher Perry, Christopher O. Evans, Dirk A. Van der Merwe, Stewart M. Coulter, Keith D. Violette, Thomas A. Doyon (2016). Arm Prosthetic Device (US20170151071A1). Deka Products LP. <https://patents.google.com/patent/US20170151071A1/en>
- [Diaz-Rodriguez, 2018] Diaz-Rodriguez, M. (2014). Aplicaciones de los Robot Paralelos. Universidad Tecnológica de Pereira. [Online] <https://hal.science/hal-01907282/document>
- [INEI, 2012] Instituto Nacional de Estadística e Informática (1999). Primera Encuesta Nacional Especializada sobre DISCAPACIDAD 2012. [Online] [https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones\\_digitales/Est/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf](https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf)
- [ISPO, 2012] Thomas Bertels, Thomas Schmalz and Eva Ludwigs (2012), Biomechanical influences of shoulder disarticulation prosthesis during standing and level walking, International Society for Prosthetics and Orthotics. [Online] <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/0309364611435499>
- [Jain & Robinson, 2008] Jain M. & Robinson M. (2008). Upper Limb Amputation. Minist. Def.
- [Kimizuka, 2020] Kimizuka Susumu, Tanaka Yohei, Togo Shunta, Jiang Yinlai, Yokoi Hiroshi (2020). Development of a Shoulder Disarticulation Prosthesis System Intuitively Controlled with the Trunk Surface Electromyogram. The University of Electro-Communications of Graduate School of Informatics and Engineering, Chofu, Japan
- [Lipschutz, 2011] Robert D. Lipschutz, Blair Lock, Jonathon Sensinger, Aimee E. Schultz, and Todd A. Kuiken (2011). Use of a Two-Axis Joystick for Control of Externally Powered, Shoulder Disarticulation Protheses, J Rehabil Res Dev. Author manuscript. [Online]

- <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4313786/>
- [Montoro, 2020] Montoro Jorge, Montoro K. (2020). El Formula uno del hombro, FIDIAS LAB. [Online] <https://fidias.net/el-formula-uno-del-hombro/>
- [Naranjo, 2018] José-Alfredo Leal-Naranjo, Christopher-René Torres-San Miguel, Marco Ceccarelli, Horacio Rostro-Gonzalez, "Mechanical Design and Assessment of a Low-Cost 7-DOF Prosthetic Arm for Shoulder Disarticulation", Applied Bionics and Biomechanics, vol. 2018, Article ID 4357602, 13 pages, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/4357602>
- [Negrete-Mundo, 2016] Negrete-Mundo, Edgar (2016). Medición de la fuerza de abducción del hombro en individuos sanos, Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social. [Online] <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=457762457004>
- [Pedraza, 2015] Pedraza, M. F., Cárdenas, P. F., Rodríguez, F. J., y Yime, E. (2015). Aproximación al diseño de robots paralelos, análisis de caso del robot delta. [Online] <https://revistas.eia.edu.co/index.php/mem/article/view/833>
- [Ramsey, 2012] Namdari S, Yagnik G, Ebaugh DD, Nagda S, Ramsey ML, Williams GR Jr, Mehta S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. J Shoulder Elbow Surg, Volume 21, Issue 9. [Online] <https://www.sciencedirect.com.ezproxybib.pucp.edu.pe/science/article/abs/pii/S1058274611003867?via%3Dihub>
- [Rey, 1999] Rey, L. y R. Clavel. (1999). Parallel Kinematic Machines, Theoretical Aspects and Industrial Requirements. Springer-Verlag. London.
- [Sekine, 2012] Masashi Sekine, Kento Sugimori, Wenwei Yu (2012). Designing Shoulder Prostheses with a Small Pneumatic Actuator Driven Parallel Mechanism for Spatial Accessibility in Daily Living Use, 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego, California USA, 28 August - 1 September 2012.
- [Stokosa, 2021] Stokosa, Jan J. (2021). "Generalidades sobre la prótesis de los miembros". American Prosthetics Institute, [Online] <https://www.msmanuals.com/es-pe/professional/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/generalidades-sobre-las-pr%C3%B3tesis-de-los-miembros#>





## ANEXOS





## ANEXO A: Matriz Morfológica

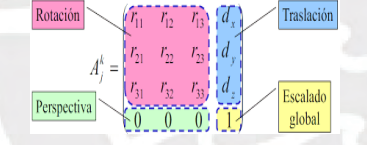

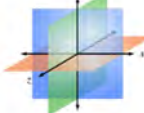

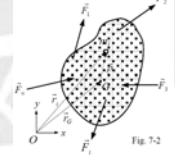



Siguiendo la metodología de diseño, y a partir de la estructura de funciones mostrada en la Sección 2.4, en este anexo se propondrán diversas opciones de solución para los diferentes dominios en los cuales se desarrolla el proyecto, los que se dividen en control, electrónica, periféricos y mecánica. Las soluciones se determinan según la siguiente nomenclatura:

- Solución 1: 
- Solución 2: 
- Solución 3: 
- Solución 4: 

### A.1 Dominio de Control

En el Dominio de control se revisan los diferentes métodos y algoritmos de control que se pueden usar, así como también los algoritmos para el procesamiento de la información de entrada. Dicha información se muestra en la Tabla A.1.





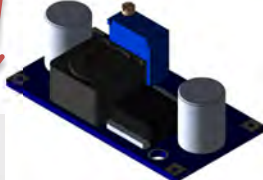





Tabla A. 1: Matriz morfológica del Dominio de control

Funciones	Soluciones		
Definir posición del efector final  Matriz de transformación homogénea	 Ángulos de control	 Coordenadas Cartesianas	
Planificar trayectoria  Modelo Cinemático	 Modelo Cinético	Ambos	
Establecer Posición	PI	PID	P
Procesar la data  Microprocesador	 Microcontrolador	 FPGA	

## A.2 Dominio de Energía

En el Dominio energía se revisan los componentes o sistemas electrónicos necesarios para la administración de la energía, drivers para los actuadores y hardware de procesamiento de información para un control en tiempo real. En la Tabla A.2 se muestran las diferentes alternativas de solución propuestas.






Tabla A. 2: Matriz morfológica del Dominio de energía

Funciones	Soluciones		
Alimentar el Sistema	 <p>Baterías de Litio</p>	 <p>Baterías de Plomo</p>	
Cargar Batería	 <p>BMS</p>	 <p>MPPT</p>	
Acondicionar voltaje (etapa de control/ etapa de potencia)	 <p>Convertidor Boost DC/DC</p>	 <p>Convertidor Buck DC/DC</p>	 <p>Convertidor Flyback DC/DC</p>
Convertir voltaje para el control del motor	 <p>Driver para motores</p>	 <p>Puente H</p>	 <p>ESC</p>

## A.3 Dominio de Sensores

En el dominio de los sensores se plantean las diferentes alternativas que se tienen para las señales de retroalimentación del sistema tanto de posición como de amperaje. En la Tabla A.3 se muestran las diferentes alternativas de solución propuestas.






Tabla A. 3: Matriz morfológica del Dominio de sensores

Funciones	Soluciones		
Medir posición	 Encoder	 Sensor de posición lineal	 Sensor de luz infrarroja
Medir Corriente	 Sensor de Corriente 30Amps	 Sensor de Corriente 50Amps	

#### A.4 Dominio Mecánico

En el dominio mecánico se define el tipo de mecanismo paralelo, el cual se adaptará para ser usado en la prótesis desarticulada de hombro. Adicionalmente se revisan los métodos por el cual una persona se puede poner la prótesis. Finalmente se revisan las opciones más comunes para la sujeción de dicho mecanismo. En la Tabla A.4 se muestran las diferentes alternativas de solución propuestas.






Tabla A. 4: Matriz morfológica del área de mecánica

Funciones	Soluciones		
Colocar la prótesis	 Mano	 Asistente	
Sujetar la prótesis	 Correas		
Realizar movimientos	 Robot Delta	 Plataforma Stewart	

#### A.5 Dominio de Actuadores

En el dominio de actuadores se presentan soluciones sobre el tipo de actuadores a usar, así como los mecanismos de transmisión de fuerza. A continuación, se presenta la Tabla A.5 que contiene estas alternativas de solución.




Tabla A.5: Matriz morfológica del área de mecánica

Funciones	Soluciones		
Transmisión de potencia	 Hidráulica	 Neumática	 Eléctrica
Modificar la relación de Transmisión	 Principio de Pascal	 GearBox	Ambos

### A.6 Dominio de Interfaz

En el área de periféricos se muestran los dispositivos con los que el usuario puede recibir y enviar información al sistema mecatrónico. En la Tabla A.6 se muestran las alternativas de solución para esta área.

Tabla A.6: Matriz morfológica del Dominio de Interfaz

Funciones	Soluciones		
Recibir información del usuario	 Potenciómetro análogo (Perillas)	 Mando(Joystick)	 Combinación de teclas
Entregar información al usuario	 Pantalla LCD	 Barra Led	

## ANEXO B: Hoja técnica de componentes

La información técnica concerniente a los componentes electrónicos se presenta a continuación.

En la Figura B.1 se muestra la información técnica sobre el motor BLCD.

Place of Origin	Guangdong, China
Type	RC Car
Brand Name	X-Team
Model Number	XTI-5798
KV:	460-1100KV(rpm/v)
Voltage	36-76V
Max Continuous Power(W)	6500w
Max Continuous current(A)	80-180A
Weight	1020g
Design	sensorless
Shaft	8mm
Dimension	55.8*98mm

Figura B.1: Tabla de detalles del BLDC XTI-5798

En la Figura B.2 se muestra la información técnica sobre el Scorpion Tribunus 06-80<sup>a</sup> ESC.



Model Type	<b>Tribunus 06-80A ESC</b>
LiPo Battery	3s - 6s (11V ~26.1V)
Current rating	80A
BEC Voltage	From 5.1V ~7.1V adjustable
BEC rating	8A / 12A pules
Weight	60g (2.1 oz) (without cables)
Size	47.1 x 31 x 20 mm length
Low Voltage cut	Low Voltage cut: 10V to 20V
Program cut type	from 0% to 100%
Cut off delay	1000ms ~65000ms
Drag Break	Available on Airplane only
Protection	Temperature, Voltage, Current, Capacity
Airplane mode	Available
Rump Accel	100ms~1000ms
Active Free Wheeling (PWM mode)	Always on for Helicopter mode, can be change for Airplane mode
Heli Mode	Available
Soft Start	Only available on Heli Mode: Fast, Medium, Slow, Custom
Rump Accel	Fast, Medium, Slow, Custom
Bail out mode	Only available on Heli Mode: Fast, Medium, Slow, Custom
Governor	Only Available on Heli mode:Soft, Default, Hard, Custom
FREQ	8 kHz~32 kHz Dynamic Frequency
Rotation	yes
Timing	Auto Timing
P Gain	0.3~1.8
I Gain	1.5~2.5
Data Logging	not available

Figura B.2: Tabla de detalles del Scorpion Tribunus 06-80A ESC

En la Figura B.3 se presenta la información técnica del convertidor buck.

### ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

PARAMETER	SYMBOL	LIMIT	UNIT
Maximum Supply Voltage	$V_{CC}$	+45	V
Recommend Operating Supply Voltage	$V_{OP}$	+4.5 to +40	V
SW, EN Pin Input Voltage	$V_{SW}, V_{EN}$	-0.3 to +40	V
Feedback Pin Voltage	$V_{FB}$	-0.3 to +12	V
Power Dissipation	$P_D$	Internally Limited	W
Output Voltage to Ground	$V_{OUT}$	-1	V
Storage Temperature Range	$T_{ST}$	-65 ~ +150	°C
Operating Temperature Range	$T_{OP}$	-40 ~ +125	°C
ESD Susceptibility (HBM)		2	kV

### THERMAL INFORMATION

PARAMETER	SYMBOL	LIMIT	UNIT
Junction to Case Thermal Resistance	$R_{\theta JC}$	2	°C/W
Junction to Ambient Thermal Resistance	$R_{\theta JA}$	50	°C/W

Figura B.3: Tabla de detalles del LM2596-DC-DC

En la Figura B.4 se presenta la información técnica del microcontrolador Arduino Mega.

### 5.1 Analog

Pin	Function	Type	Description
1	NC	NC	Not Connected
2	IOREF	IOREF	Reference for digital logic V - connected to 5V
3	Reset	Reset	Reset
4	+3V3	Power	+3V3 Power Rail
5	+5V	Power	+5V Power Rail
6	GND	Power	Ground
7	GND	Power	Ground
8	VIN	Power	Voltage Input
9	A0	Analog	Analog input 0 /GPIO
10	A1	Analog	Analog input 1 /GPIO
11	A2	Analog	Analog input 2 /GPIO
12	A3	Analog	Analog input 3 /GPIO
13	A4	Analog	Analog input 4 /GPIO
14	A5	Analog	Analog input 5 /GPIO
15	A6	Analog	Analog input 6 /GPIO
16	A7	Analog	Analog input 7 /GPIO
17	A8	Analog	Analog input 8 /GPIO
18	A9	Analog	Analog input 9 /GPIO
19	A10	Analog	Analog input 10 /GPIO
20	A11	Analog	Analog input 11 /GPIO
21	A12	Analog	Analog input 12 /GPIO
22	A13	Analog	Analog input 13 /GPIO
23	A14	Analog	Analog input 14 /GPIO
24	A15	Analog	Analog input 15 /GPIO

### 5.2 Digital

Pin	Function	Type	Description
1	D21/SCL	Digital Input/I2C	Digital input 21/I2C Dataline
2	D20/SDA	Digital Input/I2C	Digital input 20/I2C Dataline
3	AREF	Digital	Analog Reference Voltage
4	GND	Power	Ground
5	D13	Digital/GPIO	Digital input 13/GPIO
6	D12	Digital/GPIO	Digital input 12/GPIO
7	D11	Digital/GPIO	Digital input 11/GPIO
8	D10	Digital/GPIO	Digital input 10/GPIO
9	D9	Digital/GPIO	Digital input 9/GPIO
10	D8	Digital/GPIO	Digital input 8/GPIO
11	D7	Digital/GPIO	Digital input 7/GPIO
12	D6	Digital/GPIO	Digital input 6/GPIO
13	D5	Digital/GPIO	Digital input 5/GPIO
14	D4	Digital/GPIO	Digital input 4/GPIO

Pin	Function	Type	Description
15	D3	Digital/GPIO	Digital input 3/GPIO
16	D2	Digital/GPIO	Digital input 2/GPIO
17	D1/TX0	Digital/GPIO	Digital input 1 /GPIO
18	D0/Tx1	Digital/GPIO	Digital input 0 /GPIO
19	D14	Digital/GPIO	Digital input 14 /GPIO
20	D15	Digital/GPIO	Digital input 15 /GPIO
21	D16	Digital/GPIO	Digital input 16 /GPIO
22	D17	Digital/GPIO	Digital input 17 /GPIO
23	D18	Digital/GPIO	Digital input 18 /GPIO
24	D19	Digital/GPIO	Digital input 19 /GPIO
25	D20	Digital/GPIO	Digital input 20 /GPIO
26	D21	Digital/GPIO	Digital input 21 /GPIO

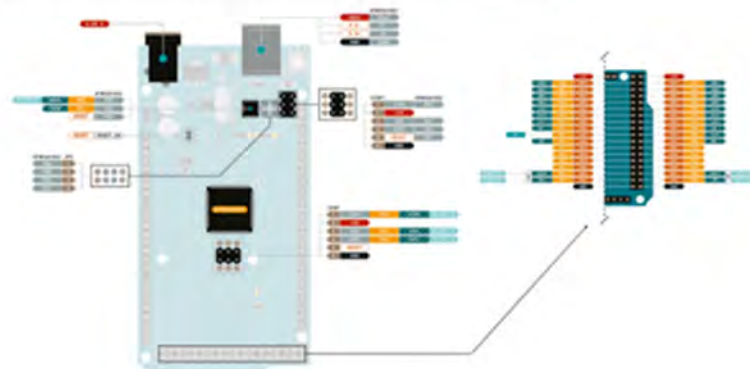


Figura B.4: Tabla de entradas y salidas del Arduino Mega

## ANEXO C: Cotizaciones

En la Figura C.1: Se muestra la cotización del motor BLCD.

X-Team XT1-5798 sensorless brushless motor for 1/5 RC car RC Hobby, RC boat  
No reviews yet  
Wuxi RC Hobby Expert Technology Co., Ltd. · 9 yrs · CN

Minimum order quantity: 1 unit  
**\$118.75 - \$142.00**

Variations  
Total options: 1 Color. [Select now](#)

Color

[Contact supplier](#) [Chat now](#)

Membership benefits  
Quick refunds on orders under US \$1,000 [Claim now](#)

Purchase details  
Protection with Trade Assurance

Shipping  
[Contact supplier](#) to negotiate shipping details  
Enjoy [On-time Dispatch Guarantee](#)

Payments

Figura C.1: Precio del motor BLCD de modelo XT1-5798

En la Figura C.2: Se muestra la cotización del motor BLCD.

USD [Sign In / Register](#)

[CATÁLOG](#) [PRODUCTS INFO](#) [ABOUT US](#) [SUPPORT](#) [CONTACT](#)

Home > [Catalog](#) > [Electronic Speed Controllers](#) > [6S Tribunus SBEC series](#)

**Scorpion Tribunus 06-80A ESC SBEC**  
[06\_80]

**\$ 139.99** HOT

Sorry, this product is currently out of stock and can not be ordered.

Figura C.2: Precio del ESC Scorpion Tribunus

En la Figura C.3: Se muestra la cotización del convertidor Buck.



**NAYLAMP MECHATRONICS**

Buscar en catalogo 0 ARTICULO(S)

PRODUCTOS IMPRESIÓN 3D TUTORIALES NOTICIAS

Inicio > Fuentes y reguladores > Conversores DC-DC > Convertidor Voltaje DC-DC Step-Down 3A LM2596

**CONVERTIDOR VOLTAJE DC-DC STEP-DOWN 3A LM2596**

#SKU: 000196

Reduce el voltaje de la forma más eficiente. Voltaje de entrada: 4.5V a 40V DC. Voltaje de salida: 1.23V a 37V DC. Corriente de Salida: máx. 3A, 2.5A recomendado.

**S/ 12,00**

En stock

- 1 + **Añadir Al Carrito** Código QR Compartir

☆ A Lista De Deseos

Figura C.3: Precio del convertidor buck LM2596-DC-DC

En la Figura C.4: se presenta la cotización del microcontrolador.



**NAYLAMP MECHATRONICS**

Buscar en catalogo 0 ARTICULO(S)

PRODUCTOS IMPRESIÓN 3D TUTORIALES NOTICIAS

Inicio > Ardussystem > Tarjetas > Arduboard Mega 2560 R3

**ARDUBOARD MEGA 2560 R3**

#SKU: 000009

Mega 2560 R3 es una tarjeta de desarrollo mucho mas potente que el Uno R3, utiliza el microcontrolador ATmega2560. Posee 54 entradas/salidas digitales (15 pueden usarse como PWM), 16 entradas analógicas, 4 UARTs(puertos seriales por hardware)

Tarjeta open-source compatible con Arduino, no es fabricada por Arduino INC.

**S/ 135,00**

En stock

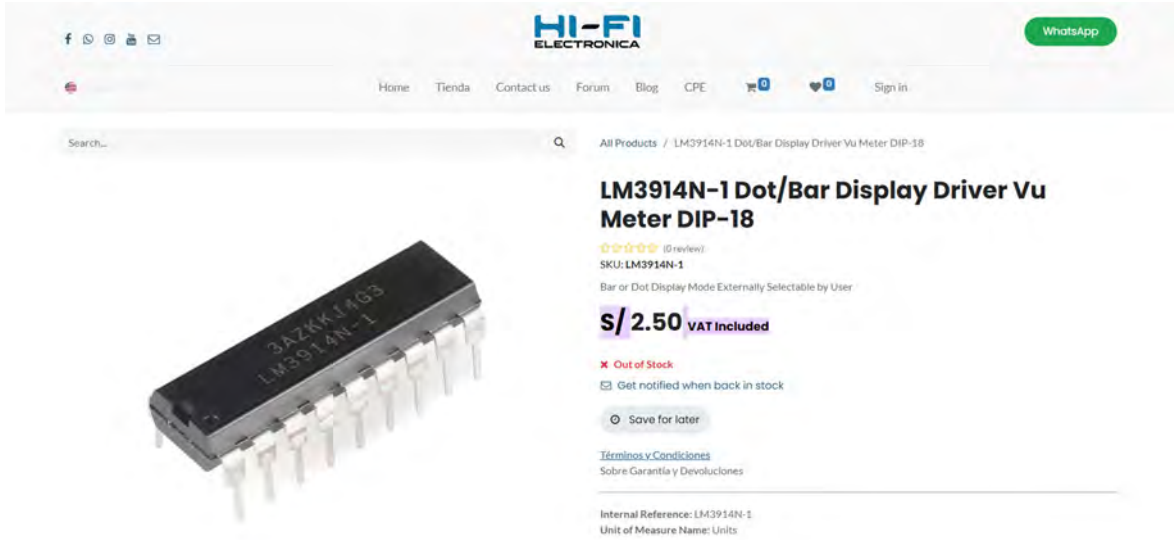
- 1 + **Añadir Al Carrito** Código QR Compartir

☆ A Lista De Deseos

Figura C.4: Precio del microcontrolador Arduino Mega

En la Figura C.5 se presenta la cotización del driver LED LM3914N-1.





HI-FI ELECTRONICA

WhatsApp

Home Tienda Contact us Forum Blog CPE Sign in

Search... All Products / LM3914N-1 Dot/Bar Display Driver Vu Meter DIP-18

### LM3914N-1 Dot/Bar Display Driver Vu Meter DIP-18

5.0 (0 reviews)

SKU: LM3914N-1

Bar or Dot Display Mode Externally Selectable by User

**S/ 2.50** VAT included

✖ Out of Stock

📧 Get notified when back in stock

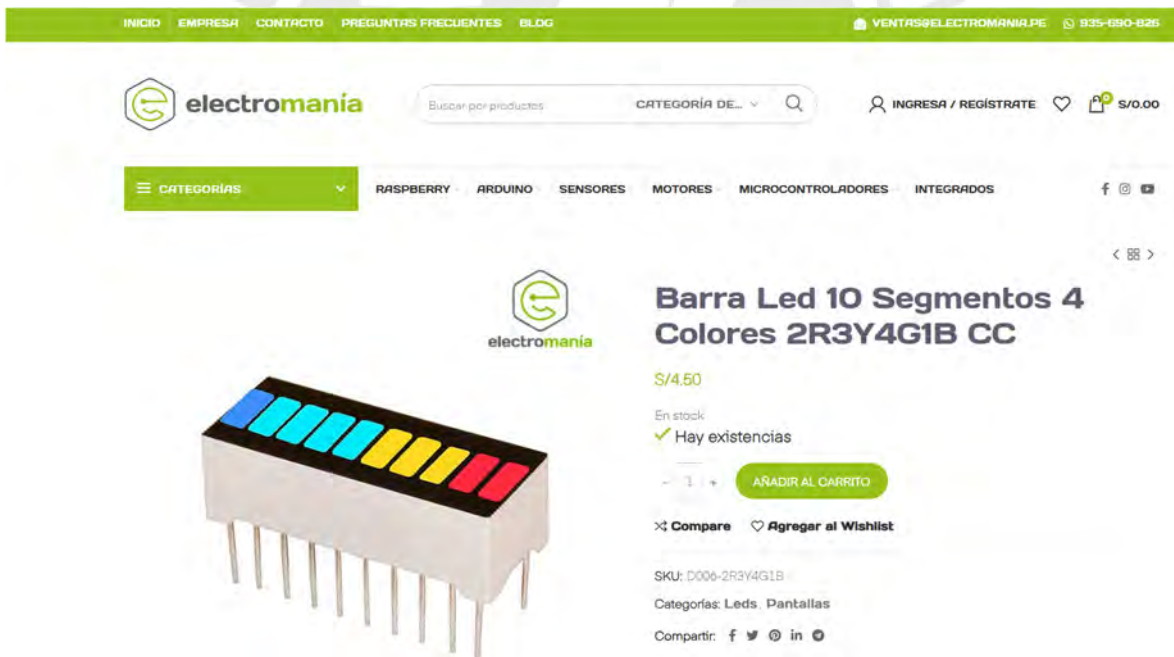
🕒 Save for later

[Términos y Condiciones](#)  
Sobre Garantía y Devoluciones

Internal Reference: LM3914N-1  
Unit of Measure Name: Units

Figura C.5: Precio del LM3914N-1

En la Figura C.6 se presenta la cotización de las barras LED.



INICIO EMPRESA CONTACTO PREGUNTAS FRECUENTES BLOG VENTAS@ELECTROMANIA.PE 935-690-826

electromania

Buscar por productos CATEGORÍA DE... INGRESA / REGÍSTRATE S/0.00

CATEGORÍAS RASPBERRY ARDUINO SENSORES MOTORES MICROCONTROLADORES INTEGRADOS

### Barra Led 10 Segmentos 4 Colores 2R3Y4G1B CC

S/4.50

En stock

✓ Hay existencias

AGREGAR AL CARRITO

Compare Agregar al Wishlist

SKU: D006-2R3Y4G1B

Categorías: Leds Pantallas

Compartir: f t in

Figura C.6: Barras Led



## ANEXO D: Código de simulación del Modelo Matemático

A continuación, se presenta el script principal del modelo matemático.

```
close all; clear all; clc
```

```
% -----
%   Inertia matrix (Kg-m^2)
% -----
Robot.I{1} = [ 5.230463196 -0.002005094 0.001756022
              -0.002005094  2.142098551 -0.003045487
              0.001756022 -0.003045487 4.859606093];

Robot.I{2} = [1.298515516 0.000880578 0.256484526
              0.000880578 39.23533412 0.001979618
              0.256484526 0.001979618 39.05703797];

Robot.I{3} = [ 0.98989497 -0.0075625 -0.25761331
              -0.0075625  31.0030467  0.004102704
              -0.25761331 0.004102704 30.5802118];

Robot.I{4} = [ 1.0565893 0.0235707 -0.003751779
              0.0235707  1.4525724 -0.0021003
              -0.003751779 -0.0021003 0.6897890];

Robot.I{5} = [ 4.079 -0.002 0.8058
              -0.002 23.261 0.0062
              0.8058 0.0062 4.859];

Robot.Iexter = [ 1 0 0
                 0 1 0
                 0 0 1];

% -----
%   Mass each element (Kg)
% -----
Robot.m1 = 98.8368; Robot.m2 = 79.2267; Robot.m3 = 88.7055;
Robot.m4 = 24.4; Robot.m5 = 15.2 ; Robot.load = 35.3;

h=1730;
%Radio de la esfera matematica
R=h*0.140/2;%h*0.164;% se escoge la medida 17 de la tabla entropometrica
%Medidas Distribucion geometrica de los actuadores [mm]
Robot.Pf1=h*[0.04 -0.020 -0.01]%[3 -4 0];%h*[0.063 -0.048 0.015];
Robot.Pf2=h*[0.04 0.006 -0.07]%[3 -4 -4];%h*[0.078 -0.024 -0.048];
Robot.Pb1=h*[-0.04 -0.040 -0.080]%[-3 -4 -4];%h*[-0.06 -0.03 -0.024];
Robot.Pb2=h*[-0.04 -0.057 0]%[-3 -4 0];%h*[-0.06 -0.03 0.024];
Robot.Pa=h*[0 0.031 -0.145]%[0 0 -6];%h*[0 0.021 -0.054];

Robot.ksf1=[1 0 0];
Robot.ksf2=[1 0 0];
Robot.ksb1=[-1 0 0];
Robot.ksb2=[-1 0 0];
Robot.ksa=[0 1 0];
```

%Medidas en la plataforma Movil

```
Robot.Hplataforma=30;%1;%30;
Robot.Dm=sqrt(R^2-(R-Robot.Hplataforma)^2);
Robot.O1=pi/4;
Robot.O2=pi/4;
Robot.O1=-Robot.O1;
Robot.O2=-Robot.O2;
```

```
Robot.e=[30 40];%0.7;%10;
```

```
Robot.actuador=[60 100 160 30 20];%[0.3 3 10 0.4 0.2];%[20 60 160 30 20];%[hp Lo Lf diametro diam_interior]
```

```
Robot.L =h*[0.192 0.074 0.074 0.012 0.024];%[8 3 3 0.5 0.7];% [8 3 3 0.5 0.7]; %h*[0.192 0.074 0.074 0.058 0.044];%[8
3 3 0.5 0.7]; % lenght each links
```

%Robot hand

```
Robot.lm=h*[0.028/2 0.016/2];%[0.65 0.5];% h*[0.058/2 0.056/2]
Robot.li=h*25/h;%0.5;%h*35/h
Robot.lM=h*10/h;%0.2;%h*30/h
Robot.la=h*5/h;%0.1;%h*10/h
Robot.lp=h*20/h;%0.4;%h*10/h
Robot.fg=h*[35/h 25/h 25/h];%[0.4 0.35 0.35];%h*[35/h 35/h 35/h]
Robot.fi=h*[40/h 30/h 25/h];%[0.4 0.4 0.35];%h*[40/h 30/h 25/h]
Robot.fM=h*[45/h 30/h 25/h];%[0.5 0.45 0.35];%h*[45/h 30/h 25/h]
Robot.fa=h*[40/h 30/h 25/h];%[0.40 0.40 0.35];%h*[40/h 30/h 25/h]
Robot.fp=h*[30/h 25/h 25/h];%[0.35 0.35 0.30];%h*[30/h 25/h 25/h]
```

% Denavit-Hartenbeng Parameters

```
Robot.dh = [pi/2    -pi/2    0    pi/2    0    pi/2    0 ;    % alfa
            0        0        0        0        0    Robot.L(4)  Robot.L(5); % a
            Robot.L(1) 0    Robot.L(2) Robot.L(3) 0    0    0]; % d
```

%qSt(1) es abduccion/aduccion del hombro

%qSt(2) es rotacion del hombro

%qSt(3) es flexion/extension del hombro

% Initial Joint Position

```
qo=[0 -pi/2 -pi/2 0 0];
```

```
qSto=[0 0 0 R];
```

% Final Joint Positon

```
qf=[0 -pi/2 -pi/2 0 0];
```

```
qStf=[pi/2 0 pi/2 R];
```

% Run the animation

```
n= 150; % number of point
```

```
Lac=Simulation5R1P(qSto,qStf,qo,qf,Robot,R,n);
```

```
for i=1:length(Lac(:,1))
```

```
    dLac(i,:)= diff(Lac(i,:));
```

```
    ddLac(i,:)= diff(dLac(i,:));
```

```
end
```

```
for j=1:length(Lac(:,1))
```

```
    for i=1:length(Lac)
```

```
        DeltaLac(j,i)=Lac(j,i)-Lac(j,1);
```

```
    end
```

```
end
```

```
figure(2)
```

```

plot(1:n,DeltaLac(1,:),1:n,DeltaLac(2,:),1:n,DeltaLac(3,:),1:n,DeltaLac(4,:),1:n,DeltaLac(5,:))
xlabel("milisegundos [ms]")
ylabel("Desplazamiento de actuadores [mm]")
legend("Piston anterior inferior","Piston anterior superior","Piston posterior inferior","Piston posterior superior","Piston lateral")
grid on

figure(3)
plot(1:(n-1),dLac(1,:)*1000,1:(n-1),dLac(2,:)*1000,1:(n-1),dLac(3,:)*1000,1:(n-1),dLac(4,:)*1000,1:(n-1),dLac(5,:)*1000)
xlabel("milisegundos [ms]")
ylabel("tasa Variacion de la longitud de actuadores [mm/s]")
legend("Piston anterior inferior","Piston anterior superior","Piston posterior inferior","Piston posterior superior","Piston lateral")
grid on

figure(4)
plot(1:(n-2),ddLac(1,:)*1000^2,1:(n-2),ddLac(2,:)*1000^2,1:(n-2),ddLac(3,:)*1000^2,1:(n-2),ddLac(4,:)*1000^2,1:(n-2),ddLac(5,:)*1000^2)
xlabel("milisegundos [ms]")
ylabel("aceleracion de la longitud de actuadores [mm/s^2]")
legend("Piston anterior inferior","Piston anterior superior","Piston posterior inferior","Piston posterior superior","Piston lateral")
grid on
DL=DeltaLac';
t=0:n-1;
t=t'/1000;
DL1=[t,DL(:,1)];
DL2=[t,DL(:,2)];
DL3=[t,DL(:,3)];
DL4=[t,DL(:,4)];
DL5=[t,DL(:,5)];
dL1=DL(:,1);
dL2=DL(:,2);
dL3=DL(:,3);
dL4=DL(:,4);
dL5=DL(:,5);
aL= ddLac'*1000^2;
save variables

```

Adicionalmente, se presenta el script que se encarga de los cálculos y graficar los elementos del modelo matemático.

```

function Lac=Simulation5R1P(qSto,qStf,qo,qf,Robot,r,n)

% Generates a row vector of n linearly
% equally spaced points between qo and qf
q=[];
for i=1:length(qo)
    q(i,:)= linspace(qo(i),qf(i),n);
end

qSt=[];
for i=1:length(qSto)
    qSt(i,:)= linspace(qSto(i),qStf(i),n);
end

for k=1:n
    %d = q(3,k); % only because q3 is prismatic

    T01 = Stewart_Matrix(qSt(1,k),qSt(2,k),qSt(3,k),qSt(4,k));

```

```

T11 = DH_Matrix(0,0,0,pi/2);
T111 = DH_Matrix(-pi/2,0,0,0);
T1111=DH_Matrix(0,0,0,pi/2);
T12 = DH_Matrix(Robot.dh(1,1),Robot.dh(2,1),Robot.dh(3,1),q(1,k));
T22 = DH_Matrix(Robot.dh(1,2),Robot.dh(2,2),Robot.dh(3,2),q(2,k));
T23 = DH_Matrix(Robot.dh(1,3),Robot.dh(2,3),Robot.dh(3,3),0);
T34 = DH_Matrix(Robot.dh(1,4),Robot.dh(2,4),Robot.dh(3,4),q(3,k));
T44 = DH_Matrix(Robot.dh(1,5),Robot.dh(2,5),Robot.dh(3,5),pi/2);
T45 = DH_Matrix(Robot.dh(1,6),Robot.dh(2,6),Robot.dh(3,6),q(4, k));
T56 = DH_Matrix(Robot.dh(1,7),Robot.dh(2,7),Robot.dh(3,7),q(5,k));
T66 = DH_Matrix(-pi/2,0,0,0);
T66p=DH_Matrix(0,0,0,pi/2);

% position each axes
x1 = T01*[0 0 0 1]';
x2 = T01*T11*T111*T1111*T12*[0 0 0 1]';
x2_2= T01*T11*T111*T1111*T12*T22*[0 0 0 1]';
x3 = T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*[0 0 0 1]';
x4 = T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*[0 0 0 1]';
x4_4= T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*[0 0 0 1]';
x5 = T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*[0 0 0 1]';
x6 = T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*[0 0 0 1]'; X6(k,:) = x6(1:3);
x66= T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*[0 0 0 1]';
x66p=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*[0 0 0 1]';

T66_g1 = DH_Matrix(pi/2,-Robot.lm(1),0,0);
Tg1_g11= DH_Matrix(-pi/2,-(Robot.fg(1)*cos(pi/4)),(Robot.fg(1)*cos(pi/4)),0);
Tg11_g11= DH_Matrix(0,0,0,pi/2);
Tg11_g2= DH_Matrix(-pi/4,0,0,0);
Tg2_g3 = DH_Matrix(0,-Robot.fg(2),0,0);
Tg3_gf = DH_Matrix(0,-Robot.fg(3),0,0);

xg1 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*T66_g1*[0 0 0 1]';
xg2 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*T66_g1*Tg1_g11*Tg11_g11*Tg11_g2*[0 0 0 1]';
xg3 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*T66_g1*Tg1_g11*Tg11_g11*Tg11_g2*Tg2_g3*[0 0 0 1]';
xgf =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*T66_g1*Tg1_g11*Tg11_g11*Tg11_g2*Tg2_g3*Tg3_gf*[0 0 0
1]';

T0g1=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*T66_g1;
T0g2=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*T66_g1*Tg1_g11*Tg11_g11*Tg11_g2;
T0g3=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66p*T66_g1*Tg1_g11*Tg11_g11*Tg11_g2*Tg2_g3;

T66_i1= DH_Matrix(0,Robot.lm(2),-Robot.li,0);
Ti1_i2= DH_Matrix(0,Robot.fi(1),0,0);
Ti2_i3= DH_Matrix(0,Robot.fi(2),0,0);
Ti3_if= DH_Matrix(0,Robot.fi(3),0,0);

xi1 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1*[0 0 0 1]';
xi2 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1*Ti1_i2*[0 0 0 1]';
xi3 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1*Ti1_i2*Ti2_i3*[0 0 0 1]';
xif =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1*Ti1_i2*Ti2_i3*Ti3_if*[0 0 0 1]';

T0i1 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1;
T0i2 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1*Ti1_i2;
T0i3 =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1*Ti1_i2*Ti2_i3;
T0if =T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56*T66*T66_i1*Ti1_i2*Ti2_i3*Ti3_if;

T66_M1= DH_Matrix(0,Robot.lm(2),-Robot.lM,0);
TM1_M2= DH_Matrix(0,Robot.fM(1),0,0);

```

TM2\_M3= DH\_Matrix(0,Robot.fm(2),0,0);  
 TM3\_Mf= DH\_Matrix(0,Robot.fm(3),0,0);

xM1 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1\*[0 0 0 1];  
 xM2 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1\*TM1\_M2\*[0 0 0 1];  
 xM3 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1\*TM1\_M2\*TM2\_M3\*[0 0 0 1];  
 xMf =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1\*TM1\_M2\*TM2\_M3\*TM3\_Mf\*[0 0 0 1];

T0M1 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1;  
 T0M2 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1\*TM1\_M2;  
 T0M3 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1\*TM1\_M2\*TM2\_M3;  
 T0Mf =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_M1\*TM1\_M2\*TM2\_M3\*TM3\_Mf;

T66\_a1= DH\_Matrix(0,Robot.lm(2),Robot.la,0);  
 Ta1\_a2= DH\_Matrix(0,Robot.fa(1),0,0);  
 Ta2\_a3= DH\_Matrix(0,Robot.fa(2),0,0);  
 Ta3\_af= DH\_Matrix(0,Robot.fa(3),0,0);

xa1 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1\*[0 0 0 1];  
 xa2 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1\*Ta1\_a2\*[0 0 0 1];  
 xa3 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1\*Ta1\_a2\*Ta2\_a3\*[0 0 0 1];  
 xaf =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1\*Ta1\_a2\*Ta2\_a3\*Ta3\_af\*[0 0 0 1];

T0a1 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1;  
 T0a2 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1\*Ta1\_a2;  
 T0a3 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1\*Ta1\_a2\*Ta2\_a3;  
 T0af =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_a1\*Ta1\_a2\*Ta2\_a3\*Ta3\_af;

T66\_p1= DH\_Matrix(0,Robot.lm(2),Robot.lp,0);  
 Tp1\_p2= DH\_Matrix(0,Robot.fp(1),0,0);  
 Tp2\_p3= DH\_Matrix(0,Robot.fp(2),0,0);  
 Tp3\_pf= DH\_Matrix(0,Robot.fp(3),0,0);

xp1 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1\*[0 0 0 1];  
 xp2 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1\*Tp1\_p2\*[0 0 0 1];  
 xp3 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1\*Tp1\_p2\*Tp2\_p3\*[0 0 0 1];  
 xpf =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1\*Tp1\_p2\*Tp2\_p3\*Tp3\_pf\*[0 0 0 1];

T0p1 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1;  
 T0p2 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1\*Tp1\_p2;  
 T0p3 =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1\*Tp1\_p2\*Tp2\_p3;  
 T0pf =T01\*T11\*T111\*T1111\*T12\*T22\*T23\*T34\*T44\*T45\*T56\*T66\*T66\_p1\*Tp1\_p2\*Tp2\_p3\*Tp3\_pf;

ab=-Robot.Dm\*(T01(1:3,3)\*cos(Robot.O2)-T01(1:3,1)\*sin(Robot.O2));  
 af=Robot.Dm\*(T01(1:3,3)\*cos(Robot.O1)-T01(1:3,1)\*sin(Robot.O1));  
 H=T01(1:3,2)\*Robot.Hplataforma;

p=cross(H(1:3),af(1:3));  
 p=p/norm(p);  
 u=cross(ab(1:3),H(1:3));  
 u=u/norm(u);

Cf1=-p\*Robot.e(2)/2;  
 Cf2=p\*Robot.e(2)/2;  
 Cb1=-u\*Robot.e(1)/2;  
 Cb2=u\*Robot.e(1)/2;

df=af+H;  
 db=ab+H;



```

Sp=T01(1:3,4);

xff1=Sp+df+Cf1;
xff2=Sp+df+Cf2;
xfb1=Sp+db+Cb1;
xfb2=Sp+db+Cb2;

% d1=1.5*T01(:,3)+1*T01(:,2);
% d2=-1.5*T01(:,3)+1*T01(:,2);
% xff1=x1+d1-0.35*T01(:,1);
% xff2=x1+d1+0.35*T01(:,1);
% xfb1=x1+d2-0.35*T01(:,1);
% xfb2=x1+d2+0.35*T01(:,1);
xfa=x1-Robot.Dm*T01(:,1)+Robot.Hplataforma*T01(:,2);

Lf1eq=xff1(1:3)-Robot.Pf2;
Lf2eq=xff2(1:3)-Robot.Pf1;
Lb1eq=xfb1(1:3)-Robot.Pb1;
Lb2eq=xfb2(1:3)-Robot.Pb2;
Laeq=xfa(1:3)-Robot.Pa;

if1s=cross(Robot.ksf1,Lf1eq);
if2s=cross(Robot.ksf2,Lf2eq);
ib1s=cross(Robot.ksb1,Lb1eq);
ib2s=cross(Robot.ksb2,Lb2eq);
ias=cross(Robot.ksa,Laeq);

if1s=if1s/norm(if1s);
if2s=if2s/norm(if2s);
ib1s=ib1s/norm(ib1s);
ib2s=ib2s/norm(ib2s);
ias=ias/norm(ias);

jf1s=cross(if1s,Robot.ksf1);
jf2s=cross(if2s,Robot.ksf2);
jb1s=cross(ib1s,Robot.ksb1);
jb2s=cross(ib2s,Robot.ksb2);
jas=cross(ias,Robot.ksa);

lf1eq=Lf1eq/norm(Lf1eq);
lf2eq=Lf2eq/norm(Lf2eq);
lb1eq=Lb1eq/norm(Lb1eq);
lb2eq=Lb2eq/norm(Lb2eq);
laeq=Laeq/norm(Laeq);

Qf1=acos(dot(jf1s,lf1eq));
Qf2=acos(dot(jf2s,lf2eq));
Qb1=acos(dot(jb1s,lb1eq));
Qb2=acos(dot(jb2s,lb2eq));
Qa=acos(dot(jas,laeq));

Lf1=sqrt((norm(Lf1eq))^2-(Robot.actuador(1))^2);
Lf2=sqrt((norm(Lf2eq))^2-(Robot.actuador(1))^2);
Lb1=sqrt((norm(Lb1eq))^2-(Robot.actuador(1))^2);
Lb2=sqrt((norm(Lb2eq))^2-(Robot.actuador(1))^2);
La=sqrt((norm(Laeq))^2-(Robot.actuador(1))^2);

df1=asin(Lf1/norm(Lf1eq))-Qf1;
df2=asin(Lf2/norm(Lf2eq))-Qf2;
db1=asin(Lb1/norm(Lb1eq))-Qb1;
db2=asin(Lb2/norm(Lb2eq))-Qb2;
da=asin(La/norm(Laeq))-Qa;

xf1b=Robot.actuador(1)*(jf1s*cos(df1)+Robot.ksf1*sin(df1));

```

```

xf2b=Robot.actuador(1)*(jf2s*cos(df2)+Robot.ksf1*sin(df1));
xb1b=Robot.actuador(1)*(jb1s*cos(db1)+Robot.ksb1*sin(db1));
xb2b=Robot.actuador(1)*(jb2s*cos(db2)+Robot.ksb2*sin(db2));
xab=Robot.actuador(1)*(jas*cos(da)+Robot.ksa*sin(da));

```

```

Lac(1,k)=Lf1;
Lac(2,k)=Lf2;
Lac(3,k)=Lb1;
Lac(4,k)=Lb2;
Lac(5,k)=La;

```

figure(1)

```

subplot(1,2,1)
plot(Lac(1,:), 'r')
plot(Lac(2,:), 'm')
plot(Lac(3,:), 'g')
plot(Lac(4,:), 'b')
plot(Lac(5,:), 'c')
legend("p2", "p1", "p3", "p4", "p5")
xlim([0 n]);
ylim([3 9]);
hold on

```

```

subplot(1,2,2)
% Draw the base -> Joint 1
base = JBase([0 0 0],[0:1:0],0.1,'r',0.1);

```

```

hold on % holds the current plot
xlabel('X'); ylabel('Y'); zlabel('Z') % labels of coordinates
% Draw the pistons

```

```

Pf1=JBase(Robot.Pf1+xf1b,(xff2(1:3)-(Robot.Pf1+xf1b))/norm(xff2(1:3)-(Robot.Pf1+xf1b)),Robot.actuador(5)/2,'r',norm(xff2(1:3)-(Robot.Pf1+xf1b))):%Link([-2 -4 3],xff2(1:3),0.2,'r',norm(xff2(1:3)-[-2 -4 3]));
Pf1=Link(Robot.Pf1+xf1b,xff2(1:3),Robot.actuador(4)/2,'k',Robot.actuador(2));
Pf1=Link(Robot.Pf1,Robot.Pf1+xf1b,Robot.actuador(4)/4,'k',Robot.actuador(1));
Aesphere1=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,xff2,'g','k');
Aoesphere1=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,Robot.Pf1,'g','k');

```

```

Pf2=JBase((Robot.Pf2+xf2b),(xff1(1:3)-(Robot.Pf2+xf2b))/norm(xff1(1:3)-(Robot.Pf2+xf2b)),Robot.actuador(5)/2,'r',norm(xff1(1:3)-(Robot.Pf2+xf2b))):%Link([2 -4 3],xff1(1:3),0.2,'r',norm(xff1(1:3)-[2 -4 3]));
Pf2=Link((Robot.Pf2+xf2b),xff1(1:3),Robot.actuador(4)/2,'k',Robot.actuador(2));
Pf2=Link(Robot.Pf2,Robot.Pf2+xf2b,Robot.actuador(4)/4,'k',Robot.actuador(1));
Aesphere2=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,xff1,'g','k');
Aoesphere2=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,Robot.Pf2,'g','k');

```

```

Pb1=JBase((Robot.Pb1+xb1b),(xfb1(1:3)-(Robot.Pb1+xb1b))/norm(xfb1(1:3)-(Robot.Pb1+xb1b)),Robot.actuador(5)/2,'r',norm(xfb1(1:3)-(Robot.Pb1+xb1b))):%Link([2 -4 -3],xfb1(1:3),0.2,'r',norm(xfb1(1:3)-[2 -4 -3]));
Pb1=Link(Robot.Pb1+xb1b,xfb1(1:3),Robot.actuador(4)/2,'k',Robot.actuador(2));
Pb1=Link(Robot.Pb1,Robot.Pb1+xb1b,Robot.actuador(4)/4,'k',Robot.actuador(1));
Aesphere3=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,xfb1,'g','k');
Aoesphere3=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,Robot.Pb1,'g','k');

```

```

Pb2=JBase(Robot.Pb2+xb2b,(xfb2(1:3)-(Robot.Pb2+xb2b))/norm(xfb2(1:3)-(Robot.Pb2+xb2b)),Robot.actuador(5)/2,'r',norm(xfb2(1:3)-(Robot.Pb2+xb2b))):%Link([-2 -4 -3],xfb2(1:3),0.2,'r',norm(xfb2(1:3)-[-2 -4 -3]));
Pb2=Link(Robot.Pb2+xb2b,xfb2(1:3),Robot.actuador(4)/2,'k',Robot.actuador(2));
Pb2=Link(Robot.Pb2,Robot.Pb2+xb2b,Robot.actuador(4)/4,'k',Robot.actuador(1));
Aesphere4=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,xfb2,'g','k');
Aoesphere4=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,Robot.Pb2,'g','k');

```

```

Pa2=JBase(Robot.Pa+xab,(xfa(1:3)-(Robot.Pa+xab))/norm(xfa(1:3)-(Robot.Pa+xab)),Robot.actuador(5)/2,'r',norm(xfa(1:3)-(Robot.Pa+xab)));
Pa2=Link(Robot.Pa+xab,xfa(1:3)',Robot.actuador(4)/2,'k',Robot.actuador(2));
Pa=Link(Robot.Pa,Robot.Pa+xab,Robot.actuador(4)/4,'k',Robot.actuador(1));
Aosphere5=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,xfa,'g','k');
Aoesphere5=Esfera(Robot.actuador(5)*1.25/2,Robot.Pa,'g','k');

% Draw the link 1
%L1 = Link([0 0 0], x1(1:3)', 0.5, 'k', qSt(4,k));
x1u=x1/norm(x1);
P=Placa([0 0 0], x1(1:3)', r, 'k', Robot.Hplataforma);
P2=Placa([0 0 0], 1.05*x1(1:3)', r, 'k', Robot.Hplataforma);
P3=Placa([0 0 0], 1.1*x1(1:3)', r, 'k', Robot.Hplataforma);

% Draw the Joint 2
T01111=T01*T11*T111*T1111;
J2 = JRevolute(x1(1:3)',T01111(1:3,3),0.0625*Robot.L(1),'r',0.125*Robot.L(1));

% Draw the link 2
L2 = Link(x1(1:3)',x2(1:3)', 0.0625*Robot.L(1), 'k', Robot.L(1));

% Draw the Joint 3
T02=T01*T11*T111*T1111*T12;
J3 = JRevolute(x2(1:3)',T02(1:3,3),0.0625*Robot.L(1),'r',0.125*Robot.L(1));

% Draw the link 3
L3 = Link(x2(1:3)',x3(1:3)', 0.0625*Robot.L(1), 'k', Robot.L(3)); % d is variable

% Draw the link 4,5

% Draw the Joint 4
T03=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23;
J4 = JRevolute(x3(1:3)',T03(1:3,3),0.04375*Robot.L(1),'r',Robot.L(3)+Robot.L(2));

% Draw the Joint 5
T04=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34;
J5 = JRevolute(x4(1:3)',T04(1:3,3),0.0375*Robot.L(1),'g',0.09375*Robot.L(1));

% Draw the Joint 6
T05=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45;
J6 = JRevolute(x5(1:3)',T05(1:3,3),0.0625*Robot.L(1)/2,'b',0.0625*Robot.L(1));

% Draw the link 6
L6= Link(x5(1:3)',x6(1:3)', 0.0625*Robot.L(1)/2, 'k', Robot.L(5));
T06=T01*T11*T111*T1111*T12*T22*T23*T34*T44*T45*T56;
J7 = JRevolute(x6(1:3)',T06(1:3,3),0.08125*Robot.L(1),'r',0.0625*Robot.L(1));

Jg1= JRevolute(xg1(1:3)',T0g1(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.0625*Robot.L(1));
Jg2= JRevolute(xg2(1:3)',T0g2(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
Jg3= JRevolute(xg3(1:3)',T0g3(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));

Ji1= JRevolute(xi1(1:3)',T0i1(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
Ji2= JRevolute(xi2(1:3)',T0i2(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
Ji3= JRevolute(xi3(1:3)',T0i3(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));

JM1= JRevolute(xM1(1:3)',T0M1(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
JM2= JRevolute(xM2(1:3)',T0M2(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
JM3= JRevolute(xM3(1:3)',T0M3(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));

Ja1= JRevolute(xa1(1:3)',T0a1(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
Ja2= JRevolute(xa2(1:3)',T0a2(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
Ja3= JRevolute(xa3(1:3)',T0a3(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));

Jp1= JRevolute(xp1(1:3)',T0p1(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));

```

```

Jp2= JRevolute(xp2(1:3),T0p2(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));
Jp3= JRevolute(xp3(1:3),T0p3(1:3,3),0.025*Robot.L(1)/2,'r',0.025*Robot.L(1));

Lg1= Link(xg1(1:3),xg2(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fg(1));
Lg2= Link(xg2(1:3),xg3(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fg(2));
Lg3= Link(xg3(1:3),xgf(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fg(3));

Li1= Link(xi1(1:3),xi2(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fi(1));
Li2= Link(xi2(1:3),xi3(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fi(2));
Li3= Link(xi3(1:3),xif(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fi(3));

LM1= Link(xM1(1:3),xM2(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fM(1));
LM2= Link(xM2(1:3),xM3(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fM(2));
LM3= Link(xM3(1:3),xMf(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fM(3));

La1= Link(xa1(1:3),xa2(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fa(1));
La2= Link(xa2(1:3),xa3(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fa(2));
La3= Link(xa3(1:3),xaf(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fa(3));

Lp1= Link(xp1(1:3),xp2(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fp(1));
Lp2= Link(xp2(1:3),xp3(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fp(2));
Lp3= Link(xp3(1:3),xpf(1:3),0.025*Robot.L(1)/2,'k',Robot.fp(3));

```

```

esphere=Esfera(r-10,[0 0 0],'none','b');
% plot the end-effector position in the space
scatter3(X6(1:k,1),X6(1:k,2),X6(1:k,3))
axis equal
set(gca,'YDir','reverse')
axis([-500 300 -200 400 -1000 300])

drawnow % release the plot each iteration
hold off % disable holds the current plot

```

end

Finalmente, se presenta el código que describe las matrices de transformación sintetizadas del modelo matemático.

```

function T = Stewart_Matrix(alfa,beta,gamma,r)
T = [ sin(gamma)*cos(beta) -sin(beta) cos(beta)*cos(gamma) r*sin(beta)
-sin(alfa)*cos(gamma)-sin(beta)*sin(gamma)*cos(alfa) -cos(alfa)*cos(beta) sin(alfa)*sin(gamma)-sin(beta)*cos(alfa)*cos(gamma)
r*cos(alfa)*cos(beta)
-sin(alfa)*sin(beta)*sin(gamma)+cos(alfa)*cos(gamma) -sin(alfa)*cos(beta) -sin(alfa)*sin(beta)*cos(gamma)-sin(gamma)*cos(alfa)
r*sin(alfa)*cos(beta)
0 0 0 1];
end

```

```

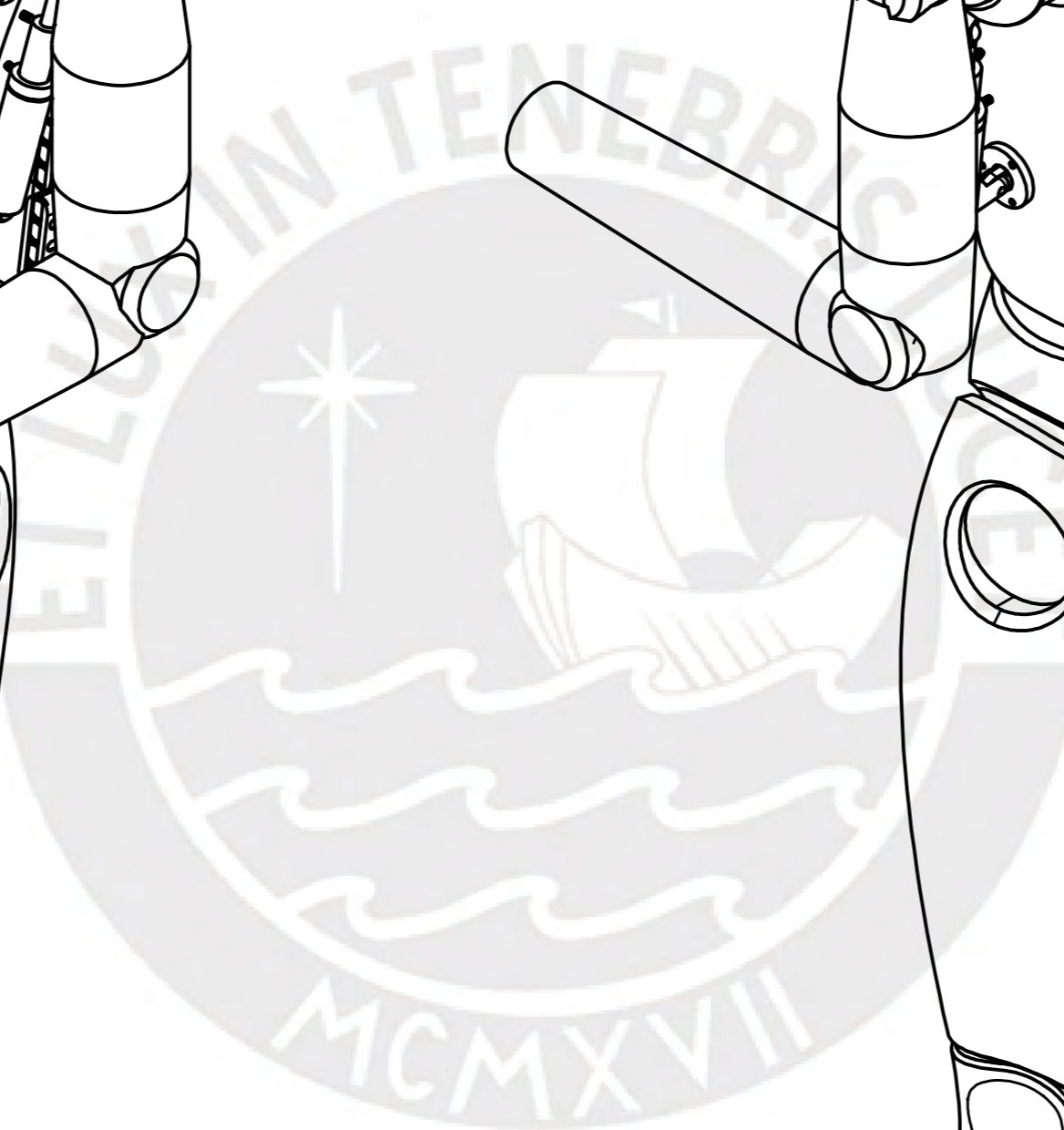
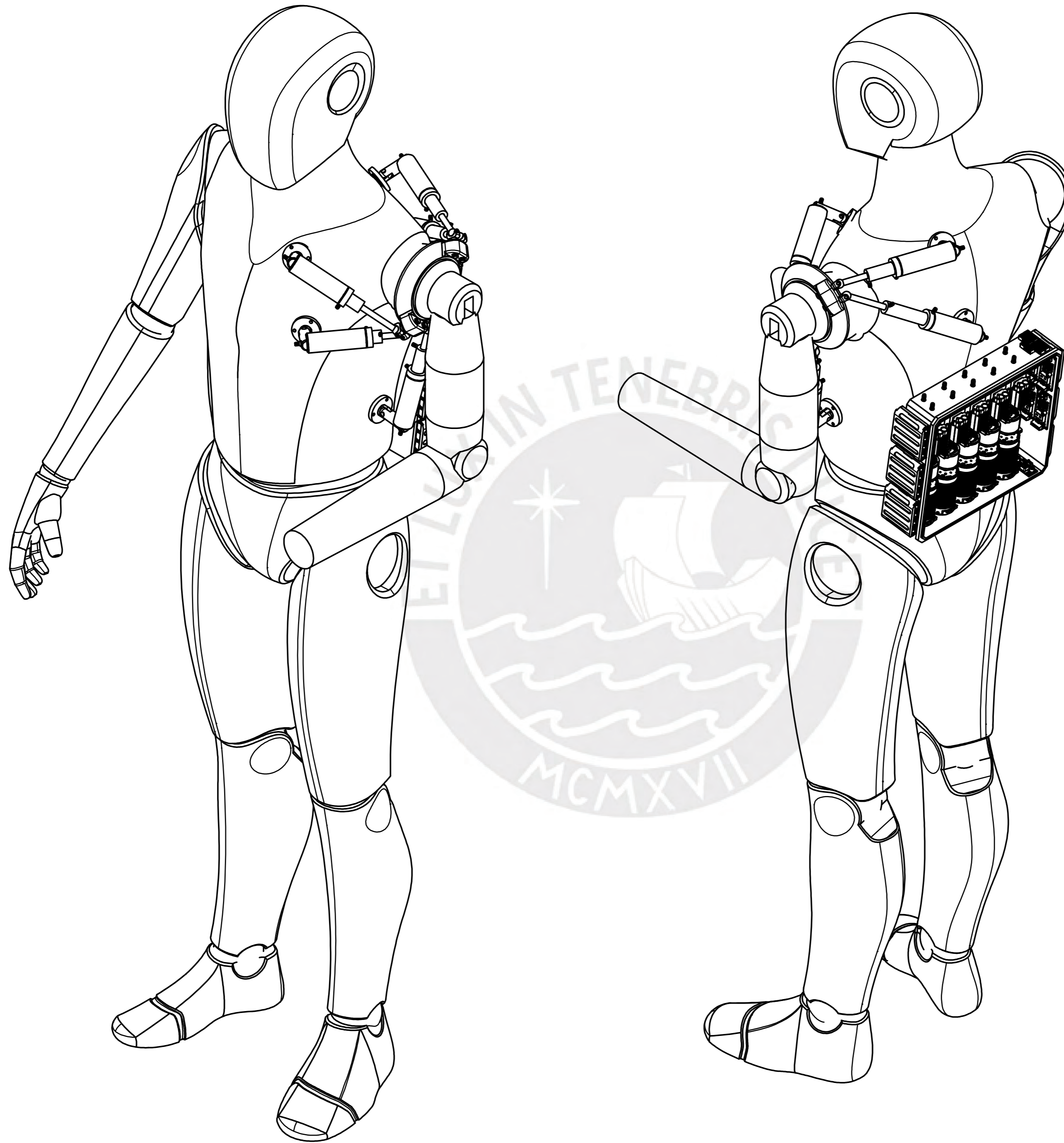
function T = DH_Matrix(alfa, a, d, q)
%Denavit Hatemberg Method
T = [cos(q) -cos(alfa)*sin(q) sin(alfa)*sin(q) a*cos(q)
sin(q) cos(alfa)*cos(q) -sin(alfa)*cos(q) a*sin(q)
0 sin(alfa) cos(alfa) d
0 0 0 1];
end

```

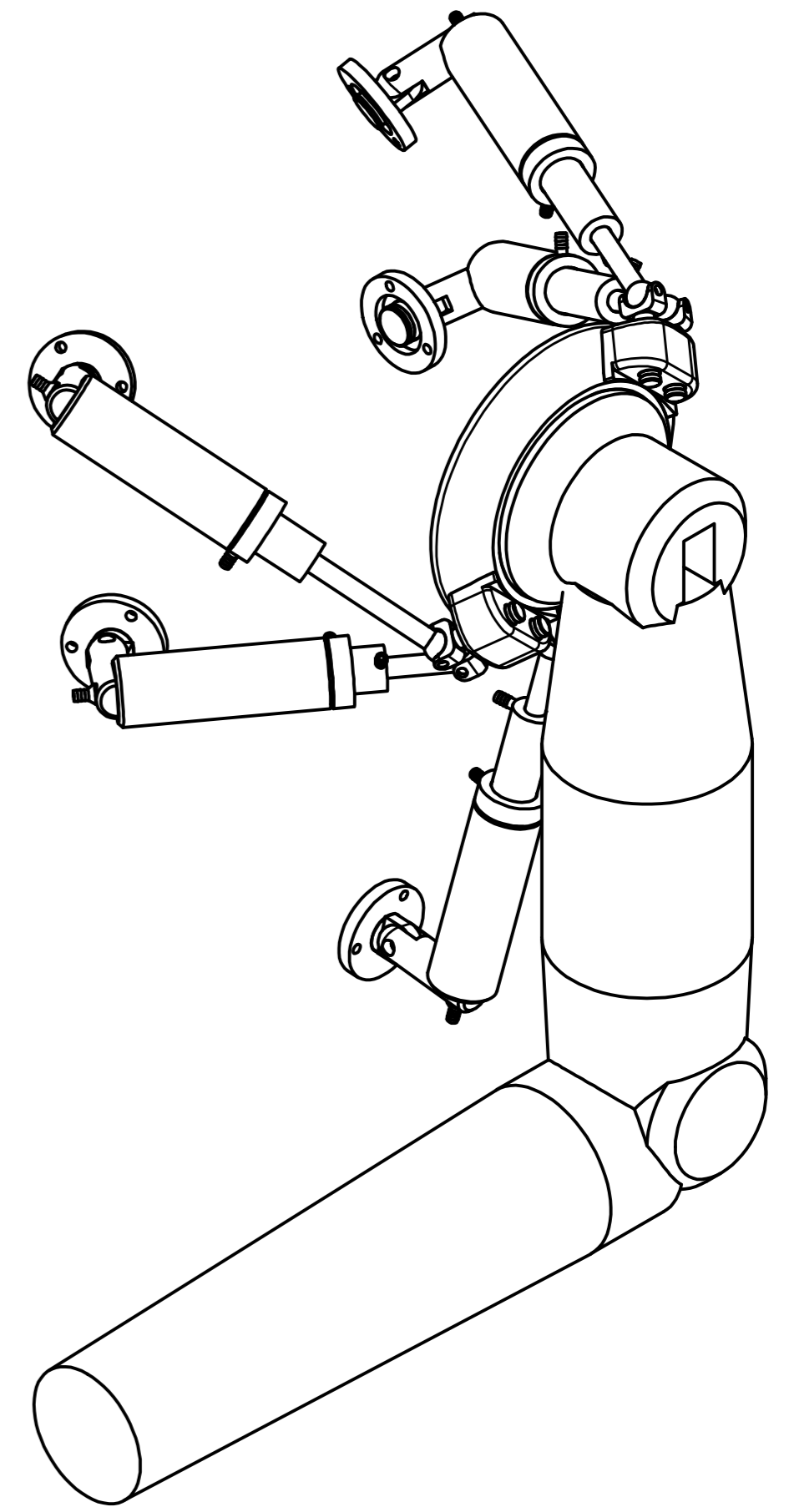
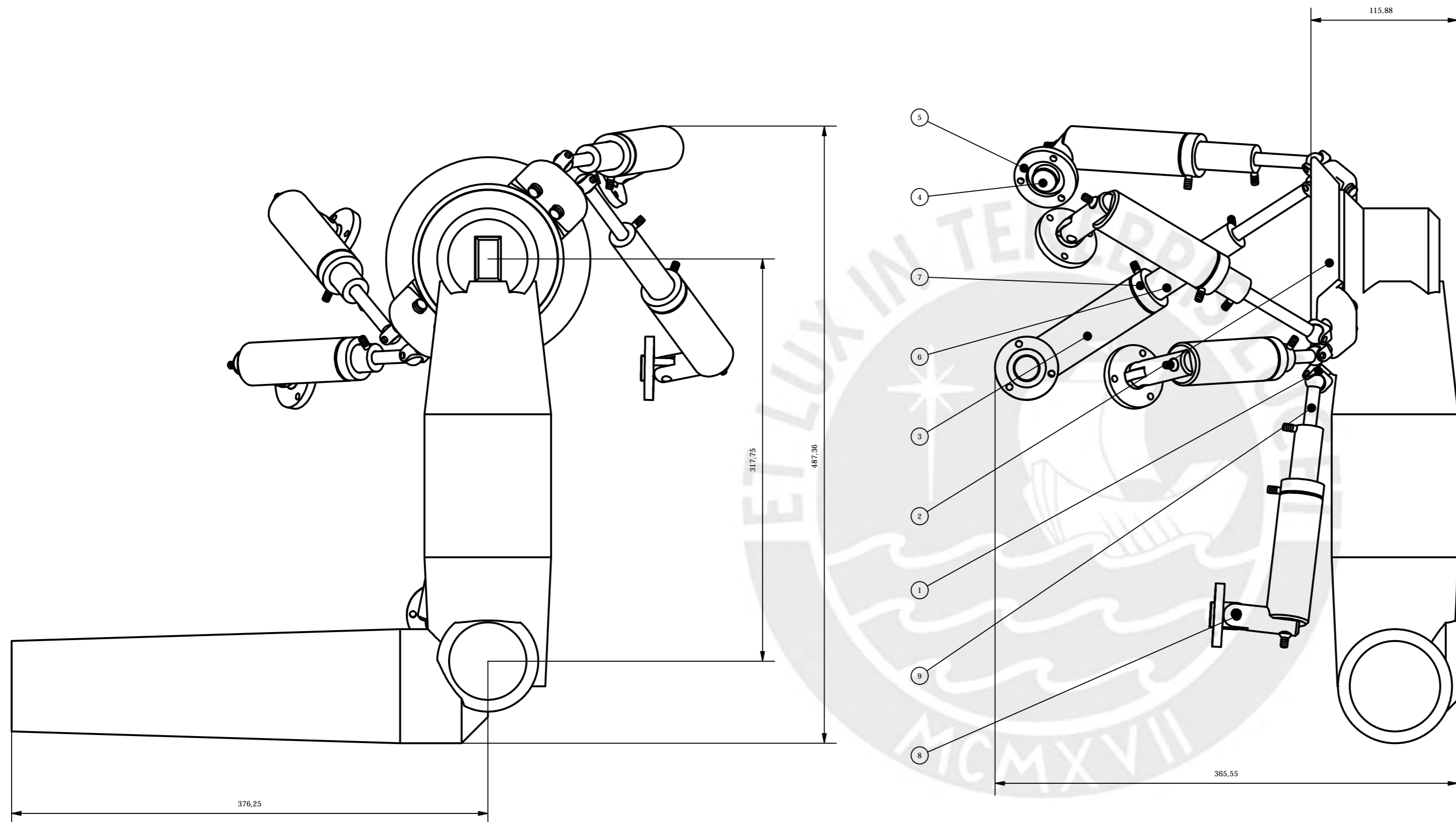
**ANEXO E: Planos**







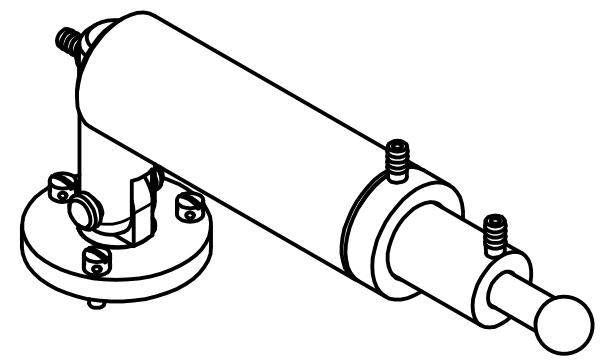
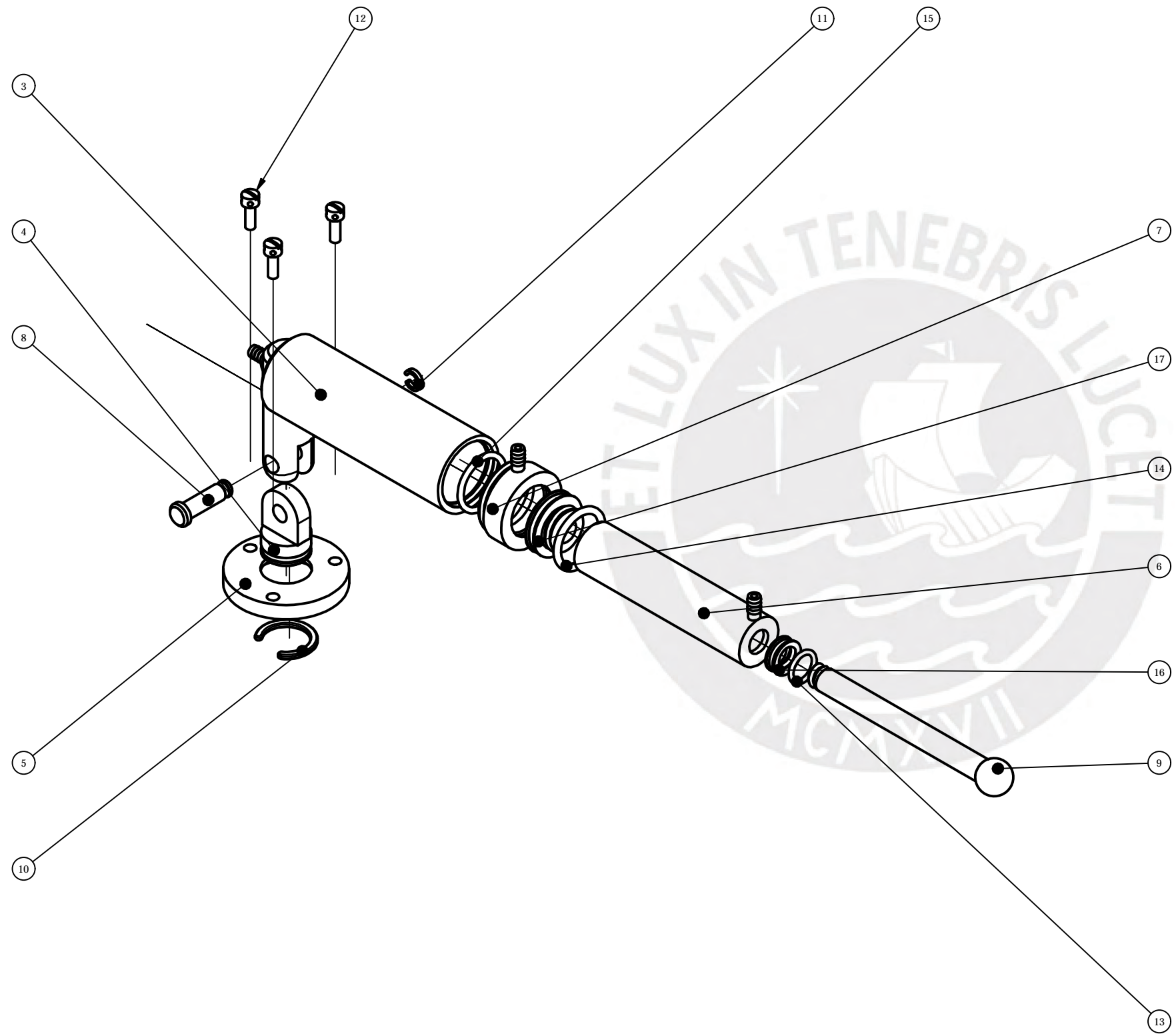
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBOTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO <b>ESQUEMA SISTEMA          COMPLETO</b>	ESCALA <b>1:5</b> FECHA: 7/11/2023
20172103	LINARES WARTHON, MISAEAL DAVID	PDH-E01-A2



1	5	Encaje Esferico		ABS	
2	1	Plataforma Movil		ABS	
3	5	Cilindro Grande		Aluminio 6061	
4	5	Base Giratoria		ABS	
5	5	Anclaje		ABS	
6	5	Cilindro Medio		Aluminio 6061	
7	5	Tapa Cilindro Grande		ABS	
8	1	Pin		ABS	
9	5	Vastago		Aluminio 6061	
ELEMENTO	CTDAD	DESCRIPCION	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBOTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA
	<b>MECANISMO PARALELO</b>	1:3
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 8/11/2023
		PDH-E02-A2

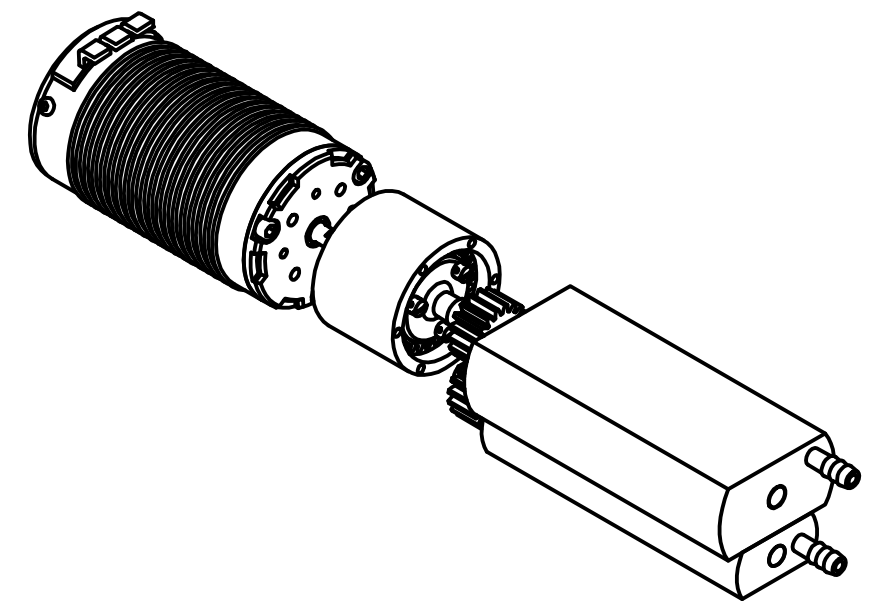
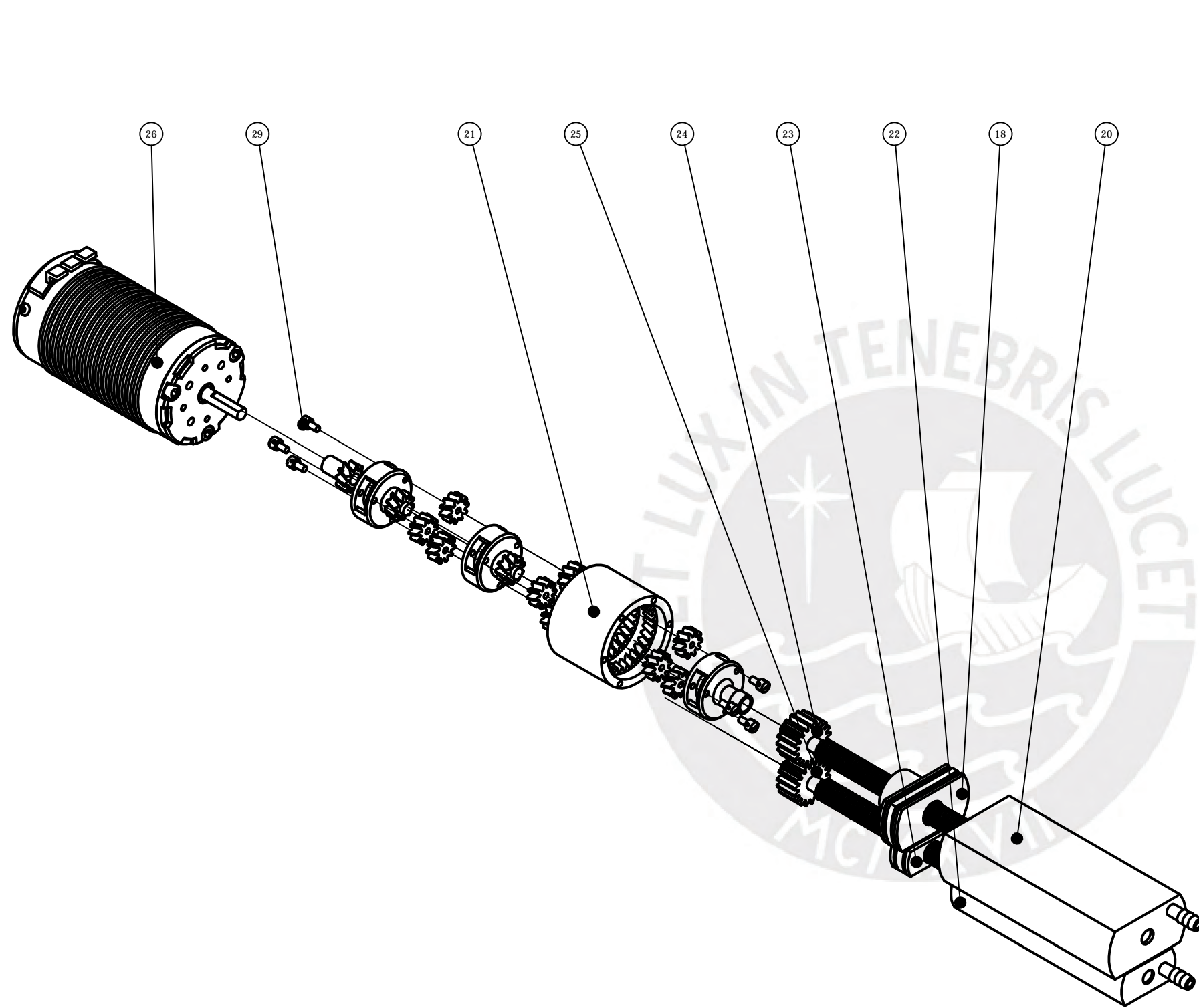


ELEMENTO	CTDAD	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
3	1	Cilindro Grande		Aluminio 6061	
4	1	Base Giratoria		Plástico ABS	
5	1	Anclaje		Plástico ABS	
6	1	Cilindro Medio		Aluminio 6061	
7	1	Tapa Cilindro Grande		Plástico ABS	
8	1	Pin		Plástico ABS	
9	1	Vastago		Aluminio 6061	
10	1	Seguro del Anclaje		Aluminio 6061	
11	1	Seguro del Pin		Plástico ABS	
12	3	Tornillo ranurado con cabrestante DIN 404 - M4 x 12	DIN 404	Acero, suave	
13	1	Sello Vastago		UHMW, negro	
14	1	Sello Cilindro Medio		UHMW, negro	
15	1	Sello Cilindro Grande		UHMW, negro	
16	1	Base Vastago		Plástico ABS	
17	1	Base Cilindro Medio		Plástico ABS	

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE PERÚ**  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

<b>MÉTODO DE PROYECCIÓN</b>	<b>DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO</b>	<b>ESCALA</b>
	<b>VISTA EXPLOSIONADA PISTÓN TELESCÓPICO</b>	<b>1:2</b>
	<b>FECHA:</b> 15/11/2023	
<b>20172103</b>	<b>LINARES WARTHON, MISAEL DAVID</b>	<b>PDH-VE01-A3</b>

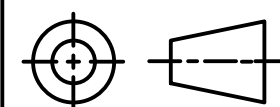




ELEMENTO	CTDAD	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
18	1	Embolo		Genérico	
19	2	Tornillo de Potencia		Hierro, fundido	
20	1	CilindroB		Aluminio 6061	
21	2	Caja Reductora		Plástico ABS	
22	1	CilindroA		Aluminio 6061	
23	1	EmboloB2		Genérico	
24	1	Engranaje recto1		Steel	
25	1	Engranaje recto2		Steel	
26	1	CASTLE 1717 SENSORED MOTOR STEP AP214		Genérico	
29	6	Tornillo ranurado con cabrestante DIN 404 - M2.5 x 5	DIN 404	Acero, suave	

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN



DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA  
 PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN  
 DEL HOMBRO

**VISTA EXPLOSIONADA LÍNEA  
 DE TRANSMISIÓN**

ESCALA

**1:2**

FECHA:  
6/09/2023

20172103

LINARES WARTHON, MISAEL DAVID

PDH-VE02-A3

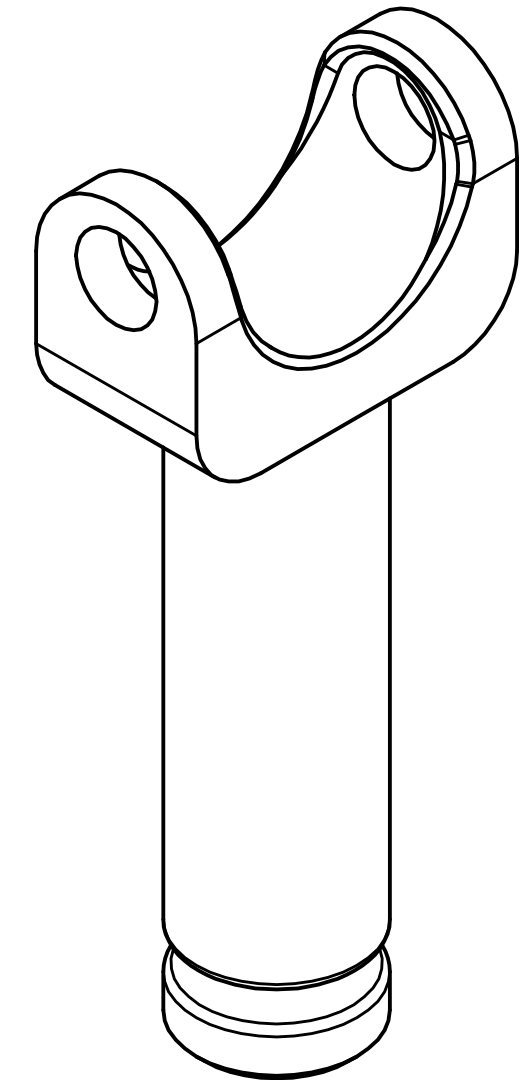
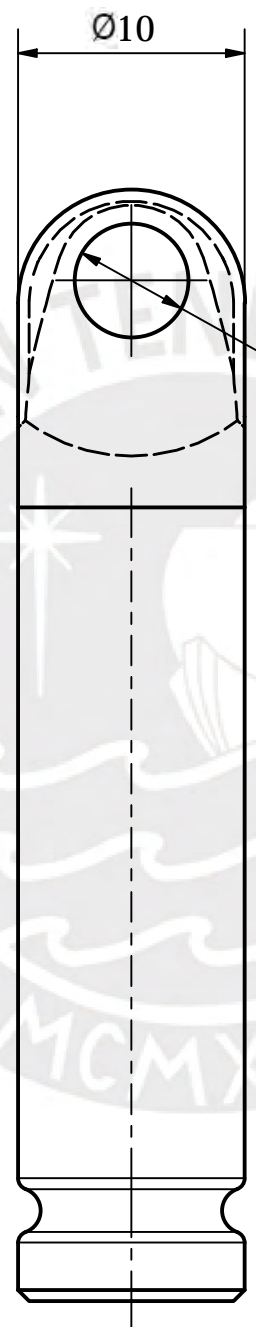
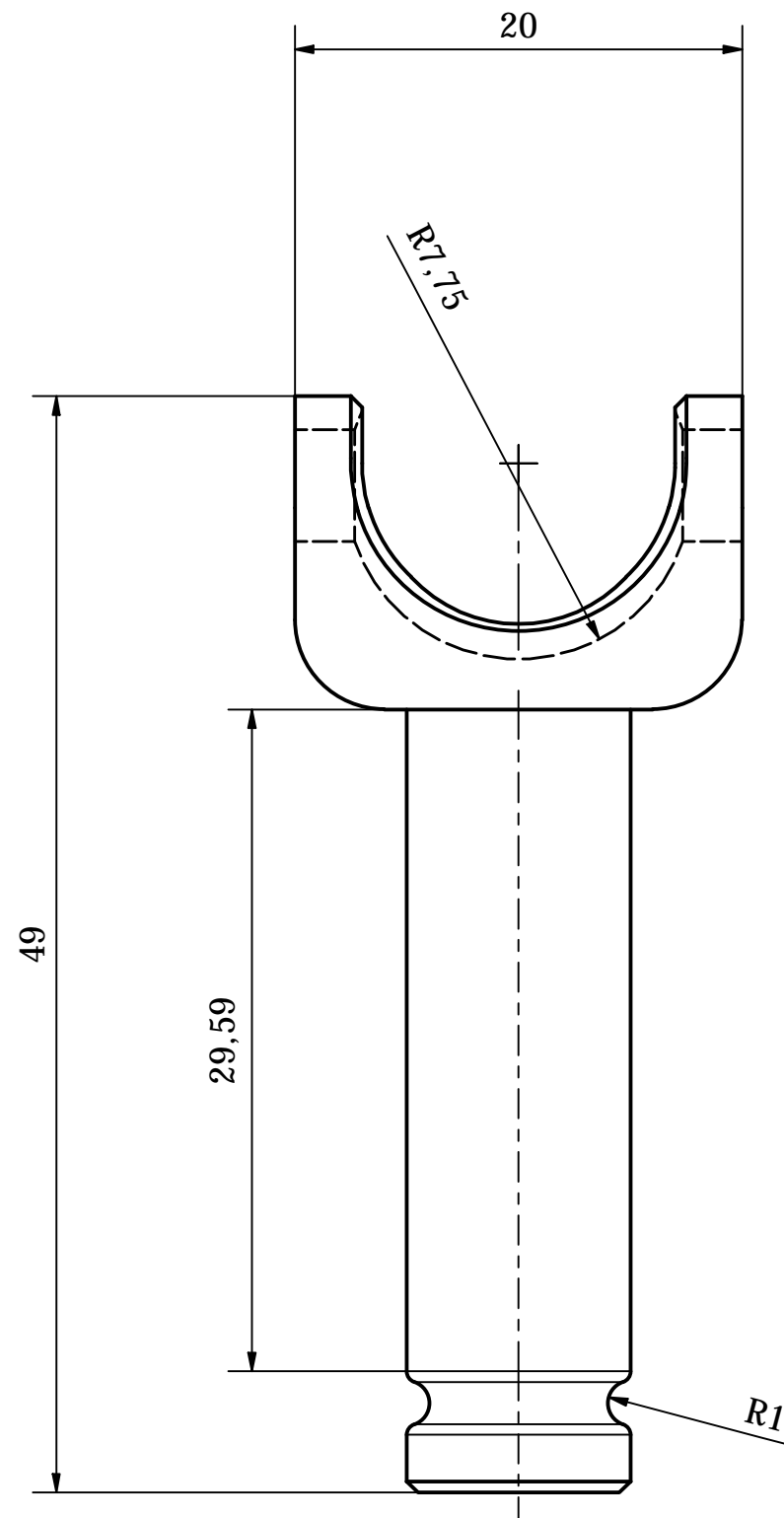
6 5 4 3 2 1

D

C

B

A



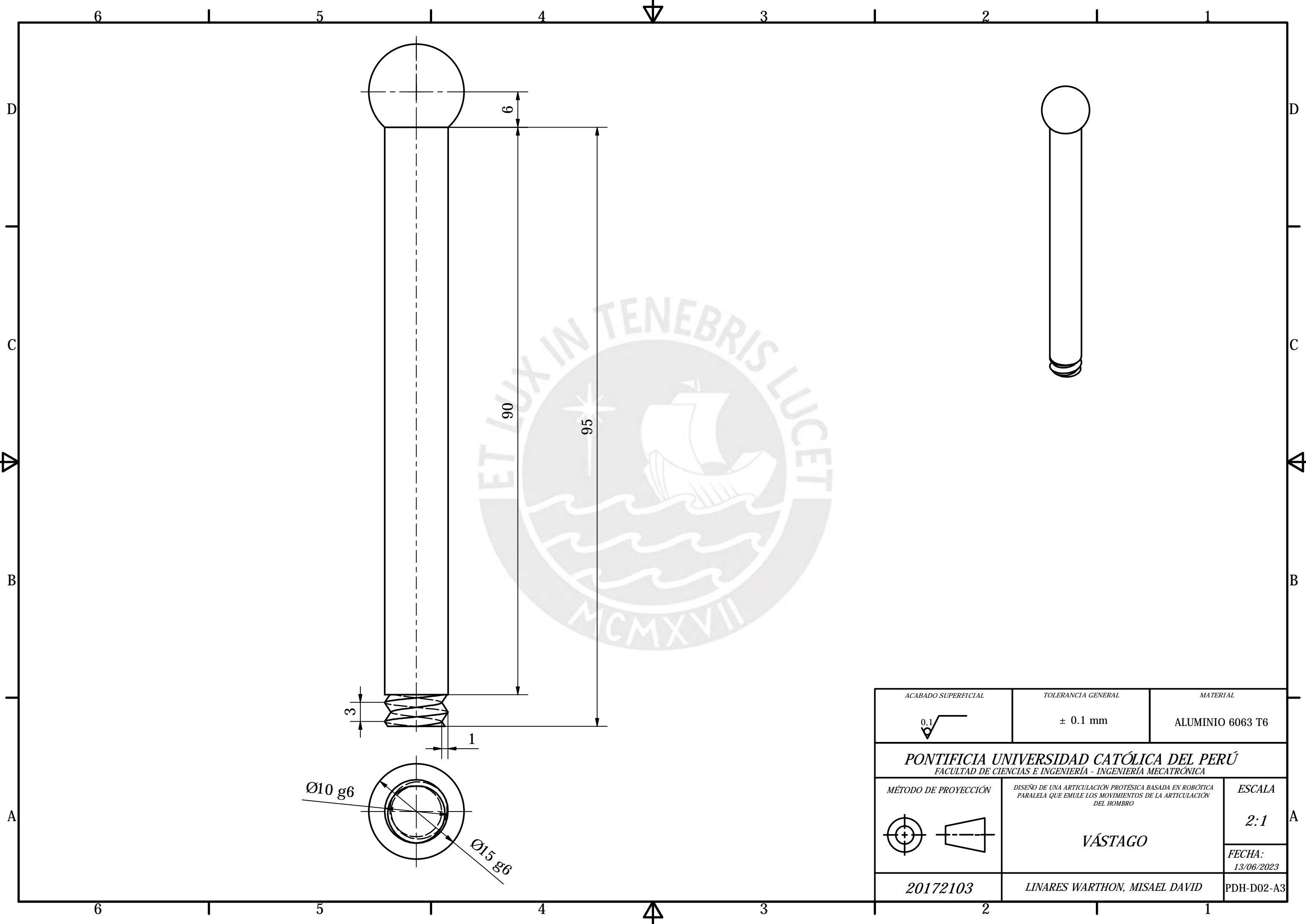
PARÁMETROS DE IMPRESION:  
 ALTURA DE CAPA: 0,15 mm  
 PORCENTAJE DE RELLENO: 40%  
 NUMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

NOTA:  
 -REDONDEOS NO ESPECIFICADOS: R0,5  
 -PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE Ra 25 µm. SE REQUIERE PULIDO O LIJADO DESPUÉS DE LA IMPRESIÓN.

ACABADO SUPERFICIAL 	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA ± 0,3 mm	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA <b>3:1</b>
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 15/11/2023
		PDH-D01-A3

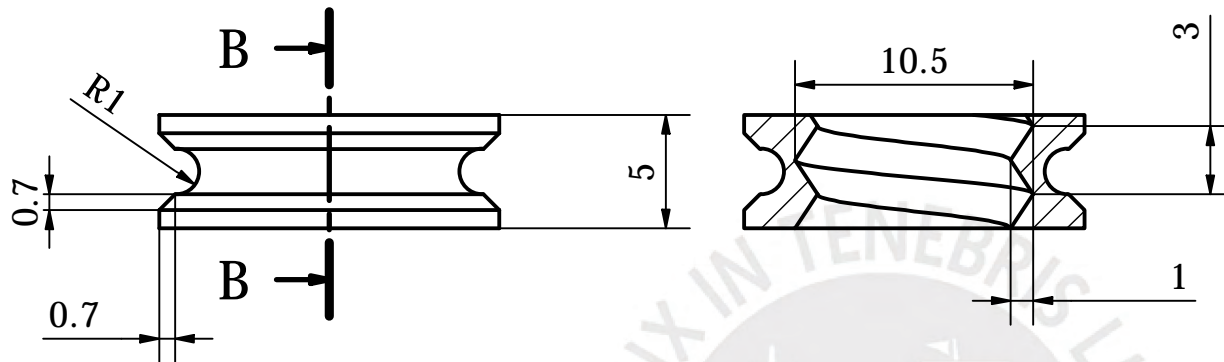
6 5 4 3 2 1



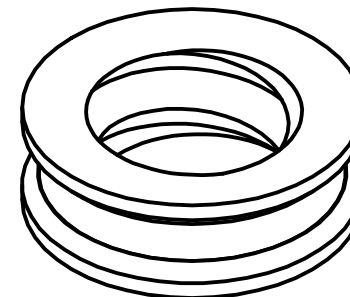


ACABADO SUPERFICIAL 0.1	TOLERANCIA GENERAL $\pm 0.1$ mm	MATERIAL ALUMINIO 6063 T6
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA 2:1
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PDH-D02-A3

**VÁSTAGO**

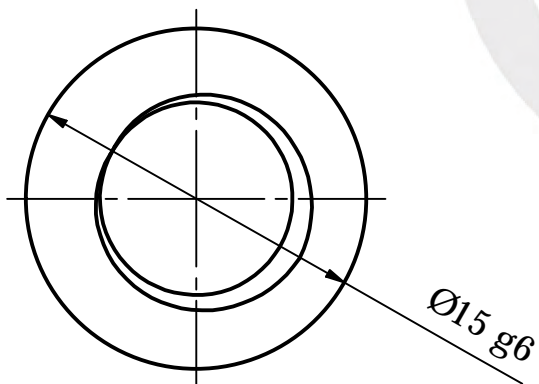


B-B ( 3 : 1 )

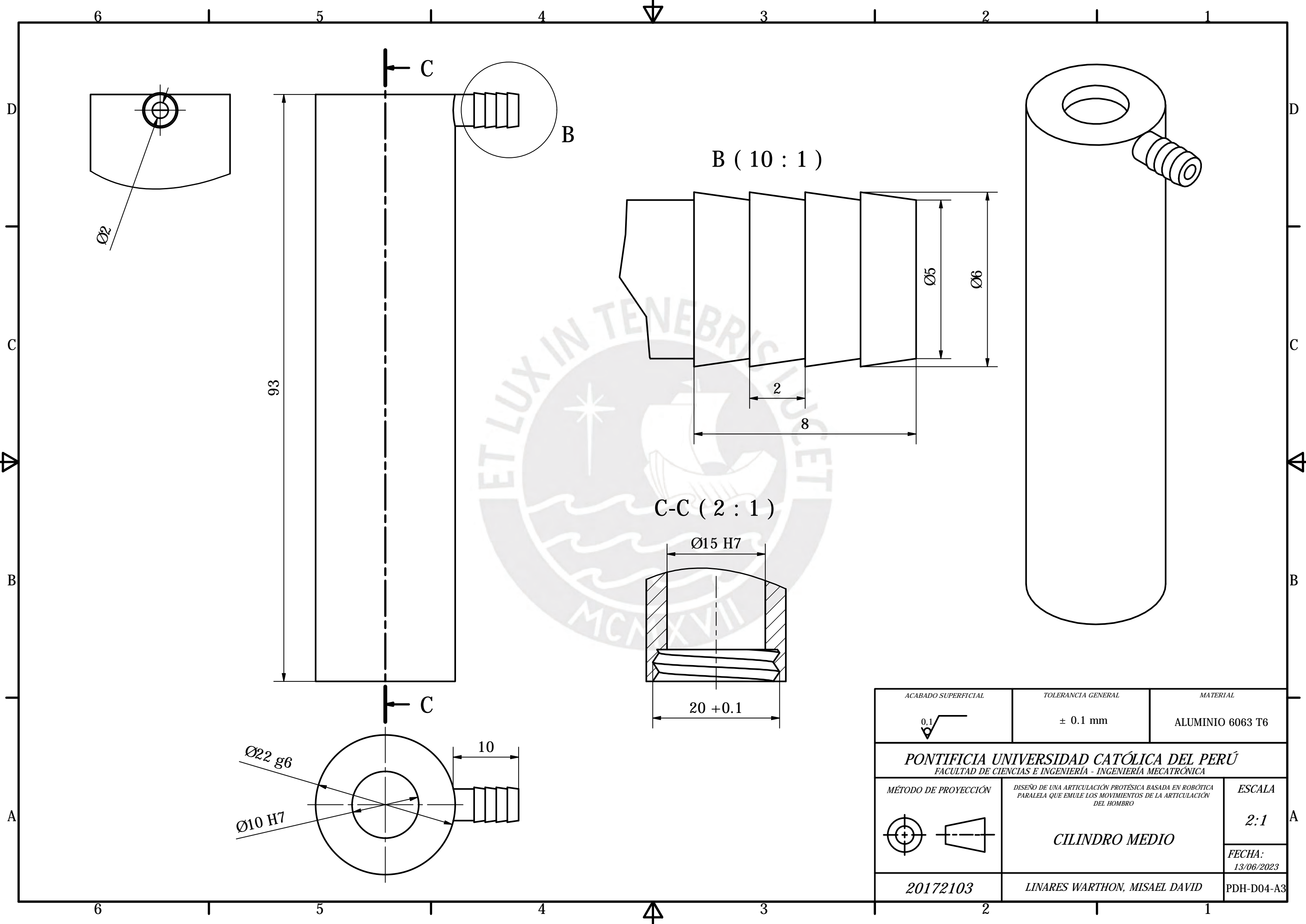


PARÁMETROS DE IMPRESION:  
 ALTURA DE CAPA: 0,15 mm  
 PORCENTAJE DE RELLENO: 60%  
 NUMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

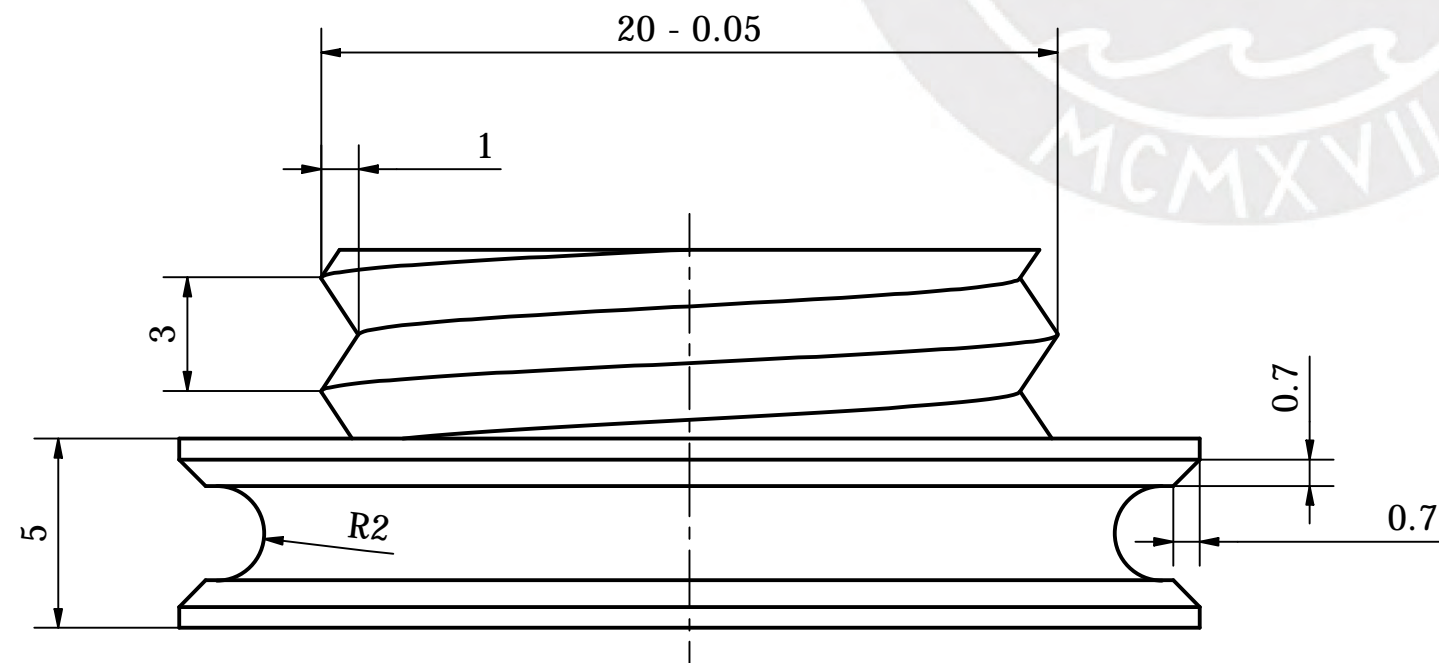
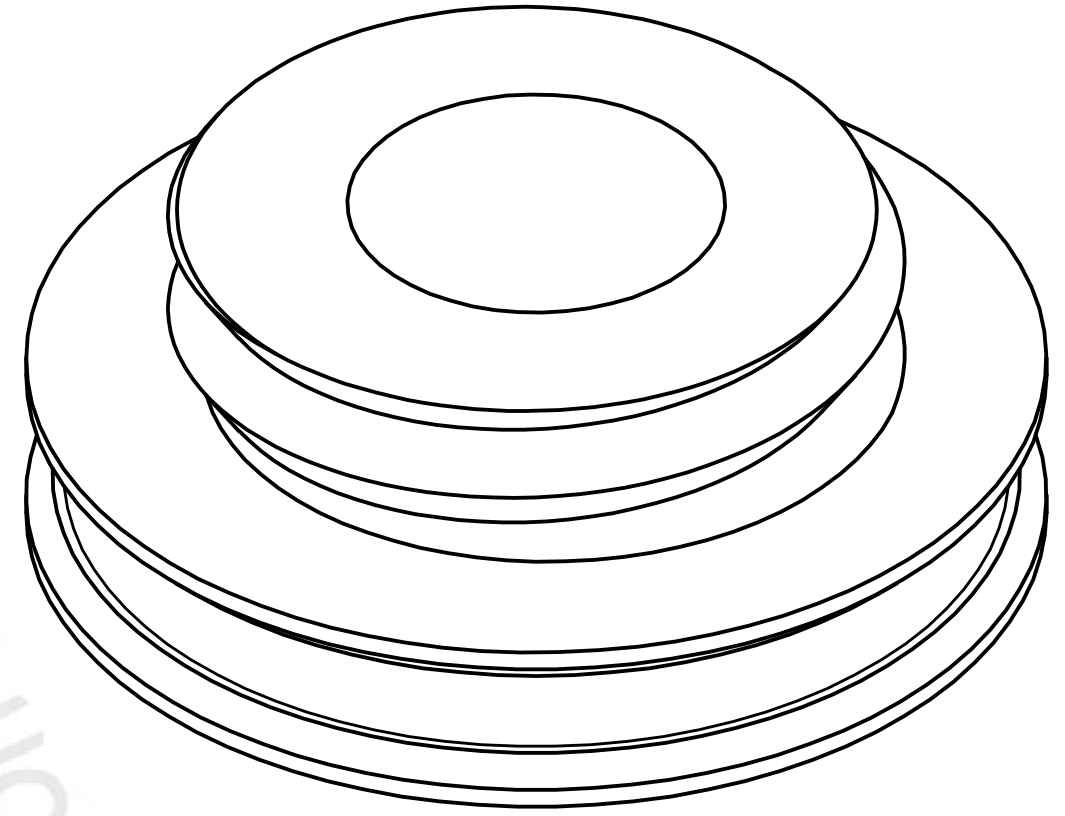
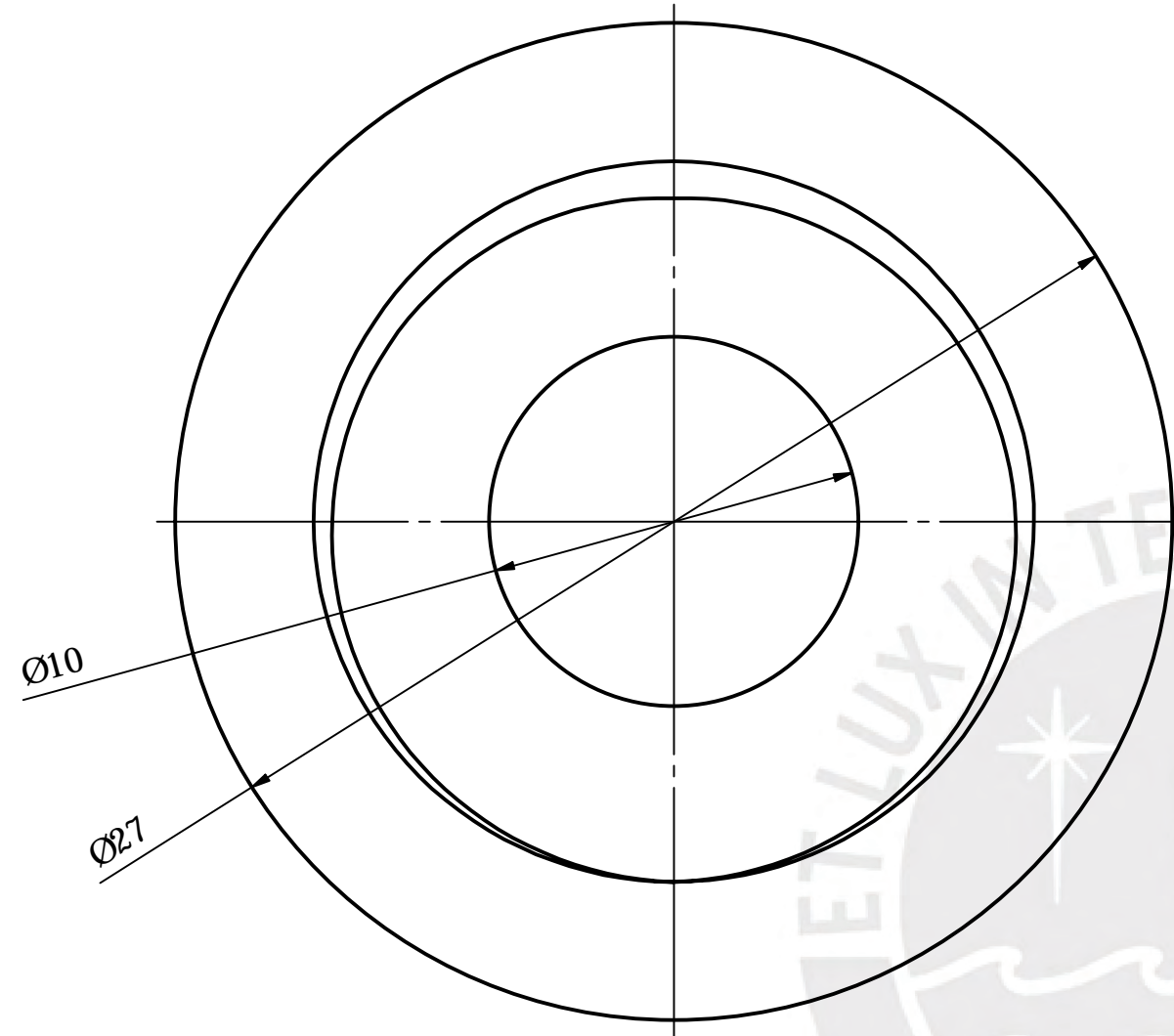
NOTA:  
 PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE  
 Ra 25 µm, SE REQUIERE PULIDO O  
 LIJADO DESPUÉS DE LA  
 IMPRESIÓN.



ACABADO SUPERFICIAL 25 FDM	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA ± 0.3 mm	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO  <b>BASE VÁSTAGO</b>	ESCALA  <b>3:1</b>
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PDH-D03-A4



ACABADO SUPERFICIAL $0.1 \sqrt{\text{ }}$	TOLERANCIA GENERAL $\pm 0.1$ mm	MATERIAL ALUMINIO 6063 T6
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA 2:1
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PDH-D04-A3

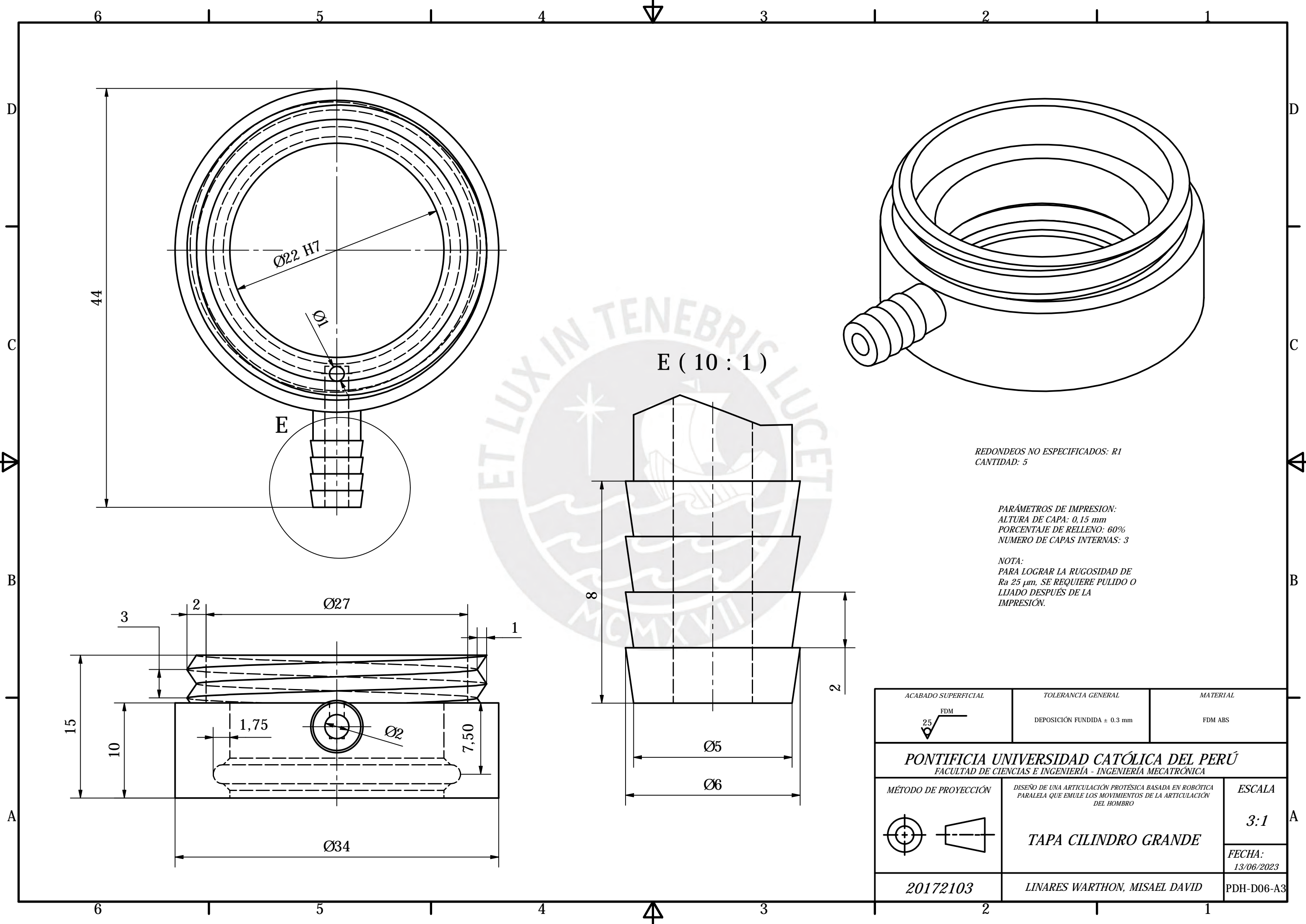


PARÁMETROS DE IMPRESIÓN:  
 ALTURA DE CAPA: 0,15 mm  
 PORCENTAJE DE RELLENO: 60%  
 NUMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

NOTA:  
 PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE  
 $Ra\ 25\ \mu m$ , SE REQUIERE PULIDO O  
 LIJADO DESPUÉS DE LA  
 IMPRESIÓN.

REDONDEOS NO ESPECIFICADOS: R1  
 CANTIDAD: 5

ACABADO SUPERFICIAL 	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA $\pm 0,3\ mm$	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA 5:1
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PDH-D05-A3



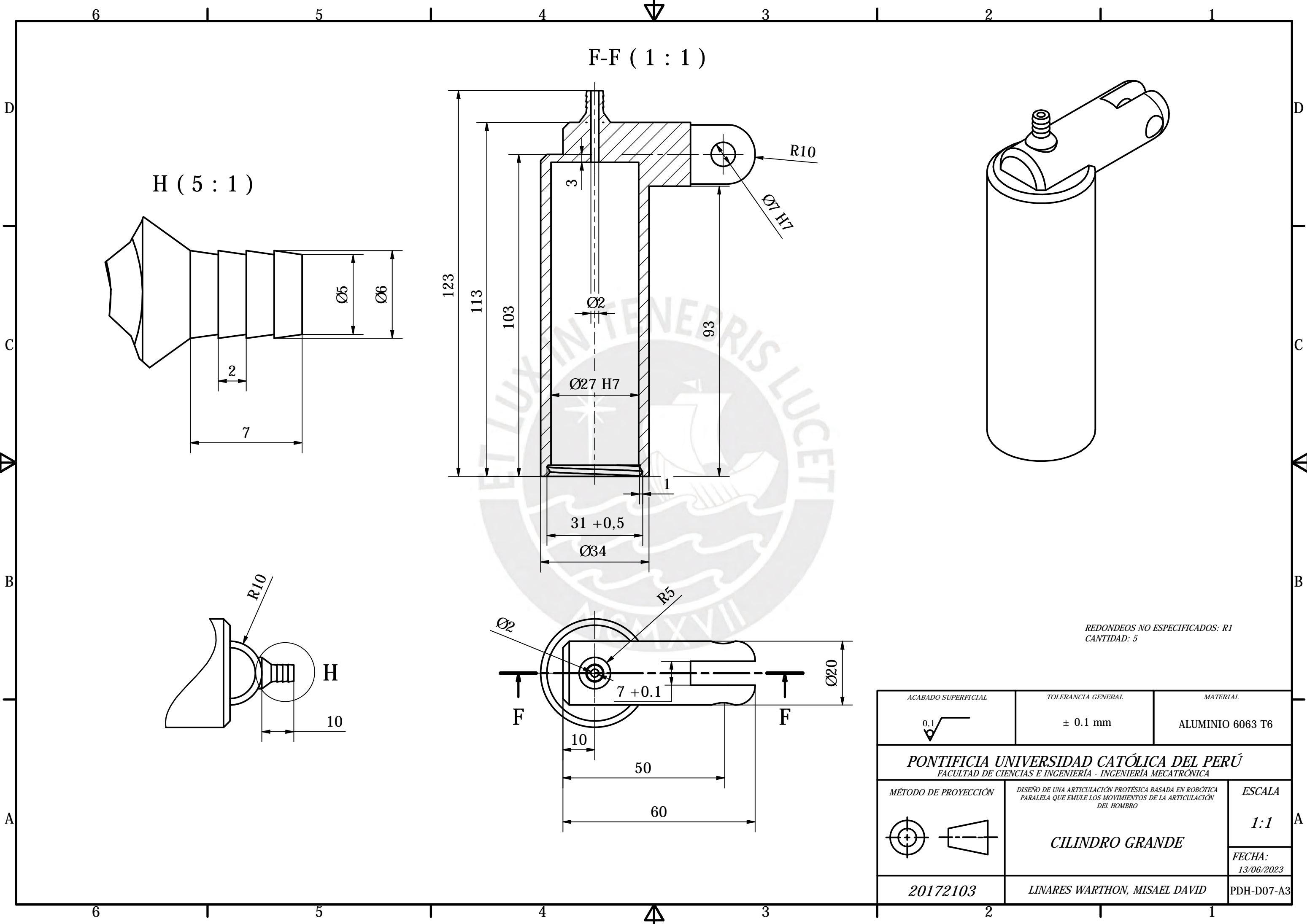
REDONDEOS NO ESPECIFICADOS: R1  
 CANTIDAD: 5

PARÁMETROS DE IMPRESIÓN:  
 ALTURA DE CAPA: 0,15 mm  
 PORCENTAJE DE RELLENO: 60%  
 NUMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

NOTA:  
 PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE  
 Ra 25 µm, SE REQUIERE PULIDO O  
 LIJADO DESPUÉS DE LA  
 IMPRESIÓN.

ACABADO SUPERFICIAL 25 <sup>√</sup> FDM	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA ± 0.3 mm	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA 3:1
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PDH-D06-A3





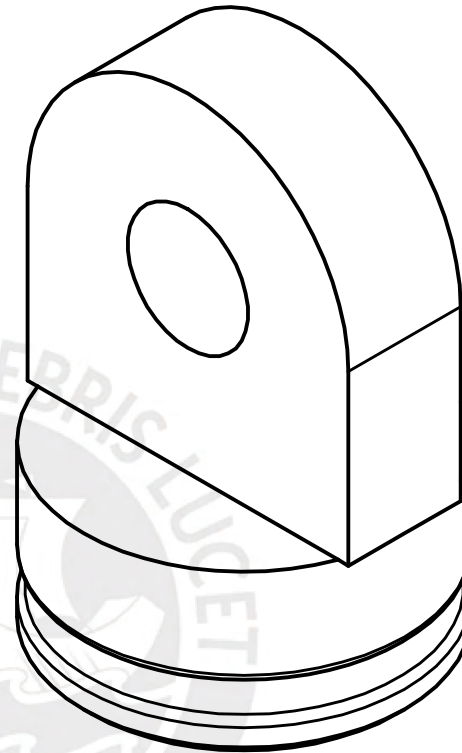
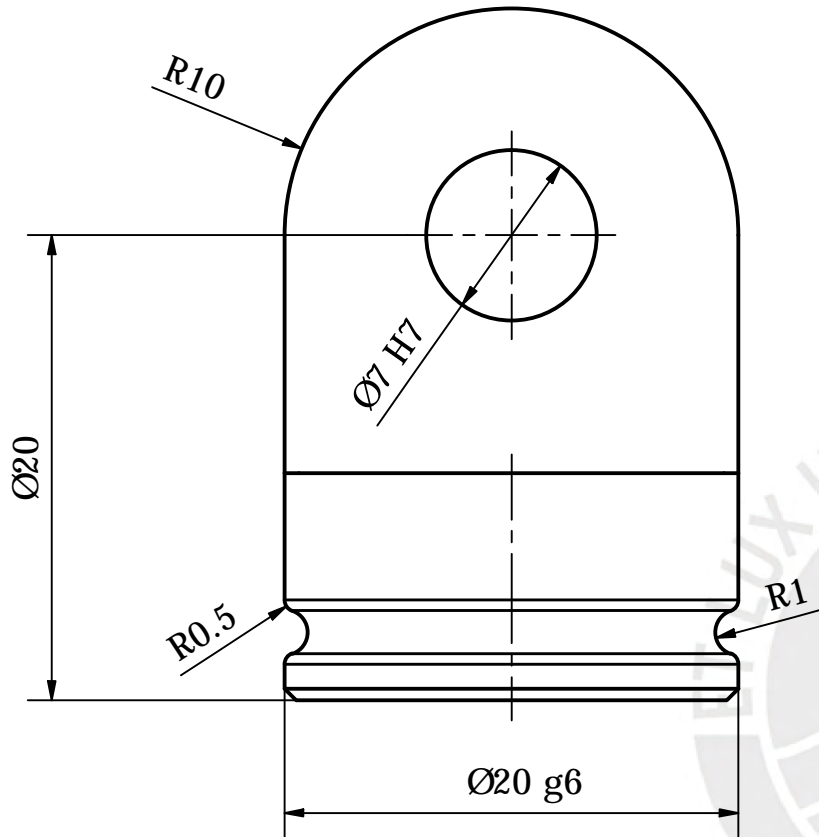
H ( 5 : 1 )

F-F ( 1 : 1 )

REDONDEOS NO ESPECIFICADOS: R1  
CANTIDAD: 5

ACABADO SUPERFICIAL 0,1	TOLERANCIA GENERAL ± 0.1 mm	MATERIAL ALUMINIO 6063 T6
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA 1:1
20172103	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PDH-D07-A3

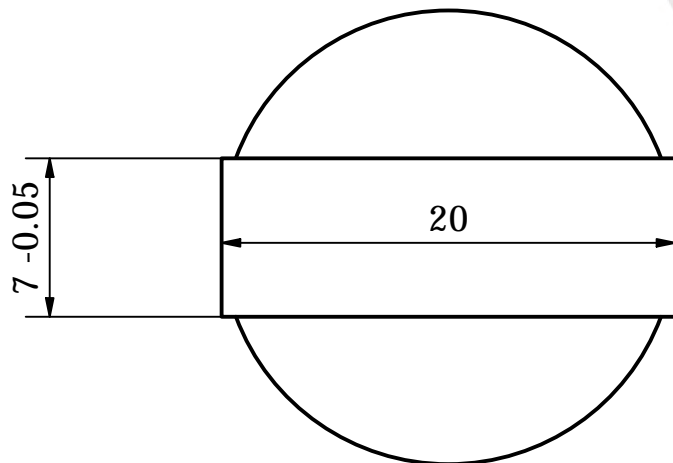
**CILINDRO GRANDE**



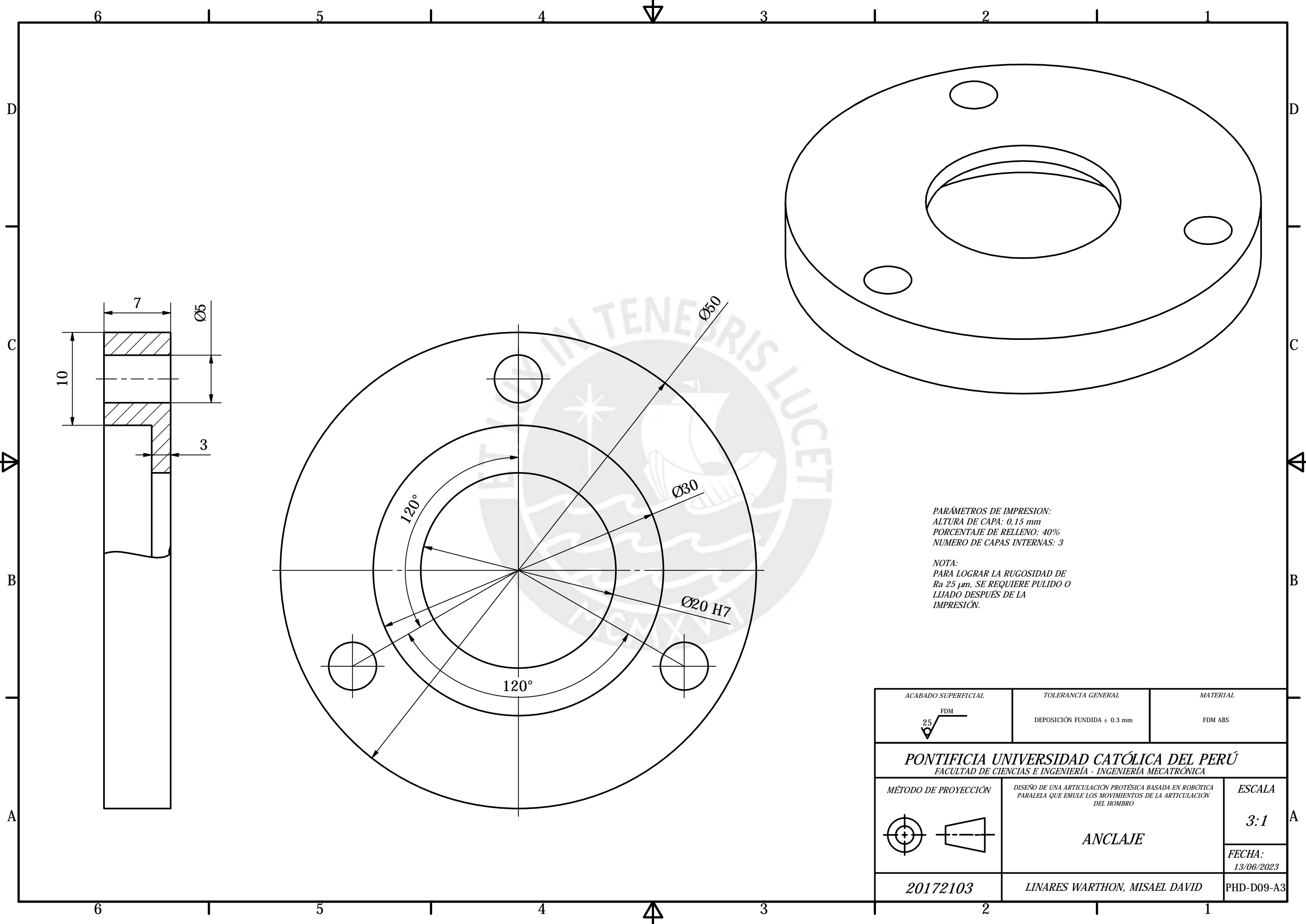
REDONDEOS NO ESPECIFICADOS: R0,5  
CANTIDAD: 5

PARÁMETROS DE IMPRESIÓN:  
ALTURA DE CAPA: 0,15 mm  
PORCENTAJE DE RELLENO: 60%  
NUMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

NOTA:  
PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE  
Ra 25 µm. SE REQUIERE PULIDO O  
LIJADO DESPUÉS DE LA  
IMPRESIÓN.



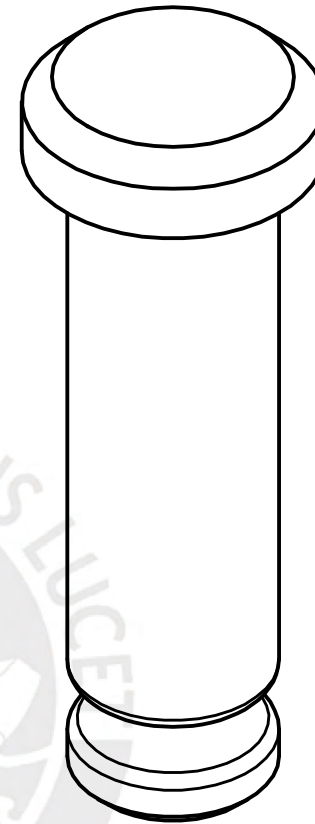
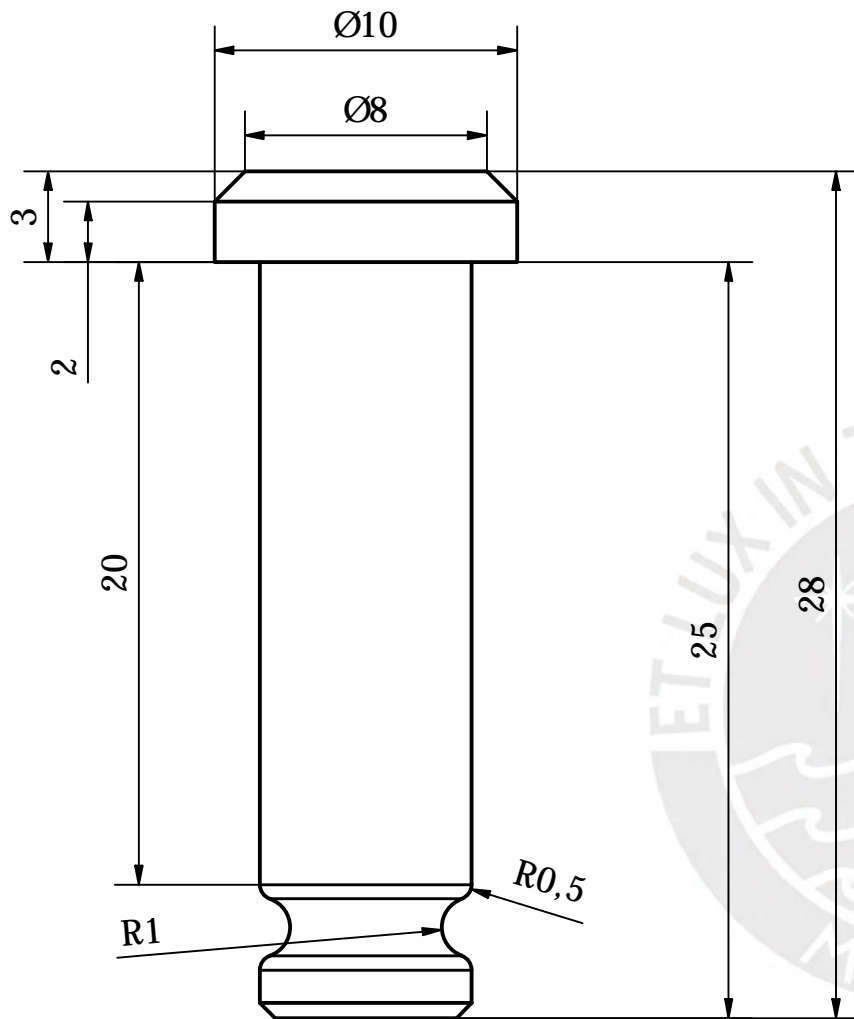
ACABADO SUPERFICIAL FDM 25	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA ± 0.3 mm	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO  <b>BASE GIRATORIA</b>	ESCALA  <b>3:1</b>
20172103	LINARES WARTHON, MISAEEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PHD-D08-A4



PARÁMETROS DE IMPRESIÓN:  
 ALTURA DE CAPA: 0,15 mm  
 PORCENTAJE DE RELLENO: 40%  
 NÚMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

NOTA:  
 PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE  
 $Ra\ 25\ \mu m$ , SE REQUIERE PULIDO O  
 LIJADO DESPUÉS DE LA  
 IMPRESIÓN.

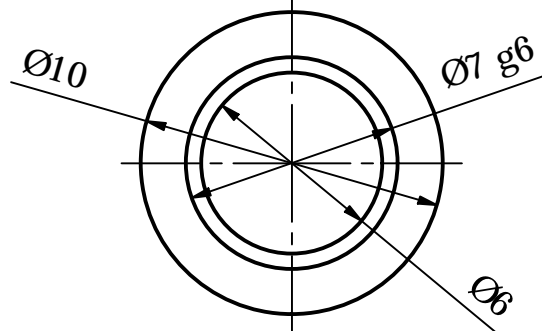
ACABADO SUPERFICIAL 	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA $\pm\ 0.3\ mm$	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA <b>3:1</b>
<b>20172103</b>	LINARES WARTHON, MISAEL DAVID	FECHA: 13/06/2023
		PHD-D09-A3



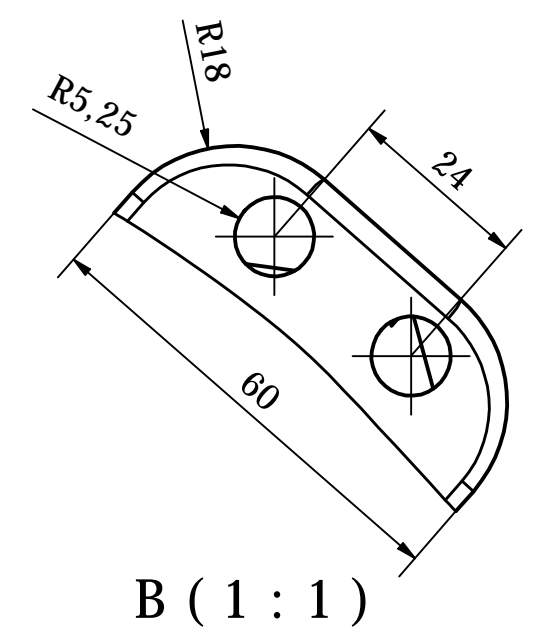
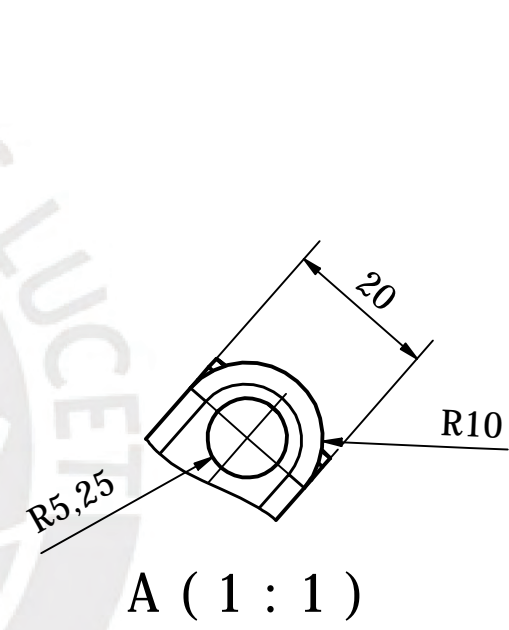
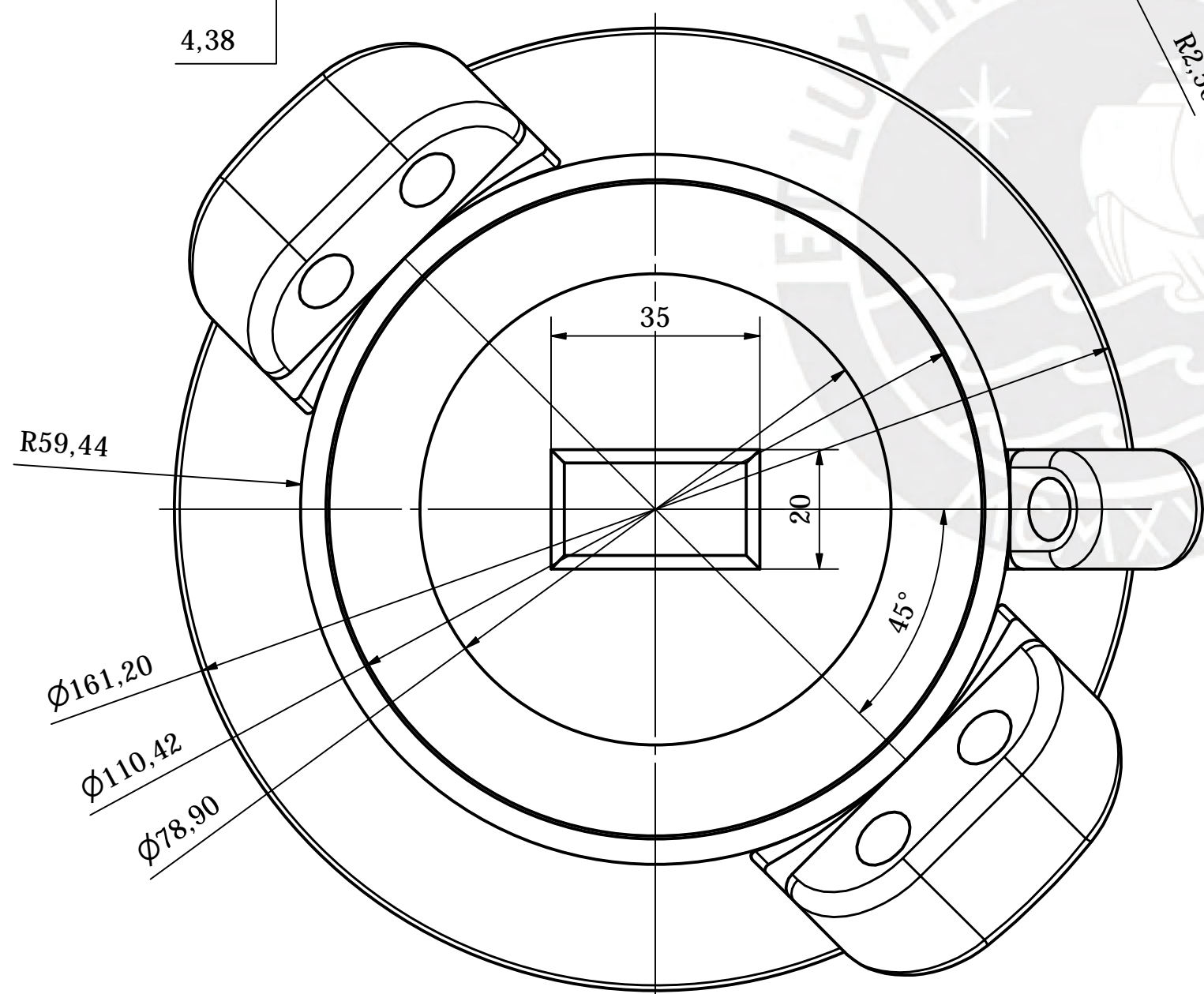
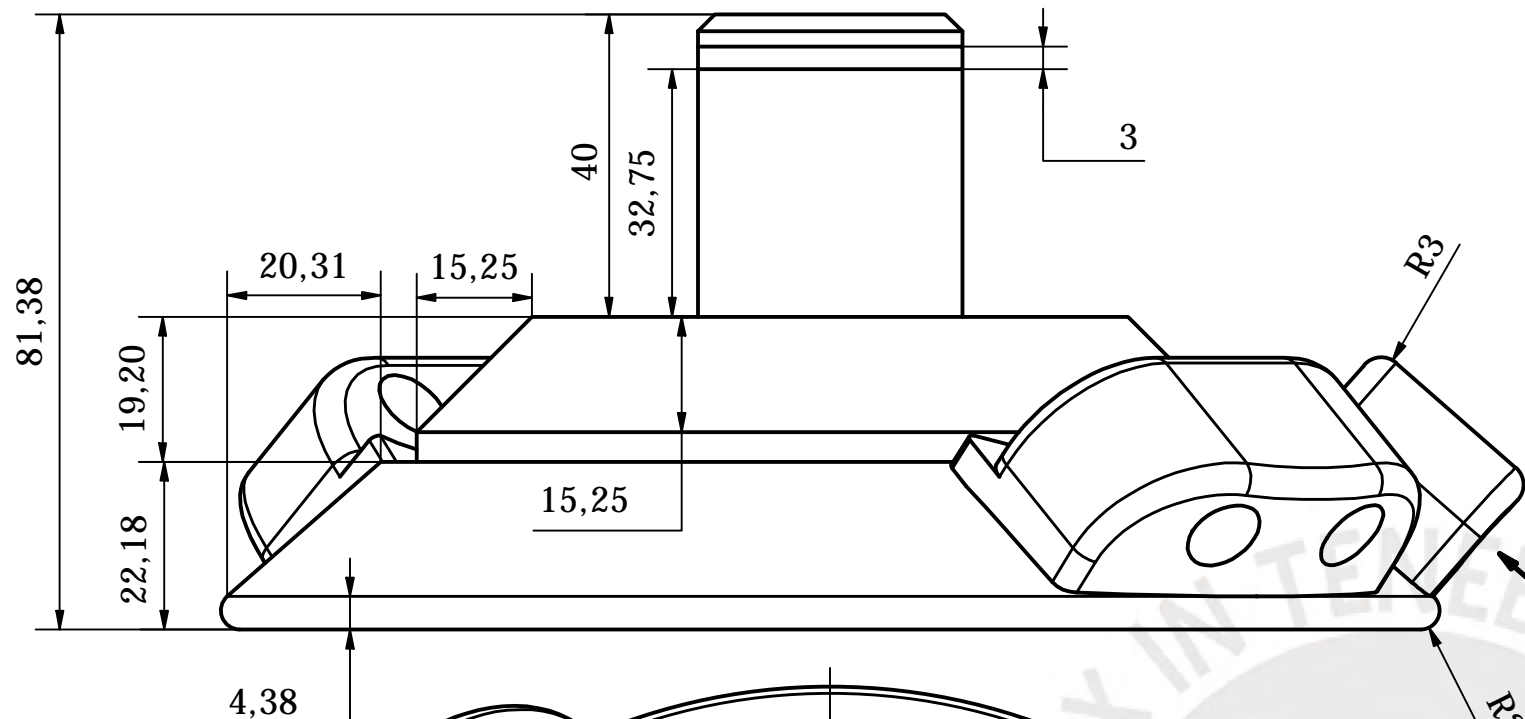
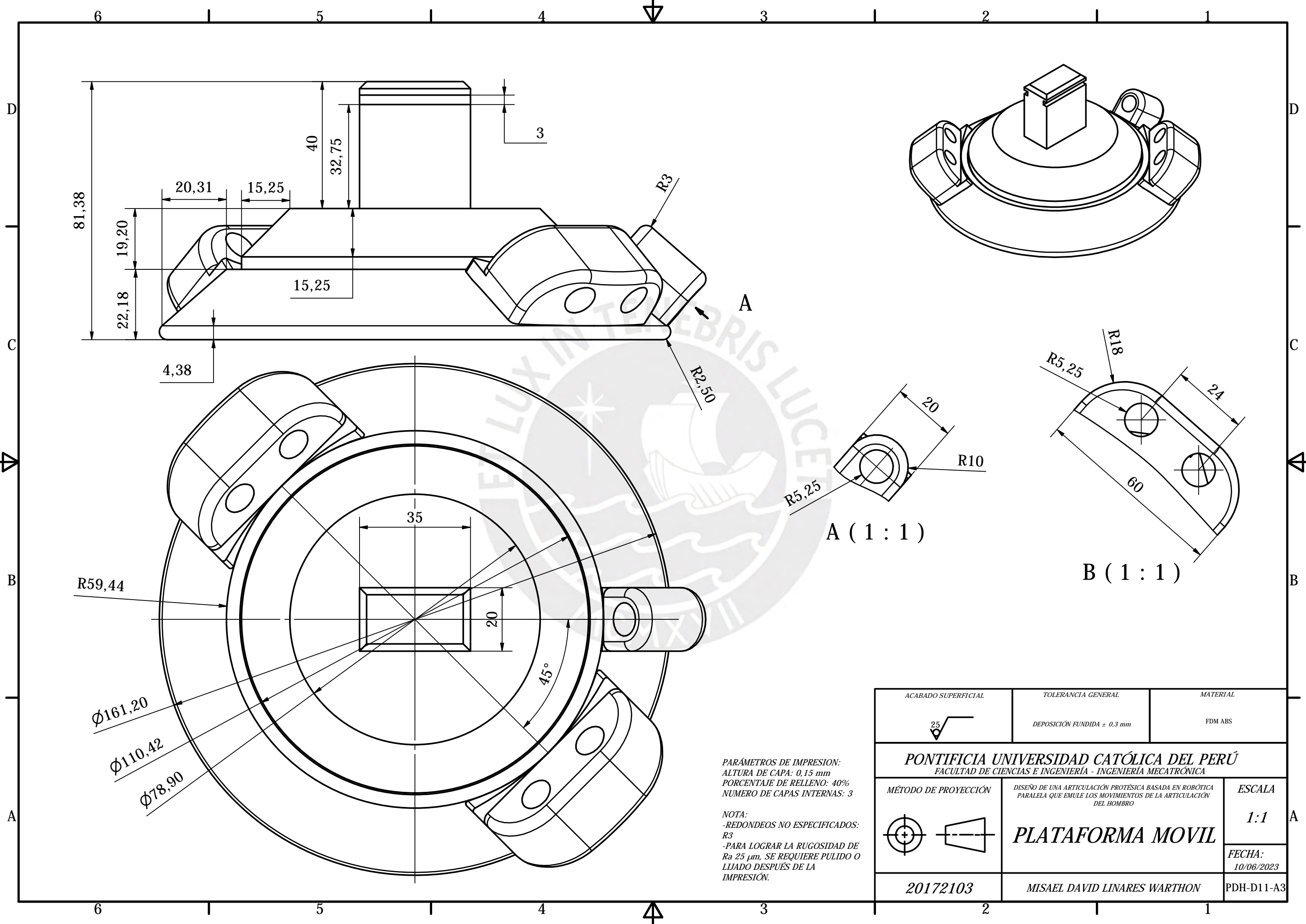
REDONDEOS NO ESPECIFICADOS:  $R0,5$   
CANTIDAD: 5

PARÁMETROS DE IMPRESION:  
ALTURA DE CAPA: 0,15 mm  
PORCENTAJE DE RELLENO: 60%  
NUMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

NOTA:  
PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE  
 $Ra 25 \mu m$ , SE REQUIERE PULIDO O  
LIJADO DESPUÉS DE LA  
IMPRESIÓN.



ACABADO SUPERFICIAL 25 FDM	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA $\pm 0.3$ mm	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO  <b>PIN</b>	ESCALA <b>4:1</b>
20172103	LINARES WARTHON, MISAEAL DAVID	FECHA: 14/06/2023
		PDH-D10-A4

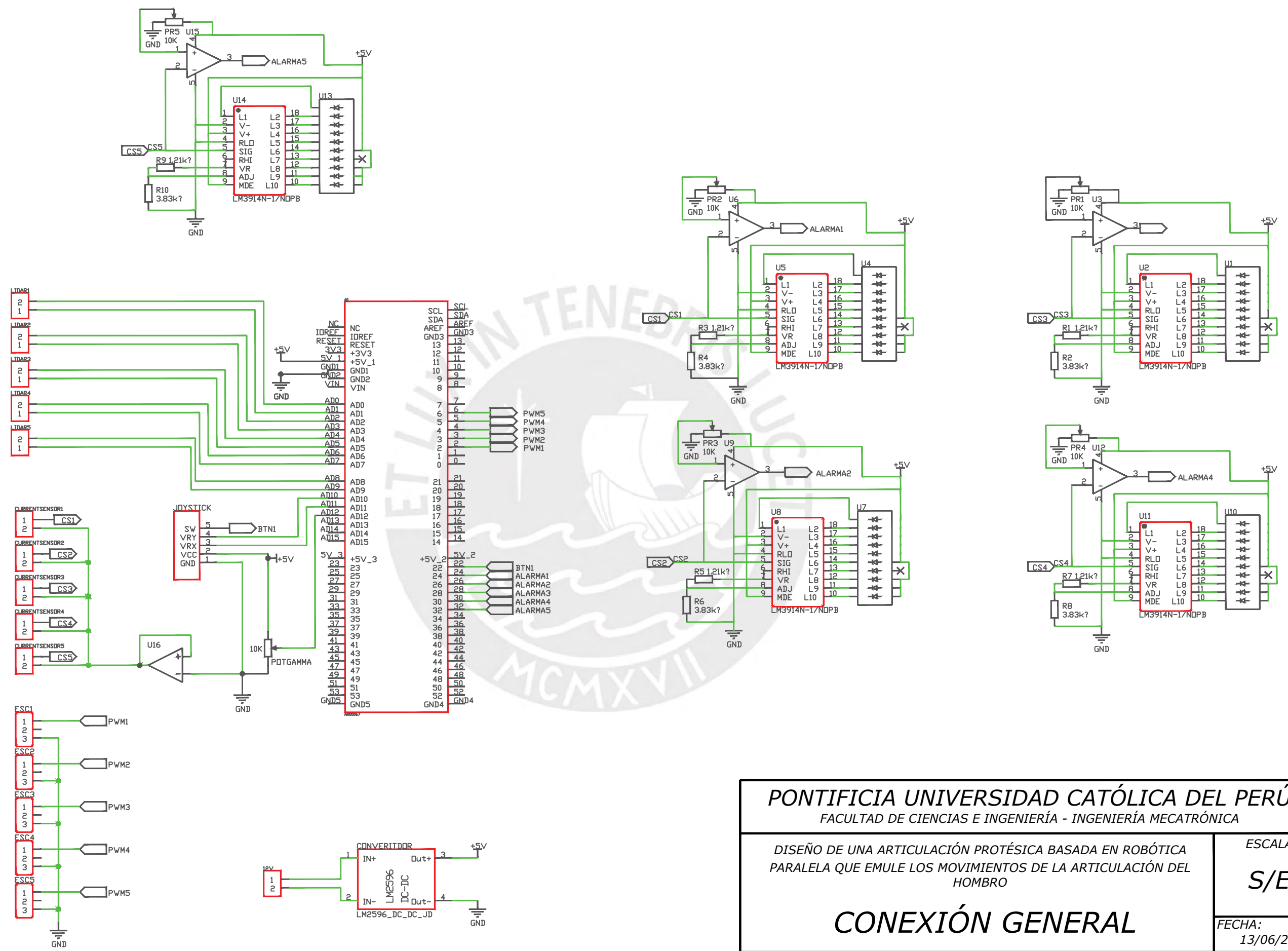


PARÁMETROS DE IMPRESIÓN:  
 ALTURA DE CAPA: 0.15 mm  
 PORCENTAJE DE RELLENO: 40%  
 NUMERO DE CAPAS INTERNAS: 3

NOTA:  
 -REDONDEOS NO ESPECIFICADOS:  
 R3  
 -PARA LOGRAR LA RUGOSIDAD DE  
 Ra 25 µm, SE REQUIERE PULIDO O  
 LLIADO DESPUÉS DE LA  
 IMPRESIÓN.

ACABADO SUPERFICIAL 25	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA ± 0,3 mm	MATERIAL FDM ABS
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	ESCALA 1:1
	<b>PLATAFORMA MOVIL</b>	FECHA: 10/06/2023
20172103	MISAEAL DAVID LINARES WARTHON	PDH-D11-A3





<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA	
DISEÑO DE UNA ARTICULACIÓN PROTÉSICA BASADA EN ROBÓTICA PARALELA QUE EMULE LOS MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	
<b>CONEXIÓN GENERAL</b>	
20172103	LINARES WARTHON, MISAEAL DAVID
ESCALA <b>S/E</b>	
FECHA: 13/06/23	
PLANO: PHD-ELE01-A3	