

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



DISEÑO DE MUÑECA ACTIVA DE 2 GRADOS DE LIBERTAD
PARA PRÓTESIS TRANSRADIAL

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR

John Antonio Pozo Abregú

ASESOR

Dante Angel Elías Giordano

Lima, mayo del 2022



Agradecimiento especial a mi familia y a mi novia, por el apoyo incondicional en todos estos años a lo largo de todo este camino.



Agradezco a FONDECYT de CONCYTEC quienes han financiado el desarrollo de esta Tesis a través del Fondo de Investigación Básica y Aplicada “Implementación de una prótesis mioeléctrica de miembro superior transradial con control de fuerza y sistema de retroalimentación háptica” con Convenio de Financiamiento 160-2015.

Agradezco al Grupo de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada de la Pontificia Universidad Católica del Perú por sus consejos y apoyo durante todo este proceso.

RESUMEN

En el presente trabajo se presenta el diseño mecatrónico de una muñeca de dos grados de libertad para una prótesis mioeléctrica transradial, que permita al usuario realizar los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación; y con una capacidad de carga de 500 gramos en la palma de la mano de la prótesis. Estos movimientos son los más requeridos en prótesis comerciales existentes.

El sistema diseñado cuenta con dos motores DC, uno para cada tipo de movimiento. En la transmisión de potencia, se usó un mecanismo de tornillo sinfín-corona para el movimiento de flexión-extensión y una transmisión mediante engranajes helicoidales para el movimiento pronación-supinación.

El diseño completo está desarrollado de manera que se pueda ensamblar con la palma de mano del proyecto de “Prótesis mioeléctrica de mano de 4 grados de libertad con algoritmo de control de fuerza independiente en los dedos” que se desarrolla dentro del Círculo de Investigación de Contrato N°206-2015 FONDECYT.

Las simulaciones para corroborar las deformaciones y esfuerzos de los diferentes elementos se han realizado mediante el software AutoCAD Inventor por medio del método de elementos finitos, lo que ha permitido validar el diseño de las piezas.

El costo estimado de diseño y fabricación de la muñeca para la prótesis mioeléctrica transradial del Contrato N°206-2015 FONDECYT, y todo esto integrado en la mano protésica, es de S/. 9,000 aproximadamente.

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS
ÍNDICE DE FIGURAS
LISTA DE SÍMBOLOS

INTRODUCCIÓN	1
1. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	4
1.1 ANATOMÍA DE LA MUÑECA Y EL BRAZO	7
1.1.1 El brazo	7
1.1.2 El antebrazo	7
1.1.3 La mano	8
1.2 ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA Y SUS MOVIMIENTOS	9
1.3 PRÓTESIS DE MUÑECA	10
1.3.1 Según el método de articulación	11
1.3.2 Según el tipo de unión	11
1.3.3 Según el tipo de mecanismo	12
1.4 PRÓTESIS DE MUÑECA ACTIVA	13
1.4.1 Prótesis Comerciales	13
i) Prótesis con mano Michelangelo de OrtopediaErgo	13
ii) Mano Michelangelo de ottobock	14
iii) Bebionic 3	14
iv) Mano I-Limb ultra	15
1.4.2 Diseños de muñeca en desarrollo	16
i) Diseño de muñeca de Abd Razak	16
ii) Two-degree- of-freedom powered prosthetic wrist	16
iii) Bio-inspired mechanical design of a tendon-driven dexterous prosthetic hand	17
iv) Dexterous mechanism design for an anthropomorphic artificial hand	18
1.5 ACTUADORES Y SENSORES	20
1.5.1 Actuadores	20
i) Actuadores Convencionales	20
ii) Actuadores no Convencionales	21
1.5.2 Sensores	22
i) Sensores Piezorresistivos	22
ii) Sensor Piezoeléctrico	23
iii) Sensores Capacitivos	23
iv) Strain Gauges	23
v) Multi-sensores	23
2. DISEÑO CONCEPTUAL	25
2.1 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA	25
2.2 ESTRUCTURA DE FUNCIONES	29
2.3 DIAGRAMA DE FUNCIONES	30
2.1 CONCEPTOS DE SOLUCIÓN	32
2.4.1 Matriz Morfológica	32
2.4.2 Alternativas de Solución	34
2.4.3 Evaluación de Soluciones	37
3. INGENIERÍA DE DETALLE DEL SISTEMA MECATRÓNICO	40
3.1 CÁLCULOS PRELIMINARES PARA EL SISTEMA MECÁNICO	42

3.1.1	Análisis de elementos para flexión/extensión	42
3.1.1.1	Estimación del torque generado en la muñeca	42
3.1.1.2	Estimación de la geometría del elemento de unión para flexión/extensión	47
3.1.1.3	Transmisión de potencia tornillo sin fin corona	54
3.1.2	Análisis de elementos para pronación/supinación	55
3.1.2.1	Estimación del torque generado en la muñeca	56
3.1.2.2	Transmisión de potencia de engranajes	57
3.1.3	Selección de motores	58
3.2	DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO	60
3.2.1	Diseño de elementos para flexión/extensión	61
3.2.2	Diseño de elementos para pronación/supinación	62
3.2.3	Simulaciones	64
3.2.3.1	Simulación del cilindro medio	64
3.2.3.2	Simulación del cilindro inferior macho	67
3.2.3.3	Simulación de la tapa para flexión-extensión	70
3.2.3.4	Simulación de la tapa para pronación-supinación	72
3.3	SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	74
3.3.1	Algoritmo y lógica de control	75
3.3.1.1	Programa Principal	76
3.3.1.2	Movimiento flexión-extensión	77
3.3.1.3	Movimiento pronación-supinación	78
3.3.2	Dispositivos electrónicos para el sistema de control	79
3.3.2.1	Selección de sensores	79
3.3.2.2	Selección de controlador principal	81
3.3.2.3	Selección de controlador para motores	82
4.	PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS	84
4.1	PLANOS DEL SISTEMA	84
4.2	ESTIMACIÓN DE COSTOS DE DESARROLLO Y FABRICACIÓN	85
	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	88
	CONCLUSIONES	89
	BIBLIOGRAFÍA	90
	ANEXOS	92

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Estadísticas de amputaciones en EEUU según la causa	5
Tabla 1.2. Características demográficas en el paciente amputado en el INR	6
Tabla 1.3. Características clínicas de los pacientes	6
Tabla 1.4. Características de las diferentes prótesis de muñeca presentadas	19
Tabla 1.5 Tabla comparativa entre los sensores.	24
Tabla 2.1 Requerimientos del Sistema	28
Tabla 2.2 - Matriz morfológica de funciones mecánicas	33
Tabla 2.3 - Matriz morfológica de funciones electrónicas y de control	34
Tabla 2.1 Evaluación Técnica	38
Tabla 2.2 Evaluación Económica	38
Tabla 2.3 Reordenamiento de Datos	38
Tabla 3.1 Potencia de motores por cada movimiento	59
Tabla 3.2 Características de controladores	82
Tabla 4.1 Relación de planos	85
Tabla 4.2 Costos de investigación y diseño	85
Tabla 4.3 Costos de implementación del sistema mecánico	86
Tabla 4.4 Costos de implementación del sistema electrónico	86
Tabla 4.5 Costos de Fabricación e Implementación	87

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Esqueleto del brazo	8
Figura 1.2 Anatomía de los huesos de la mano	9
Figura 1.3 Movimientos de la muñeca	10
Figura 1.4 Tipos de uniones mecánicas	12
Figura 1.5 PKM Tricept T805	13
Figura 1.6 Prótesis con mano Michelangelo	14
Figura 1.7 Mano Michelangelo de ottobock	14
Figura 1.8 Prótesis bebionic 3	15
Figura 1.9 Mano I-Lumb ultra	15
Figura 1.10 muñeca de Abd Razak	16
Figura 1.11 movimientos de la muñeca	17
Figura 1.12 Diseño en AutoCAD del brazo de Controzzi	18
Figura 1.13 Diseño de la muñeca de la Universidad de Osaka	19
Figura 1.14 Componentes de un motor DC con escobillas	21
Figura 1.15 Componentes de un motor DC sin escobillas	21
Figura 1.16 Funcionamiento de materiales piezoeléctricos	22
Figura 2.1 Estructura de Funciones de un sistema mecatrónico	29
Figura 2.2 Diagrama de Funciones	31
Figura 2.3 Concepto de solución 1	35
Figura 2.4 Concepto de solución 2	36
Figura 2.5 Concepto de solución 3	37
Figura 2.6 Evaluación Técnica-Económica	39
Figura 3.1 Partes de la Prótesis	40
Figura 3.2 Ensamble total de la Prótesis	41
Figura 3.3 Mecanismo piñón-cremallera circular	41
Figura 3.4 Distancias del centro de masa de la botella a la recta o eje de flexión-extensión	42
Figura 3.5 Velocidad angular vs tiempo	43
Figura 3.6 Modelo del sistema de la prótesis (mano con botella)	45
Figura 3.7 Fuerzas y Momentos en el centro de gravedad	46
Figura 3.8 eje en estado crítico	48
Figura 3.9 Análisis de eje en estado crítico	48
Figura 3.10 Análisis de eje en estado crítico. Vista isométrica	48
Figura 3.11 Fuerzas en el eje flexión-extensión	49
Figura 3.12 DFC en el plano XZ	51
Figura 3.13 DMF en el plano XZ	51
Figura 3.14 DFC en el plano XY	52
Figura 3.15 DMF en el plaxo XY	52
Figura 3.16 Modelamiento del sistema	56
Figura 3.17 Especificaciones del motor Maxon 226784	59
Figura 3.18 Dimensiones del motor Maxon 226784	59
Figura 3.19 Especificaciones del motor Maxon DCX 19 S	60
Figura 3.20 Dimensiones del motor Maxon DCX 19 S	60
Figura 3.21 Ensamble de elementos para flexión/extensión	61
Figura 3.22 Posición del eje respecto al cilindro medio y la palma	62
Figura 3.23 Posición del motor respecto al cilindro medio	62
Figura 3.24 Ensamble de elementos para pronación/supinación	63
Figura 3.25 Transmisión de potencia para el movimiento pronación/supinación	63
Figura 3.26 Posición del motor respecto al cilindro medio	64

Figura 3.27 Fuerzas en el cilindro medio	65
Figura 3.28 Esfuerzo de Von Misses en el cilindro medio	66
Figura 3.29 Desplazamientos y deformaciones en el cilindro medio	66
Figura 3.30 Factores de seguridad en el cilindro medio	67
Figura 3.31 Fuerzas y mallado del cilindro inferior macho	68
Figura 3.32 Esfuerzo de Von Misses en el cilindro inferior macho	69
Figura 3.33 Desplazamientos y deformaciones en el cilindro inferior macho	69
Figura 3.34 Factores de seguridad en el cilindro inferior macho	69
Figura 3.35 Esfuerzo de Von Misses en la tapa para flexión-extensión	71
Figura 3.36 Desplazamientos y deformaciones en la tapa para flexión-extensión	71
Figura 3.37 Factores de seguridad en la tapa para pronación-supinación	72
Figura 3.38 Esfuerzo de Von Misses en la tapa para pronación-supinación	73
Figura 3.39 Desplazamientos y deformaciones en la tapa pronación-supinación	73
Figura 3.40 Factores de seguridad en la tapa pronación-supinación	74
Figura 3.41 Esquema general de conexiones entre el sistema de control y el dispositivo	75
Figura 3.42 Diagrama de flujo del programa principal	76
Figura 3.43 Diagrama de flujo de la subrutina para el movimiento flexión-extensión	77
Figura 3.44 Diagrama de flujo de la subrutina para el movimiento pronación-supinación	78
Figura 3.45 Esquemático del sensor MLX90316 para una salida analógica	80
Figura 3.46 Tarjeta electrónica propuesta con dimensiones	80
Figura 3.47 Cuadro de entradas y salidas del sistema	81
Figura 3.48 Diagrama detallado del circuito interno	83

INTRODUCCIÓN

Amputación es la ausencia de una parte o toda la extremidad, de causa traumática o no traumática. Esta deficiencia anatómica se acompaña de disminución de la capacidad funcional de la persona alterando su rol en la sociedad, además del indudable impacto psicológico, personal y familiar [Zambudio, 2009].

Un gran número de personas sufre la amputación de distintas partes de algún miembro sea superior o inferior debido a distintos tipos de problemas entre los que se destacan complicaciones en el sistema vascular (causadas sobre todo por la diabetes), cáncer o traumatismo severo¹. Si bien la tasa de amputaciones por cáncer o traumatismo está disminuyendo, la tasa de amputaciones vasculares va en aumento; esto debido al aumento de la presencia de diabetes en personas jóvenes. En consecuencia, las personas que sufren de amputaciones, se ven en la necesidad de encontrar soluciones que les permitan poder vivir de manera plena y no verse limitados en las actividades diarias que tengan que realizar. Una de estas soluciones es el desarrollo de prótesis, las que deben contar con la capacidad de reproducir los movimientos de las partes amputadas con un gran grado de eficiencia y a su vez tienen que ser cómodas para el uso.

Existen un gran número y tipos de equipos y prótesis en el mercado para cumplir esta función. Las prótesis se pueden clasificar según el nivel de amputación (desarticulados, prótesis debajo del codo y prótesis arriba del codo), material constitutivo (mecánicas, electrónicas, mioeléctricas, híbridas) y según su función (cosméticas y activas).

Es así que la problemática mencionada está siendo abordada en la PUCP a través del proyecto de investigación “Prótesis mioeléctrica de mano de 4 grados de libertad con algoritmo de control de fuerza independiente en los dedos”. En este proyecto se propone una prótesis del tipo mioeléctrico, lo que significa que será accionada mediante sensores que reconocerán las propiedades electromotrices de los músculos del usuario para así poder predecir la acción que este quiere realizar. El desarrollo de este proyecto, al ser

¹ National Limb Loss Information Center, 2016 (http://www.amputee-coalition.org/spanish/fact_sheets/amp_stats_cause.html)

muy extenso y abarcar muchos temas, será desarrollado por un grupo multidisciplinario de personas con distintas especialidades. Es en este contexto que en este documento se propone el desarrollo de una muñeca activa para prótesis transradial de 2 DOFs².

El propósito principal de esta tesis es diseñar un mecanismo de muñeca activa para prótesis transradial de 2 DOFs (prono-supinación y flexión-extensión) antropomorfo³ que permita al usuario la realización de acciones cotidianas sin mayor complicación, dándole sensación de naturalidad a los movimientos. El mecanismo a diseñar debe ser capaz de soportar el peso de una mano humana promedio que es aproximadamente 500 gr [Lefton, 2009] así como el peso de una carga adicional de 500 gr.

Al término de este documento se tendrá como resultado el diseño mecánico de una prótesis de muñeca antropomorfa validada mediante cálculos y simulaciones de ingeniería, así como una propuesta de sistema de control para su correcto funcionamiento. Así mismo, se contará con planos de ensamble y de detalle para la posterior fabricación e implementación de esta prótesis. Finalmente, se tendrá el costo estimado del desarrollo del diseño, así como de la fabricación e implementación.

La presente tesis se encuentra dividida en cinco partes. Primero, se presentará la fisiología y anatomía de la muñeca, así como los movimientos y principales funciones que esta posee. En la segunda parte se trabajará en el estado del arte y los antecedentes de prótesis desarrolladas por empresas privadas, así como investigaciones realizadas por distintos centros de estudio. La tercera parte describirá los conceptos de solución, así como la elección del concepto óptimo, basado en criterios técnicos y económicos. En la cuarta parte se describirá la ingeniería de detalle del sistema mecatrónico que contemplará los aspectos mecánicos, electrónicos y de control, en esta parte también se describirán los distintos mecanismos, así como los actuadores seleccionados. En la quinta parte se mostrarán las simulaciones computacionales para el análisis de esfuerzo y los movimientos de los mecanismos. Finalmente, se elaboran los planos correspondientes al

² Degrees of Freedom (Grados de libertad)

³ Que tiene forma o apariencia humana.

diseño desarrollado y, también, se realiza la estimación de los costos de diseño y fabricación.



CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

Un gran número de personas sufre la amputación de distintas partes de algún miembro sea superior o inferior debido a distintos tipos de problemas entre los que se destacan complicaciones en el sistema vascular (causadas sobre todo por la diabetes), cáncer o traumatismo severo (ver Tabla 1.1). La principal causa de amputación del miembro superior es el traumatismo severo generado por algún accidente grave, principalmente. Para poder contrarrestar los efectos negativos de una amputación (efectos físicos y psicológicos), distintas empresas privadas, así como distintas casas de estudio se han encontrado realizando investigaciones sobre prótesis para miembros superiores. Dentro de las prótesis mioeléctricas superior, existen diversos productos de los cuales una gran cantidad se usan para investigaciones y como tema de estudio, y otro pequeño grupo se encuentra orientado a la venta y con grandes costos. Debido a esto es que crece la necesidad del desarrollo de nuevas formas y soluciones para implementar prótesis de gran eficiencia y con costo accesible para distintas personas.

En este documento, se presentará el estudio realizado sobre el estado del arte en sistemas de prótesis para brazos antropomorfos. Para esto, en un inicio, se mostrarán estadísticas con datos sobre personas que han sufrido amputaciones a manera de ubicar el problema dentro del contexto actual. Luego se nombrará, a manera de antecedente, la fisiología del

miembro superior, pero nos centraremos más específicamente en la muñeca. Posteriormente, se describirán dispositivos y mecanismos existentes actualmente dentro del ámbito comercial, así como patentes e investigaciones en universidades o institutos. Por último, se enlistarán algunos actuadores y sensores que han sido utilizados en el desarrollo de prótesis y se nombrarán sus ventajas y desventajas con el fin de poder escoger el más adecuado para el proyecto a realizar.

Tabla 1.1. Estadísticas de amputaciones en EEUU según la causa⁴

	EXTREMIDAD INFERIOR	EXTREMIDAD SUPERIOR
CONGÉNITAS	41.50%	58.50%
CÁNCER	76.10%	23.90%
TRAUMATISMO	31%	68.60%
VASCULARES	97%	3%

Por cada 100.000 altas hospitalarias relacionadas con pérdida de extremidades

En el año 2012 se realizó un estudio a los pacientes atendidos por primera vez en el Área de Amputados del Instituto Nacional de Rehabilitación “Adriana Rebaza Flores” en Lima- Callao entre el 2002 y el 2007, el universo de 570 pacientes.

Como se puede observar en la Tabla 1.2 [Luis Farro, 2012], la mayoría de los pacientes tratados eran de sexo masculino, se observó que la edad promedio fue 43.11 aproximadamente. Así mismo, se llegó al resultado de que la mayoría de las amputaciones no traumáticas (vascular) se dieron en pacientes mayores a 40 años y las amputaciones con causas traumáticas, en los menores o iguales a 40 años. También se encontró que la mayoría de pacientes eran de condiciones socioeconómicas de pobreza extrema y que la mayoría de ellos procedían de zonas diferentes a Lima y Callao. En la Tabla 1.3 se observan las características clínicas de los pacientes amputados, siendo la extremidad inferior la más afectada (78,1%), con un nivel de amputación del miembro inferior por arriba de la rodilla (53.9%).

⁴ Obtenido de National Limb Loss Information Center (2016). Fuente: http://www.amputee-coalition.org/spanish/fact_sheets/amp_stats_cause.html

Tabla 1.2. Características demográficas en el paciente amputado en el INR⁵

	n	%
SEXO		
Masculino	422	74,0
Femenino	148	26,0
CONDICIÓN SOCIOECONÓMICA		
No pobre	58	17,5
Pobre no extremo	189	57,1
Pobre Extremo	84	25,4
PROCEDENCIA		
Lima-Callao	267	46,8
Costa (excepto Lima-Callao)	176	30,9
Sierra	96	16,8
Selva	31	5,4

Tabla 1.3. Características clínicas de los pacientes⁶

	n	%
EXTREMIDAD AFECTADA		
Miembro inferior	445	78,1
Miembro superior	125	21,9
CAUSA DE AMPUTACIÓN		
No Traumática		
Angiopatía diabética	132	42,3
Neoplasia	61	19,6
Vascular	51	16,4
Infecciosa	36	11,5
Congénita	32	10,2
Traumática		
NIVEL DE AMPUTACIÓN EN MIEMBRO INFERIOR		
AK-arriba de rodilla	240	53,9
BK-debajo de rodilla	123	27,6
Tobillo – Pie	35	7,9
Desarticulado de cadera	16	3,6
Dedos de los pies	16	3,6
Hemipelvectomia	10	2,2

⁵ Fuente: <http://www.scielo.org.pe/pdf/rmh/v23n4/v23n4ao4.pdf>

⁶ Fuente: <http://www.scielo.org.pe/pdf/rmh/v23n4/v23n4ao4.pdf>

1.1 Anatomía del brazo y muñeca

A continuación, se describirá la anatomía del brazo con mayor énfasis en la muñeca y sus movimientos, debido a que es el principal interés dentro de esta tesis. El esqueleto del brazo se compone de tres partes: el brazo, el antebrazo y la mano.

1.1.1 El brazo

El brazo se compone del hueso húmero, en el que se insertan distintos músculos para desarrollar su fuerza. Entre ellos se encuentran el músculo que flexiona el brazo o bíceps y el que lo extiende, o tríceps. El brazo y el antebrazo están unidos por la articulación del codo.

1.1.2 El antebrazo

El esqueleto del antebrazo se compone de dos huesos denominados radio y cúbito, estos comienzan desde el codo y van hasta los huesos de la mano a través de la muñeca. Si el antebrazo derecho se flexiona en ángulo recto y la mano se abre hacia arriba, el radio queda en el lado derecho del antebrazo y el cúbito en el izquierdo. El radio se puede girar en un eje longitudinal y transmite el giro a la mano. El cúbito no puede realizar estos movimientos giratorios debido a su estructura. Junto con el húmero, éste actúa como una bisagra estable mediante la articulación del codo. Los dos huesos del antebrazo están unidos a la mano a través de la muñeca. En la Figura 1.1 se muestran los huesos principales del antebrazo.



Figura 1.1 Esqueleto del brazo ⁷

1.1.3 La mano

El esqueleto de la mano se subdivide en cuatro partes: carpo, metacarpo, palma de la mano y falanges. El esqueleto de la mano constituye la base para opciones de movimiento complejas que se pueden realizar con y mediante la mano. El carpo por sí solo consta de ocho huesos dispuestos en dos hileras. Los huesos del carpo están unidos mediante superficies articulares cartilaginosas. La disposición y la función de los huesos del carpo se estabilizan en el esqueleto de la mano mediante ligamentos adicionales.

Partiendo de la muñeca, la primera hilera de huesos del carpo (hilera proximal del carpo) se compone de los huesos: escafoides, semilunar, triangular y pisiforme. A la primera hilera de huesos del carpo le sigue la segunda (hilera distal del carpo). Se compone de: trapecio, trapecoide, grande y ganchoso.

En el esqueleto de la mano la segunda hilera está unida directamente a los cinco huesos del metacarpo. El metacarpo del pulgar tiene una posición especial, ya que forma una articulación con el trapecio del carpo. Esto permite mover el pulgar de forma más libre en comparación con todos los demás dedos. El pulgar ocupa una posición especial en el esqueleto de la mano: se compone únicamente de la falange proximal y la falange distal,

⁷ Fuente: <http://www.onmeda.es/anatomia/esqueleto-el-brazo-15962-5.html>

no hay falange medial. El metacarpo y las falanges de los dedos se unen mediante articulaciones. Al metacarpo se unen los huesos de los dedos (falanges). Cada dedo (excepto el pulgar) consta de tres falanges: La falange proximal, la falange media, la falange distal

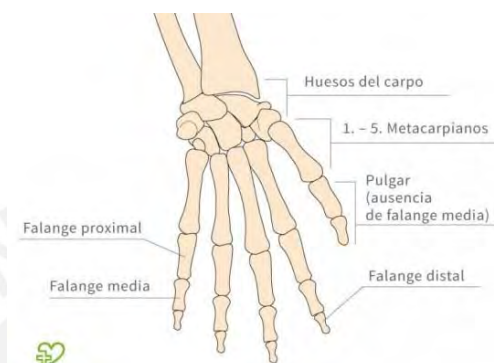


Figura 1.2: Anatomía de los huesos de la mano⁸

1.2 Articulación de la muñeca y sus movimientos

La muñeca posee tres grados de libertad, gracias a esto, es capaz de realizar los movimientos de flexión/extensión, pronación/supinación y desviación radial/ulnar. Se debe tener en cuenta que cada DOF⁹ es un emparejado de dos movimientos (por ejemplo, flexión/extensión), esto involucra la posición neutral sobre el mismo eje. Ver Figura 1.3.

Así mismo, cabe recalcar que el movimiento de pronación y supinación no ocurre completamente en los huesos del carpo de la muñeca, ya que en realidad ocurre en el antebrazo, cuando el radio cruza al cúbito al hacer un giro al pasar de supinación a pronación.

Varios grupos de investigadores han estudiado el rango de movimiento de los diferentes DOFs de la muñeca humana en el desarrollo de las actividades del día a día. Estos estudios han generado una variedad de rangos que se encuentran en los límites de 65°/77° para la

⁸ <http://www.onmeda.es/anatomia/esqueleto-el-brazo-15962-5.html>

⁹ Degrees of Freedom (Grados de libertad)

pronación/supinación y 50°/70° para la flexión/extensión. Así mismo se llegó a rangos de torque de 6-10 Nm para pronación/supinación y 8-14 Nm para flexión/extensión.

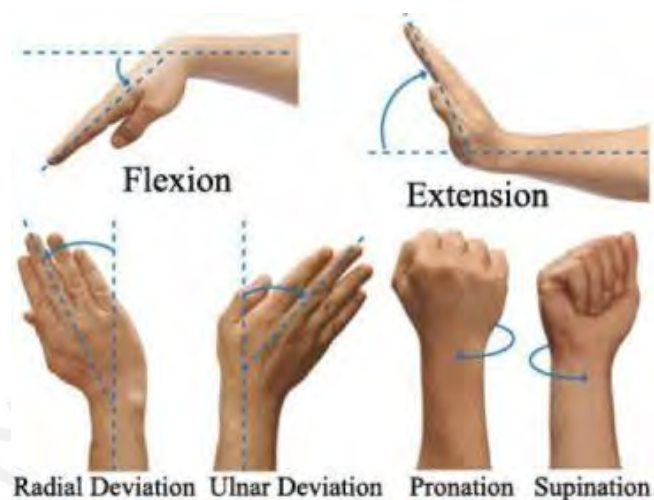


Figura 1.3 Movimientos de la muñeca¹⁰

1.3 Prótesis de muñeca

En este punto, describiremos tecnologías existentes y mecanismos, así como investigaciones realizadas tanto por empresas como por instituciones educativas variadas.

Primero, vamos a clasificar los tipos de prótesis de muñeca que existen en el mercado según tres conceptos: De acuerdo al método de articulación, de acuerdo al tipo de unión y de acuerdo al tipo de mecanismo presente¹¹. En cada descripción también se van a dar ejemplos de tecnologías y mecanismos existentes.

¹⁰ Fuente: <https://drive.google.com/drive/u/1/folders/0B2eKma9bS9UaZWxqb19yZjFHUGs>

¹¹ Clasificaciones según "State of the Art in Prosthetic Wrist: Commercial and Research Devices", Bajaj, Yale University, 2015.

1.3.1 Según el método de articulación

La función de una prótesis de muñeca es permitir la reorientación de un Dispositivo Terminal en relación con el antebrazo. Esto se puede lograr mediante articulaciones de tipo pasivas, accionadas por el mismo cuerpo o por métodos activos [Bajaj, 2015].

i) Prótesis pasivas: El ajuste de la muñeca y de su posición se realiza de manera manual por parte del usuario a través de su cuerpo o de características medio ambientales.

ii) Prótesis accionadas por el mismo cuerpo: Este tipo de prótesis utilizan la fuerza de otras partes del cuerpo para lograr el movimiento de la prótesis. En la mayoría de prótesis de este tipo, el usuario lleva un arnés en el hombro con un cable Bowden¹² conectado desde el hombro hasta la prótesis para transmitir esfuerzos. Esto es usado mayormente en dispositivos apertura/cierre como ganchos Hosmer.

iii) Prótesis activas: En este tipo de prótesis, un actuador es el que genera el movimiento y la fuerza para las acciones a realizar en la prótesis. Mayormente estos dispositivos son parte de un sistema mioeléctrico. Estas son las prótesis que serán tratadas más a profundidad en esta tesis debido a que la muñeca a diseñar será accionada por actuadores para los 2 DOFs y la prótesis será del tipo mioeléctrico.

1.3.2 Según el tipo de Unión

Los tipos de uniones más comunes para el diseño de prótesis de muñeca son principalmente cuatro: unión de revolución (1 DOF), prismática (1 DOF), universal (2 DOF) y esférica (3 DOF). Cada una de este tipo de uniones da una cierta cantidad de DOF. Ver Figura 1.5. Si se desea aumentar la cantidad de DOF se puede combinar uniones de manera serial o paralela, esto conlleva al diseño de mecanismos.

¹² Tipo de cable mecánico flexible usado para la transmisión mecánica del movimiento por tracción, para ello dispone de un cable flexible interior, que trasmite el movimiento, rodeado de una camisa protectora también flexible, que sirve de punto de apoyo para transmitir el esfuerzo al extremo final del cable.

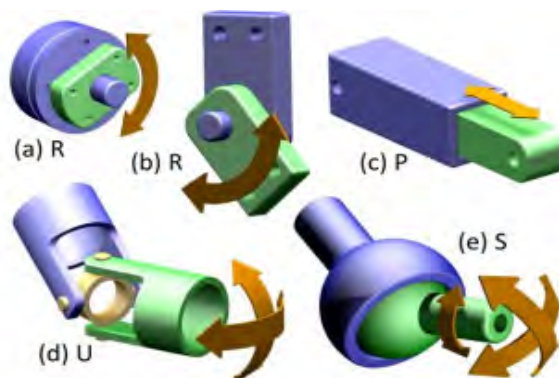


Figura 1.4 Tipos de uniones mecánicas [Bajaj, 2015]

1.3.3 Según el tipo de mecanismo

Un mecanismo se puede clasificar en serial, paralelo o híbrido dependiendo de la disposición en la que se hayan colocado las uniones pertenecientes a este.

i) Mecanismo Serial: Es una conexión secuencial de uniones. Por ejemplo, si se busca generar un mecanismo con 2 DOF, se pueden juntar dos uniones de tipo revolución (1 DOF) una a continuación de la otra, una de estas uniones nos ofrecería el movimiento de flexión/extensión mientras que la otra nos daría el movimiento de pronación/supinación.

ii) Mecanismo en Paralelo: Estos mecanismos están compuestos por dos uniones predispuestas sobre una misma base de manera paralela y que desembocan en una misma plataforma final.

iii) Mecanismo híbrido: Es una combinación de un mecanismo serial con uno paralelo. Por ejemplo, la combinación en manera serial de dos mecanismos paralelos, este tipo de mecanismo se puede ver en el *PKM Tricept T80*¹³

¹³ Robot industrial que posee un mecanismo paralelo de 3 DOF que desemboca en una muñeca de 3 DOF predispuesta de manera serial

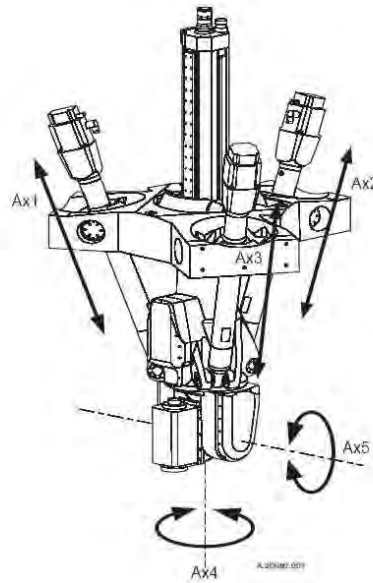


Figura 1.5 PKM Tricept T805

1.4 Prótesis de muñeca activa

En este acápite se va a profundizar en el tema de las prótesis de muñeca activa y en especial en las de 2 DOF que es lo que se busca diseñar. Se nombrarán artículos comerciales que se encuentran en el mercado, así como también investigaciones y patentes desarrolladas por distintas universidades e institutos.

1.4.1 Prótesis Comerciales

La mayoría de las prótesis comerciales de 2 DOF, se encuentran diseñadas a partir de un mecanismo que combina dos unidades de 1 DOF de manera serial lo cual genera un largo y considerable en el diseño.

i) Prótesis con mano Michelangelo de OrtopediaErgo: Prótesis desarrollada por OrtopediaErgo, empresa española con sede en Barcelona que se encarga del desarrollo de prótesis de miembros superiores e inferiores, ortesis y sillas de ruedas activas. El sistema

de mano Michelangelo es capaz de reproducir numerosas funciones de la mano natural mediante diversas opciones de agarre [OrtopediaErgo, 2014].



Figura 1.6- Prótesis con mano Michelangelo¹⁴

ii) Mano Michelangelo de ottobock: Con sistema protésico Axos-Bus se integra a la imagen corporal natural de forma armoniosa gracias al diseño extremadamente natural. Debido a las numerosas funciones de la mano Michelangelo, se dispone de siete posturas de mano diferentes. La unidad de muñeca AxosWrist se puede flexionar, extender y rotar hacia adentro y hacia afuera; además, tiene la capacidad de imitar el movimiento de una muñeca natural relajada en un modo flexible (Ottobock, 2014).



Figura 1.7 - Mano Michelangelo de ottobock.¹⁵

iii) Bebionic 3: Prótesis desarrollada por la empresa del mismo nombre la cual posee motores individuales en cada dedo permitiendo un agarre con mayor naturalidad. Posee

¹⁴ Fuente: ortopediaergox.es

¹⁵ Fuente: www.ottobock.es

14 formas de sujeción seleccionables. Trabaja usando el software “bebalance” y tecnología inalámbrica lo cual da mayor facilidad a la adaptación a cada tarea diaria. Los dedos poseen almohadillas suaves y el pulgar posee un perfil ancho lo cual facilita el agarre y la adaptabilidad (Bebionic, 2015)



Figura 1.8 – Prótesis bebionic 3¹⁶

iv) Mano I-Limb ultra: Prótesis de mano creada por la empresa Touch Bionics la cual ofrece la capacidad de que los dedos se adapten a la forma deseada. Es capaz de programarse para distintas acciones y además posee una gran variedad de movimientos predeterminados. Así mismo puede aumentar la fuerza ejercida por los dedos paulatinamente sobre un objeto según se desee. [Touch Bionics, 2015]



Figura 1.9 - Mano I-Limb ultra¹⁷

¹⁶ Fuente: es.bebionic.com/the_hand

¹⁷ Fuente: www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra

1.4.2 Diseños de muñecas en desarrollo

i) Diseño de muñeca de Abd Razak: Este sistema de prótesis (Figura 1.110) se llevó a cabo mediante la sustitución del cable de Bowden del sistema por dos ultrasonidos y dos servomotores colocados uno después del otro de manera paralela. Cada uno de los servomotores otorga 1 DOF a la prótesis de muñeca. En este sistema los sensores de ultrasonido son colocados en el hombro. Para este diseño se analizó el movimiento de una muñeca humana y también se evaluó el grado de detección requerido por el sensor para generar los movimientos de la muñeca [Razak, 2014].

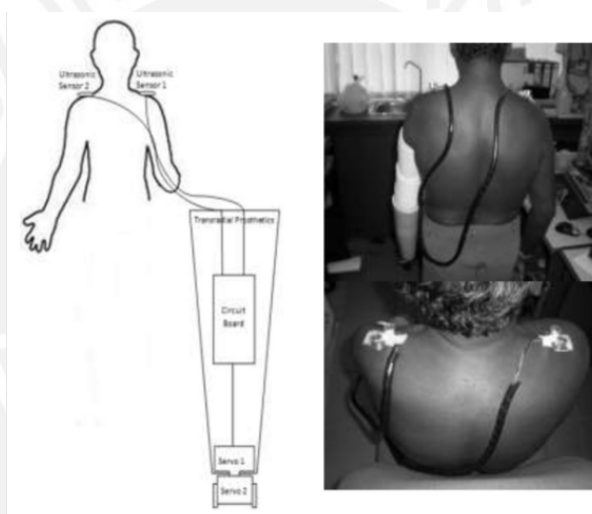


Figura 1.10 muñeca de Abd Razak [Razak, 2014]

ii) Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist: Esta muñeca protésica muestra un diseño compacto. Minimiza requisitos de espacio usando dos motores que se disponen en paralelo, orientados en direcciones opuestas y alineadas a través de la base de la mano. El movimiento se transmite mediante un diferencial que es el que produce flexión/extensión, pronación/supinación o una combinación de ambos. Cada motor pasa a través de un engranaje intermedio colocados a los extremos medio y lateral de la muñeca. Los motores de accionamiento extremos terminan con la rueda central unida al encaje protésico. Cuando los dos motores funcionan en direcciones opuestas, el engranaje y el diferencial ocasionan que la muñeca gire alrededor del eje que pasa por el centro de

rotación a lo largo del eje del brazo. [Kyberd, 2011]. Ver Figura 1.11 para los detalles del mecanismo.

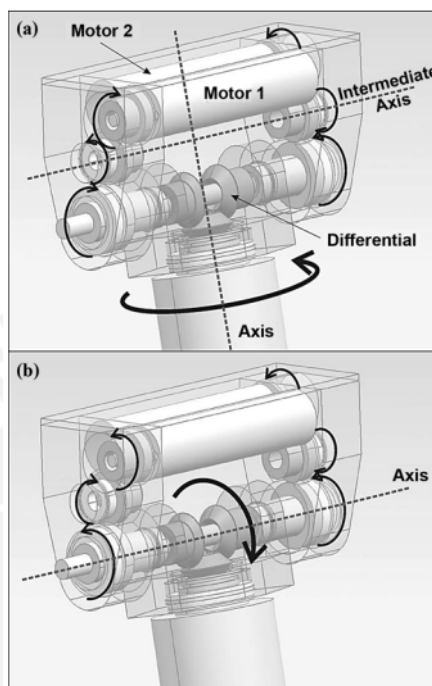


Figura 1.11 movimientos de la muñeca a) pronación/supinación b) flexión/extensión [Kyberd, 2011]

iii) Bio-inspired mechanical design of a tendon-driven dexterous prosthetic hand: En esta investigación se presenta un diseño de prótesis de extremidad superior provista con una mano antropomórfica y una muñeca compacta basada en engranajes cónicos y un antebrazo modular capaz de cubrir diferentes niveles de amputaciones [Controzzi, 2010]. La muñeca se encuentra impulsada por accionadores ubicados a la altura del codo con el fin de reducir al mínimo el momento en el codo y el esfuerzo de flexión en la parte del antebrazo. Este tipo de disposición es más ligero debido a que se requiere menos espacio que en una transmisión rígida y, a su vez, permite la adaptación del diseño a diferentes niveles de amputación. La muñeca se basa en un mecanismo diferencial compuesto por: un eje central libre para el movimiento de flexión, y dos ruedas cónicas modificadas con libertad para girar alrededor del eje y accionadas por los tendones (ver Figura 1.12).

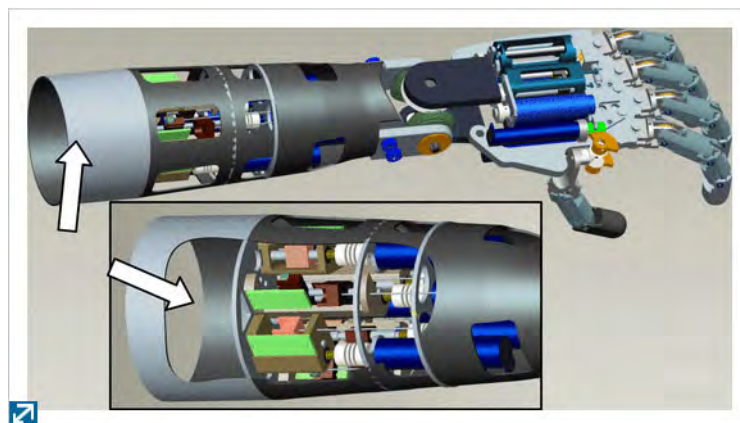


Figura 1.12 Diseño en AutoCAD del brazo de Controzzi [Controzzi, 2010]

iv) Dexterous mechanism design for an anthropomorphic artificial hand: Osaka City University Hand I: Es la primera versión de una mano antropomorfa realizada por la universidad de Osaka. Esta mano contempla el diseño de los cinco dedos, así como de la muñeca. Posee 19 DOFs. En este diseño, todos los actuadores, partes mecánicas y sensores se encuentran colocados en la palma de la mano. En lo que se refiere a la muñeca dentro de este diseño, esta posee 3 DOFs gracias a tres motores ubicados en la palma. El motor 1 hace que la palma se puede desplazar desde -85 a 90 grados alrededor del eje X^{18} con torque de 9450 gr-cm, el motor 2 permite que la mano se incline desde -9.3 a 9.3 grados con torque de 2200 gr-cm alrededor del eje Y^{19} y el motor 3 permite el movimiento rotatorio alrededor del eje Z^{20} desde los -133 a 133 grados con un torque de 2200 gr-cm. La Figura 1.13 muestra el diseño de la muñeca [Mahmoud, R, 2011]

¹⁸ El eje X hace referencia al eje del movimiento flexión/extensión

¹⁹ El eje Y hace referencia al eje del movimiento de desviación pronal/ulnar.

²⁰ El eje Z hace referencia al eje del movimiento de supinación/pronosupinacion

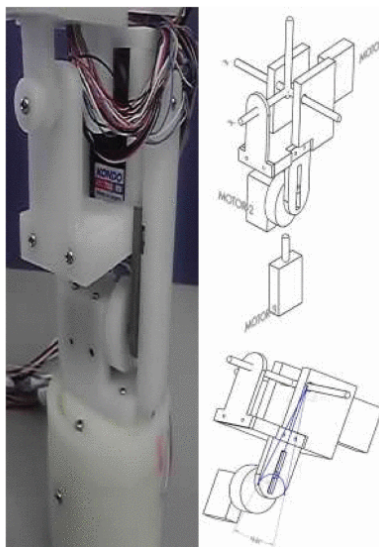


Figura 1.13 Diseño de la muñeca de la Universidad de Osaka [Mahmoud, R, 2011]

A continuación, presentaré una tabla mostrando especificaciones de los distintos modelos de prótesis de muñeca descritos anteriormente. En esta tabla no se tomará en cuenta la prótesis con mano Michelangelo de OrtopediaErgo, la mano Michelangelo de ottobock ni la mano i-limb ultra de TouchBionics, debido a que, al ser prótesis comerciales y distribuidas por empresas privadas, no se pudo acceder a algunas características ni a información sobre los mecanismos que estas poseen (Tabla 1.4)

Tabla 1.4. Características de las diferentes prótesis de muñeca presentadas. Fuente: Propia

Nombre del producto/Nombre del autor	Comercial	DOF	Mecanismo	Diámetro (cm)	Largo (cm)	Peso (g)	Torque aproximado (Nmm)
BeBionic Wrist	Si	F+P	S	5	7.5	-	-
Razak, 2014	No	F+P	RR	-	-	500	13000
Goudreau, 2011	No	F+P	RR	9.6	5	200	73
Controzzi, 2010	No	F+P	RR	-	-	240	-
Mahmoud, R., 2011	No	F+P	RR	-	-	-	930/210/210

1.5 Actuadores y sensores

Los actuadores son elementos que convierten un tipo de energía (eléctrica, hidráulica o neumática) con el propósito de generar movimientos lineales o angulares en un sistema automatizado. En el caso de las prótesis de miembro superiores, estas se encuentran conformadas por motores o materiales compuestos a modo de actuadores los cuales pueden ser clasificados según el principio de funcionamiento que aplican: convencionales y no convencionales. Los actuadores convencionales son los que se encuentran basados en principios electromagnéticos mientras que los otros son basados en fenómenos físicos.

1.5.1 Actuadores

i) Actuadores Convencionales: Dentro de este extenso grupo los más utilizados en el área de la biomecánica han sido los micromotores DC con escobillas (brushed), estos motores mayormente van seguidos de un reductor, el cual permite la reducción de la velocidad angular y el aumento del par torsor para poder generar mayor fuerza. Estos motores se encuentran en el mercado en distintos tamaños (también bastante reducidos) lo que facilita su ensamble en distintos tipos de diseños sin exceder los requerimientos de peso o tamaño solicitados. Una desventaja de los motores con escobillas es que, al tener un motor de tamaño pequeño, el rozamiento que generan las escobillas disminuye de gran forma el rendimiento lo que impide desarrollar motores pequeños de mucha potencia.

Otro tipo de actuador convencional es el motor DC Brushless, el cual no usa escobillas para el cambio de polaridad en el rotor, por lo que necesitan menos mantenimiento lo que alarga su vida útil. Estos motores permiten que se consiga un gran rendimiento debido a que no se genera rozamiento y una gran potencia, pero todo esto a cambio de un gran consumo. De acuerdo al uso que se le da a estos motores, estos mayormente se encuentran energizados por baterías LYPO (polímero de litio).²¹ Otra desventaja de estos motores es

²¹ Baterías con poca densidad de energía pero capaces de entregar mucha potencia.

que requieren un control complejo y costoso (requiere un Electronic Speed Controller para poder mover el motor)

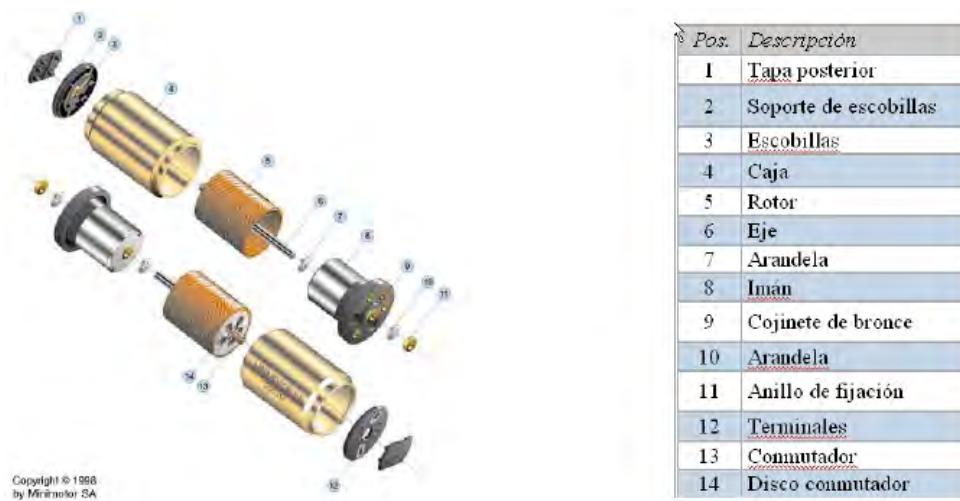


Figura 1.14 Componentes de un motor DC con escobillas²²

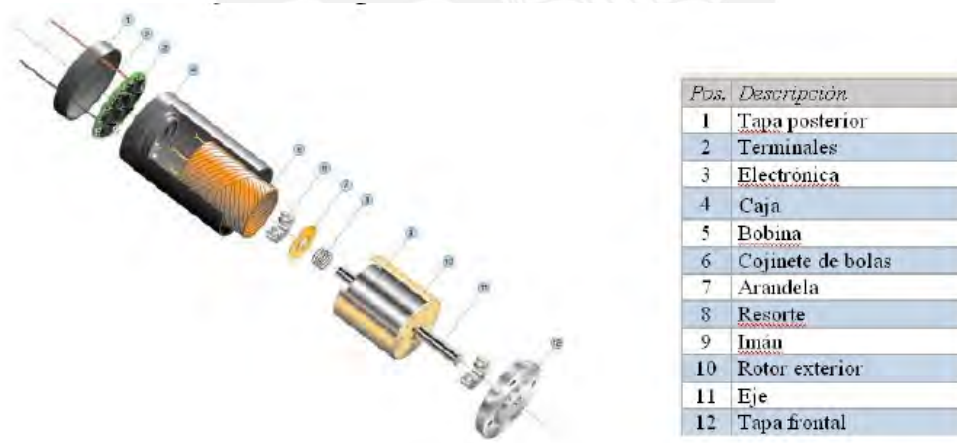


Figura 1.15 Componentes de un motor DC sin escobillas (brushless)²³

ii) Actuadores no convencionales: En este grupo se tiene a principalmente a los materiales piezoeléctricos. Estos materiales aumentan o disminuyen su tamaño de acuerdo al voltaje que se les aplique (Figura 1.16). Estos materiales tienen una relación peso/potencia alta, son de tamaño pequeño lo cual facilita su ensamble en distintos

²² Fuente: <http://es.slideshare.net/omarspp/motores-288804>

²³ Fuente: <http://es.slideshare.net/omarspp/motores-288804>

diseños y generan un alto par de salida comparado con motores eléctricos. Sin embargo, estos materiales suelen ser muy caros.

Otro tipo de materiales son las aleaciones con memoria de forma, estos materiales son capaces de responder ante un estímulo de forma predeterminada y de volver a su estado original. Son capaces de cambiar sus propiedades físicas y estructurales (rigidez, elasticidad, viscosidad, forma, etc.) con la influencia de un estímulo externo. Algunas ventajas de estos materiales es que el tiempo de respuesta es corto, tiene buena relación resistencia/peso y relación fuerza/área. Una desventaja de estos materiales es la baja relación de cambio de longitud de acuerdo al estímulo que se le aplica.

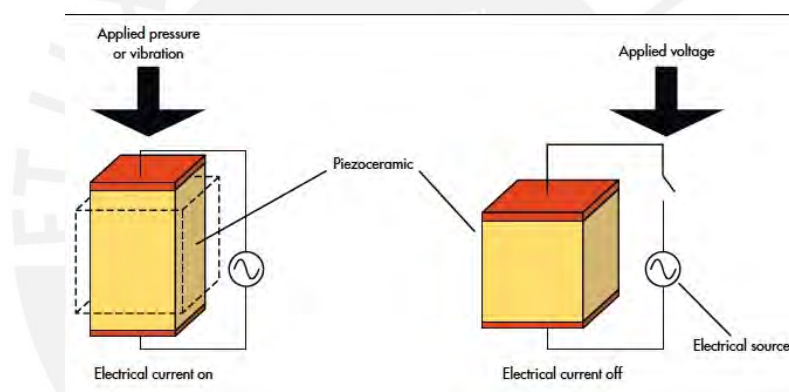


Figura 1.16 Funcionamiento de materiales piezoeléctricos²⁴

1.5.2 Sensores

- i) Sensores piezoresistivos: Los sensores piezoresistivos son fabricados con un tipo de material semiconductor, el cual tiene como característica principal variar su resistencia eléctrica ante la variación de la presión de una fuerza externa sobre su área superficial [M. Dirjish, 2012]. Estos sensores poseen electrónica sencilla debido a que solo se necesita medir voltaje y corriente, son fáciles de fabricar e implementar, son silenciosos y son capaces de trabajar ante condiciones adversas. Una desventaja de estos sensores es que tienen una baja frecuencia de respuesta.

²⁴ Fuente: <http://lawebdelgadget.es/materiales-inteligentes-dominical/>

- ii) Sensor Piezoeléctrico: Estos sensores están compuestos por materiales que sufren el efecto piezoeléctrico. Cuando un material piezoeléctrico sufre una perturbación (fuerza o vibración), este produce una cantidad de voltaje proporcional a la intensidad de la perturbación. La principal diferencia con los piezoresistivos es que en un sensor piezoeléctrico se puede aplicar el efecto inverso, es decir, aplicar voltaje para obtener vibración o fuerza. Una ventaja de estos sensores respecto a los piezoresistivos es que poseen una respuesta de frecuencia alta. Tienen la desventaja de que son muy limitados para medir fuerzas dinámicas y que no es posible medir fuerzas estáticas, debido a que su resistencia interna es grande lo cual genera que el voltaje no se pueda mantener constante a través del tiempo.
- iii) Sensores Capacitivos: Estos sensores están compuestos por 2 láminas conductoras con un material dieléctrico entre ellos. Algunas ventajas es que poseen una buena frecuencia de respuesta y un alto rango de medición. Pero todo esto a costa de un muy complejo sistema de electrónica para poder eliminar el ruido que estos sensores producen.
- iv) Strain Gauges: Son sensores de bajo costo los cuales aumentan o disminuyen su resistencia eléctrica de manera proporcional a la fuerza a la que son sometidos. Son muy usados debido a que el desarrollo de su electrónica es sencilla, pero tienen la desventaja de ser muy susceptibles a los cambios de temperatura o humedad lo cual hace que no sea adecuado implementarlos cuando se va a trabajar en condiciones adversas.
- v) Multi-sensores: Cada uno de los sensores expuestos anteriormente poseen ciertas ventajas y ciertas desventajas. Para hacer frente a esto, se ha propuesto una combinación de algunos sensores para así poder vencer estas dificultades. Por ejemplo, si juntamos un sensor piezoeléctrico, que es muy bueno para medir deslizamientos, con un sensor piezoresistivo, el cual nos ofrece buenas ventajas para medir fuerzas, obtendríamos un sensor capaz de medir fuerza y deslizamiento con buen rendimiento cuando se sujete un objeto.

Tabla 1.5: Tabla comparativa entre los sensores. Fuente: [Tiwana, 2012]

Transduction technique	Modulated parameter	Advantages	Disadvantages
Capacitive	Change in capacitance	Excellent sensitivity Good spatial resolution Large dynamic range	Stray capacitance Noise susceptible Complexity of measurement electronics
Piezoresistive	Changed in resistance	High spatial resolution High scanning rate in mesh Structured sensors	Lower repeatability Hysteresis Higher power consumption
Piezoelectric	Strain (stress) polarization	High frequency response High sensitivity High dynamic range	Poor spatial resolution Dynamic sensing only
Inductive (LVDT)	Change in magnetic coupling	Linear output Uni-directional measurement High dynamic range	Moving parts Low spatial resolution Bulky Poor reliability More suitable for force/torque measurement applications
Optoelectric	Light intensity/spectrum change	Good sensing range Good reliability High repeatability High spatial resolution Immunity from EMI	Bulky in size Non-conformable
Strain gauges	Change in resistance	Sensing range Sensitivity Low cost Established product	Calibration Susceptible to temperature changes Susceptible to humidity Design complexity EMI induced errors Non-linearity Hysteresis
Multi-component sensors	Coupling of multiple intrinsic parameters	Ability to overcome certain limitations via combination of intrinsic parameters	Discrete assembly Higher assembly costs



CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el siguiente capítulo se expondrá los requerimientos del sistema de prótesis de muñeca, así como las consideraciones que se tomaron en cuenta para el desarrollo de este. También se expondrá la estructura de funciones con todo lo que ella conlleva. Finalmente, se describirá tres conceptos de solución hallados a partir del método de matriz morfológica y se seleccionará la solución óptima. Para el desarrollo de esta tesis se empleará la metodología de diseño de sistemas mecatrónicos, normal alemana VID2206 [Asociación de Ingenieros Alemanes, 2006].

2.1 Requerimientos del Sistema

Este documento, al estar relacionado directamente con el proyecto de prótesis de brazo antropomorfo, tiene ciertos requerimientos que han sido definidos por todos los integrantes: el sistema será alimentado mediante baterías LIPO por la alta densidad de energía que poseen y por el poco volumen que ocupan; por otro lado, los actuadores serán, de preferencia, micromotores DC por la facilidad de controlabilidad de estos y por el poco espacio que ocupan dentro de un sistema.

Geometría:

El sistema a desarrollar es una prótesis de muñeca antropomorfa, por ende, el sistema debe cumplir con el tamaño de una muñeca humana normal. Estas medidas se lograron mediante toma de datos a muñecas de distintas personas obteniendo un promedio, para así disponer de una medida estándar. La prótesis debería tener aproximadamente 6.1 cm como diámetro y un largo de 6 cm para poder colocar los actuadores y la electrónica necesaria para el funcionamiento correcto.

Cinemática

Se requiere que la prótesis logre emular los movimientos de una muñeca humana. Muchos grupos de investigadores han estudiado los rangos de giro generados por la muñeca al realizar sus movimientos, estos estudios han generado una variedad de rangos que se encuentran en los límites de $65^\circ / 77^\circ$ para la pronación/supinación y $50^\circ/70^\circ$ para la flexión/extensión [Nelson, 1994].

Energía

La prótesis será alimentada por medio de baterías LIPO ya que estas tienen muchas ventajas respecto a las baterías de NiCd/NiHm: son ligeras y se pueden encontrar de casi cualquier forma y tamaño, tienen gran capacidad ya que pueden ofrecer mucha energía en un tamaño pequeño, y poseen una tasa de descarga alta lo cual permite alimentar los sistemas eléctricos más exigentes. El diseño usará un aproximado de 32 watts.

Materiales

El sistema debe estar hecho de materiales livianos para no sobrecargar la prótesis. Debido a que la prótesis será usada constantemente por los usuarios y estará expuesta a la humedad del ambiente, esta debería ser desarrollada a partir de materiales resistentes y anticorrosivos.

Para la primera implementación (prototipado) el sistema será fabricado a partir de plástico ABS y tendrá una cobertura de silicona. Esto debido a que la impresión 3D es una opción económica y rápida para realizar un prototipo funcional; por otro lado, la cobertura será

de silicona a manera de que esta cobertura se pueda moldear de acuerdo a las posiciones que adquirirá la prótesis con cada movimiento del usuario

Señales

Los sensores, actuadores, así como tarjetas electrónicas se deben encontrar dentro del mercado peruano, por ende, utilizarán niveles comerciales de voltaje.

Seguridad

La prótesis de muñeca no tendrá contacto directo con el cuerpo del usuario, sin embargo, se deben tener en cuenta los riesgos que se pueden ocasionar por las diferentes conexiones entre las baterías y los actuadores.

Así mismo, las actividades diarias del usuario exponen al sistema a polvos, líquidos, grasas, humedad, etc. La prótesis de muñeca debe ser protegida por medio de materiales impermeables con el fin de evitar deterioraciones.

Ergonomía

El manejo de la prótesis debe ser sencillo y cómodo para el usuario para no generar incomodidad. La prótesis no debe causar fatiga en los músculos del usuario al realizar los movimientos del día a día. Así mismo, la prótesis no debe generar ruidos molestos ni generar vibraciones que puedan incomodar al usuario

Fabricación

Dado que se tratará de un sistema prototipo, esta prótesis será fabricada por medio de impresoras 3D, fresadoras CNC. Este sistema estará sujeto a mejoras a futuro para que quede como un producto final.

El producto final será desarrollado mediante materiales anticorrosivos y livianos como aleaciones de polímeros.

Montaje

El montaje y desmontaje deberá ser sencillo para que el usuario pueda sacárselo cuando lo requiera o para realizar el mantenimiento que el sistema requiera debido a averías o desgastes en sus mecanismos.

Uso

El sistema requiere que el usuario pueda emplearlo de manera rápida y fácil después de energizarlo, además, no debe ser necesario tener conocimientos sobre la configuración interna de la prótesis y ni la colocación de parámetros previos

Mantenimiento

El sistema y todos sus componentes deben ser de fácil mantenimiento. Estos componentes deben contar con sus respectivas fichas técnicas que hagan mención al correcto mantenimiento que se les debe dar para que no afecten al funcionamiento del sistema.

Tabla 2.1 Resumen de los requerimientos del Sistema

Requerimiento	Descripción
Geometría	Cilindro de 6.1cm de diámetro y 6cm de largo
Cinemática	Pronación-supinación: -90° a $+90^{\circ}$ Flexión-extensión: -90° a $+90^{\circ}$
Energía	Baterías LIPO según requerimientos del proyecto
Materiales	Plástico ABS
Señales	Dispositivos electrónicos con niveles comerciales de voltaje
Seguridad	Evitar Riesgos eléctricos Cubierta anti polvo, líquido, grasas, humedad.
Ergonomía	Manejo sencillo y cómodo para el usuario
Fabricación	Fabricado por impresión 3D y fresado CNC
Montaje	Montaje y desmontaje sencillo y rápido para cualquier usuario
Uso	Uso fácil sin requerimientos de setear parámetros previos
Mantenimiento	Componentes con fichas técnicas para el fácil mantenimiento

2.2 Estructura de Funciones

En esta parte, se enlistará las funciones que debe cumplir el sistema de prótesis de muñeca como un conjunto de elementos de un sistema mecatrónico básico, para, posteriormente, profundizar más en las funciones generales que la prótesis debe tener.

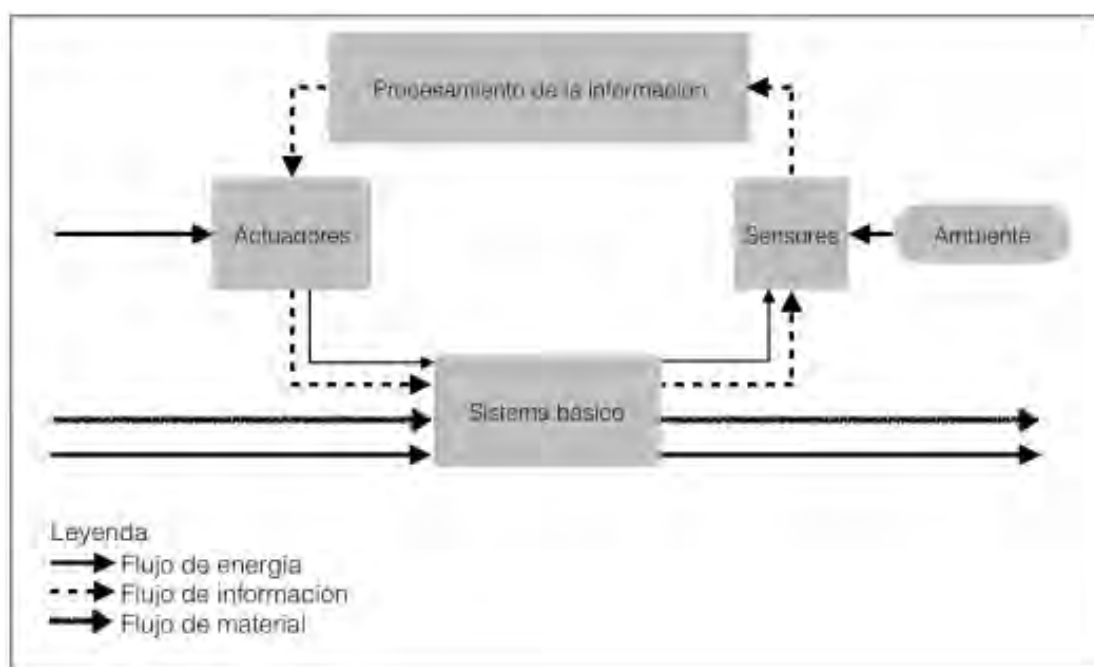


Figura 2.1 Estructura de Funciones de un sistema mecatrónico [Asociación de Ingenieros Alemanes, 2006]

Entradas:

- Energía: Fuente de alimentación para los actuadores, sensores y para el sistema de control.
- Información: Grados a desplazar por los actuadores según el tipo de movimiento.
- Material: Mecanismos, hechos a partir de plástico ABS, en posición inicial.

Salidas:

- Información: Señal de aviso de finalización de acción.
- Energía: Ruido, calor, movimiento.
- Material: Mecanismo, hechos a partir de plástico ABS, en posición final.

En la Figura 2.1 se separó el sistema total en tres partes básicas (Sistema Básico, Actuadores, Sensores). A continuación, serán redactadas las funciones principales de cada uno de los sistemas:

Funciones del Sistema Básico:

- Energizar actuadores
- Energizar placas electrónicas
- Alimentar baterías

Funciones de los sensores:

- Sensar las señales mioeléctricas generadas por los músculos
- Sensar las fuerzas necesarias que el usuario requiere

Funciones de los actuadores:

- Generar los torques necesarios
- Generar el movimiento del mecanismo necesario
- Realizar acciones en tiempo prudente

2.3 Diagrama de funciones

En la Figura 2.2 se muestra el diagrama de funciones con el fin de que la visualización de las funciones de las áreas mecánica, electrónica y control sea fácilmente reconocible.

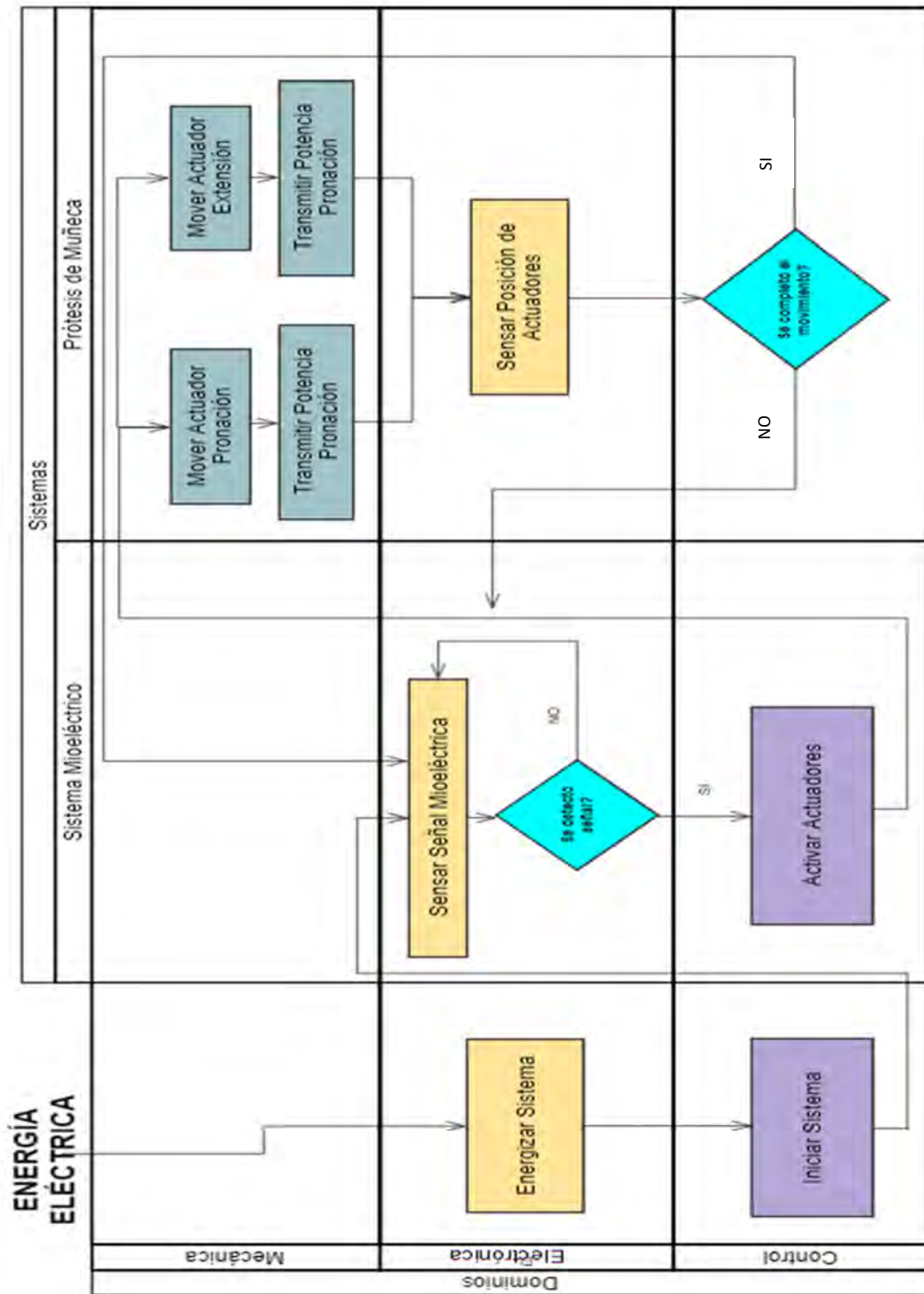


Figura 2.2 Diagrama de Funciones

2.4 Conceptos de Solución

En este inciso se presentan las matrices morfológicas de manera separada de las funciones mecánicas y las funciones de electrónica-control, los conceptos de solución tentativos; y el análisis técnico y económico de las posibles soluciones propuestas con el fin de seleccionar la mejor solución para el desarrollo del proyecto.

2.4.1 Matriz morfológica



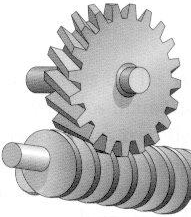
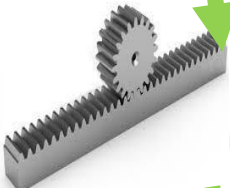
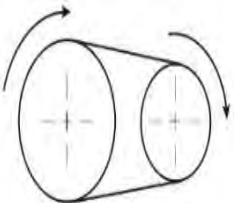



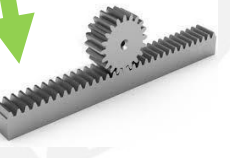
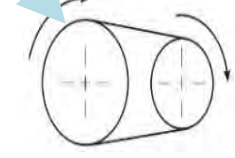
i) Matriz morfológica de funciones mecánicas:

A continuación, en la Tabla 2.2 se presenta la matriz morfológica de las funciones mecánicas del sistema de prótesis de muñeca. Se puede observar las posibles opciones de actuadores para los dos tipos de movimientos que se ejecutarán, así como la transmisión de potencia necesaria.

En cuanto a los actuadores, por cuestiones de tamaño y por el tipo de trabajo que se va a realizar (movimientos giratorios), se tienen como opciones los micromotores DC y los servomotores.

Por parte de la transmisión de potencia, se han considerado tres tipos: transmisión por engranajes (sean rectos o helicoidales según conveniencia), transmisión por piñón-cremallera y transmisión por medio de poleas.









Tabla 2.2 - Matriz morfológica de funciones mecánicas

FUNCIONES MECÁNICAS	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2	ALTERNATIVA 3
ACTUADOR (PRONACIÓN / SUPINACIÓN)	 <p>Micromotor DC</p>	 <p>Servomotor</p>	
TRANSMISIÓN DE POTENCIA	 <p>Tornillo sinfin corona</p>	 <p>Transmisión piñón cremallera</p>	 <p>Transmisión por poleas</p>
ACTUADOR (FLEXIÓN / EXTENSIÓN)	 <p>Micromotor DC</p>	 <p>Servomotor</p>	
TRANSMISIÓN DE POTENCIA	 <p>Transmisión por engranajes</p>	 <p>Transmisión piñón cremallera</p>	 <p>Transmisión por poleas</p>
Solución	Solución 1	Solución 2	Solución 3

ii) Matriz morfológica de funciones electrónicas y de control

Se presenta la matriz morfológica de las funciones electrónicas y de control: el power supply del sistema total, los sensores para la señal mioeléctrica, los drivers de los motores y los controladores donde se programará la lógica de control.

Tabla 2.3 - Matriz morfológica de funciones electrónicas y de control

FUNCIONES ELECTRÓNICAS Y CONTROL	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2	ALTERNATIVA 3
ENERGIZAR SISTEMA	 BATERIAS LIPO	 BATERÍAS ALCALINAS	
SENSAR SEÑAL MIOELÉCTRICA	 ADVANCER TECHNOLOGIES		
ACTIVAR ACTUADORES	 PUENTE H MOSFET	 PUENTE H INTEGRADO	
PROCESAR SENSORES	 MICROCONTROLADORES	 RASPEBERRY PI	 ARDUINO NANO
Solución	Solución 1	Solución 2	Solución 3

2.4.2 Alternativas de solución

Los conceptos de solución propuestos para el desarrollo del sistema se presentan en las Figuras 2.3, 2.4 y 2.5, además, se proporciona una descripción de cada propuesta.

Propuesta de solución 1

Se muestra el bosquejo de un concepto de solución el cual consta de tres cilindros superpuestos. El cilindro superior está unido al cilindro medio mediante un eje que será accionado por un micro motor DC mediante transmisión por engranajes rectos para lograr las velocidades y los torques necesarios para los movimientos de flexión y extensión. Por otro lado, el cilindro medio y el cilindro inferior se encontraron unidos mediante un sistema deslizante: el cilindro inferior poseerá una ranura a lo largo de toda la circunferencia por donde deslizará un sobresaliente del cilindro medio el cual permitirá que se realice un movimiento circular a manera de emular los movimientos de supinación y pronosupinación. Para este movimiento, la transmisión de potencia (velocidad y torque) se realizará mediante una unión piñones-cremallera a manera de configuración planetaria. Los actuadores y la electrónica serán alimentados mediante baterías LIPO.

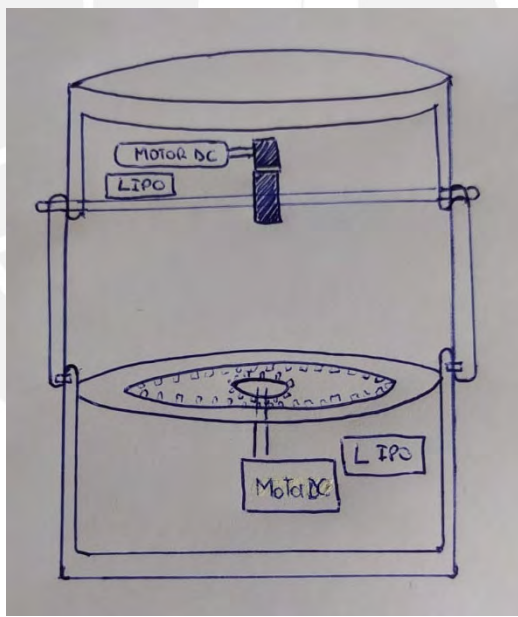


Figura 2.3 Concepto de solución 1

Propuesta de solución 2:

Este concepto de solución consta de tres cilindros superpuestos. En la primera configuración (cilindro superior y cilindro medio) se encuentra un eje que permite el libre giro emulando los movimientos de flexión y extensión; este movimiento se desarrolla

mediante un servomotor que transmite potencia (velocidad y torque) gracias a un sistema de engranajes cónicos. La segunda configuración está formada por el cilindro medio y el inferior, los cuales están unidos mediante un sistema deslizante: el cilindro inferior poseerá una ranura a lo largo de toda la circunferencia por donde deslizará un sobresaliente del cilindro medio el cual permitirá que se realice un movimiento circular a manera de emular los movimientos de supinación y pronosupinación. Este movimiento se encuentra accionado mediante un servomotor y una transmisión de potencia piñón único-cremallera. Los actuadores, así como la electrónica, se encontrarán energizados mediante baterías LIPO.

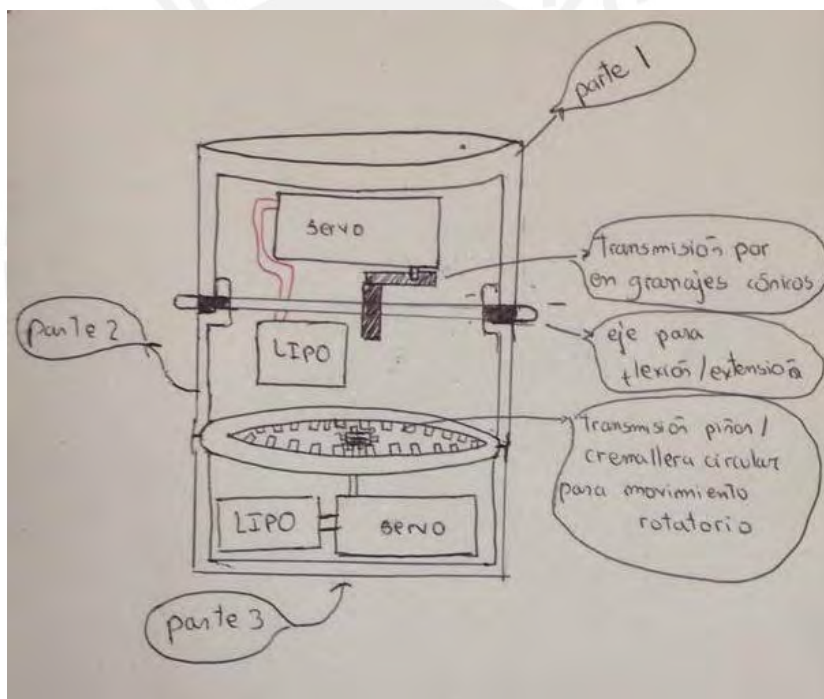


Figura 2.4 Concepto de solución 2

Propuesta de solución 3

Se muestra el concepto de solución 3, el cual consta, como los anteriores, de tres cilindros superpuestos, el cilindro superior y el medio se encuentran unidos mediante un eje accionado por un servomotor el cual transmite la potencia mediante poleas trapezoidales para emular los movimientos de flexión y extensión. El segundo par de movimientos (supinación y pronosupinación) se realiza mediante un servomotor el cual acciona un

sistema de piñón único-cremallera por donde se transmite la potencia para que se logre el movimiento circular buscado. Los actuadores y la electrónica se encontrarán energizadas mediante baterías LIPO.

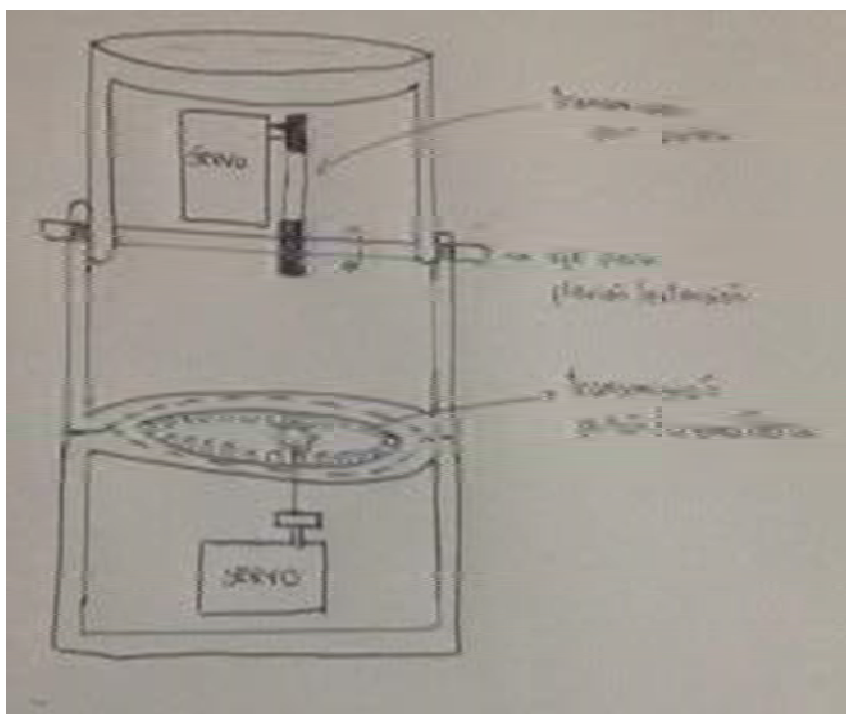


Figura 2.5 Concepto de solución 3

2.4.3 Evaluación de las propuestas de solución

En el análisis y evaluación de las distintas soluciones propuestas, se usarán criterios técnicos y económicos con un peso relativo asignado, de manera que algunos criterios tengan más peso que otros. Los pesos relativos irán desde el 1 hasta el 4 a manera de que el 1 sea de poca importancia y el 4 bastante importante. Así mismo, cada criterio de cada solución será calificado mediante la escala de Likert, la cual consiste de cuantificar el grado de cumplimiento del concepto solución para cada criterio. Esta escala está cuantificada desde el 1 hasta el 5 a manera de que el 1 es malo y el 5 es excelente.

Tabla 2.4 Evaluación Técnica

CRITERIO	PESO RELATIVO (PJ)	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2	SOLUCIÓN 3	IDEAL
FUNCIÓN	4	4	3	3	5
FORMA	4	4	3	4	5
DISEÑO	4	4	4	3	5
SEGURIDAD	3	3	2	3	5
ERGONOMÍA	3	3	3	4	5
FABRICACIÓN	4	3	3	3	5
MONTAJE	2	2	2	2	5
TIEMPO DE USO	3	3	2	2	5
MANTENIMIENTO	2	3	2	3	5
COSTOS	1	4	3	3	5
PT PUNTAJE TOTAL = $\sum(P_j \cdot S_i)$		101	84	92	150
COEFICIENTE TÉCNICO(%)= $PT \cdot 100 / IDEAL$		67.3	56	61.3	100

Tabla 2.5 Evaluación Económica

CRITERIO	PESO RELATIVO (PJ)	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2	SOLUCIÓN 3	IDEAL
MANTENIMIENTO	2	3	3	3	5
FABRICACIÓN	4	4	2	3	5
USO	3	3	3	3	5
MATERIALES	3	3	3	3	5
PT PUNTAJE TOTAL = $\sum(P_j \cdot S_i)$		40	32	36	60
COEFICIENTE ECONÓMICO(%)= $PT \cdot 100 / IDEAL$		66.7	53.3	60.0	100

Tabla 2.6 Reordenamiento de Datos

ALTERNATIVA	CT	CE
SOLUCIÓN 1	67.3	66.7
SOLUCIÓN 2	56.0	55.0
SOLUCIÓN 3	56.7	56.7

La Figura 2.6 presenta la ubicación de cada solución respecto a la línea de solución óptima en un plano Técnico-Económico. De acuerdo a esta figura se escogerá el concepto óptimo de solución, el cual será el que se encuentre ubicado más cercano a la curva ideal, así como más cercano al extremo derecho superior ya que en este punto se tiene una mejor relación entre las características técnicas y económicas. De acuerdo lo anteriormente dicho y con ayuda del gráfico, se obtiene que el concepto de solución óptimo es la Solución 1.

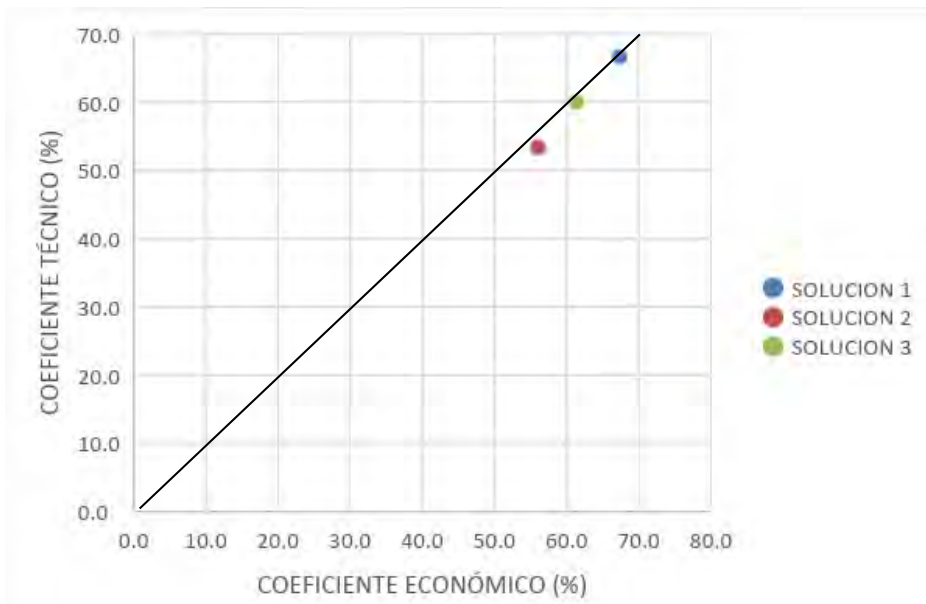
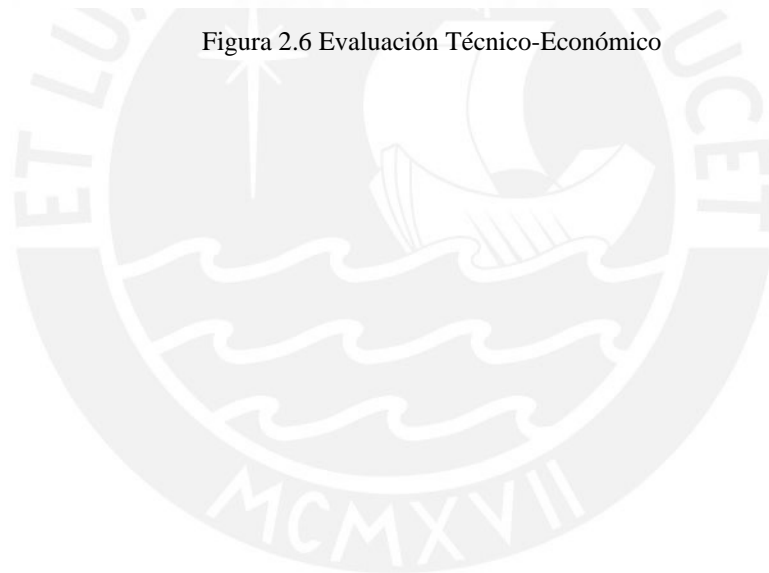


Figura 2.6 Evaluación Técnico-Económico



CAPÍTULO 3

INGENIERÍA DE DETALLE DEL SISTEMA MECATRÓNICO

En el presente capítulo se procederá a mostrar la ingeniería de detalle del sistema mecatrónico de la prótesis de muñeca de 2 DOFs (flexión/extensión y pronación/supinación). Para este diseño, se dividirá la muñeca en 2 partes cilíndricas principales (Figura 3.1), una es el cilindro medio y la otra el ensamble del cilindro inferior macho con el cilindro inferior hembra.

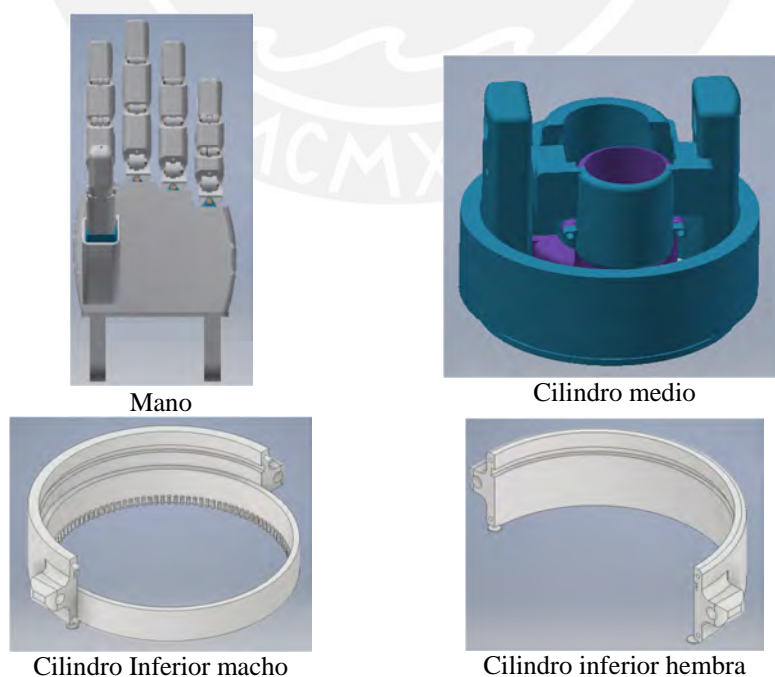


Figura 3.1- Partes de la prótesis

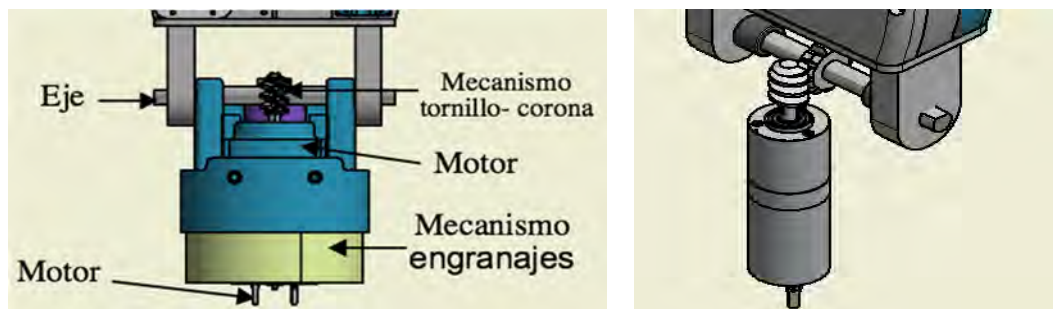


Figura 3.2- Ensamble total de la prótesis

El movimiento de pronación-supinación, se realiza mediante una unión piñón-cremallera circular, como se muestra en la Figura 3.3. Este piñón-cremallera circular hace girar todo el sistema (mano y cilindro medio de la muñeca) con respecto al muñón.

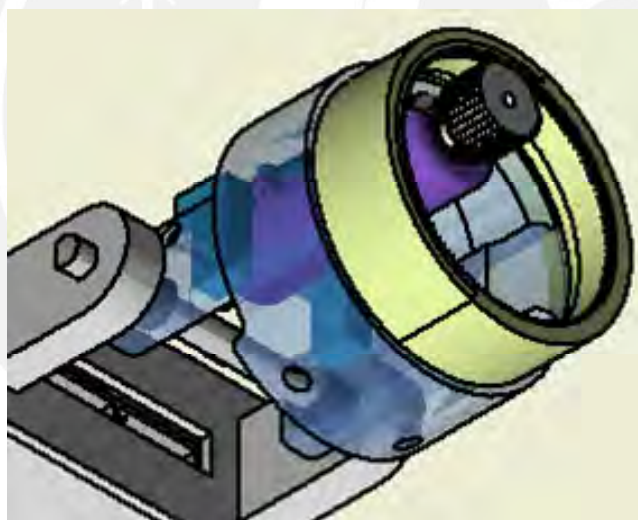


Figura 3.3 – Mecanismo piñón-cremallera circular

Por otro lado, el ensamble de los dos cilindros inferiores tendrá un canal circular a lo largo de toda la circunferencia donde se ensamblará la zona sobresalida del cilindro medio a manera de que se pueda generar un libre giro para simular el movimiento de pronación/supinación.

3.1 Cálculos preliminares para el sistema mecánico

En esta sección, se presentarán los cálculos necesarios para poder hallar los diferentes elementos que se usarán dentro de la prótesis de muñeca para los movimientos flexión/extensión y pronación/supinación en ese orden.

3.1.1 Análisis de elementos para flexión/extensión

En este análisis se modela la muñeca como un mecanismo capaz de mover la mano (500 gramos) y un peso adicional (botella de agua: 500 gramos).

3.1.1.1 Estimación del torque generado en la muñeca

Primero, se halla el torque generado por los pesos de la mano y la botella a partir de la distancia desde el eje de flexión hacia el punto donde se aplica la fuerza de 1kgf es 11cm según el centro de gravedad de todo el sistema modelado (Figura 3.4).



Figura 3.4 - Distancias del centro de masa de la botella a la recta o eje de flexión-extensión

Usando criterio de equilibrio en el eje de flexión (ecuación 3.1), donde la suma de torques debe ser igual a cero, el torque generado por la fuerza debe ser igual al torque generado en el eje de flexión; de esta manera, el torque en el eje de flexión usando la ecuación 3.2 resulta $\text{Torque}_{\text{eje de flexión}} = 11\text{kg.cm}$.

$$\sum \text{Torques} = 0 \quad (3.1)$$

$$\text{Torque}[\text{kgcm}] = \text{Fuerza}[\text{kgf}] * \text{Distancia}[\text{cm}] \quad (3.2)$$

El torque estático de 11 kg.cm es necesario para mantener el equilibrio en el sistema en la posición mostrada en la Figura 3.3, que corresponde a la condición más crítica. Además, es necesario determinar el torque que se requiere para que la muñeca pueda mover a la mano y a la carga adicional, a una velocidad deseada.

En la Figura 3.5 se muestra un perfil de velocidad vs tiempo que debe generar la muñeca. En este caso se optó por un perfil del tipo trapezoidal, debido a que es el más usado, y que permita completar en el sistema físico un recorrido de 180° (este recorrido va desde los -90° a completa flexión hasta los $+90^\circ$ a completa extensión). Recorrido que se debe alcanzar aproximadamente en un segundo según se especifica en los requerimientos del sistema. En este tiempo, el sistema alcanzará una velocidad angular máxima de 80 RPM.

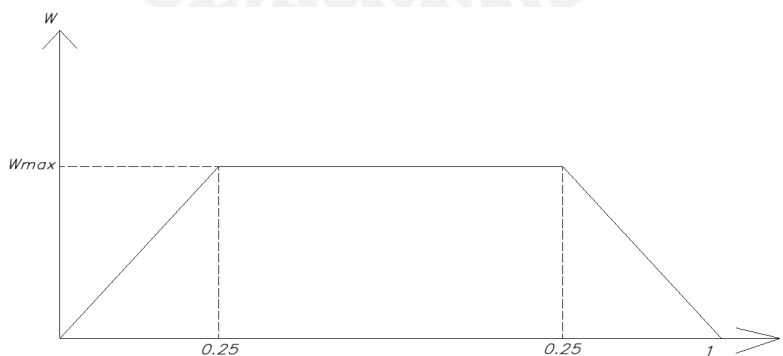


Figura 3.5 - Velocidad angular vs tiempo

Como el sistema se ha modelado como un trapecio, se tienen tres periodos de tiempo: un tiempo t_1 en el que el sistema acelera con una aceleración constante, un tiempo t_2 en el que el sistema mantiene una velocidad constante y un tiempo t_3 en el que el sistema

desacelera; así mismo, se debe mencionar que el tiempo t_1 y el t_3 , al tratarse de un trapecio, son iguales. En este sentido, en el primer tramo se tendrá una aceleración durante 0.25 segundos, luego se mantendrá la velocidad alcanzada durante 0.5 segundos, para al final desacelerar durante 0.25 segundo hasta que el sistema esté completamente detenido.

Entonces con el área bajo la curva que es igual a 2π (180°), y considerando a W como la velocidad angular máxima lograda por el sistema (altura del trapecio), se obtiene una velocidad angular máxima de 8.38 rad/s.

$$W_o + t\alpha = W \quad (3.3)$$

En la ecuación 3.3 W_o es la velocidad angular inicial, en este caso como estamos considerando que el sistema empieza en reposo, W_o es 0. Entonces, para el perfil de velocidades propuesto y las condiciones establecidas, se obtiene una aceleración angular de 33.52 rad/s²

A continuación, se hallará la inercia del sistema compuesto por la mano con una botella de agua; para esto, el sistema se modelará como dos cilindros (mano y peso extra). Se eligió este modelo debido a la semejanza que tiene una botella de agua con un cilindro vertical, de esta manera se puede hallar la inercia respecto a un eje de giro. La mano también fue modelada como un cilindro horizontal de menor largo que la botella y con un diferente diámetro. En la Figura 3.6 se observa un primer cilindro horizontal (mano) y un cilindro vertical (botella) que es el sistema que se considera para el análisis.

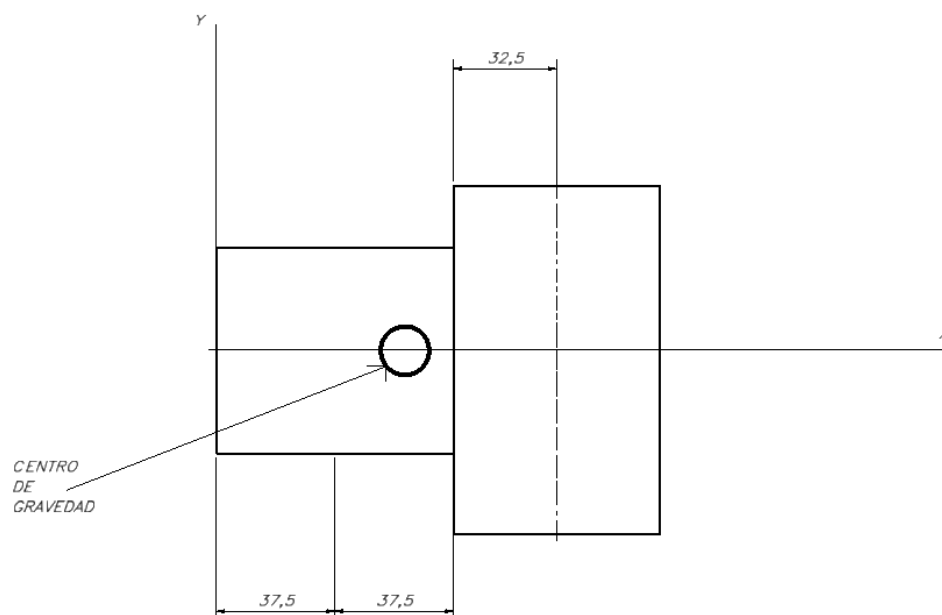


Figura 3.6 - Modelo del sistema de la prótesis (mano con botella)

Primero se hallará el centro de gravedad de todo el sistema usando la ecuación 3.4 y sabiendo que la mano (cilindro horizontal) tiene una masa de 0.5 kilogramos, la botella (cilindro vertical) tiene una masa de 0.5 kilogramos y las distancias que se muestran en la Figura 3.4. Cabe resaltar que todos los cálculos están respecto al eje Y del origen, resultando en este caso $X_{cg} = 72.5$ mm. En el eje Y el centro de masa se ubica en Y igual a 0 debido a que los centros en este eje en ambos cilindros se ubican en cero.

$$X_{cm} = \frac{\sum(masa(kg) * distancia(mm))}{\sum masa(kg)} \quad (3.4)$$

Se halla la inercia de la mano en el eje deseado usando la ecuación 3.5 (ecuación cuando se analiza un eje de giro perpendicular al área de la base), de esta manera se obtiene que $I_m = 410.15625$ kg-mm²

$$I_m = 0.25 * m_m * R^2 + \frac{1}{12} m_m * L_m^2 \quad (3.5)$$

De la misma manera se halla la inercia de la botella, pero en este caso se usa la ecuación 3.6 debido a que se analiza un eje paralelo al eje Y del origen de coordenadas, resultando $I_{botella} = 2889.0625$ kg-mm²

$$I_{botella} = 0.5 * m_b * R^2 \quad (3.6)$$

Trasladando los momentos de inercia de masa al centro de gravedad (72.5 ,0), usando el teorema de Steinner dado en la ecuación 3.7, se obtiene $I_{cmano} = 1022.65625 \text{ kg-mm}^2$ y $I_{cbotella} = 3501.5625 \text{ kg-mm}^2$. Entonces para el conjunto se obtiene $I_{cg} = I_{cm} + I_{cb} = 4524.21875 \text{ kg-mm}^2$.

$$I_c = I + m * (\text{distancia entre los ejes paralelos})^2 \quad (3.7)$$

Ahora, usando la ecuación 3.8 con el fin de hallar el torque dinámico necesario y reemplazando los valores hallados se obtiene $T = 0.1517 \text{ N m}$.

$$\text{Torque} = I_{cg} * \alpha \quad (3.8)$$

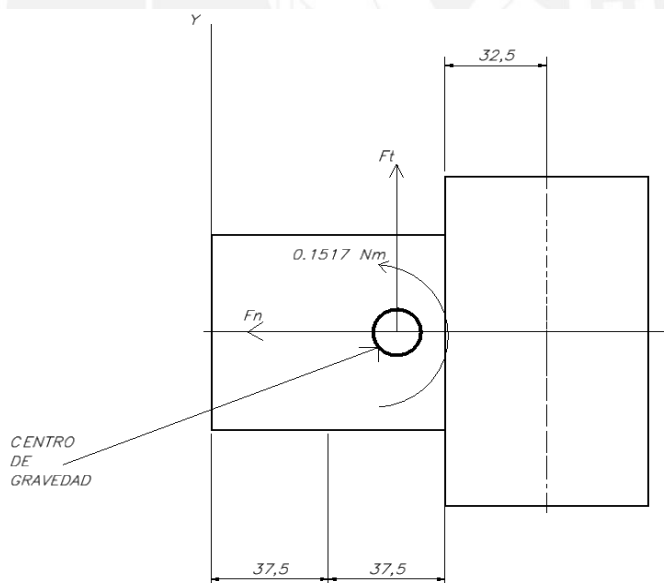


Figura 3.7-Fuerzas y Momentos en el centro de gravedad

A continuación, como el centro de gravedad se encuentra a una cierta distancia del eje de rotación de la muñeca (eje Y), se deben analizar las fuerzas que se generan en ese centro de gravedad a causa de la rotación del mismo. En el punto de centro de gravedad se generan dos fuerzas debido al movimiento rotacional: una fuerza tangencial con dirección en Y positivo (F_t) y una fuerza normal con dirección en X negativo (F_n). Estas fuerzas

serán posteriormente trasladadas al eje Y que es donde se generará el movimiento de flexión/extensión.

La velocidad angular determinada es 8.38 rad/s y la masa de todo el sistema es 1 kg, usando la ecuación 3.10 se determina la aceleración normal, que resulta 5.09 m/s². Luego, usando la ecuación 3.9 se halla el valor de la fuerza normal: $F_n = 5.09 \text{ N}$.

$$\sum F = m * a \quad (3.9)$$

$$a_n = \omega^2 * r \quad (3.10)$$

De la misma manera, la aceleración angular es 33.52 rad/s², luego se usa la ecuación 3.11 para hallar la aceleración tangencial: $a_t = 2.43 \text{ m/s}^2$ y hallando la fuerza tangencial usando la ecuación 3.9: $F_t = 2.4302 \text{ N}$.

$$a_t = \alpha * R \quad (3.11)$$

Estas fuerzas son trasladadas al eje de rotación usando la ecuación 3.2 para hallar el torque dinámico generado por la fuerza tangencial y sumando este resultado con el torque en el centro de gravedad que es igual al torque dinámico total en el eje Z sale un torque total $T_z = 0.328 \text{ Nm}$. Haciendo conversión de unidades debido a que estamos trabajando en kg cm se obtiene $T_z = 3.34 \text{ kg cm}$. Sumando los torques obtenidos, tanto el estático como el dinámico total se obtiene 14.34 kg cm como torque necesario para generar el movimiento deseado.

3.1.1.2. Estimación de la geometría del elemento de unión para flexión/extensión

En la Figura 3.8 se observa la posición crítica del eje de flexión/extensión. En esta posición todo el peso recae sobre el eje flexión-extensión debido a la forma en la que se sujeta la botella. El peso de 1 kg se encuentra en el centro de gravedad del sistema mano-botella que se ubica a 110 mm de distancia del eje flexión/extensión. De esta manera,

usando la ecuación 3.2 se obtiene que la torsión a la que estará sometida el eje es $T = 1079.1 \text{ Nmm}$.

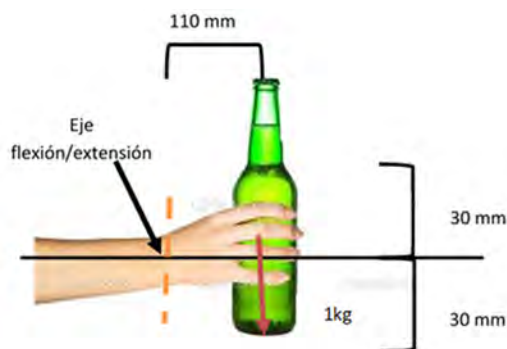


Figura 3.8 - eje en estado crítico

En la Figura 3.9 se observa como el eje une a los cilindros medio y a la palma, en este eje se concentrará el movimiento flexión/extensión. Así mismo, en el medio del eje se encuentra una corona que transmitirá la potencia del motor para generar el movimiento por medio de un sistema tornillo sinfín corona (Figura 3.10).

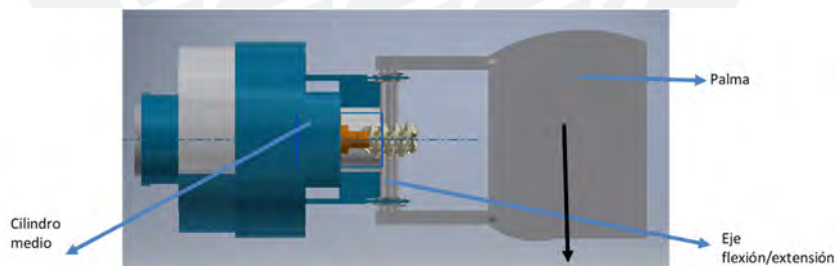


Figura 3.9 – Análisis de eje en estado crítico

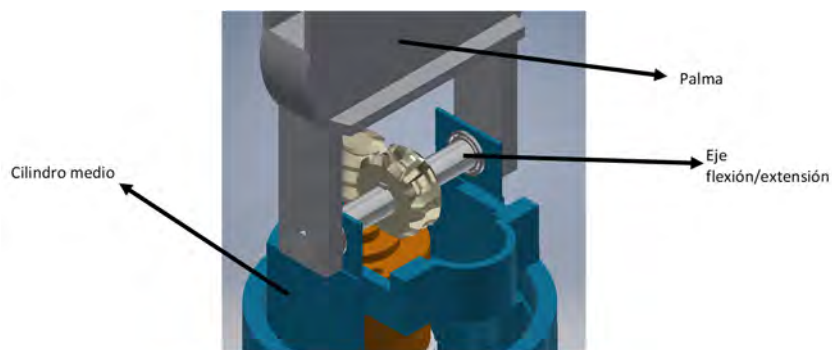


Figura 3.10 – Análisis de eje en estado crítico. Vista isométrica

Se realiza un diagrama de cuerpo libre del eje para poder hallar las dimensiones mínimas de este, se tienen las fuerzas y momentos observados en el gráfico 3.11 (eje colocado de manera horizontal para facilidad de gráficos de fuerzas cortantes y momentos flectores pero las fuerzas son las mismas que en la Figura 3.9).

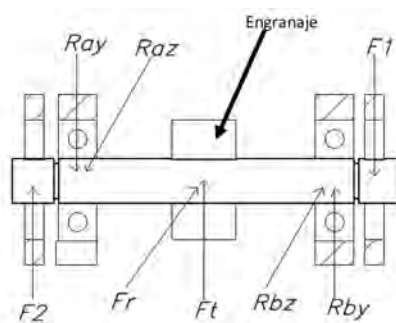


Figura 3.11 – Fuerzas en el eje flexión-extensión

Primero se analizará las fuerzas en los engranajes de la transmisión de potencia (F_r y F_t) así como el momento torsor generado (M_t).

Como el eje transmitirá una potencia de 15 Watts (potencia de salida) a una velocidad máxima de 80 RPM se haya el momento torsor usando la ecuación 3.12, de esta manera $M_t = 1.79 \text{ Nm} = 1790 \text{ Nmm}$.

$$M_t = P/W \quad (3.12)$$

A partir de este momento, se haya la fuerza tangencial generada en la corona usando la ecuación 3.13 teniendo en cuenta que el diámetro primitivo de la corona (D) es 20mm: $F_t = 179 \text{ N}$.

$$M_t = F_t * D/2 \quad (3.13)$$

En este caso se usará un ángulo de inclinación igual a 4° . Usando la ecuación 3.14 se obtiene la fuerza radial $F_r = 12.52 \text{ N}$.

$$Fr = Ft * \tan(\gamma) \quad (3.14)$$

Luego, considerando que anteriormente se halló el esfuerzo (primer párrafo de este inciso) al que estará sometido el eje debido al peso de la mano y de la botella de agua, y que este esfuerzo es igual a 1079.1 Nmm, esta se trasladará al eje por medio de las fuerzas que se generará en la unión de la palma con el cilindro medio (F1 y F2); teniendo en cuenta esto y que la distancia del centro del eje hacia estas fuerzas es 25 mm, se puede hallar el valor de estas fuerzas que obtienen magnitudes iguales: $F1 = F2 = 18.05 \text{ N}$.

Luego, usando sumatoria de fuerzas igual a la aceleración (ecuación 3.9, aceleración igual a cero porque el eje se encuentra en equilibrio) y sumatoria de momentos igual a cero (ecuación 3.1) se hayan las reacciones en los puntos A y B, estas reacciones se dan en dos direcciones (eje Z y eje Y):

$$\begin{aligned} R_{bz} &= -59.415 \text{ N}; & R_{az} &= 119.585 \text{ N} \\ R_{by} &= 6.26 \text{ N}; & R_{ay} &= 6.26 \text{ N} \end{aligned}$$

De esta manera el diagrama de cuerpo libre y los diagramas de fuerzas cortantes y momentos flectores en ambos planos (XY e XZ) en el eje quedan como se pueden observar en las Figuras 3.12, 3.13, 3.14 y 3.15. Según estos gráficos, se obtiene que la sección crítica del eje es la sección media donde se ubica el engranaje, de la misma manera se llega a la conclusión que el punto crítico del eje se halla al extremo de la sección, esto debido a que como el eje es de sección circular, los esfuerzos mayores se concentran a los extremos.

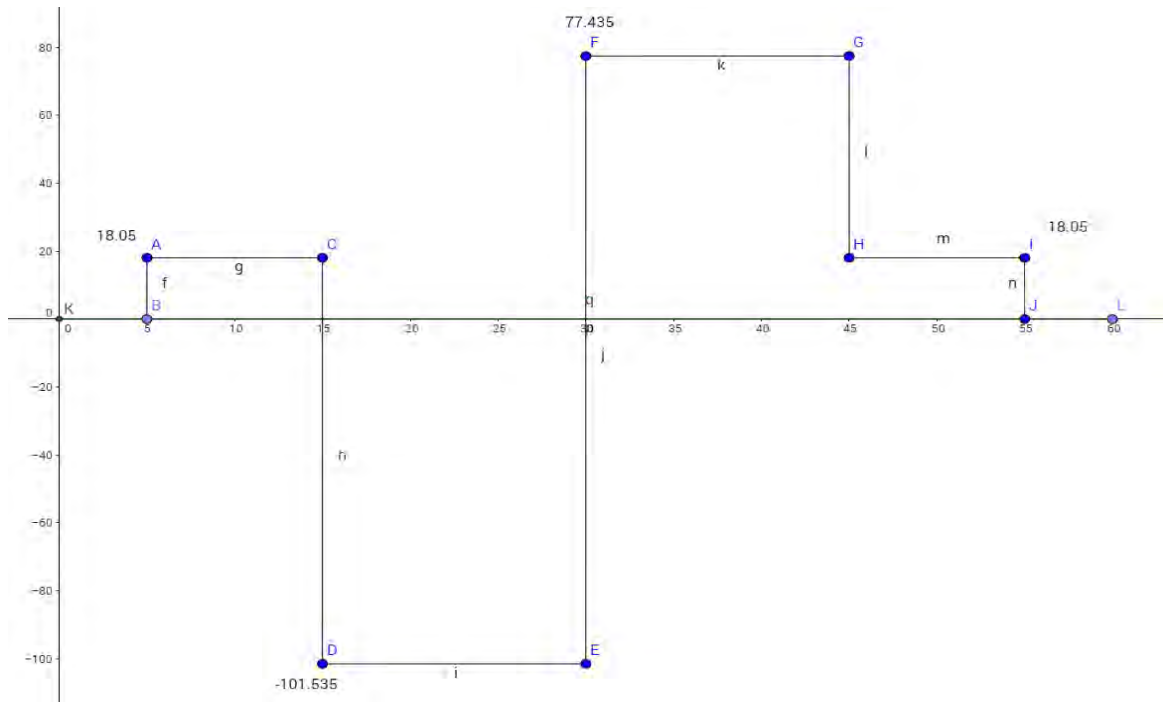


Figura 3.12 DFC en el plano XZ

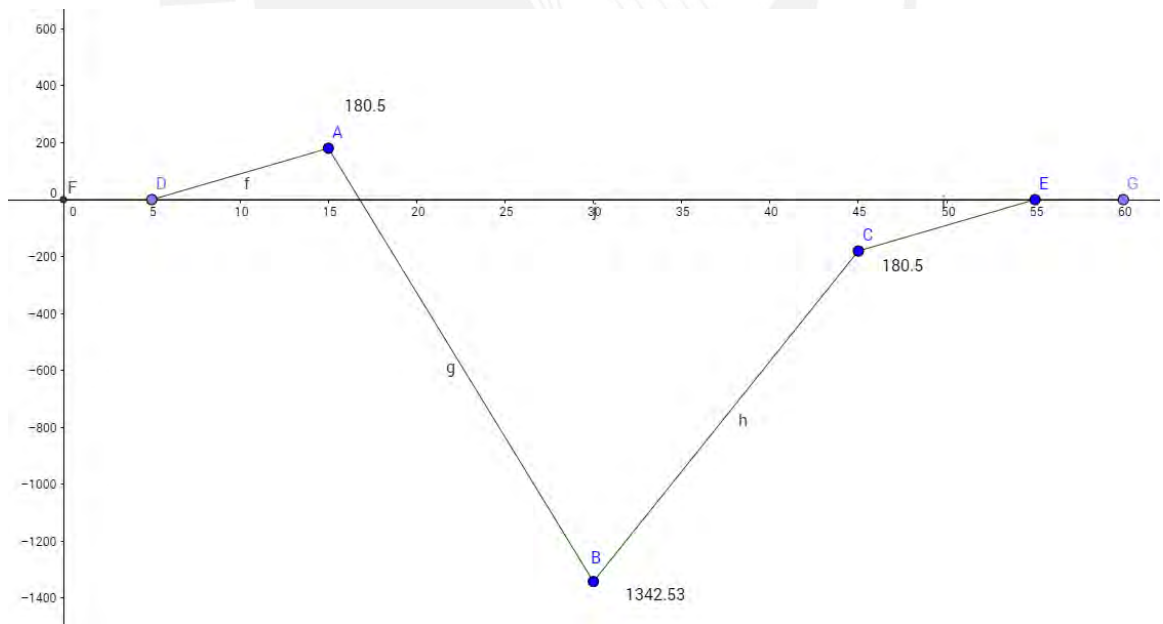


Figura 3.13 DMF en el plano XZ

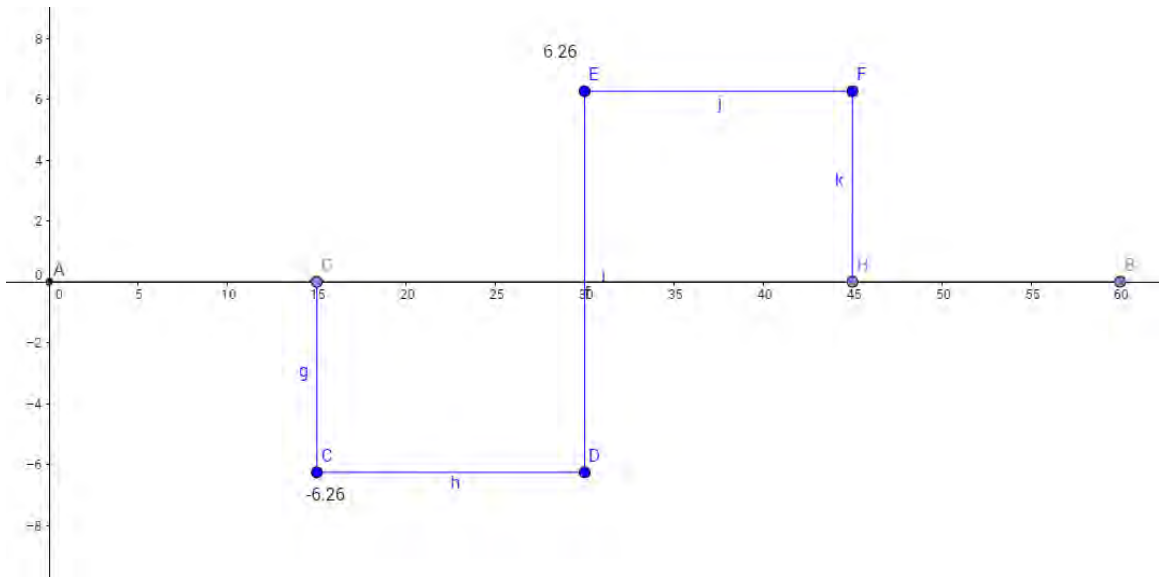


Figura 3.14 DFC en el plano XY

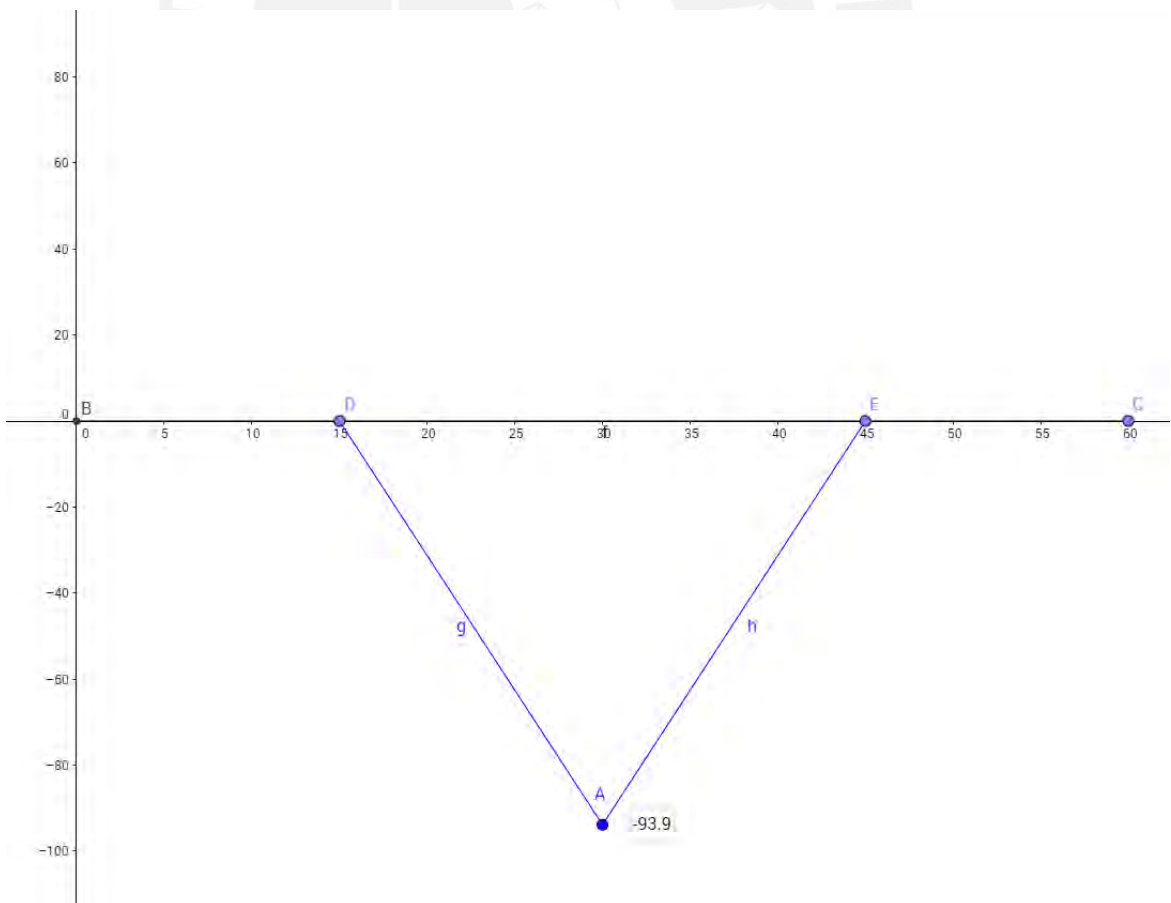


Figura 3.15 DMF en el plano XY

El momento flector total es la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los momentos en ambos planos y la fuerza cortante total, de la misma forma. Con estas consideraciones se halla el momento flector total: $M_f = 1345.808481 \text{ Nmm}$ y la fuerza cortante total $V = 101.7278 \text{ N}$.

En este eje no hay fuerzas normales y el momento torsor a lo largo de todo el eje es 1790 Nmm según lo hallado anteriormente.

Como el eje no está sometido a fuerzas normales, según la ecuación 3.15 el esfuerzo normal es cero.

$$\sigma_{normal} = \frac{f}{A} \quad (3.15)$$

Habiendo hallado los momentos de flexión, momento torsor y fuerza cortante, se pueden hallar los esfuerzos usando las ecuaciones 3.16, 3.17 y 3.18:

$$\sigma_{flexión} = \frac{M_f * d / 2}{\pi d^4 / 64} \quad (3.16)$$

$$T_t = \frac{16 * M_t}{\pi d^3} \quad (3.17)$$

$$T_c = \frac{V}{A} \quad (3.18)$$

De este modo los resultados obtenidos son los siguientes:

$$\sigma_{cortante-fcortante} = 0$$

$$\sigma_{normal-flexión} = 13708.29262 / d^3 \text{ Nmm}^2$$

$$T_t = \frac{9116.395}{d^3} \text{ Nmm}^2$$

$$T_c = \frac{129.5238}{d^2} \text{ Nmm}^2$$

A continuación, se halla el esfuerzo normal equivalente según Von Mises de acuerdo a la ecuación 3.19. Según consideraciones de resistencia de materiales, este esfuerzo debe

ser menor o igual al esfuerzo de fluencia del material (como usaremos acero el esfuerzo de fluencia es 500 MPA) entre el factor de seguridad (usaremos un factor de seguridad alto, en este caso 4 debido ya que no consideraremos concentradores de esfuerzo). Y, a partir de ahí, se logra hallar el diámetro mínimo del eje.

$$\sigma_{equivalente} = \sqrt{(\sigma_f + \sigma_n)^2 + 3(Tt^2 + Tc^2)} \quad (3.19)$$

Con las consideraciones descritas anteriormente, se halla el diámetro que sale mayor o igual a 5.51 mm, por seguridad y comodidad usaremos un diámetro de eje de 7 mm.

3.1.1.3 Transmisión de potencia tornillo sin fin corona

Teniendo como datos a la potencia de salida necesaria aproximada a 14.4 kg-cm, la velocidad angular máxima que va a tener el mecanismo (80 RPM), diámetro de la corona (17 mm), el ángulo de inclinación de 4° para que la transmisión sea auto bloqueante, y el ángulo normal recomendado (14.5°).

Se halla la fuerza tangencial (Wtg) que genera la transmisión usando la ecuación 3.20, la velocidad de la línea de paso de la corona Vtg (ecuación 3.21), la velocidad de deslizamiento Vs (ecuación 3.22); con la velocidad de deslizamiento, se puede hallar el coeficiente de fricción mediante tablas.

$$W_{tg} = \frac{2 \cdot T}{D} \quad (3.20)$$

$$V_{tg} = \frac{\pi \cdot D \cdot W}{12} \quad (3.21)$$

$$V_s = \frac{V_{tg}}{\text{sen}(\lambda)} \quad (3.22)$$

Los resultados obtenidos son los siguientes: Wtg = 16.94 kgf; Vtg = 14.66 pies/min
Vs = 210.16 pies/min; $\mu = 0.028$

Las velocidades (deslizamiento y línea de paso) se trabajan en pies/min debido a que esta es la unidad con las que se usan las tablas correspondientes.

A continuación, se halla la fuerza de fricción generada en el sistema de transmisión de potencia usando la ecuación 3.23: $Wf = 0.49 \text{ kg-f}$.

$$Wf = \frac{\mu W t g}{\cos(\lambda) \cos(\varphi) - \mu \operatorname{sen}(\lambda)} \quad (3.23)$$

Teniendo la fuerza de fricción, se halla la potencia perdida a causa de esta fuerza usando la ecuación 3.24: $PL = 0.007 \text{ HP}$

$$PL = \frac{V_s * Wf}{33000} \quad (3.24)$$

Luego, se halla la potencia de salida del mecanismo con los datos de torque de salida y velocidad angular de salida usando la ecuación 3.25: $P = 0.020 \text{ HP}$

$$P = \frac{T * W}{63000} \quad (3.25)$$

Finalmente, sumando ambas potencias (de salida y pérdida) se halla la potencia de entrada de todo el mecanismo: $P_i = 0.027 \text{ HP} = 21 \text{ Watts}$

Como se puede observar en los resultados, un sistema de transmisión tornillo sinfín-corona tiene la desventaja de poseer una muy baja eficiencia; sin embargo, se optó por este sistema debido a que se puede auto bloquear para evitar giros indeseados cuando el actuador no se encuentre energizado, esto ayudaría al sistema a ahorrar una cantidad de energía realmente considerable.

3.1.2. Análisis de elementos para pronación/supinación

En este análisis el sistema se modela de la misma manera que para flexión/extensión, solo que, adicionalmente, se agregará un tercer cilindro el cual representará la parte de la

prótesis de la muñeca que se conectará a la mano y que es donde se ejecutará el movimiento de pronación/supinación. Este movimiento se concentra en la unión del cilindro inferior con el cilindro medio, esta unión se realiza mediante una transmisión de engranajes dispuestos de forma planetaria. Explicado esto, el tercer cilindro modelado representa a la parte media de la prótesis (Figura 3.16). El eje X' representa el eje de giro del cilindro botella, los ejes de giro de los otros dos cilindros se encuentran en el mismo eje X del inicio de coordenadas.

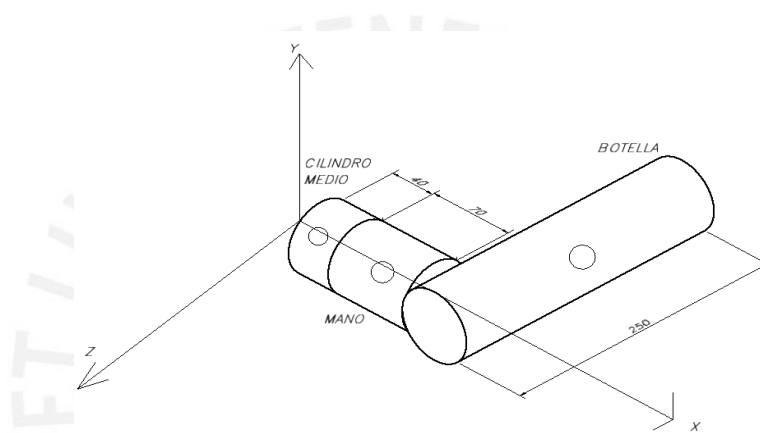


Figura 3.16 Modelamiento del sistema

3.1.2.1 Estimación del torque generado en la muñeca

Hallamos el centro de gravedad del sistema total (los tres cilindros) para esto se usa la ecuación 3.4 tanto en el eje X como para el eje Y . De esta manera, el centro de gravedad se encuentra en el punto (103.18, 56.82).

Luego, se hallan las inercias de la muñeca y mano respecto al eje X usando la ecuación 3.6: $I_m = 225 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$, $I_{mu} = 20 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$ y $I_{botella} = 2604.17 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$.

Luego se trasladan las inercias al centro de gravedad usando el teorema de Steinner (ecuación 3.7): $I_{cm} = 1839.2562 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$, $I_{cmu} = 4928.4262 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$, $I_{cb} = 342.85124 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$. Luego, se suman estas inercias y se haya la total: $I_{total} = 7110.53364 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$

Se considera que el sistema gira 180° (desde la total pronación hasta la máxima supinación) en 1 segundo según requerimientos del mecanismo. En este caso, la velocidad angular se modelará de la misma manera que en flexión/extensión (trapezoidal). Con este modelo se obtiene una velocidad angular $\alpha = 33.52 \text{ rad/s}^2$.

Usando la ecuación 3.8 se obtiene el torque generado que es igual a 0.2383 Nm . A continuación, se halla la aceleración normal y la aceleración tangencial usando las ecuaciones 3.10 y 3.11: $a_n = 4 \text{ m/s}^2$ y $a_t = 1.9 \text{ m/s}^2$.

Se hallan las fuerzas tangencial y normal generadas por estas aceleraciones usando la ecuación 3.9: $F_n = 4.4 \text{ N}$ y $F_t = 2.09 \text{ N}$.

El paso siguiente es trasladar los momentos y las fuerzas al eje de rotación X, para esto se aplica la ecuación 3.2 y se suman los torques hallados, de esta manera resulta un torque dinámico igual a 0.3571 Nm .

El torque estático para el sistema viene dado por la ecuación 3.2, de esta manera se obtiene un torque estático de 0.6131 Nm y sumando esto con el torque dinámico se obtiene 0.97 Nm que es 9.8879 kg-cm como torque de salida total.

3.1.2.2 Transmisión de potencia de engranajes

Para el movimiento de pronación/supinación se optó por usar una transmisión de potencia mediante engranajes, debido a la eficacia y a la facilidad de ensamble de esta dentro de la prótesis. El sistema tendrá dos partes: la primera parte está compuesta por dos engranajes rectos (uno irá conectado al eje del motor y tendrá velocidad de giro W_1 , Z_1 como número de dientes y torque M_1 , y el otro será un engranaje intermedio con velocidad de giro W_2 , Z_2 como número de dientes y torque M_2), la segunda parte está compuesta por un engranaje y una cremallera circular (el engranaje es el intermedio de la parte anterior con velocidad de giro W_2 , Z_2 como número de dientes y con torque M_2 , y la cremallera circular es la que irá conectada al cilindro medio de la prótesis con el fin de

ejecutar el movimiento deseado, esta cremallera circular tendrá como velocidad de giro a $W3$, $Z3$ como número de dientes y con torque $M3$).

$$i = \frac{W1}{W2} = \frac{Z2}{Z1} = \frac{M2}{M1} \quad (3.26)$$

De esta manera usando la ecuación 3.26 y sabiendo que la velocidad de giro del cilindro medio (eje de pronación/supinación, cremallera circular) debe ser 80 RPM como máximo, que la cantidad de dientes de éste es 20, que el torque de salida en ese punto es 0.0989 kgcm, y que la cantidad de dientes del engranaje medio es 10, se halla la velocidad con que girará el engranaje medio ($W2$) en este caso sale 160 RPM y el momento ($M2$) es 4.9439 kg-cm.

De la misma manera se trabaja en la primera parte, conociendo la velocidad de giro del engranaje medio, el número de dientes y el momento de este, y conociendo el número de dientes del engranaje que irá acoplado al eje del motor (6) se llega a que la velocidad $W1$ es 267 RPM aproximadamente y el momento ($M1$) es 2.9664 kg-cm.

Por consiguiente, la potencia de entrada al inicio del sistema de transmisión de potencia que en este caso sale 8.14 Watts.

Finalmente, se tiene que considerar que por cada transmisión (2 partes) tiene una eficiencia de 0.9, tomando en cuenta esto, la potencia inicial que debe tener el motor es 10.1 Watts.

3.1.3 Selección de motores

Teniendo ya los datos de potencia de los motores para flexión/extensión y para pronación/supinación (Tabla 3.1), se procede a buscar opciones dentro del mercado usando como datos el diámetro máximo que puede tener el motor y la potencia a entregar. Además, también es importante considerar la alimentación del motor, en este caso se trabajará con una alimentación de 6-9V, debido a que las baterías de este voltaje son más

pequeñas y menos pesadas que las de mayor voltaje, y para fines del proyecto, el peso y el tamaño son condiciones muy importantes. Con estas consideraciones, el motor seleccionado para el movimiento flexión/extensión es el motor Maxon 226784 con escobillas de grafito, 47.4 mm de largo, 29mm de diámetro y 22 Watts de potencia (Figura 3.17). Para más información ver Anexo C.

Tabla 3.1 Potencia de motores por cada movimiento

Motor flexión/extensión	21 Watts
Motor pronación/supinación	10.1 Watts

Motor Data		
Values at nominal voltage		
1 Nominal voltage	V	9
2 No load speed	rpm	7890
3 No load current	mA	78.2
4 Nominal speed	rpm	7580
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	10.9
6 Nominal current (max. continuous current)	A	1.08
7 Stall torque	mNm	284
8 Stall current	A	26.1
9 Max. efficiency	%	89
Characteristics		
0 Terminal resistance	Ω	0.345
1 Terminal inductance	mH	0.035
2 Torque constant	mNm/A	10.9
3 Speed constant	rpm/V	879
4 Speed / torque gradient	rpm/mNm	27.9
5 Mechanical time constant	ms	4.21
6 Rotor inertia	gcm ²	14.4

Figura 3.17- Especificaciones del motor Maxon 226784-Fuente: Datasheet

RE-max 29 Ø29 mm, Graphite Brushes, 22 Watt

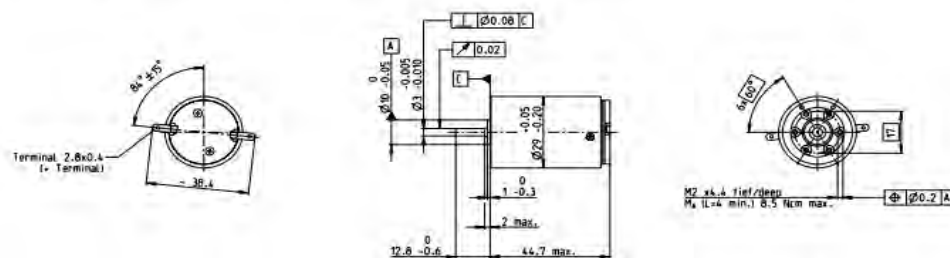


Figura 3.18 - Dimensiones del motor Maxon 226784-Fuente: Datasheet

El motor para pronación/supinación seleccionado fue el Maxon DCX 19 S Graphite Brushes DC motor Ø19 mm (Figura 3.19). Ver Anexo D para más información.

Motor Data		
1_ Nominal voltage	V	9
2_ No load speed	rpm	12900
3_ No load current	mA	102
4_ Nominal speed	rpm	10900
5_ Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	11.3
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	1.81
7_ Stall torque	mNm	73.8
8_ Stall current	A	11.2
9_ Max. efficiency	%	82
10_ Terminal resistance	Ω	0.802
11_ Terminal inductance	mH	0.045
12_ Torque constant	mNm/A	6.58
13_ Speed constant	rpm/V	1450
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	177
15_ Mechanical time constant	ms	4.94
16_ Rotor inertia	gcm ²	2.67

Figura 3.19- Especificaciones del motor Maxon DCX 19 S-Fuente: Datasheet

DCX 19 S Graphite Brushes DC motor Ø19 mm

11/17 W 11.3 mNm 16000 rpm

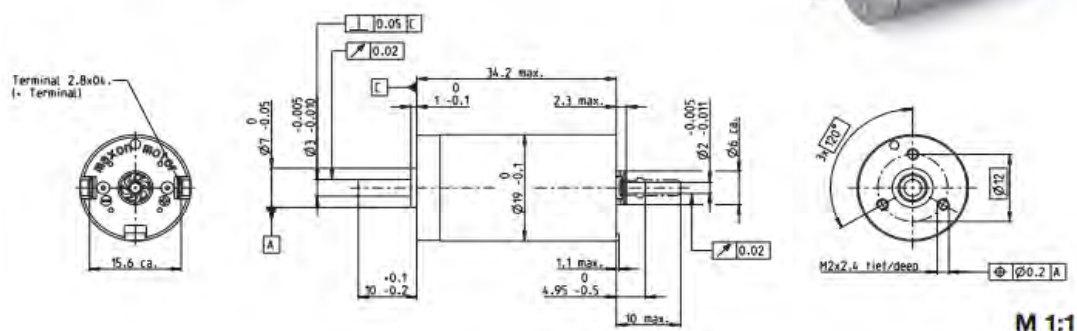


Figura 3.20- Dimensiones del motor Maxon DCX 19 S-Fuente: Datasheet

3.2 Diseño del sistema mecánico

En el presente inciso se presentará el modelado en 3D mediante el software Inventor de las distintas piezas que compondrán a la prótesis de muñeca, este modelado se dividirá en dos partes según el movimiento en el que tomarán parte (flexión-extensión o pronación-supinación).

Adicionalmente, se presentará las simulaciones de los elementos con el fin de hallar los esfuerzos, deformaciones y factor de seguridad.

3.2.1 Diseño de elementos para flexión/extensión

En la Figura 3.21 se observa el ensamble de solo los elementos necesarios para poder generar el movimiento flexión/extensión. Como se puede observar, la palma se unirá al cilindro medio mediante un eje con chavetas, el eje y el cilindro medio se encuentran unidos por dos rodamientos a manera de que se permita el libre giro. El eje estará unido a un sistema corona-tornillo sin fin de tal manera que se pueda transmitir la potencia del motor Maxon de 22 watts seleccionado anteriormente (diámetro 39mm) hacia el eje. En la Figura 3.22 se observa el detalle de esta unión y la posición de eje para que se realice la correcta transmisión de potencia.

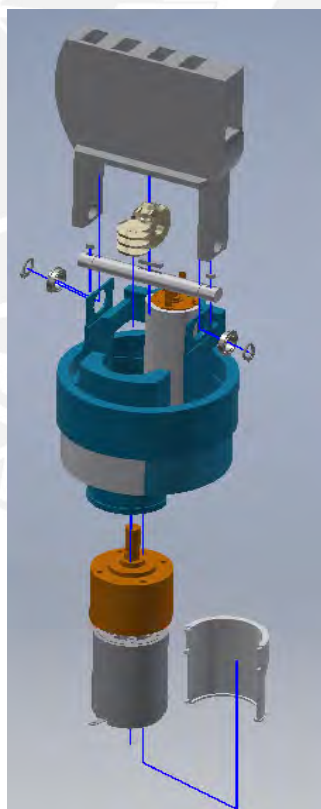


Figura 3.21 - Ensamble de elementos para flexión/extensión

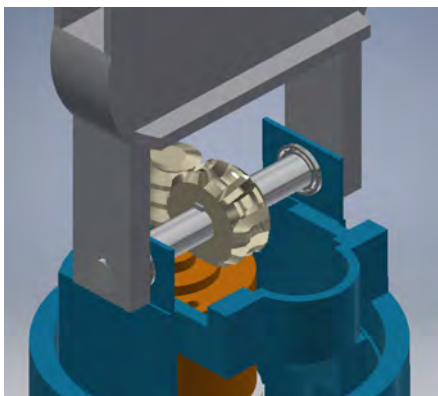


Figura 3.22 – Posición del eje respecto al cilindro medio y la palma

El motor estará sujetado por una superficie semicilíndrica ubicada en el cilindro medio con cuatro agujeros en el cual se introducirá otro semicilindro macho a manera de tapa para el motor y mantenerlo estable en el sistema (ver vista media mostrada en la Figura 3.23). Esta tapa será capaz de sujetar tanto el motor como la respectiva reducción.

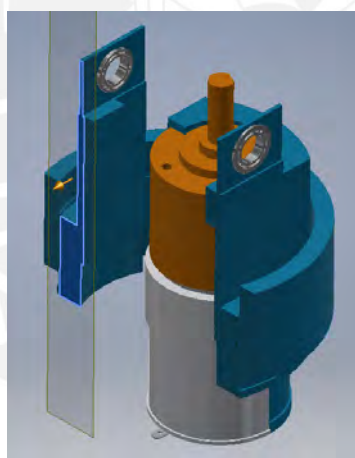


Figura 3.23 - Posición del motor respecto al cilindro medio

3.2.2 Diseño de elementos para pronación/supinación

En la Figura 3.24 se observa el ensamble de solo los elementos necesarios para poder generar el movimiento pronación/supinación.

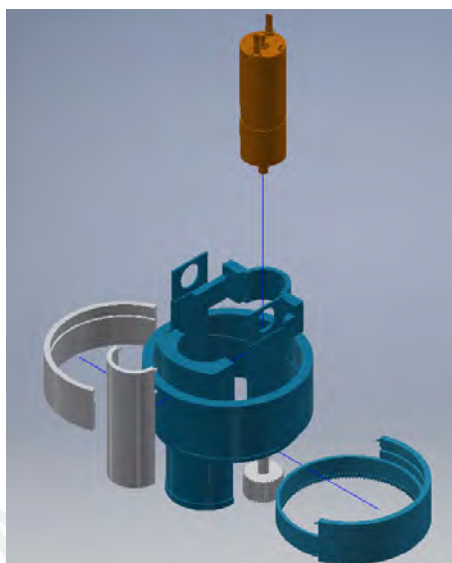


Figura 3.24 - Ensamble de elementos para pronación/supinación

El cilindro medio poseerá un sobresaliente a manera de canal que se unirá a los dos cilindros inferiores (macho y hembra) los cuales poseerán una abertura para permitir el libre giro.

El cilindro inferior poseerá dientes a manera de engranaje para que se transmita la potencia desde el motor Maxon 19mm seleccionado previamente que tendrá acoplado un eje con un engranaje al final (Figura 3.25). Este motor estará sujeto al cilindro superior y será cubierto por una tapa la cual sujetará tanto al motor como a su reducción (Figura 3.26).

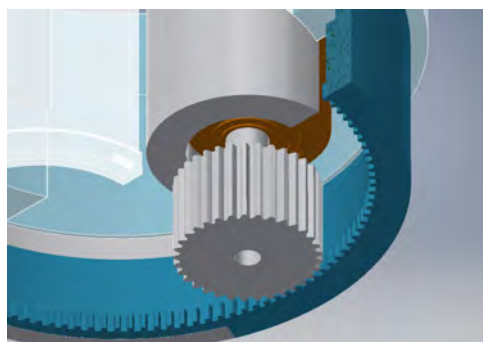


Figura 3.25 – Transmisión de potencia para el movimiento pronación/supinación

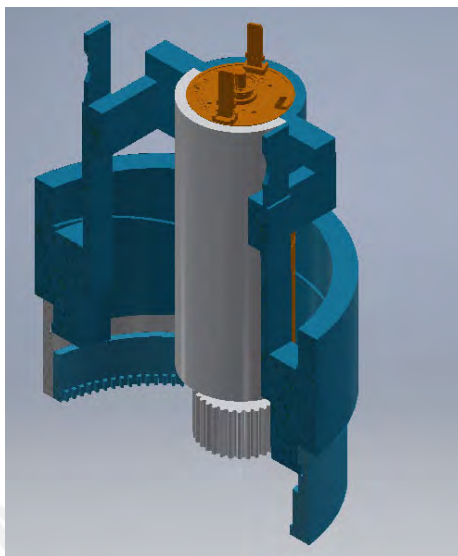


Figura 3.26 – Posición del motor respecto al cilindro medio

3.2.3 Simulaciones

En este inciso se presentan las simulaciones de los elementos mecánicos que se encuentran sometidos a tensiones (piezas críticas). Para este análisis se utilizó el software Autodesk Inventor 2016. Este software permite realizar un análisis a través del método de elementos finitos y brinda resultados confiables de esfuerzos, deformaciones y factor de seguridad. La malla usada ha sido tetraédrica con elementos de 0.1mm para las secciones donde se aplicarán más cargas; esto es, las secciones donde las fuerzas tienen una mayor magnitud, ya sea por la presencia de concentradores de esfuerzos o por cargas externas. Se tiene en consideración que el material de todos los elementos será plástico ABS.

3.2.3.1 Simulación del cilindro medio

En esta parte se presentará la simulación del cilindro medio sometido a distintas tensiones. En la Figura 3.27 se observan estas tensiones de color amarillo. Se tiene una fuerza que representa al peso por efecto de la gravedad del mismo cilindro. En las dos orejas superiores se ven dos fuerzas con valor de 500 N cada una que representan el peso de la

mano y los dedos que van apoyados en el cilindro medio, también se ven dos momentos con valor de 995 Nmm cada uno ubicados en los agujeros de las orejas que son los momentos generados por el movimiento del eje flexión-extensión. Finalmente, en la parte inferior se visualiza una fuerza que representa el peso del motor flexión-extensión que irá apoyado en esta pieza con un valor de 0.2 N.

Por otro lado, de color azul se pueden observar las reacciones de las restricciones del sistema. En la parte inferior de la pieza se presentan fuerzas con dirección hacia arriba que son las reacciones que se generan por efecto del peso de la mano, la botella y los motores; esta reacción se genera en el contacto que hay entre el cilindro medio y el cilindro inferior macho. También se muestra un momento de reacción a los efectos de la flexión-extensión generados en las orejas, este también se genera en la unión con el cilindro inferior macho.

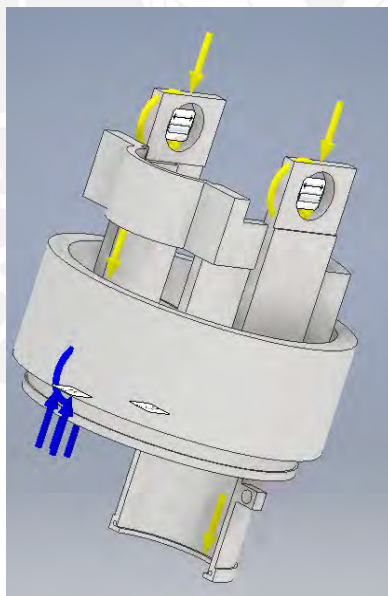


Figura 3.27 – Fuerzas en el cilindro medio

Luego de la simulación se obtienen los siguientes resultados resumidos en las Figuras 3.28, 3.29 y 3.30. Se destacan los valores máximos y mínimos de los esfuerzos, desplazamientos y factores de seguridad.

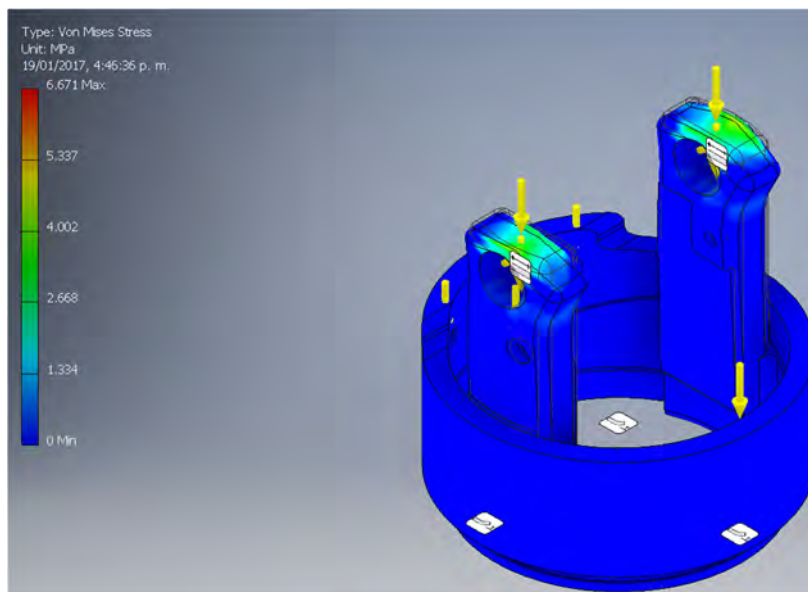


Figura 3.28 Esfuerzo de Von Misses en el cilindro medio

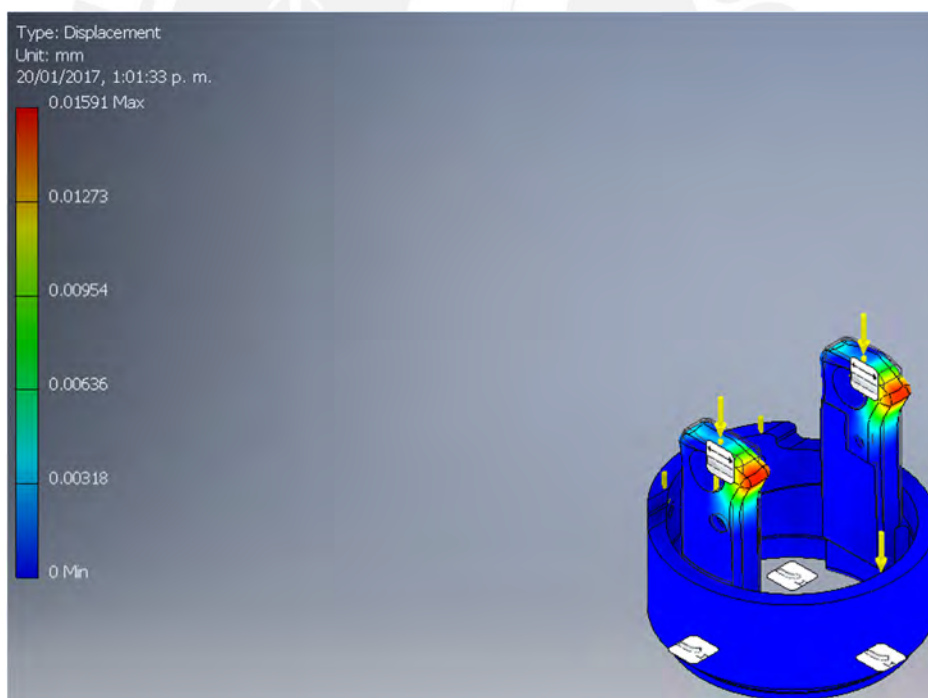


Figura 3.29 Desplazamientos y deformaciones en el cilindro medio

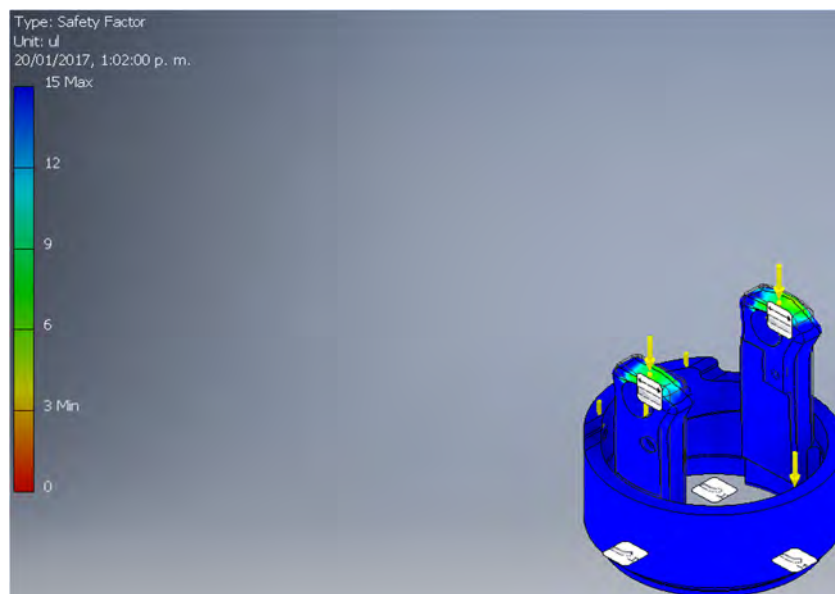


Figura 3.30 Factores de seguridad en el cilindro medio

Resumiendo, los valores máximos, se obtiene:

- Máximo esfuerzo equivalente: 30.7 MPa
- Máximo desplazamiento: 0.1152 mm
- Mínimo factor de seguridad a la fluencia: 0.65

La resistencia a la fluencia del plástico ABS es 45 MPa y el máximo esfuerzo es 30.7 MPa por lo que el factor de seguridad obtenido de 0.65 se considera válido. Finalmente, el máximo desplazamiento se genera en las orejas que se encuentran sometidas al peso de la mano y los dedos, este valor es inferior a 1mm. Debido a esto, se puede asegurar que la estructura soportará los esfuerzos a los que está siendo sometida.

3.2.3.2 Simulación del cilindro inferior macho

En esta parte se presentará la simulación del cilindro inferior macho sometido a distintas tensiones. En la Figura 3.31 se observan estas tensiones. No se presentará la simulación del cilindro inferior hembra debido a que este se encuentra sometido a menores tensiones

y como tienen geometrías muy similares, si el macho soporta las tensiones, el hembra también lo hará.

El cilindro inferior macho se encuentra sometido a la fuerza de su propio peso causada por efectos de la gravedad, también recae sobre él el peso de todo el sistema cilindro medio más mano que es igual a 1400 N; por último, como esta pieza recibe la potencia del motor para pronación-supinación mediante la transmisión por engranajes, esta recibe el momento generado por ese engranaje que tiene un valor de 970 Nmm. Estas fuerzas y momentos son representadas en la Figura 3.31 de color amarillo.

Por otro lado, también se presentan de color azul las reacciones en las restricciones del sistema. Se genera una reacción hacia arriba debido al peso de todo el sistema que recae sobre el cilindro inferior, esta reacción se genera en la unión del cilindro inferior macho con el soporte de todo el brazo protésico que va acoplado al muñón. También se presenta un momento generado como reacción a la transmisión de potencia para ejecutar el movimiento de pronación-supinación, este momento también se genera en la unión con el muñón.

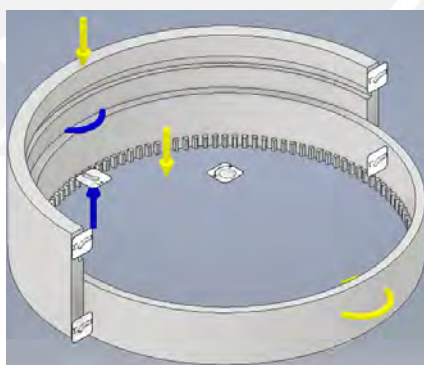


Figura 3.31 Fuerzas y mallado del cilindro inferior macho

Luego de la simulación se obtienen los siguientes resultados resumidos en las Figuras 3.32 a 3.34. Se destacan los valores máximos y mínimos de los esfuerzos, desplazamientos y factores de seguridad.

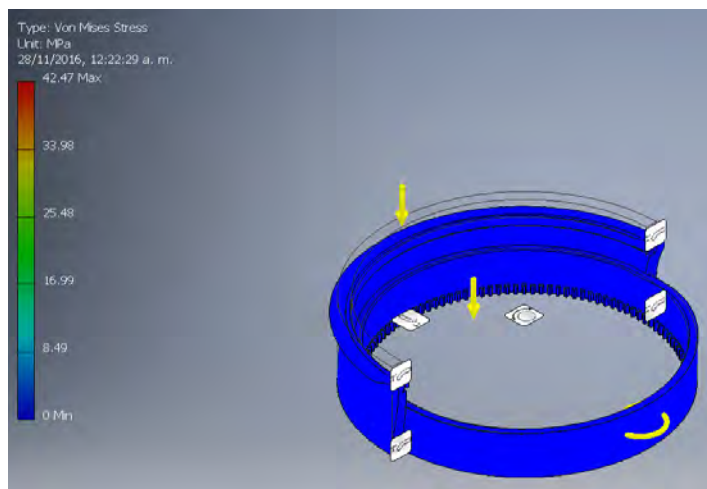


Figura 3.32 Esfuerzo de Von Misses en el cilindro inferior macho

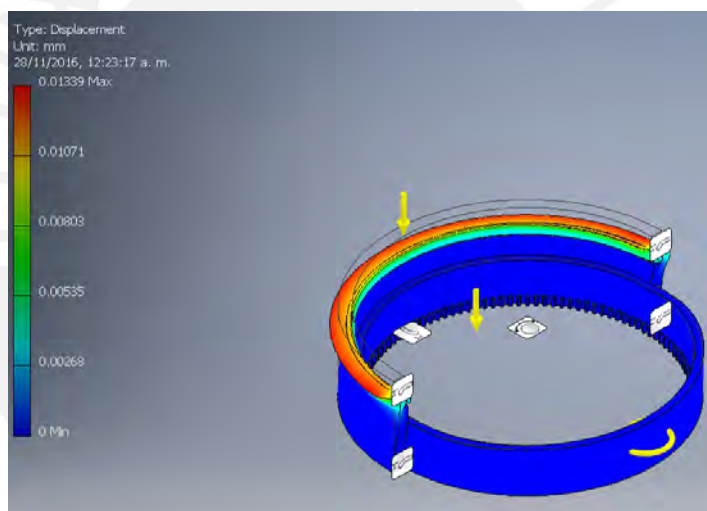


Figura 3.33 Desplazamientos y deformaciones en el cilindro inferior macho

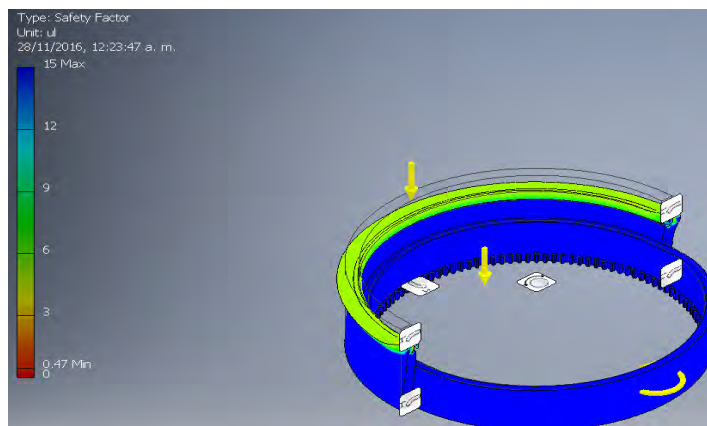


Figura 3.34 Factores de seguridad en el cilindro inferior macho

Resumiendo, los valores máximos, se obtiene:

- Máximo esfuerzo equivalente: 30.7 MPa
- Máximo desplazamiento: 0.1152 mm
- Mínimo factor de seguridad a la fluencia: 0.65

La resistencia a la fluencia del plástico ABS es 45 MPa y el máximo esfuerzo aplicado es 42.47 MPa por lo que el factor de seguridad obtenido de 0.47 se considera válido. Finalmente, el máximo desplazamiento se genera en la parte superior que se encuentra sometida al peso del cilindro medio, de la mano y los dedos, este valor es inferior a muy inferior a 1 mm. Debido a esto, se puede asegurar que la estructura soportará los esfuerzos a los que está siendo sometida.

3.2.3.3 Simulación de la tapa para Flexión-Extensión

La tapa para el motor de flexión-extensión se encuentra sometido a la fuerza de su propio peso causada por efectos de la gravedad, también recae sobre él el peso del motor para flexión extensión que pesa 109 gramos.

Luego de la simulación se obtienen los siguientes resultados resumidos en las Figuras 3.35, 3.36 y 3.36. Se destacan los valores máximos y mínimos de los esfuerzos, desplazamientos y factores de seguridad.

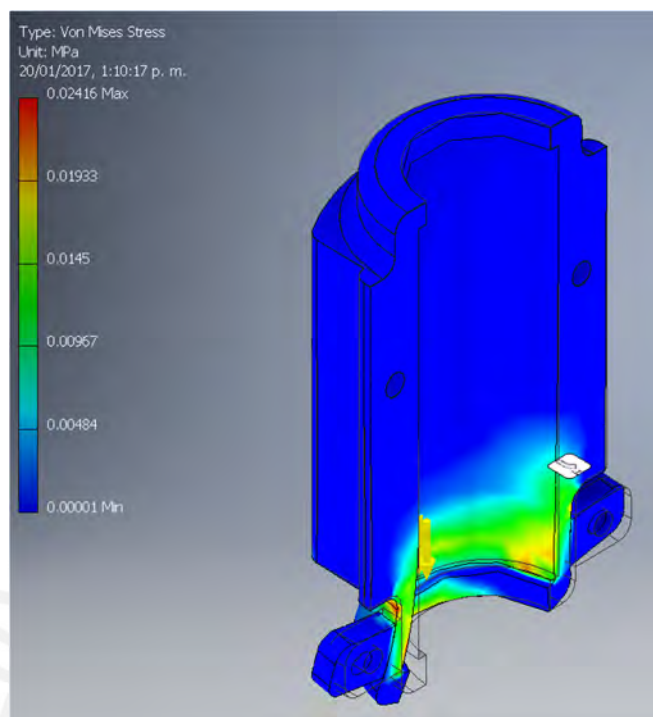


Figura 3.35 Esfuerzo de Von Mises en la tapa para flexión-extensión

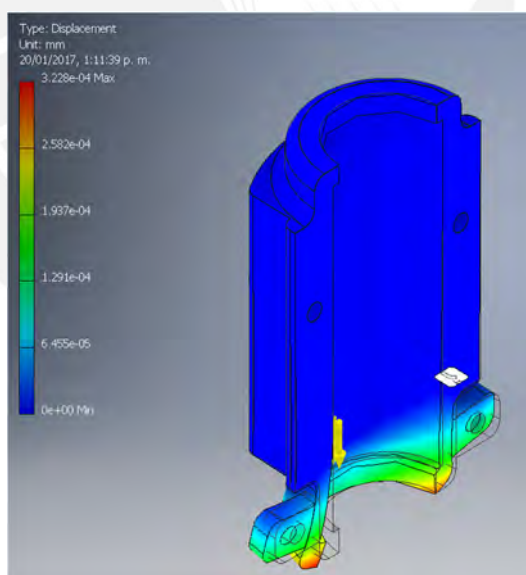


Figura 3.36 Desplazamiento y deformaciones en la tapa para flexión-extensión

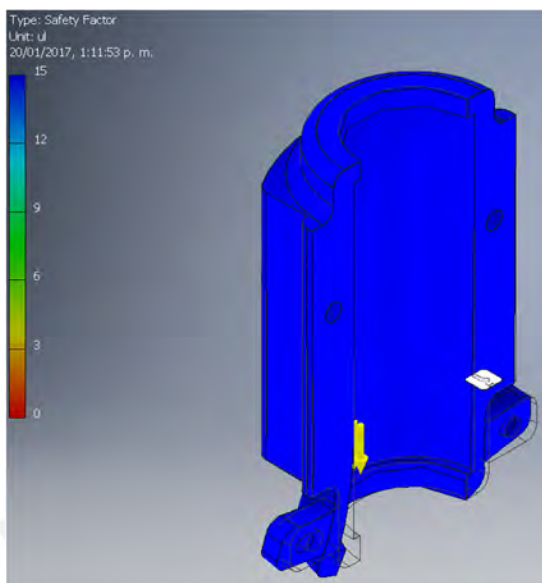


Figura 3.37 Factor de seguridad en la tapa para flexión-extensión

Resumiendo, los valores máximos, se obtiene:

- Máximo esfuerzo equivalente: 0.02146 MPa
- Máximo desplazamiento: 0.00003228 mm
- Mínimo factor de seguridad a la fluencia: 3

La resistencia a la fluencia del plástico ABS es 45 MPa y el máximo esfuerzo aplicado es 0.02146 MPa por lo que el factor de seguridad obtenido de 3 se considera válido. Finalmente, el máximo desplazamiento se genera en la parte inferior que se encuentra sometida al peso del motor para flexión-extensión, este valor es inferior a muy inferior a 1 mm. Debido a esto, se puede asegurar que la estructura soportará los esfuerzos a los que está siendo sometida.

3.2.3.4 Simulación de la tapa para Pronación-Supinación

La tapa para el motor de pronación-supinación se encuentra sometido a la fuerza de su propio peso causada por efectos de la gravedad, también recae sobre él el peso del motor para pronación-supinación que pesa 85 gramos.

Luego de la simulación se obtienen los siguientes resultados resumidos en las Figuras 3.38, 3.39 y 3.40. Se destacan los valores máximos y mínimos de los esfuerzos, desplazamientos y factores de seguridad.

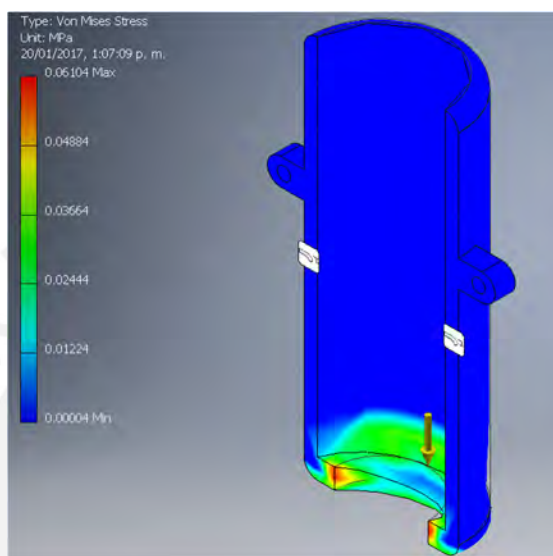


Figura 3.38 Esfuerzo de Von Mises en la tapa pronación-supinación

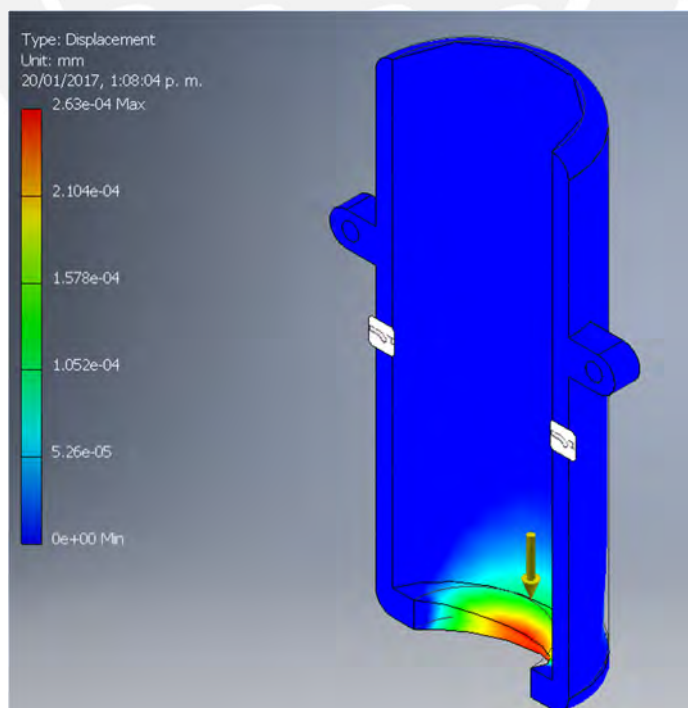


Figura 3.39 Desplazamientos y deformaciones en la tapa pronación-supinación

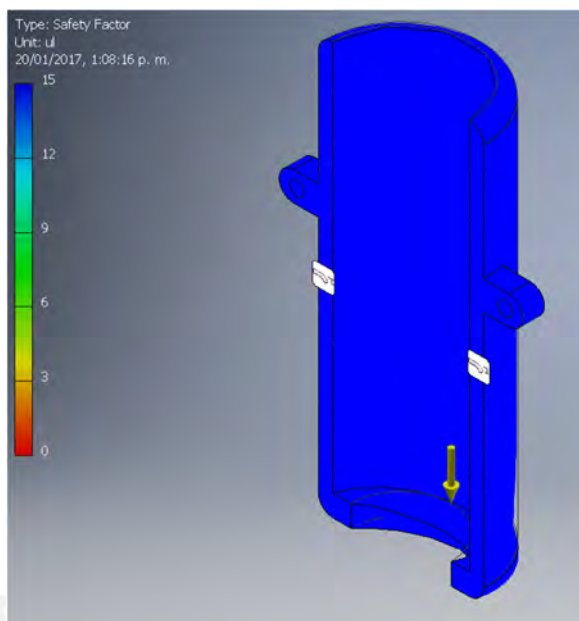


Figura 3.40 Factor de Seguridad en la tapa pronación-supinación

Resumiendo, los valores máximos, se obtiene:

- Máximo esfuerzo equivalente: 0.06106 MPa
- Máximo desplazamiento: 0.0000263 mm
- Mínimo factor de seguridad a la fluencia: 3

La resistencia a la fluencia del plástico ABS es 45 MPa y el máximo esfuerzo aplicado es 0.06106 MPa por lo que el factor de seguridad obtenido de 3 se considera válido. Finalmente, el máximo desplazamiento se genera en la parte inferior que se encuentra sometida al peso del motor para pronación-supinación, este valor es inferior a muy inferior a 1 mm. Debido a esto, se puede asegurar que la estructura soportará los esfuerzos a los que está siendo sometida.

3.3 Sistema electrónico y de control

En el presente inciso, se presentará la estrategia de control para poder generar los movimientos solicitados por la prótesis de muñeca diseñada, a partir de la estrategia de

control se procede a la selección de los componentes electrónicos necesarios para el correcto funcionamiento de la prótesis. En la Figura 3.41 se ve el esquema general de conexiones.

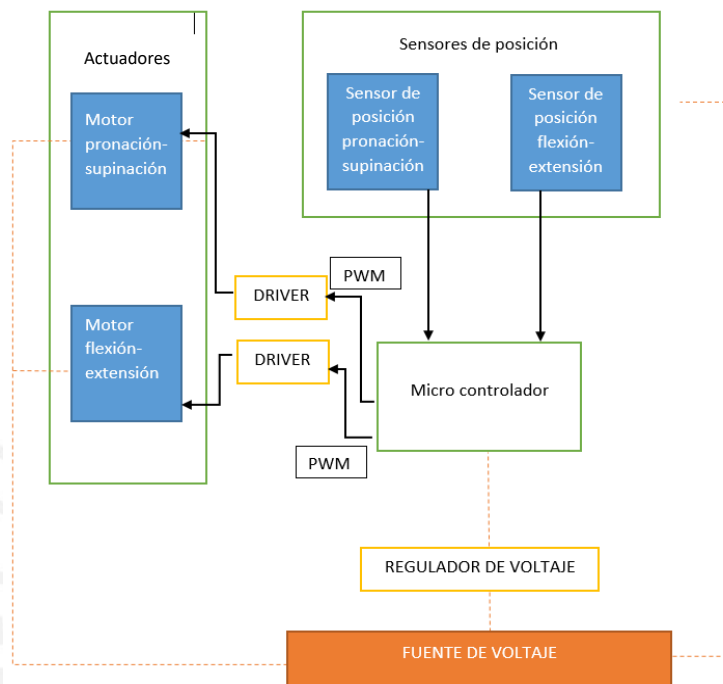


Figura 3.41 Esquema general de conexiones entre el sistema de control y el dispositivo

3.3.1 Algoritmo y lógica de control

El sistema de retroalimentación que se desarrolla en esta tesis será de lazo abierto debido a que este va a funcionar en conjunto con todo un sistema de prótesis de brazo mioeléctrica. De esta manera el usuario es quien realiza el control de la prótesis a partir de las necesidades que se le presenten.

En esta sección se presenta la propuesta de diagrama de flujo para el controlador del sistema tanto para sensado de valores como para movimiento de actuadores. Estos diagramas describirán el funcionamiento y comportamiento del sistema para su correcto desempeño.

3.3.1.1 Programa Principal

En la Figura 3.42 se muestra el diagrama de flujo del programa principal en el controlador. Al energizar el controlador, se inicializan los puertos, las variables y se colocan los actuadores en una posición inicial predeterminada: ángulo en flexión inicial y ángulo en pronación inicial. Luego, la prótesis de muñeca trabaja constantemente midiendo señales mioeléctricas generadas por los músculos del usuario para así predecir los movimientos que éste desee ejecutar. Estas señales serían principalmente dos: ángulo en flexión que se desea mover la prótesis y ángulo en pronación que se desea ejecutar.

Luego del sensado, la prótesis realiza los movimientos de flexión-extensión y de pronación-supinación de acuerdo a los datos anteriormente guardados. Al haber terminado de ejecutar estos movimientos, las nuevas posiciones son guardadas como posiciones cero (posiciones iniciales momentáneas).

Finalmente, el sistema regresa al sensado mioeléctrico para ejecutar el siguiente movimiento deseado por el usuario.



Figura 3.42 – Diagrama de flujo del programa principal

3.3.1.2 Movimiento flexión-extensión

En la Figura 3.43 se muestra el diagrama de flujo para el movimiento flexión-extensión, la cual incluye las etapas de lectura y movimiento de motor. En esta subrutina primero se lee el valor de ángulo de flexión (θ_f) determinado mediante los sensores mioeléctricos ubicados a lo ancho del brazo del usuario, luego se halla cual es el ángulo que debe girar el motor mediante una resta entre el valor sentido y el valor del ángulo inicial en ese instante del motor. Al obtener este valor, se procede a realizar una verificación de si este ángulo es positivo o negativo, ya que a partir de este valor el motor se moverá en sentido horario o antihorario dependiendo el caso. El motor será controlado con un L293D, para poder mover el motor en sentido horario o antihorario se energizan 2 de sus 4 entradas dependiendo del movimiento a realizar hasta que se complete el movimiento.

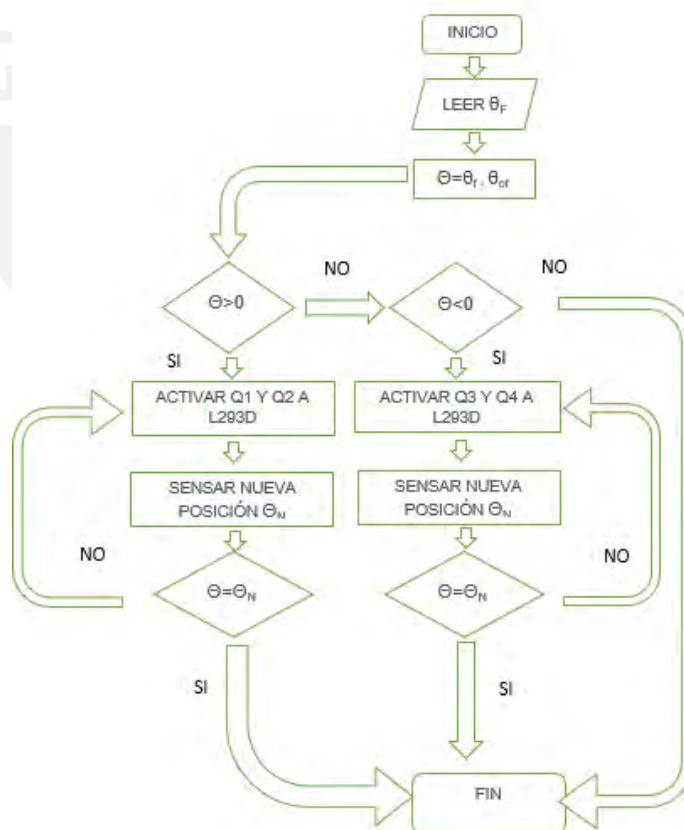


Figura 3.43 – Diagrama de flujo de la subrutina para el movimiento flexión-extensión

3.3.1.3 Movimiento pronación-supinación

En la Figura 3.44 se muestra el diagrama de flujo para el movimiento pronación-supinación, la cual incluye las etapas de lectura y movimiento de motor. En esta subrutina, primero se lee el valor de ángulo de pronación (θ_p) determinado mediante los sensores mioeléctricos ubicados a lo ancho del brazo del usuario, luego se halla el ángulo que debe girar el motor mediante una resta entre el valor medido y el valor del ángulo inicial en ese instante del motor. Al obtener este valor, se procede a realizar una verificación de si este ángulo es positivo o negativo, ya que a partir de este valor el motor se moverá en sentido horario o antihorario dependiendo el caso. El motor será controlado con un L293D, para poder mover el motor en sentido horario o antihorario se energizan 2 de sus 4 entradas dependiendo del movimiento a realizar hasta que se complete el movimiento.

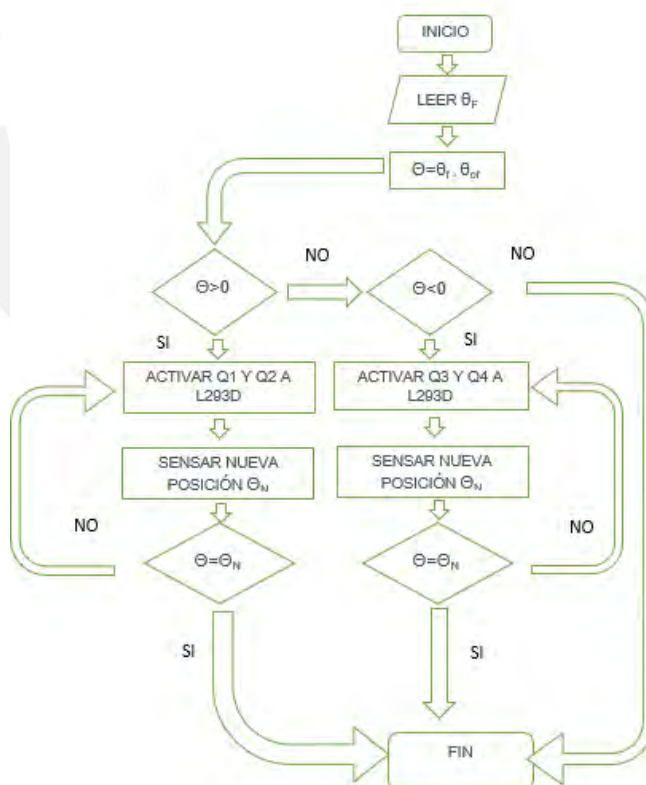


Figura 3.44 - Diagrama de flujo de la subrutina para el movimiento pronación-supinación

3.3.2 Dispositivos electrónicos para el sistema de control

Se describirán los componentes electrónicos necesarios para el sistema de control: sensores, actuadores y controladores presentados en el apartado anterior. Se describirán los criterios tomados en cuenta para la selección de estos componentes, así como sus características más relevantes.

3.3.2.1 Selección de sensores

En el sistema de muñeca, al no tener contacto directo ni con la piel ni con el objeto a sujetar, los únicos sensores que se requerirán son dos sensores de posición para el control de la prótesis de muñeca (uno para cada movimiento). Esta selección se basa en la medición absoluta de la posición y de la facilidad de montaje.

La medición de la posición de la muñeca tiene que ser de manera absoluta, debido a que cuando la mano se encuentre en una posición cualquiera (agarre cilíndrico, agarre lateral, etc.), tendrá que volver a una posición inicial antes de realizar cualquier otro tipo de movimiento.

Con esto se busca que, al momento de apagar y volver a encender el sistema, este ya no se tenga que volver a calibrar ya que siempre empezará desde la posición inicial predefinida.

Estos sensores de posición se colocarán en los principales ejes de giro: el sensor para la flexión/extensión se acoplará al eje del giro que une a los cilindros medio y superior, mientras que el sensor para la pronación/supinación irá acoplado a la cremallera del cilindro medio que es donde se genera este movimiento.

El sensor más adecuado para ambos movimientos es el sensor de efecto Hall MLX90316 (Figura 3.45), el cual mide la variación del campo magnético cuando un imán gira. Este sensor tiene como dimensiones 5x6.2x1.8, mientras que el imán tiene un diámetro de

6mm y un espesor de 1mm. La rotación de este componente horizontal se detecta en un amplio rango (hasta 360 grados) y procesado por el DSP en chip (procesamiento de señal Digital) para informar en última instancia de la posición angular absoluta del imán como salida analógica ratio métrica, como PWM (modulación de ancho de pulso) o como datos de 14 bits accesibles a través de un canal SPI (Interfaz serial) de 3 pines.

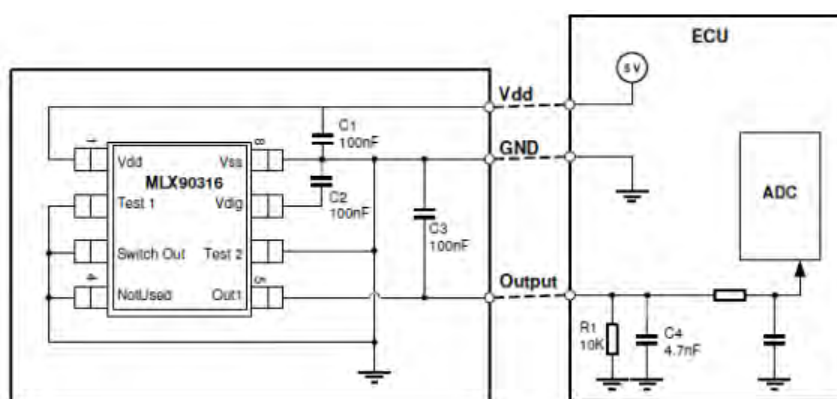


Figura 3.45 - Esquemático del sensor MLX90316 para una salida analógica²⁵

La tarjeta electrónica propuesta para este sensor tiene las dimensiones que se muestran en la Figura 3.46

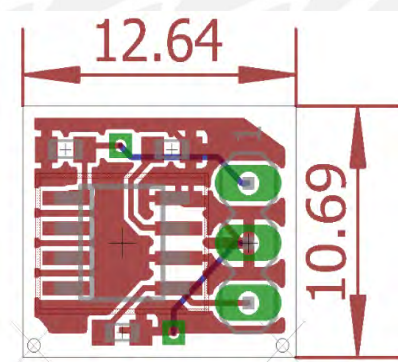


Figura 3.46 - Tarjeta electrónica propuesta con dimensiones²⁶

²⁵ <https://www.melexis.com/-/media/files/documents/datasheets/mlx90316-datasheet-melexis.pdf> (última revisión 05-05-2019)

²⁶ Proyecto que busca el desarrollo de una prótesis de brazo antropomorfo. El desarrollo de este proyecto, al ser muy extenso y abarcar muchos temas, es desarrollado por un grupo multidisciplinario de personas con distintas especialidades. Contrato N°206-2015 FONDECYT

3.3.2.2 Selección de controlador principal

En este inciso se presenta la metodología usada para la selección del controlador que será colocado en la prótesis de muñeca.

Se determina la cantidad de salidas PWM que va a necesitar el controlador, como se trabaja con dos motores DC y cada uno requiere un PWM, se necesitarán dos salidas PWM. También se analiza la cantidad de memoria de programa que va a requerir el controlador, como el controlador pasará toda la información al Host principal y la información se actualizará constantemente en vez de aumentar datos, esto mantiene el número de registros en una baja cantidad, por ende, la memoria no necesita ser muy extensa. La cantidad de bits del controlador no necesita ser muy grande, se estima que con 8 bits se abastecería para todas las funciones. En la Figura 3.47 se muestra las entradas y salidas del sistema.

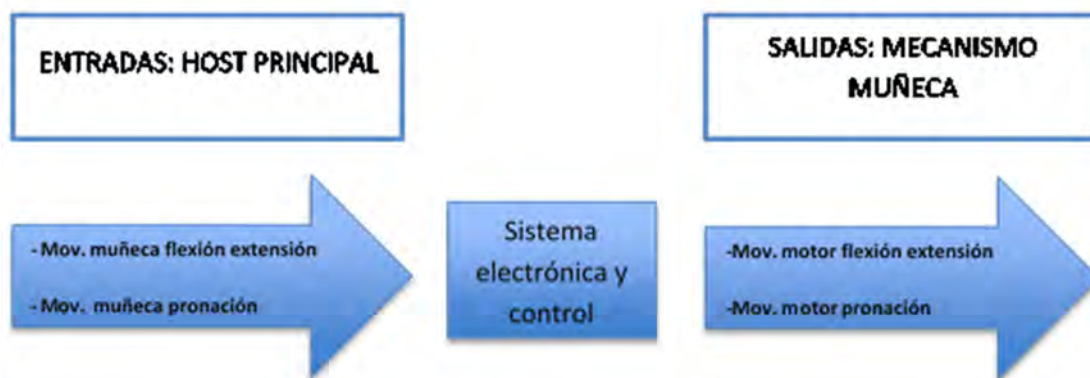


Figura 3.47 – Cuadro de entradas y salidas del sistema

Es con estos requisitos que se muestra la Tabla 3.2 con posibles opciones de controlador todos de la familia Atmega debido a que durante el proyecto de brazo antropomorfo para prótesis transradial se ha trabajado con los controladores Atmega y se busca mantener una uniformidad. Entonces considerando el costo del producto y la disponibilidad de entrega, se optó por el modelo Atmega de 8 bits.

Tabla 3.2 Características de controladores comerciales

Fabricante	Procesador de núcleo	núcleo (bits)	Velocidad (MHz)	Conectividad	Periféricos	E/S dig.	E/S ana.	E/S PWM	memoria de programa	EEPROM (kB)	RAM (kB)	VCC	Temp. Op. (°C)	Dimensiones (mm)	Precio (\$\$) Stock Digkey
Atmel	Atmega328, atmega168	8	16	i2c, usart, spi	UART / PWM	14	8	2 Ext Int, 2 PWM, 1 Inp Capt	16 - 32	0.5-1	.1-2	5	-40....+85	10x10x1.5	.1557....1.836
Microchip	PIC16F1519T	8	20	i2c, usart, spi	UART / PWM	16	28	2 Ext Int, 2 PWM, 2 Inp Capt	28	1	5	-40....+85	12x12x1.1	1.62....1.96
Freesc ale	MC9S08PT16	8	20	i2c, usart, spi	UART / PWM	16	8	6 canales FTM configurables	16	0,256	2	5	40°C....+105	2,64

También se debe tener en cuenta que el sistema de muñeca se desplazará mediante la recepción de valores de posición angular deseada por el usuario, este valor será enviado al controlador mediante comunicación serial; por otro lado, las recepciones de los valores de los sensores serán trabajados de manera analógica. De esta manera, se opta por el Atmega 328 de 8 bits. Otra característica de este controlador es la comunicación maestro esclavo con la cual se establecerá la comunicación con el host principal. Cabe resaltar que el tamaño (se cuenta con un espacio limitado pequeño), el costo y la disponibilidad también han sido requisitos muy importantes dentro de la selección del controlador principal. La ubicación del controlador principal, por consenso con el grupo de trabajo, será fuera de la prótesis de muñeca ya que el espacio es pequeño y no permitirá una correcta disposición de los elementos.

3.3.2.3 Selección de controlador para motores

El sistema debe tener la capacidad de controlar ambos motores (flexión/extensión y pronación/supinación) y hacerlos girar en ambos sentidos de acuerdo a lo que el usuario desee y de acuerdo a las señales recibidas por los sensores mioeléctricos; para esta acción se decidió trabajar con el puente h que es una manera fácil y rápida de controlar el sentido de giro de los motores mediante la apertura o cierre de interruptores incluidos en el circuito. Teniendo en cuenta estas especificaciones y buscando dentro del mercado, se

optó por el driver L293D el cual incluye cuatro circuitos para manejar cargas de potencia media (motores) y cuenta con la capacidad de controlar corrientes de hasta 600 mA en cada circuito y una tensión entre 4,5 V a 36 V. Este integrado permite formar dos puentes H completos con los que el manejo será bidireccional, con frenado rápido y con posibilidad de implementar fácilmente el control de posición para la fase de sensado de posición angular para la verificación del giro según lo descrito en la estrategia de control. En la Figura 3.48 se muestra el diagrama detallado del circuito interno.

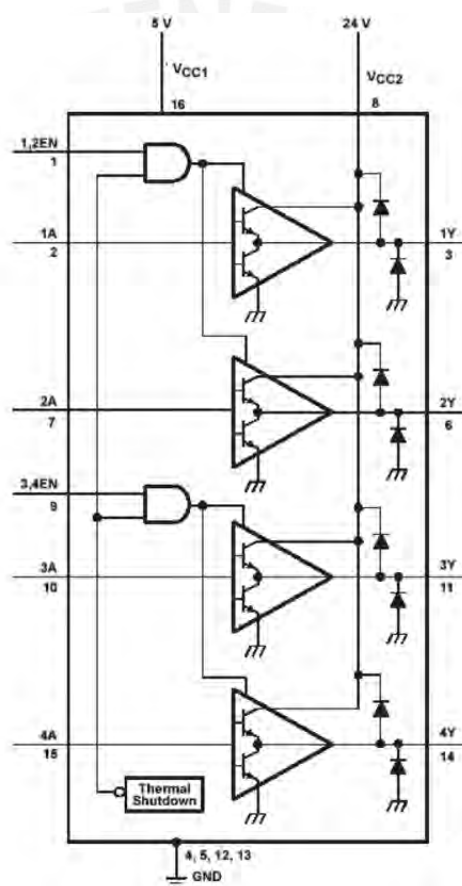


Figura 3.48 – Diagrama detallado del circuito interno

CAPÍTULO 4

PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En el presente capítulo se presentarán y explicarán los planos despiece más importantes y el plano de ensamble del sistema total con todas las partes integradas. Los planos no nombrados en los incisos posteriores se pueden observar en el Anexo E. Así mismo, se presenta una relación de presupuestos y estimaciones de costo con el fin de predecir el costo final para la fabricación del sistema completo.

4.1 PLANOS DEL SISTEMA

En este punto, se enlistarán los planos en la Tabla 4.1 que describirán las piezas usadas en el diseño. La nomenclatura para diferenciar los planos se da nombrando, primero, el tamaño de hoja que se usa en el mismo, a continuación, se coloca un guion, seguido por el tipo y número del plano. Por ejemplo, el plano A2-PD1, sería el plano en hoja A2, del despiece del mecanismo 1.

Tabla 4.1 - Relación de planos

Número	Concepto	Código
1	Cilindro medio	A2-PD1
2	Cilindro inferior macho	A4-PD2
3	Cilindro inferior hembra	A4-PD3
4	Eje flexión-extensión	A4-PD4
5	Engranaje flexión-extensión	A4-PD5
6	Sujetador motor flexión	A4-PD6
7	Sujetador para motor pronación	A4-PD7
8	Ensamble genera prótesis de muñeca	A2-PE1

4.2 ESTIMACIÓN DE COSTOS DE DESARROLLO Y FABRICACIÓN

Este capítulo aborda la estimación de costos del proyecto. Se van a dividir los costos en directos e indirectos. Los costos directos se dividirán en costos de diseño (Tabla 4.2) y costos de fabricación (Tablas 4.3 y 4.4). En la categoría de costos de diseño (Tabla 4.2) se toman en cuenta el costo en horas-hombre por todo lo concerniente a la investigación del estado del arte, el diseño conceptual y la ingeniería de detalle del Sistema Mecatrónico. Todo este proceso conlleva 1200 horas.

Tabla 4.2 Costos de investigación y diseño

DESCRIPCIÓN	PRECIO (S/.)
ESTADO DEL ARTE	1,500
DISEÑO CONCEPTUAL	1,500
DISEÑO MECÁNICO, ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	3,000
SUBTOTAL	4,920
IGV (18%)	1,080
TOTAL	6,000

Tabla 4.3 Costos de implementación del sistema mecánico

CANTIDAD	PIEZA	PRECIO (S/.)
1	IMPRESIÓN 3D CILINDRO MEDIO (CREAR 4D)	200.80
1	IMPRESIÓN 3D CILINDRO INFERIOR MACHO (CREAR 4D)	120.50
1	IMPRESIÓN 3D CILINDRO INFERIOR HEMBRA (CREAR 4D)	100.50
1	EJE FLEXIÓN-EXTENSIÓN DE ALUMINIO DE 7mm	5.00
1	IMPRESIÓN 3D EJE PRONACIÓN-SUPINACIÓN (CREAR 4D)	25.30
1	IMPRESIÓN 3D ENGRANAJE FLEXIÓN-EXTENSIÓN (CREAR 4D)	43.50
1	IMPRESIÓN 3D TORNILLO SIN FIN FLEXIÓN-EXTENSIÓN (CREAR 4D)	17.20
1	IMPRESIÓN 3D SUJETADOR MOTOR FLEXIÓN-EXTENSIÓN (CREAR 4D)	23.70
1	IMPRESIÓN 3D SUJETADOR MOTOR PRONACIÓN-SUPINACIÓN (CREAR 4D)	13.80
	CABLES Y CONECCIONES	5.00
	PERNOS Y TUERCAS	5.00
TOTAL		560.30

Tabla 4.4 Costos de implementación del sistema electrónico

CANTIDAD	DESCRIPCIÓN	PRECIO (S/.)
1	MOTOR - DCX19S GB KL 9V	447.48
1	PLANETARY GEARHEAD - GPX19 A 16:1	303.93
1	MOTOR DCX 22 S Ø22 mm, Graphite Brushes, ball bearings	139.73
1	PLANETARY GEARHEAD GPX 22 Ø22 mm, 2-stage	312.84
1	PLACA ELECTRÓNICA CON COMPONENTES	15.00
1	CABLE MICRO USB	8.43
1	CABLES X 50cm	4.00
1	SOLDADURA E INTEGRACIÓN	50.00
TOTAL		1281.41

En la Tabla 4.5 se observa que el costo total de fabricación del mecanismo de prótesis de muñeca antropomorfa de dos grados de libertad, incluyendo la adquisición de los diferentes componentes electrónicos a usarse es de aproximadamente S/. 3,000 nuevos soles y el costo de investigación y diseño es aproximadamente S/. 6,000 nuevos soles. No es un precio muy alto comparado con otros proyectos similares.

Tabla 4.5 Costos de Fabricación e Implementación

DESCRIPCIÓN	PRECIO (S/.)
IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA ELECTRÓNICO	1281.41
IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO	560.30
COSTOS LOGISTICOS E IMPREVISTOS	1000.00
SUBTOTAL	2841.71
IGV (18%)	511.51
TOTAL	3353.22



OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

Tal y como se planteó en los requerimientos del diseño en el Capítulo 2 de la tesis, este sistema está diseñado para funcionar en conjunto con una prótesis mioeléctrica transradial de brazo por lo que no se seleccionó una batería particular para el dispositivo ya que la prótesis como conjunto ya cuenta con una batería y al añadir una batería adicional y exclusiva para la muñeca aumentaría el peso del sistema lo cual sería perjudicial para el usuario.

La selección de los motores se hizo mediante la especificación de que se debería mover una botella de 500 gramos como carga adicional, considerando que con este peso se necesita una potencia adicional considerable en los motores, estos motores son de tamaños realmente considerables lo cual sería perjudicial para un usuario debido a que al ser grandes también son pesados por lo que generaría incomodidades.

El sistema de transmisión de potencia para el movimiento flexión-extensión es mediante tornillo sin fin-corona, este es un sistema autobloqueante; gracias a esto, el actuador no recibe carga cuando no se efectúa movimiento, esto conlleva a un consumo de energía bajo.

En la validación del diseño se deberían realizar pruebas con la prótesis en general para así poder corroborar el desempeño real del sistema de muñeca y si cumple con todas sus funciones de manera satisfactoria.

CONCLUSIONES

Usando la metodología de diseño VDI se desarrolló un sistema de muñeca modular, capaz de integrarse a una prótesis mioeléctrica transradial mediante la unión por medio de un eje. Este sistema posee mecanismos autobloqueantes, lo cual hace que sea más cómodo comparados con otros dentro del mercado en los que el bloque se hace por parte del usuario.

El sistema de muñeca tiene una altura total de aproximadamente 98mm y 82mm de ancho, esto se debe a que por especificaciones dentro del proyecto se necesitaba mover todo el peso de la mano más una carga adicional de 500 gramos, esto en total genera una carga de 1 kilogramo. Considerando que las prótesis mioeléctricas de brazo funcionan en su mayoría como brazos de apoyo, cargar una botella de agua no es una acción necesaria, debido a que el usuario realizaría esta acción con el otro brazo. Teniendo en cuenta esto, para reducir el tamaño del sistema de muñeca, se deben considerar motores más pequeños y de menor torque. De esta manera se lograría que el sistema de muñeca tenga un tamaño más acorde con una muñeca humana. En el caso que el usuario no posea ambos brazos, este mecanismo podría cubrir sus necesidades básicas, mientras los objetos a cargar no superen los 500 gramos.

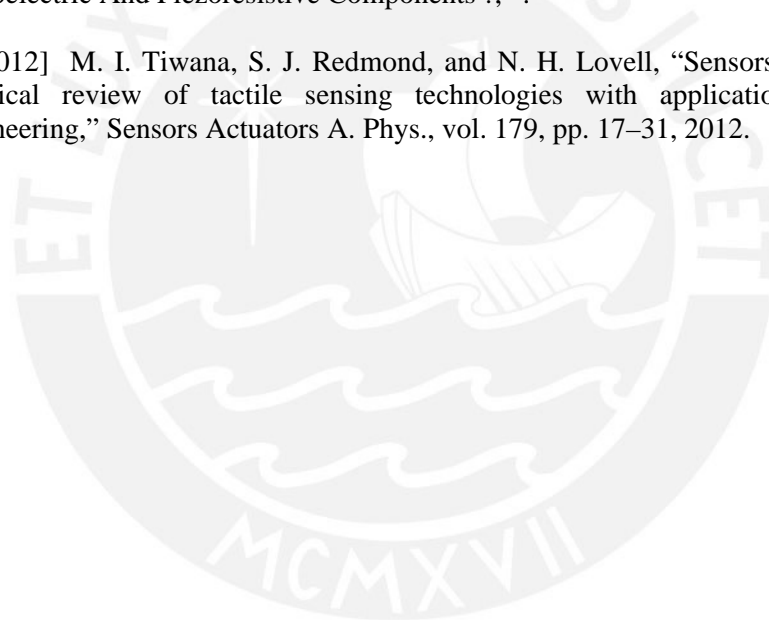
Al considerar en este diseño tiempos de movimiento de un segundo para pasar de los noventa grados positivo a los noventa grados negativo en ambos tipos de movimiento, se consiguen accionares más fluidos lo cual es una ventaja al momento de que los usuarios deseen ejecutar distintos tipos de acciones.

El costo total aproximado del desarrollo del sistema propuesto es de S/ 9,000 nuevos soles, lo cual es considerablemente bajo para todo lo que este diseño conlleva. Los artículos más costosos fueron los micromotores, con sus respectivos reductores de velocidad, debido a que se encuentran dentro de un mercado muy especializado.

BIBLIOGRAFÍA

- [Zambudio, 2009] Prótesis, *ortesis y ayudas técnicas*. Primera Edición. Barcelona. Editorial ElsevierMasson; 2009: p. 15-18
- [National Limb Loss Information Center, 2015] *National Limb Loss Information Statistics* www.amputeecoalition.org/spanish/fact_sheets/amp_stats_cause.html
- [Leftos, 2009] Lefton, J., Malone A. Anthropometric Assessment. In Charney P, Malone A, eds. ADA Pocket Guide to Nutrition Assessment, 2nd edition. Chicago, IL: American Dietetic Association; 2009:160-161.
- [Luis Farro, 2012] Luis Farro, Raquel Tapia, Luz Bautista, Rosa Montalvo , Hermelinda Iriarte “Características clínicas y demográficas del paciente amputado”, *Rev Med Hered.* 2012; 23(4):240-243 www.scielo.org.pe/pdf/rmh/v23n4/v23n4ao4.pdf
- [Nelson, 1994] D. L. Nelson, M. A. Mitchell, P. G. Groszewskv, S. L. Pennick, and P. R. Manske, “Wrist range of motion in activities of daily living,” no. Table 1, pp. 329–334, 1994.
- [Sarrofian, 1977] S Sarrofian, JL Melamed, GM Goshgarian Study of wrist motion in flexion and extensión *Clin Orthop*, 126 (1977), pp. 153–159
- [Montagnani, 2015] F. Montagnani, M. Controzzi, and C. Cipriani, “Is it finger or wrist dexterity that is missing in current hand prostheses?,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 21, no. c, pp. 1–1, 2015.
- [Boone, 1979] D. C. Boone and S. P. Azen, “Normal range of motion of joints in male subjects.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 61, pp. 756–759, 1979.
- [Marshall, 1999] M. M. Marshall, J. R. Mozrall, and J. E. Shealy, “The effects of complex wrist and forearm posture on wrist range of motion.,” *Hum. Factors*, vol. 41, no. 2, pp. 205–213, 1999.
- [Bajaj, 2015] N. Bajaj, A. Spiers, A. Dollar, “State of the Art in Prosthetic Wrists: Commercial and Research Devices”, Yale University, 2015.
- [Razak, 2014] Razak, N. A. A., Osman, N. A. A., Gholizadeh, H., & Ali, S. (2014). Development and performance of a new prosthesis system using ultrasonic sensor for wrist movements: a preliminary study. *Biomedical engineering online*, 13(1), 1.
- [Controzzi, 2010] M. Controzzi, C. Cipriani, B. Jehenne, M. Donati, and M. C. Carrozza, “Bio-inspired mechanical design of a tendon-driven dexterous prosthetic hand,” 2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC’10, no. i, pp. 499–502, 2010.
- [Kyberd, 2011] P. J. Kyberd, E. D. Lemaire, E. Scheme, C. MacPhail, Louis Goudreau BAsC, P., & Greg Bush, B. A. (2011). Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist. *Journal of rehabilitation research and development*, 48(6), 609.

- [Mahmoud, R, 2011] R. Mahmoud, A. Ueno, and S. Tatsumi, “Dexterous mechanism design for an anthropomorphic artificial hand: Osaka City University Hand I,” 2010 10th IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot. Humanoids 2010, pp. 180 – 185, 2010.
- [OttoBock, 2014] <http://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/axon-bus-con-mano-michelangelo/>
- [Touch Bionics, 2015] www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra
- [Gomez, 2004] Enrique Gómez Cuellar. Introducción a las Aleaciones con Memoria. Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad Autónoma de Nuevo León (UANL) México.2004
- [M. Dirjish , 2012] M. Dirjish, P. Effect, P. Effect, R. R. What, T. Difference, B. Haptics, T. Difference, B. Acousticalectrical, T. Difference, B. Silver, N. For, T. Difference, B. Moving, I. Cartridges, F. Turntables, and P. E. Under, “What ’ s The Difference Between Piezoelectric And Piezoresistive Components ?,” .
- [Tiwana, 2012] M. I. Tiwana, S. J. Redmond, and N. H. Lovell, “Sensors and Actuators A : Physical review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering,” Sensors Actuators A. Phys., vol. 179, pp. 17–31, 2012.



ANEXOS



Anexo A

Datasheet de motor y reductor para flexión-extensión

Your configured drive

Part number*: B75D3FD45470 Revision 1

Motor - DCX22S GB KL 6V
Planetary gearhead - GPX22 A 16:1

maxon motor

driven by precision

http://www.maxonmotor.com/maxon/view/content/contact_page
maxon motor worldwide
E-Mail: e-shop@maxonmotor.com
Internet: www.maxonmotor.com

After an order is placed at the e-shop, the product is manufactured in Switzerland and delivered after 11 working days.
General Terms and Conditions: http://www.maxonmotor.com/maxon/view/content/terms_and_conditions_page

Interactive 3D model

Click on the icon to activate your 3D model




Your configuration can be viewed here:
[?ConfigID=B75D3FD45470](http://www.maxonmotor.com/?ConfigID=B75D3FD45470)

*If the link doesn't work, you can open your configuration with the part number from the catalog.

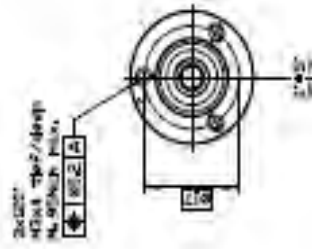
Attachments / CAD files

Please double click with left mouse button on a pushpin symbol to open a file. You could also save a file when you click the symbol with the right mouse button.

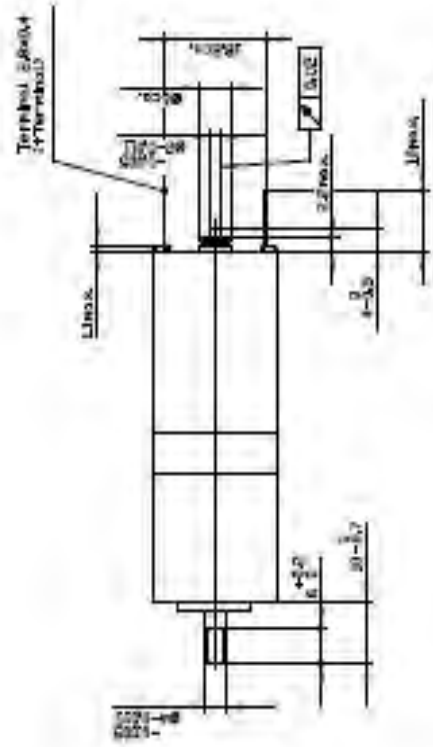
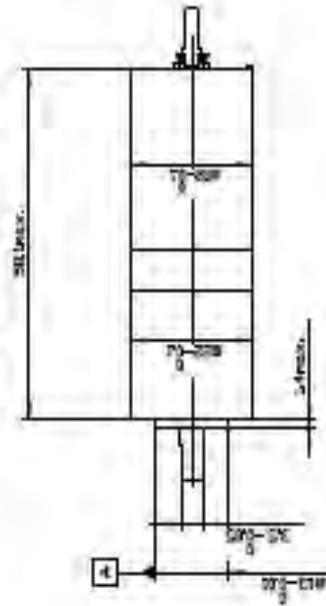
 B75D3FD45470.stp (STP AP 214)

Motor - DCX225 GB KL 6V
Planetary gearbox - GPX22 A 16:1

Drawings are not to scale.



Planetary Gear Schweißkasten 20:2 min.
Motor mit welle 62,2 mm.



Summary of your selected configuration

Motor - DCX22S GB KL 6V
Planetary gearhead - GPX22 A 16:1

Total weight of the drive: 119 g

Motor: DCX22S GB KL 6V	
Commutation	Graphite brushes
Nominal voltage	6 V
Motor bearings	Preloaded ball bearing
Shaft, rear	
Shaft, rear	Configurable shaft
Shaft length	4 mm
Gearhead GPX22 A 16:1	
Gearhead type	Standard version
Reduction	16:1
Number of stages	2
Gear shaft	
Gear shaft	Configurable shaft
Shaft length	10 mm
Length of flat	6 mm



Anexo B

Datasheet de motor y reductor para pronación-supinación

Your configured drive

Part number: B75D3FD614CF Revision 1

Motor - DCX19S - GB KL 9V
Planetary gearhead - GPX19 A 16:1

maxon motor

driven by precision

maxon motor worldwide
http://www.maxonmotor.com/maxonView/content/contact_page
E-Mail: e-shop@maxonmotor.com
Internet: www.maxonmotor.com

After an order is placed at the e-shop, the product is manufactured in Switzerland and delivered after 11 working days.
General Terms and Conditions: http://www.maxonmotor.com/maxonView/content/terms_and_conditions_page

Interactive 3D model

Click on the icon to activate your 3D model




Your configuration can be viewed here:
[?ConfigID=B75D3FD614CF](http://www.maxonmotor.com/?ConfigID=B75D3FD614CF)

*If the link doesn't work, you can open your configuration with the part number from the catalog.

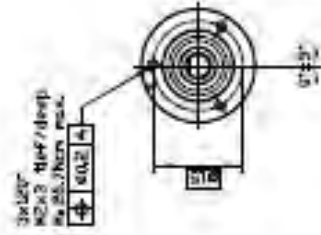
Attachments / CAD files

Please double click with left mouse button on a pushpin symbol to open a file. You could also save a file when you click the symbol with the right mouse button.

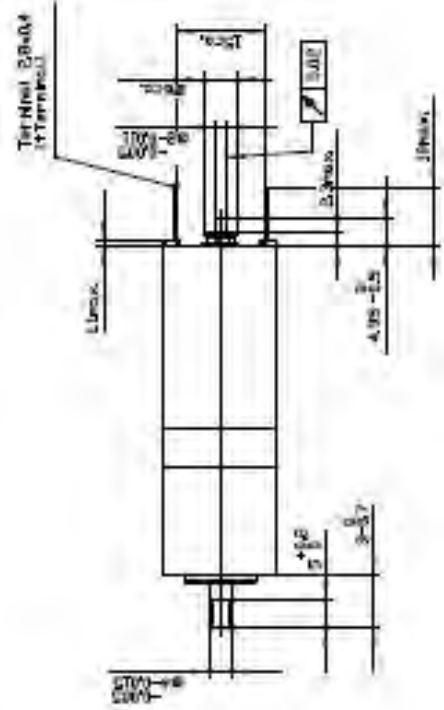
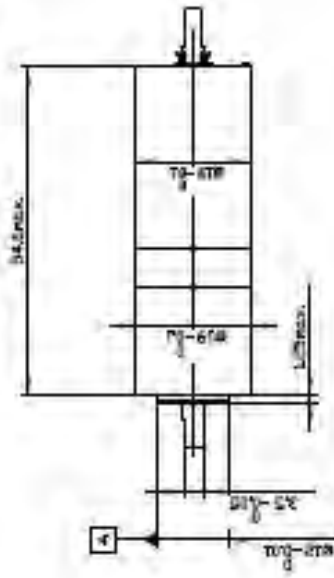
 B75D3FD614CF.stp (STP AP 214)

Motor - DCX195 GB KL 9V
Planetary gearhead - GPX19 A 16:1

Drawings are not to scale!



Durchmesser über Schneckenritze 192 max.
Blenden Ø 192 max.



Summary of your selected configuration

Motor - DCX19S GB KL 9V
Planetary gearhead - GPX19 A 16:1

Total weight of the drive: 85 g

Motor: DCX19S GB KL 9V

Commutation	Graphite brushes
Nominal voltage	9 V
Motor bearings	Preloaded ball bearing

Gearhead GPX19 A 16:1

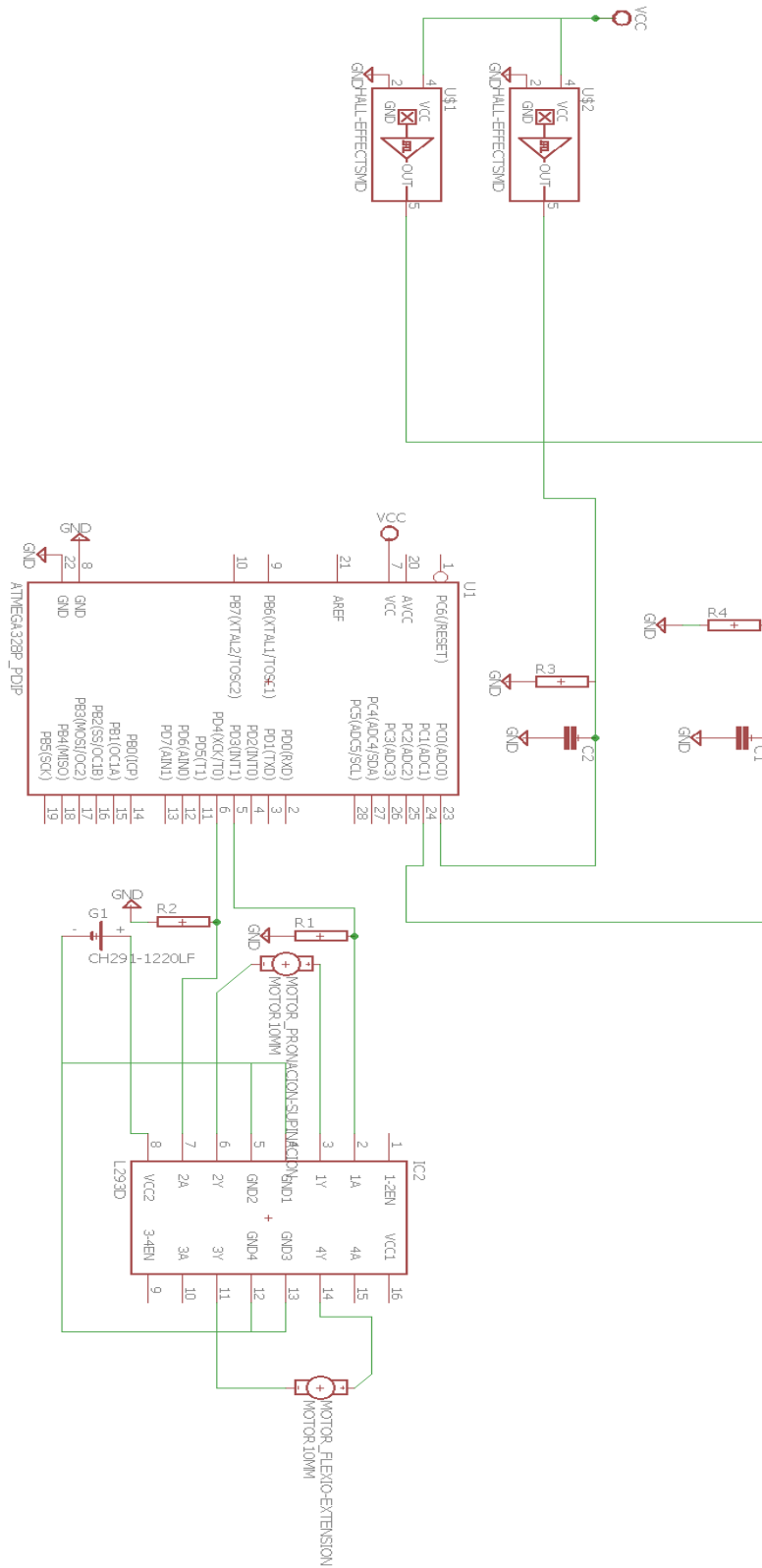
Gearhead type	Standard version
Reduction	16:1
Number of stages	2

Gear shaft

Gear shaft	Configurable shaft
Shaft length	9 mm
Length of fit	5 mm

Anexo C

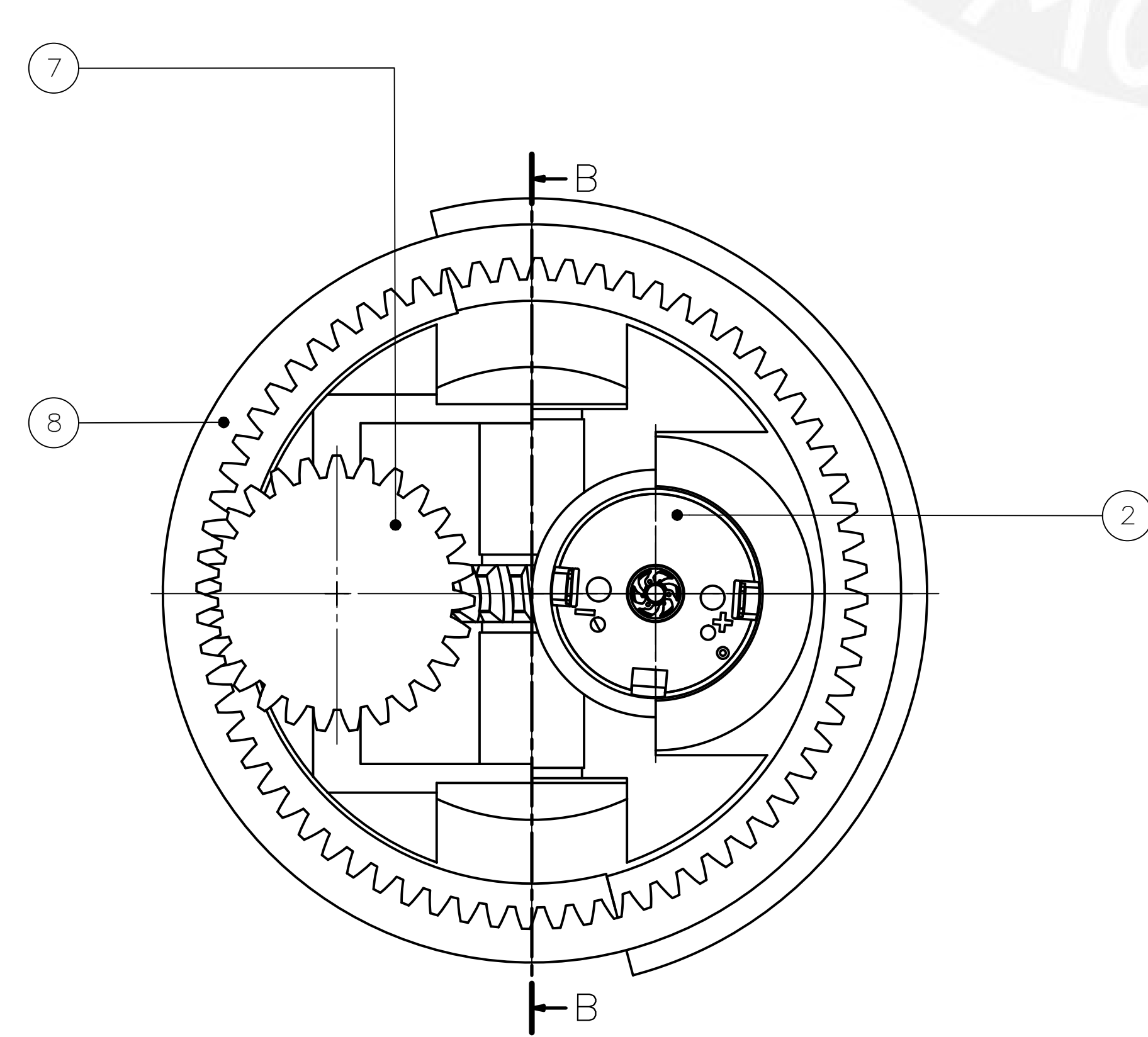
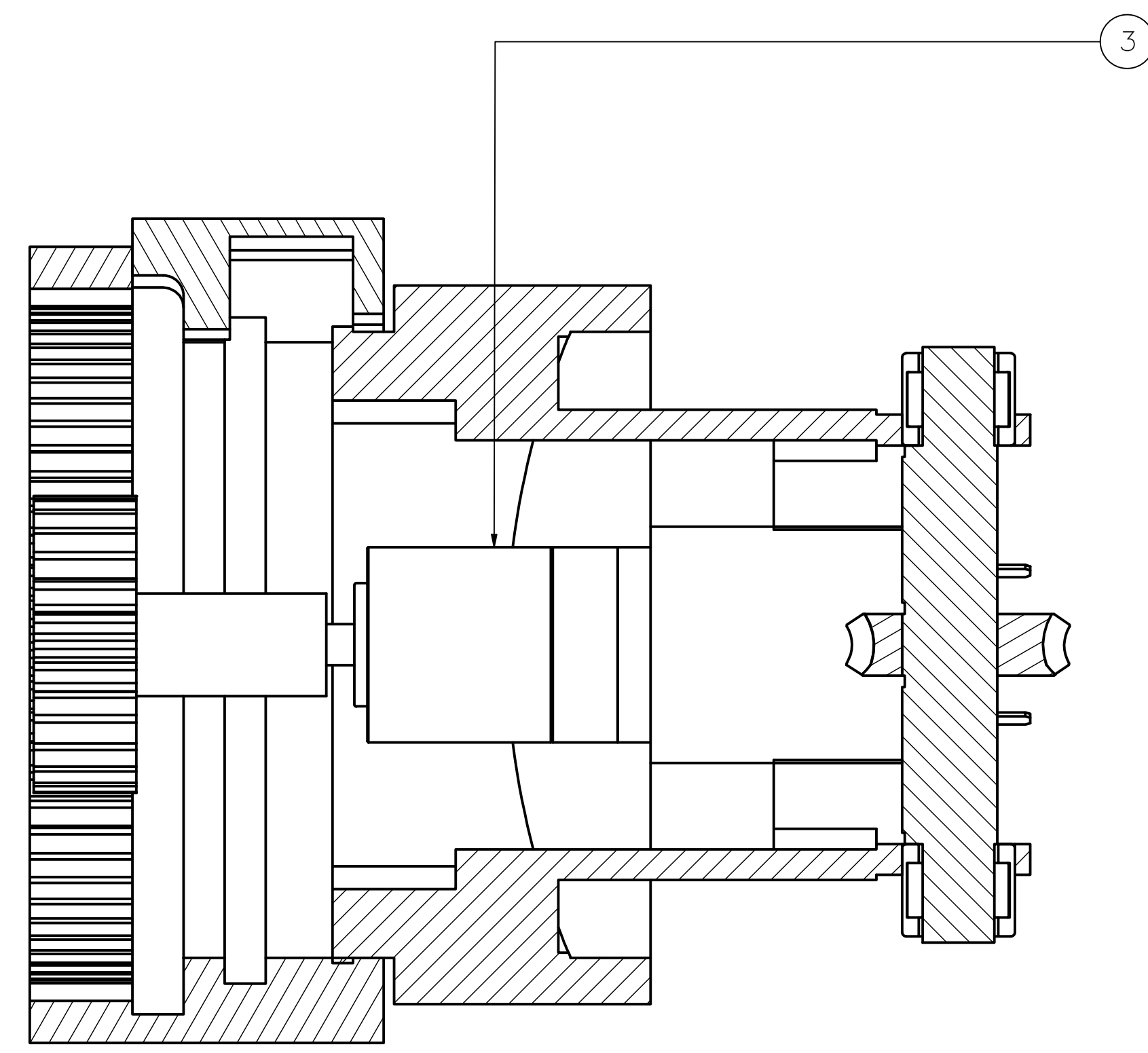
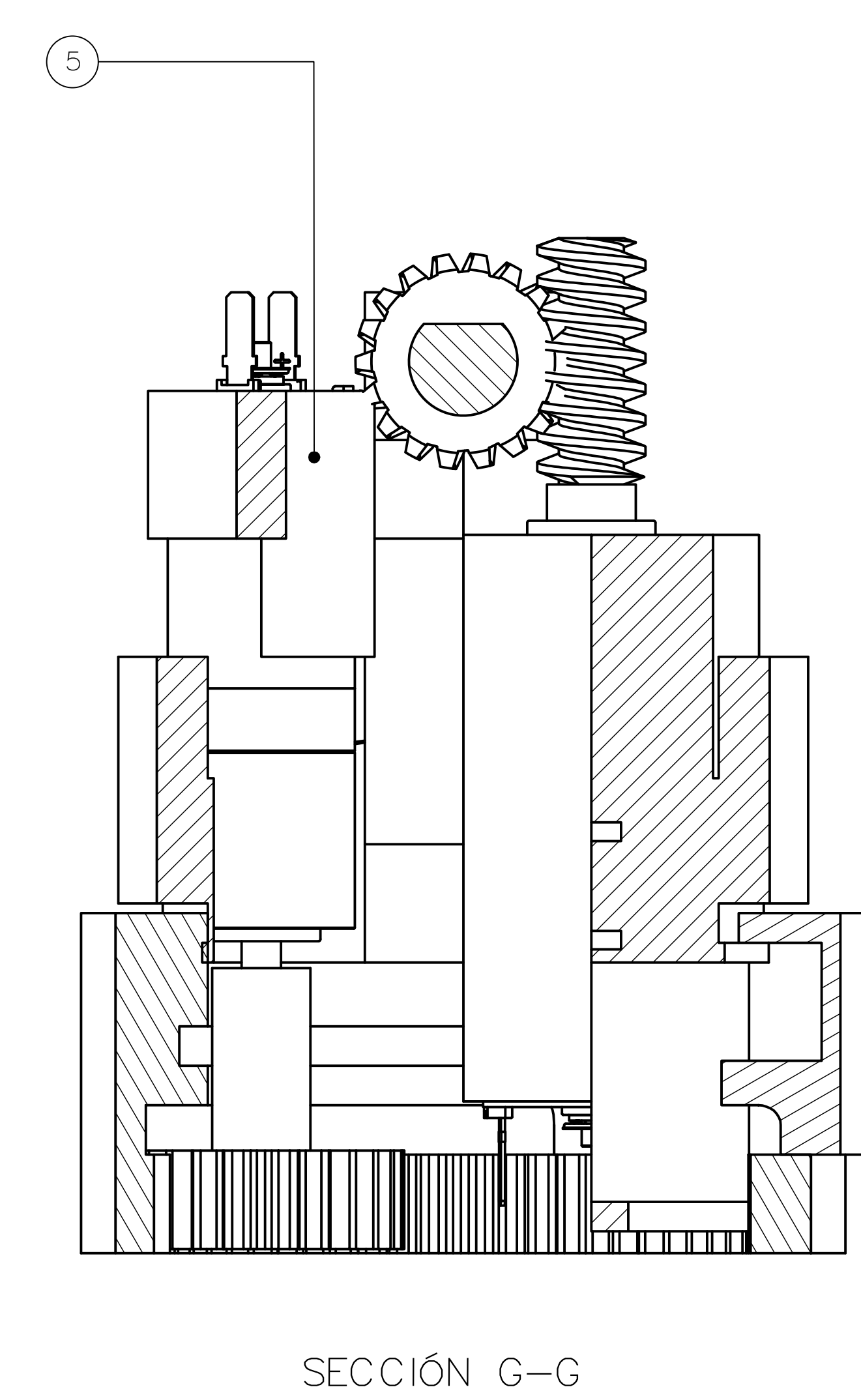
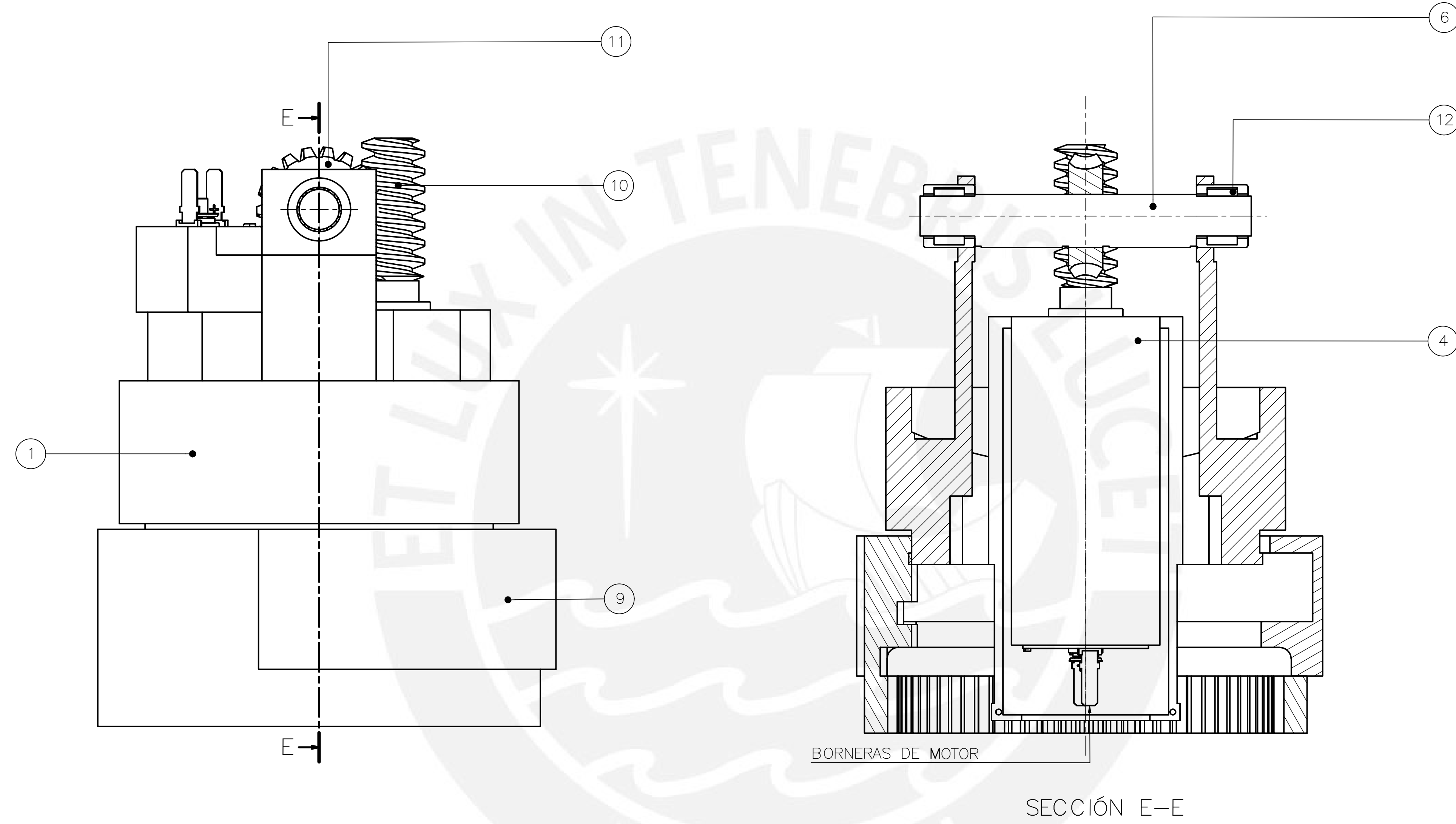
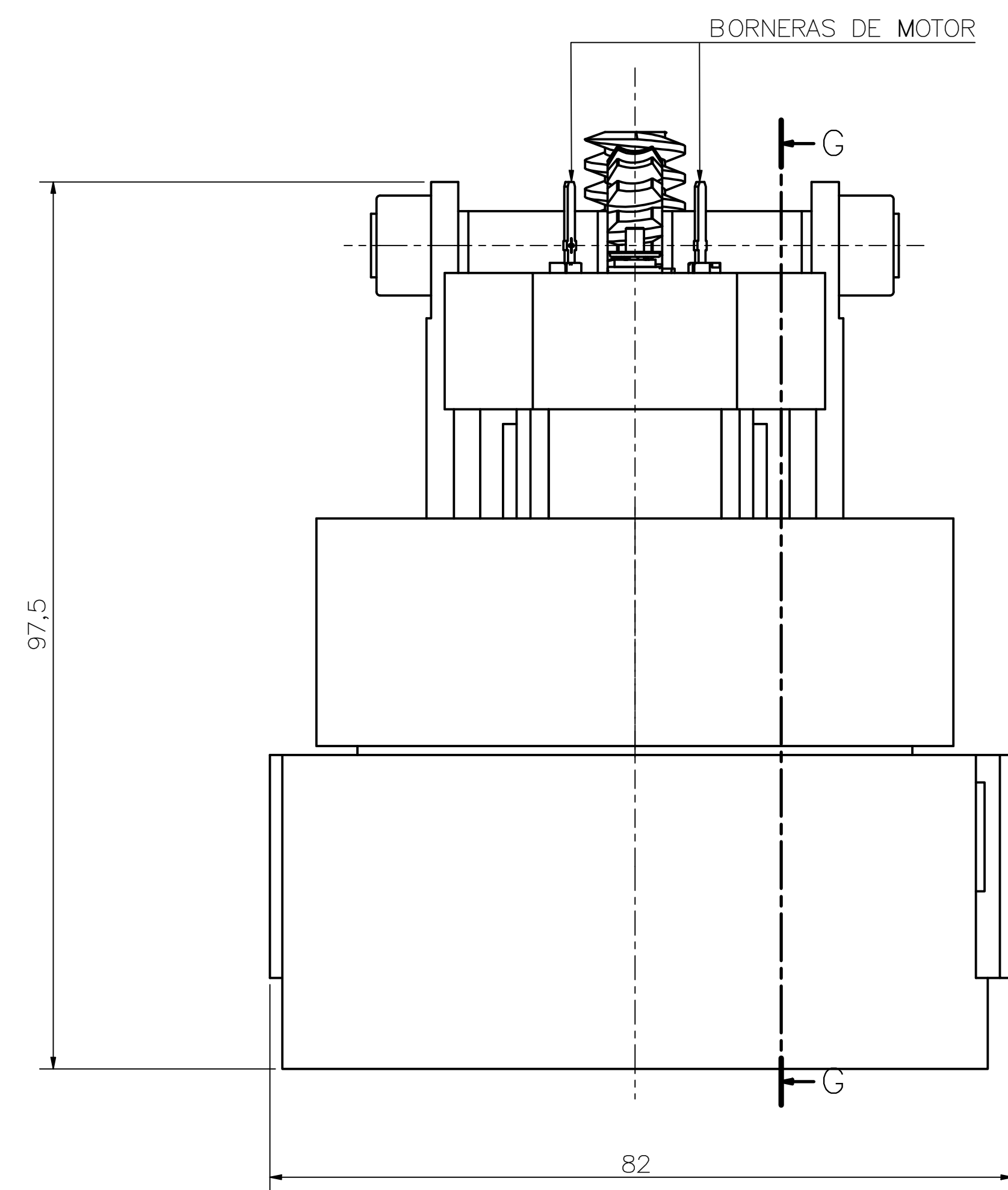
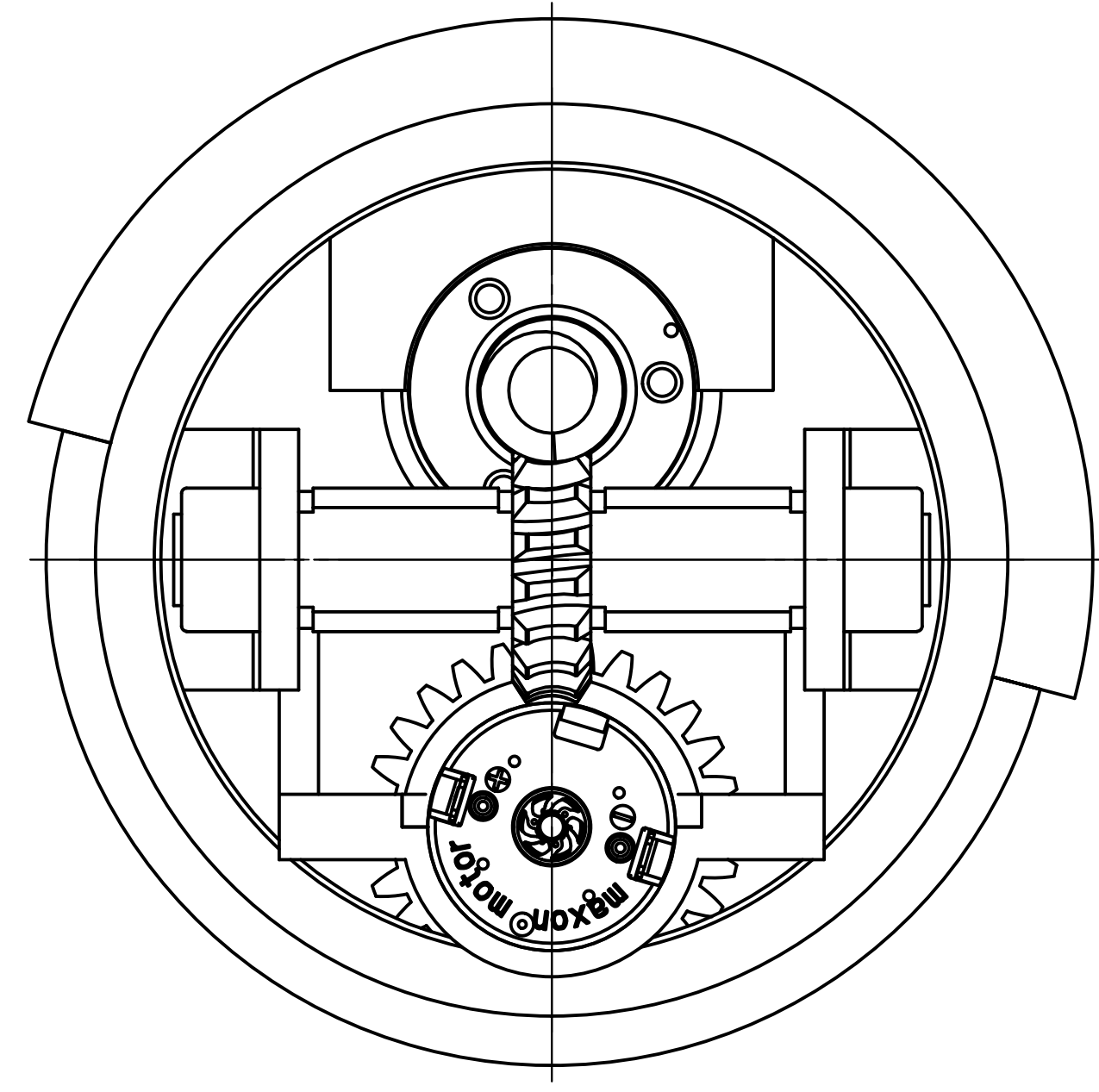
Esquemático del sistema electrónico



Anexo D

Planos





SECCIÓN B-B

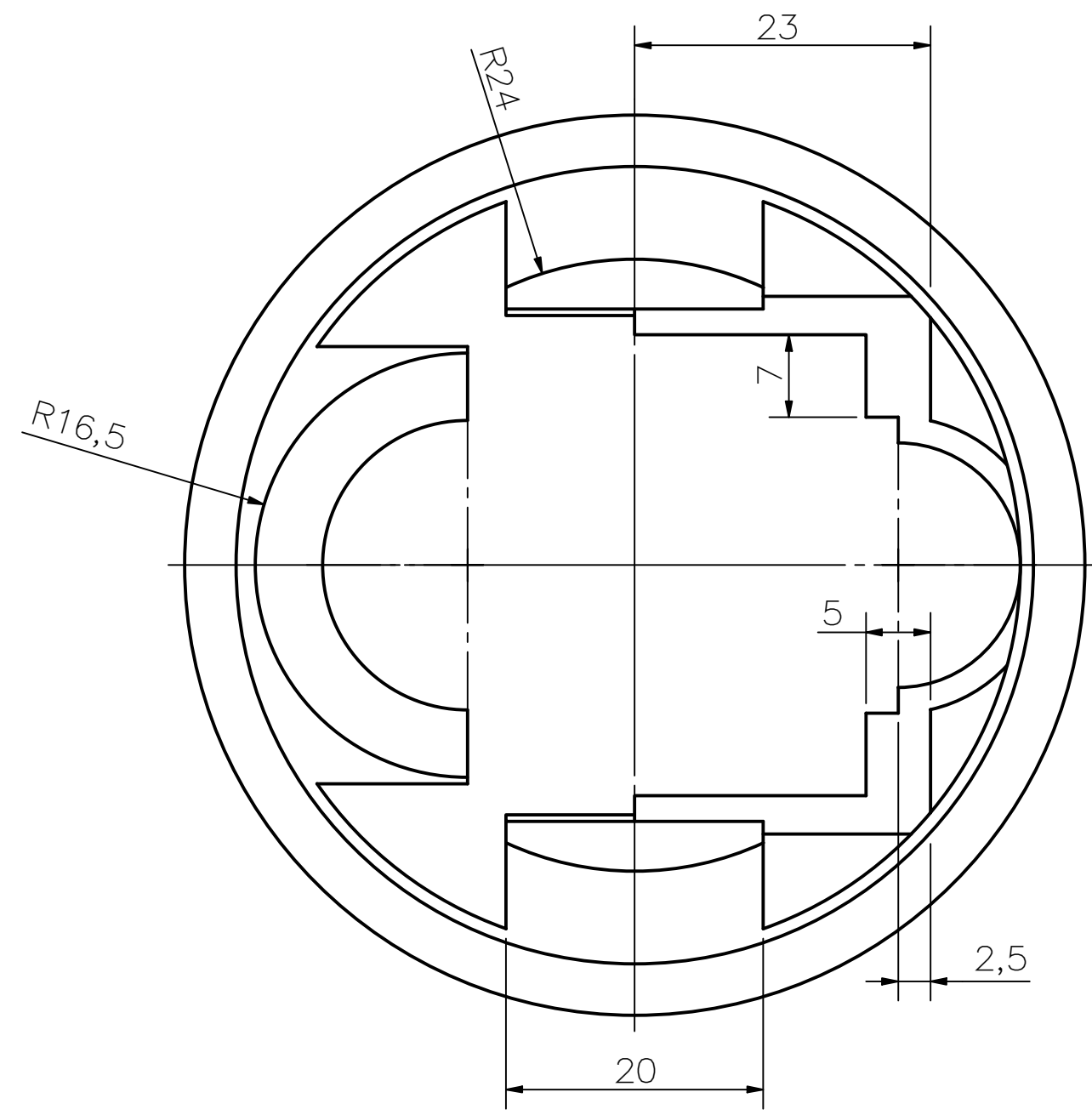
SECCIÓN E-E

SECCIÓN G-G

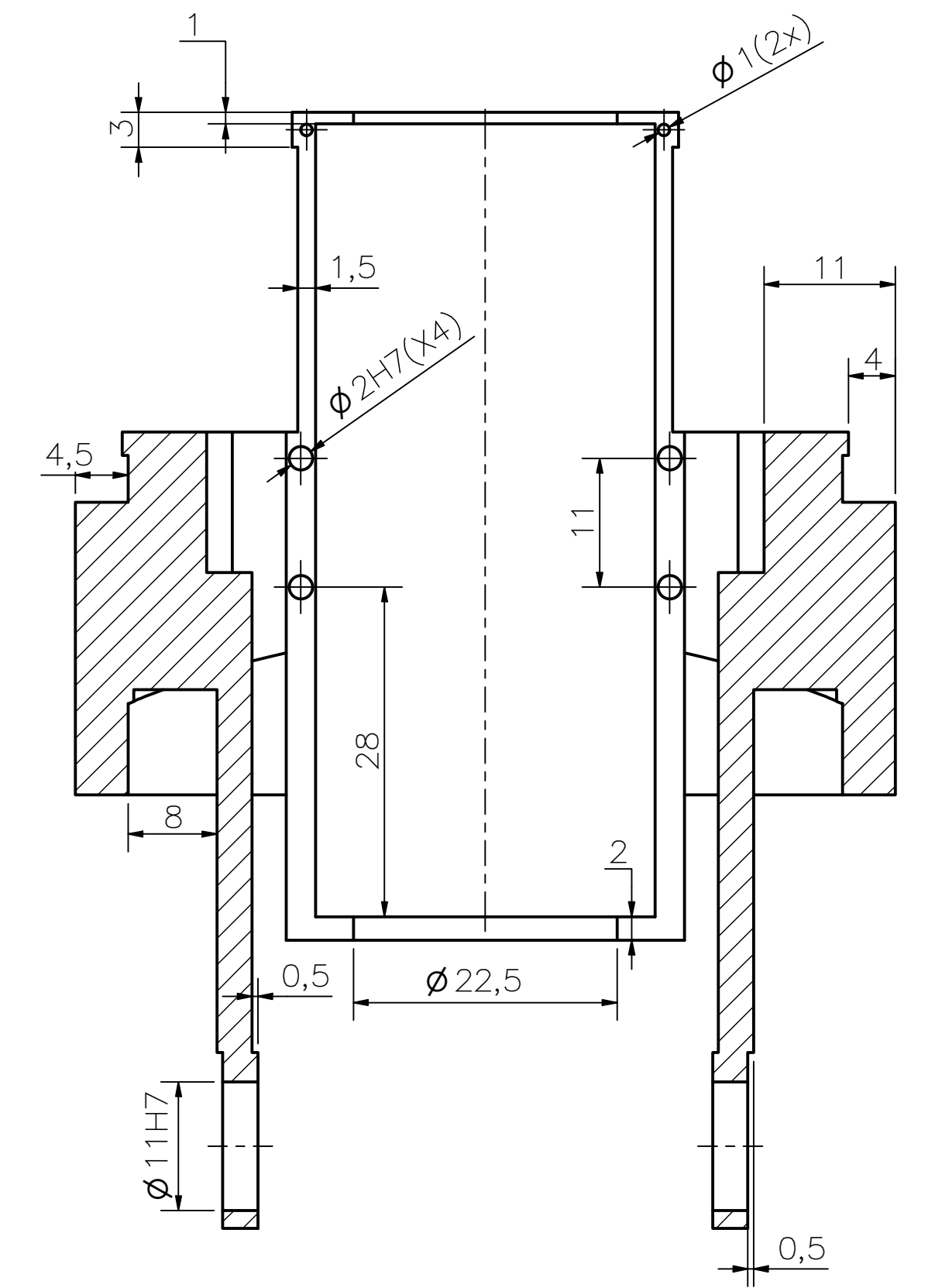
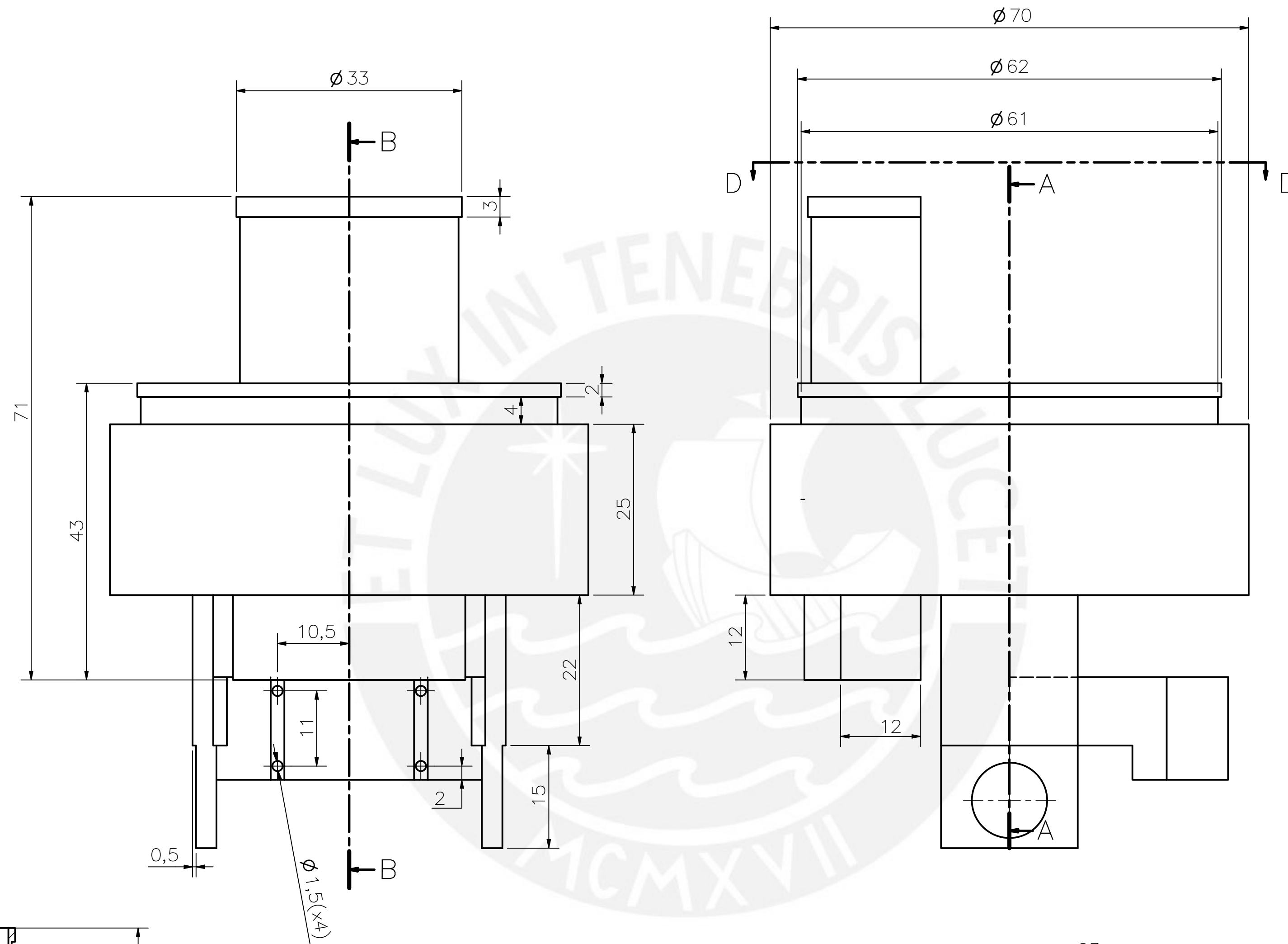
12	2	RODAMIENTO 7mm	7218-2013	PLASTICO ABS	
11	1	ENGRANAJE FLEXION-EXTENSION		PLASTICO ABS	
10	1	TORNILLO 2MM FLEXION-EXTENSION		PLASTICO ABS	
9	1	CILINDRO INTERIOR HEMBRA		PLASTICO ABS	VER P03
8	1	CILINDRO INTERIOR MACHO		PLASTICO ABS	VER P02
7	1	ENGRANAJE PRONACION-SUPINACION		PLASTICO ABS	
6	1	EJE FLEXION-EXTENSION		PLASTICO ABS	VER P04
5	1	SLUETADOR PARA FLEXION		PLASTICO ABS	VER P06
4	1	SLUETADOR PARA PRONACION		PLASTICO ABS	VER P05
3	1	MOTORREDUCTOR 19mm 11W 800RPM MAXON			VER ANEXO C
2	1	MOTORREDUCTOR 28mm 22W 800RPM MAXON			VER ANEXO D
1	1	CILINDRO MEDIO		PLASTICO ABS	VER P01

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERIA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRONICA

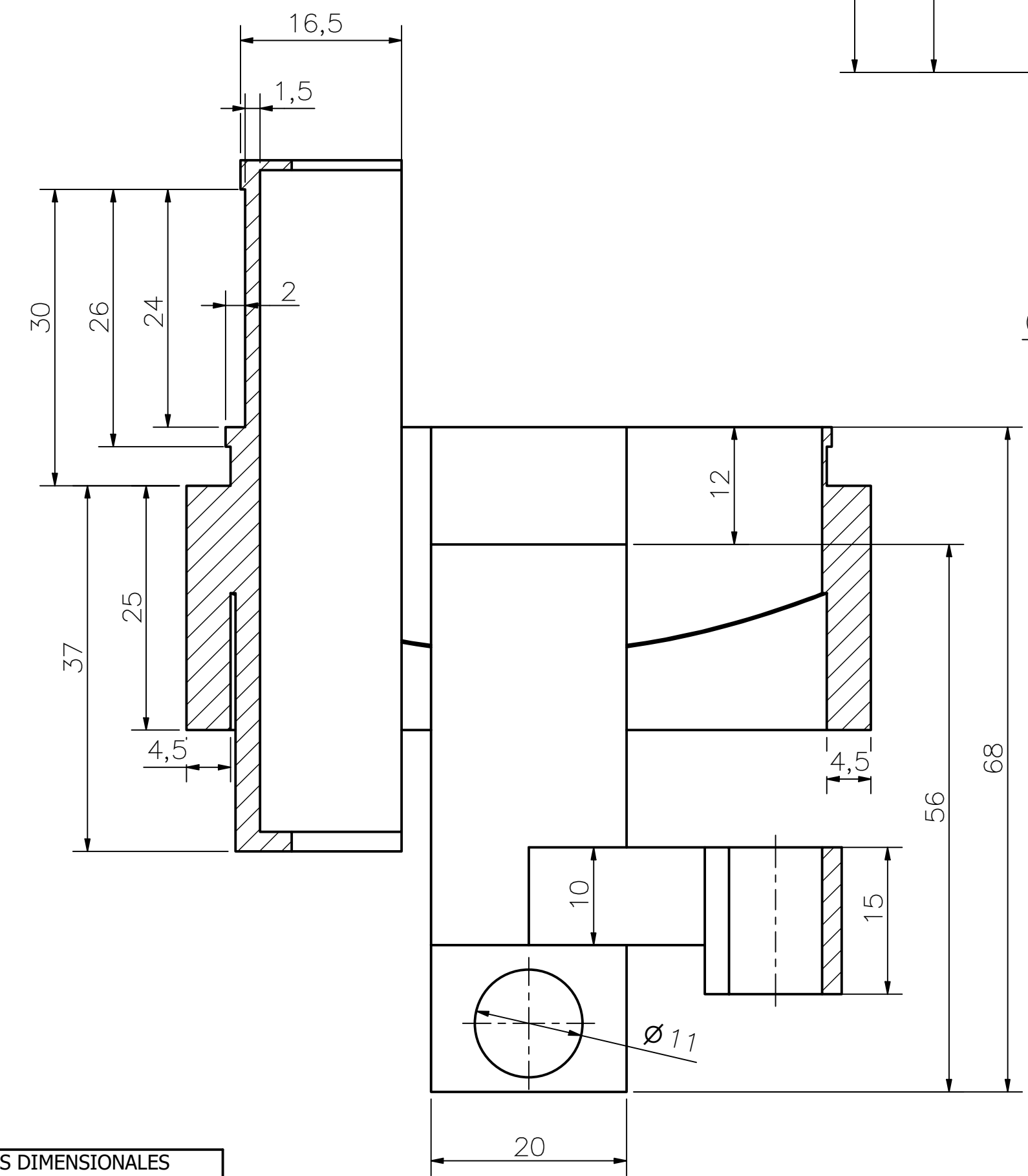
METODO DE PROYECCION	ENSAMBLE GENERAL DE MUÑECA Diseño de muñeca activa de 2 grados de libertad para prótesis transradial	ESCALA: 2:1
20111120	JOHN ANTONIO POZO ABREGU	FECHA: 2013.03.20 PLANO: PE 1



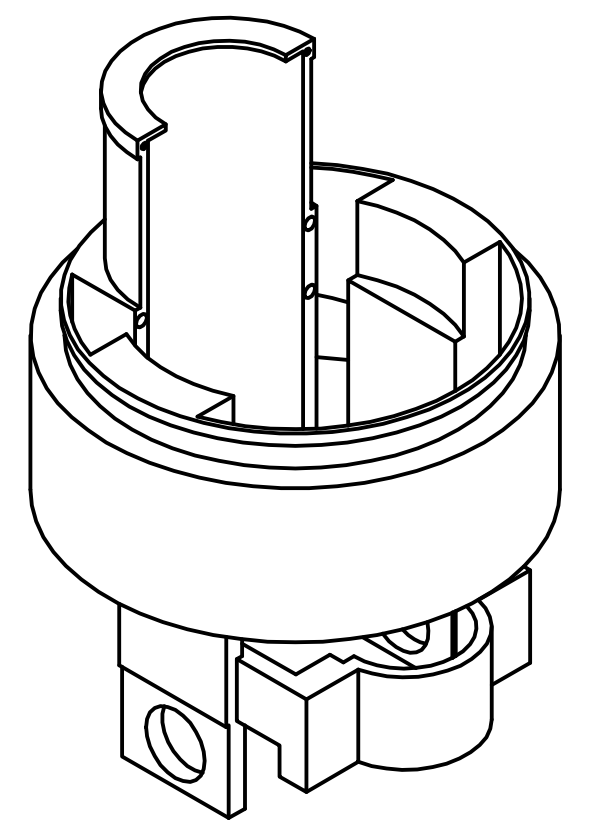
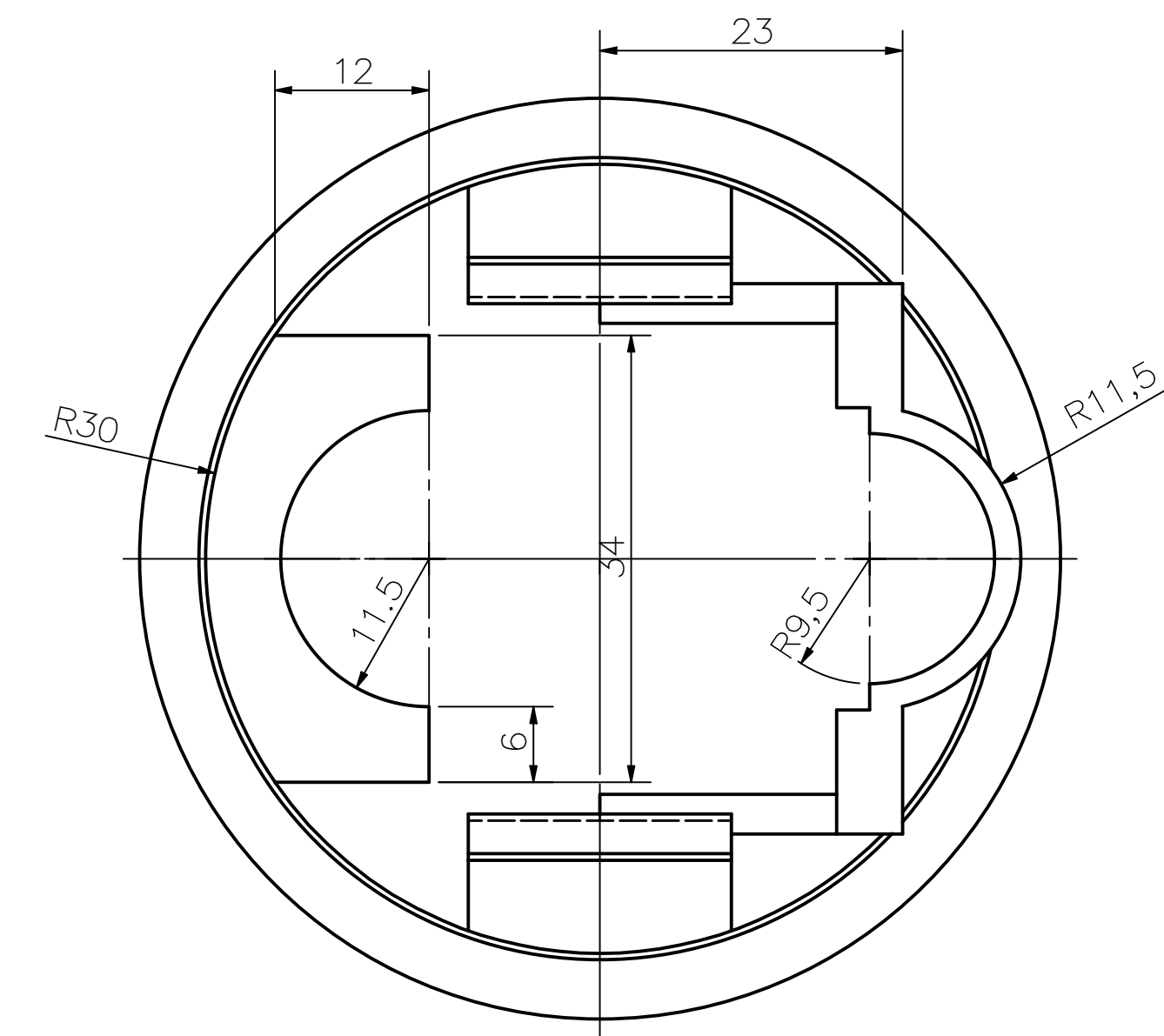
SECCIÓN D-D



SECCIÓN A-A



SECCIÓN B-B

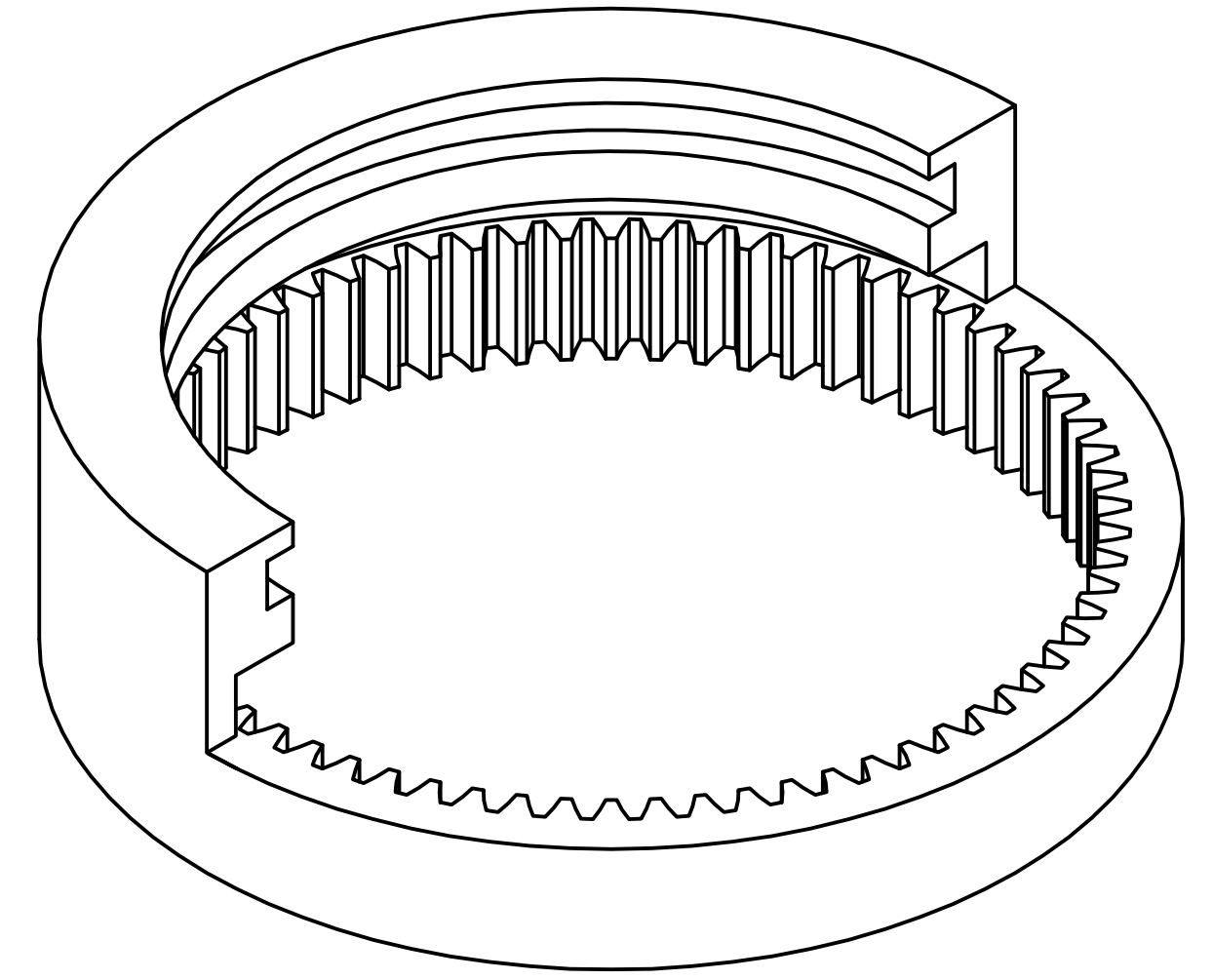
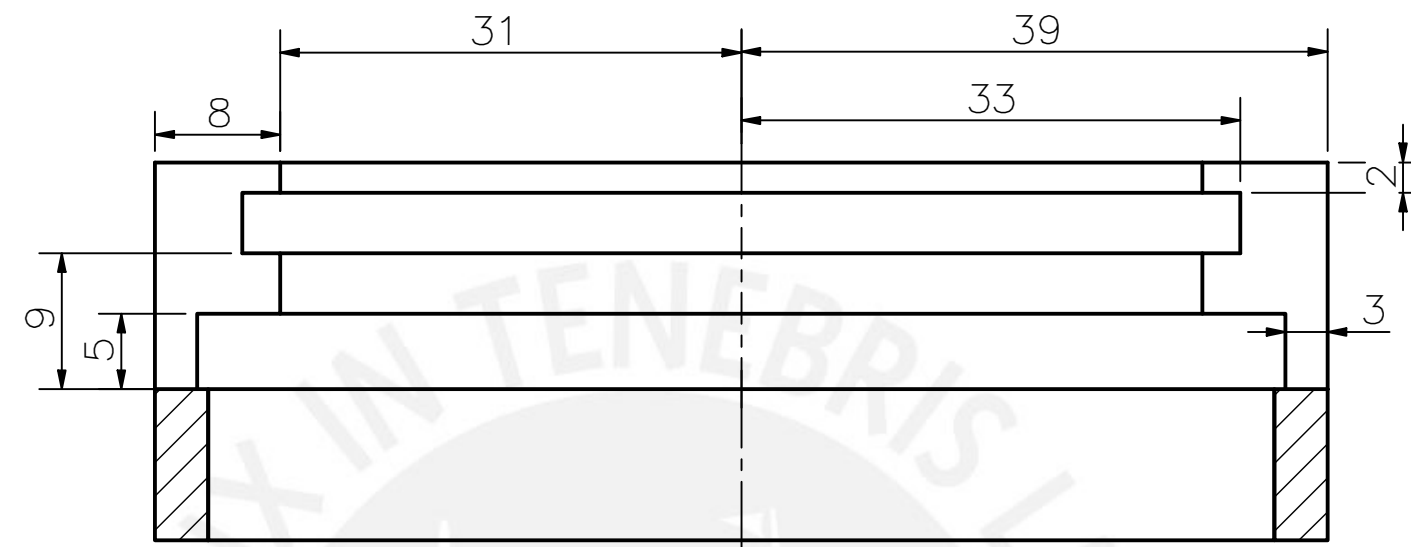
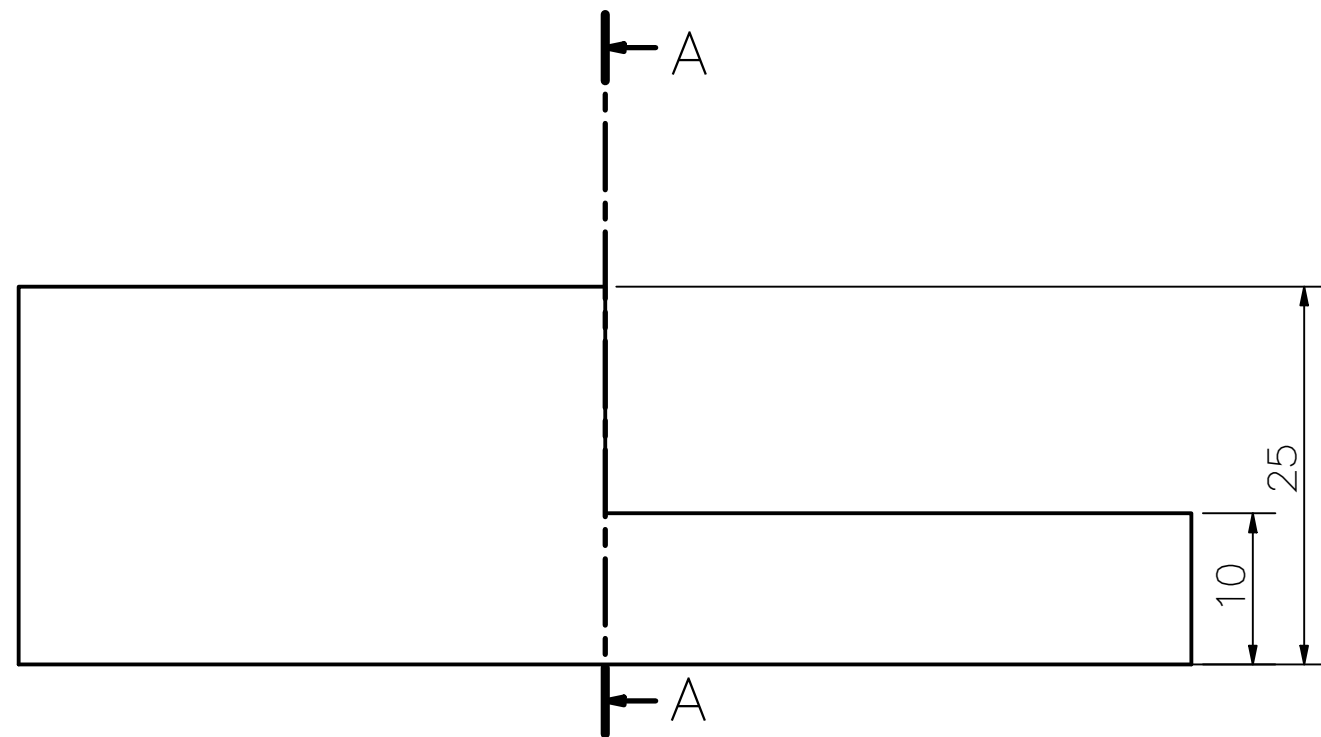


ESCALA 1:1

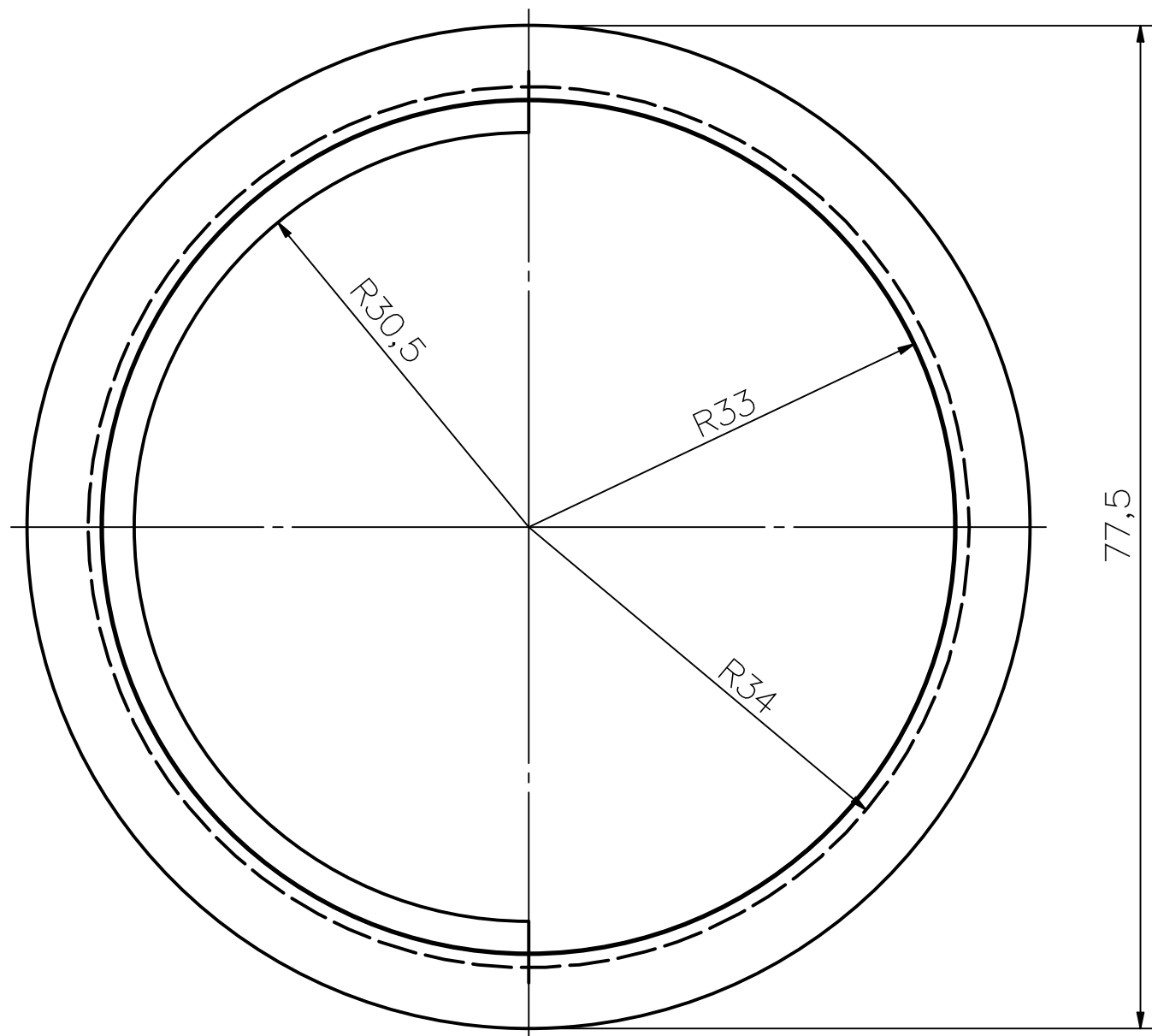
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
FINO	±0,05	±0,05	±0,1	±0,15	±0,2

11H7	11	11,025
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL DIN 7186 MEDIO	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	CILINDRO MEDIO	ESCALA: 2:1
20111120	JOHN ANTONIO POZO ABREGÚ	FECHA: 2019.03.10
		PLANO: PD 1



SECCIÓN A-A



TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168

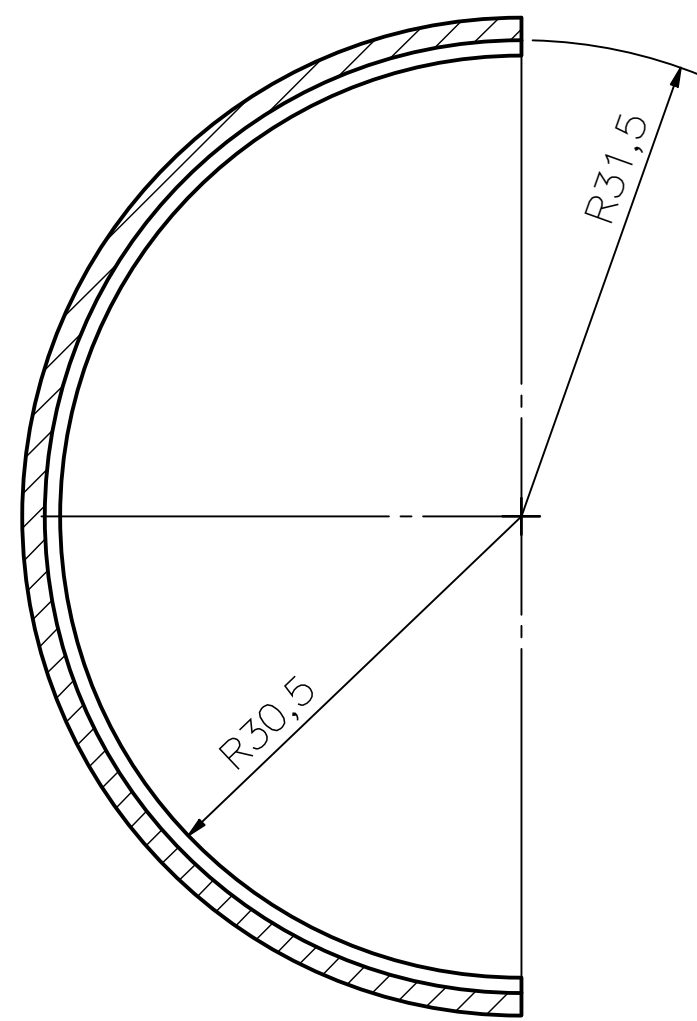
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

DATOS DE TALLADO		
MÓDULO	m	1
ESPEJOR DEL DIENTE		
PROFUNDIDAD DEL DIENTE	h	10
PASO DE LA HÉLICE		
SENTIDO DE LA HÉLICE		
ÁNGULO DE HÉLICE		
ÁNGULO DE PRESIÓN		17.5°
FORMA DEL PERFIL		DIN 867
NUM. VIRTUAL DIENTES	Zn	62,15
NÚMERO DE DIENTES	Z	68
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 MEDIO	MATERIAL PLÁSTICO ABS

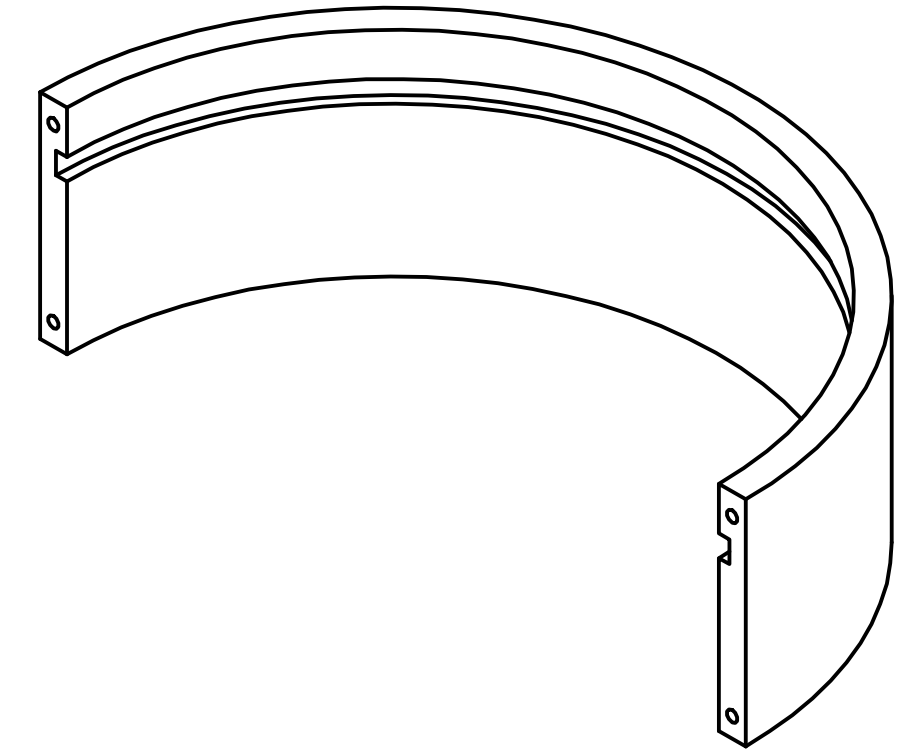
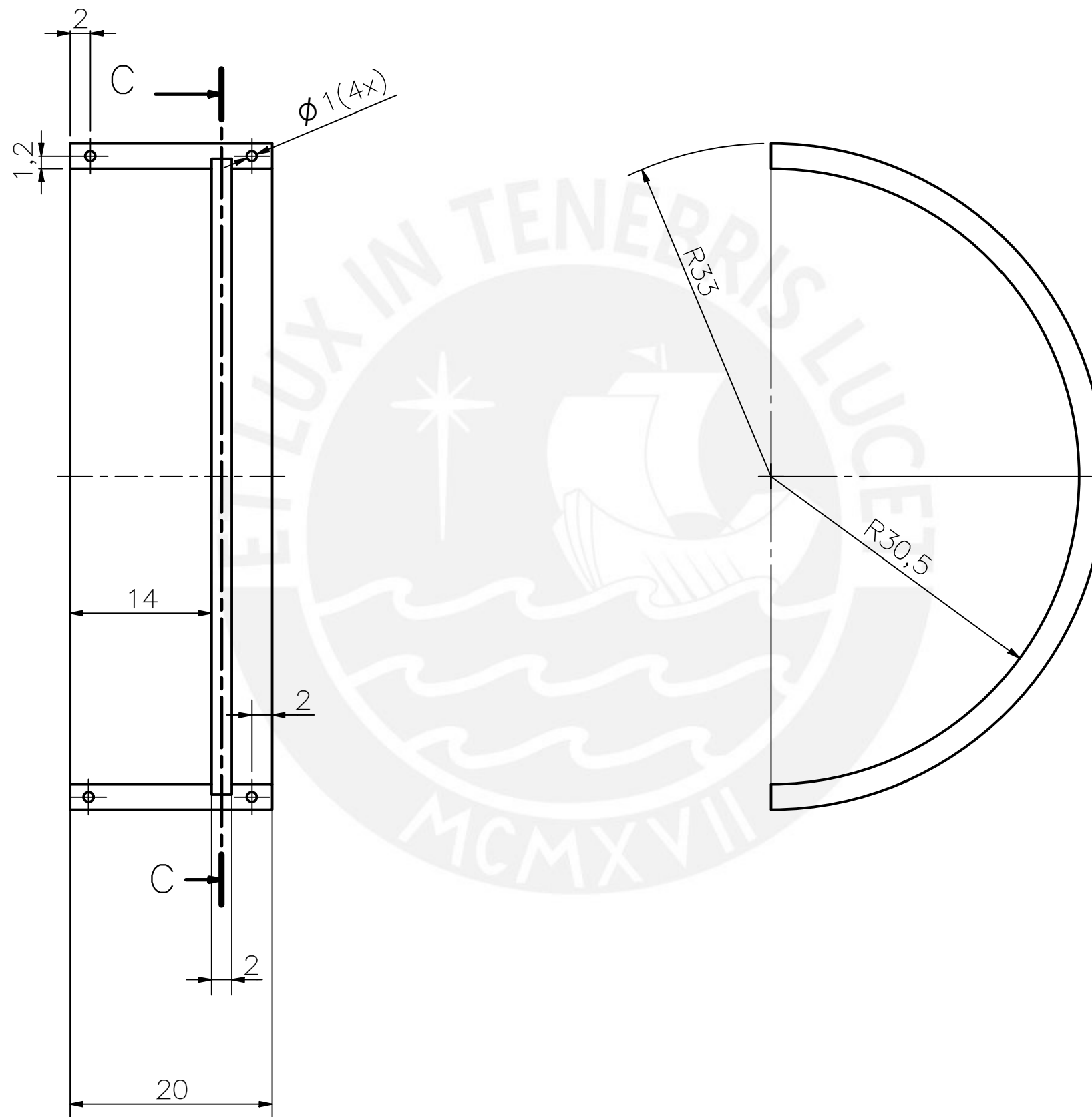
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	CILINDRO INFERIOR MACHO	ESCALA: 2:1
	Diseño de muñeca activa de 2 grados de libertad para prótesis transradial	
20111120	JOHN ANTONIO POZO ABREGÚ	FECHA: 2019.03.17
		PLANO: PD2

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



SECCIÓN C-C

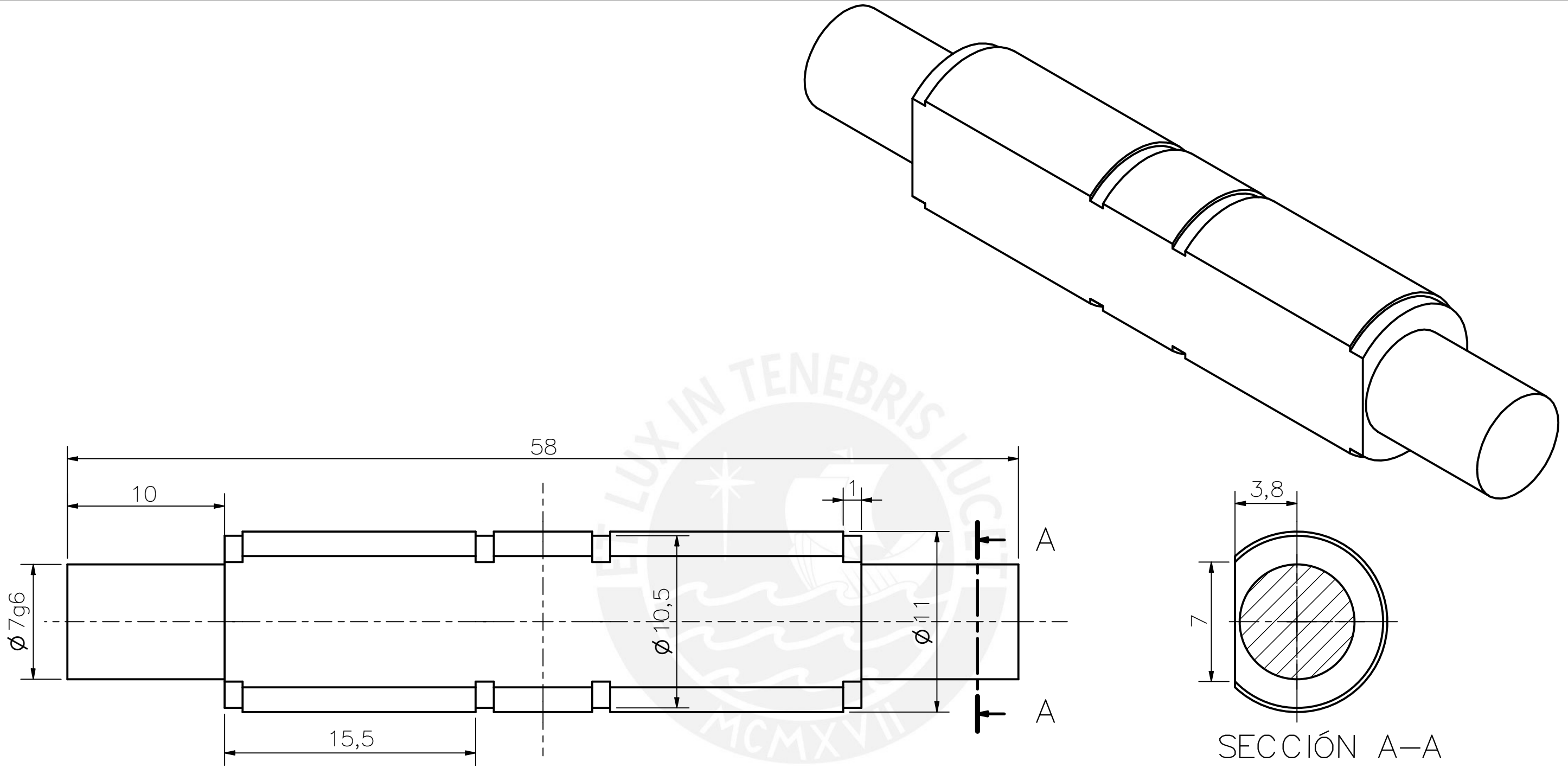


TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 MEDIO	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	CILINDRO INFERIOR HEMBRA Diseño de muñeca activa de 2 grados de libertad para prótesis transradial	ESCALA: 2:1
20111120	JOHN ANTONIO POZO ABREGÚ	FECHA: 2019.03.17 PLANO: PD3



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	$\pm 0,1$	$\pm 0,1$	$\pm 0,2$	$\pm 0,3$	$\pm 0,5$

7g6	6,991	6,975
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 MEDIO	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	EJE FLEXIÓN — EXTENSIÓN	ESCALA: 4:1
	Diseño de muñeca activa de 2 grados de libertad para prótesis transradial	
20111120	JOHN ANTONIO POZO ABREGÚ	FECHA: 2019.03.10
		PLANO: PD4

VISTA A-A
ESCALA 5: 1

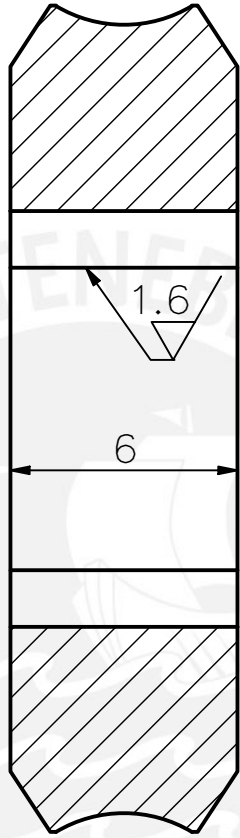
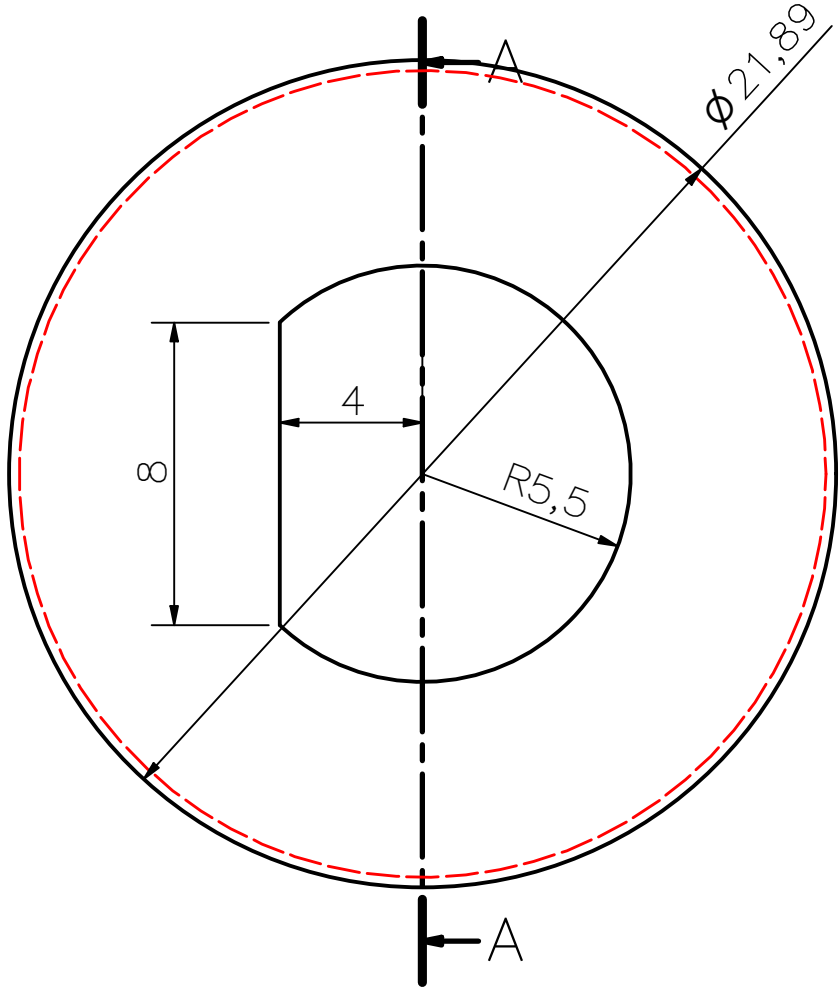


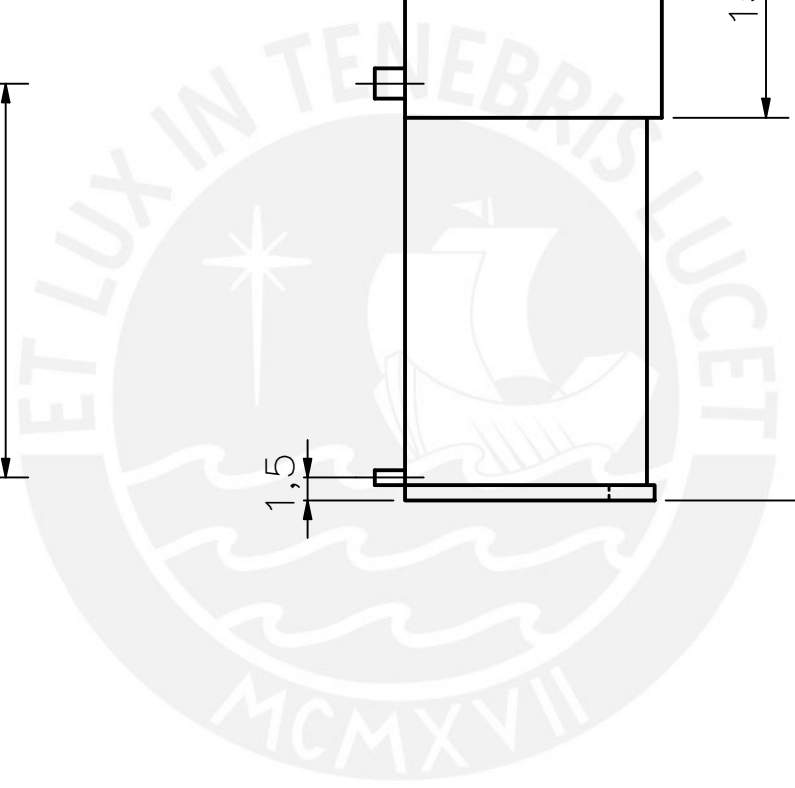
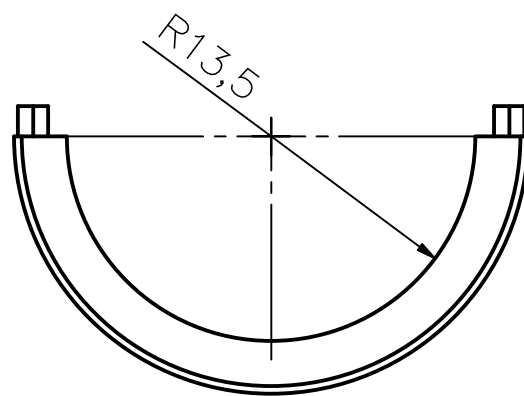
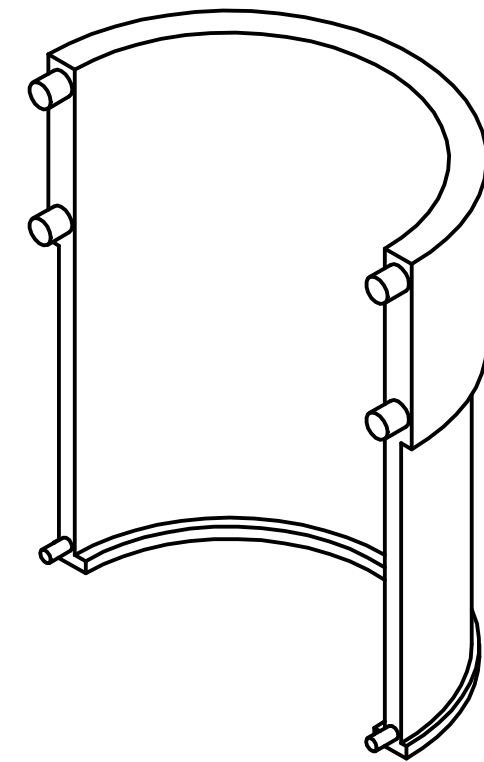
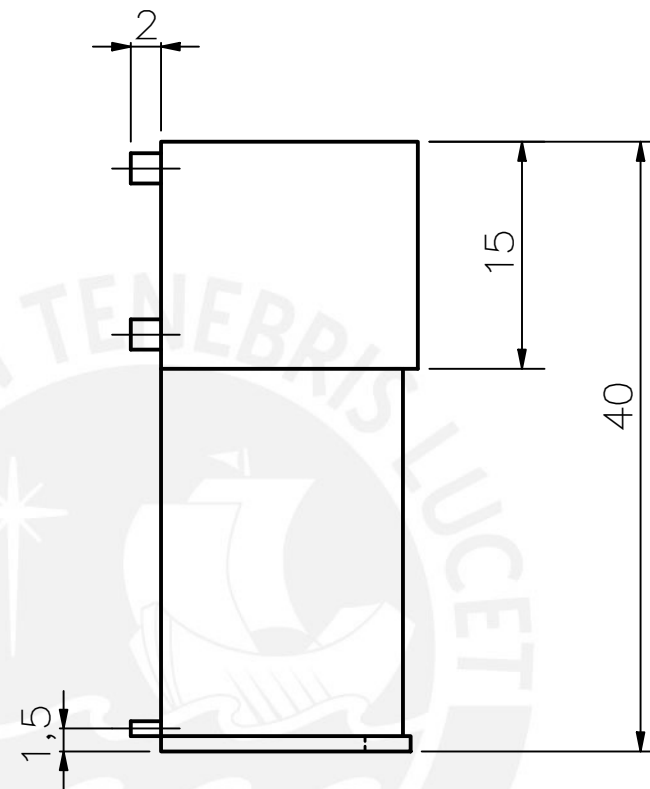
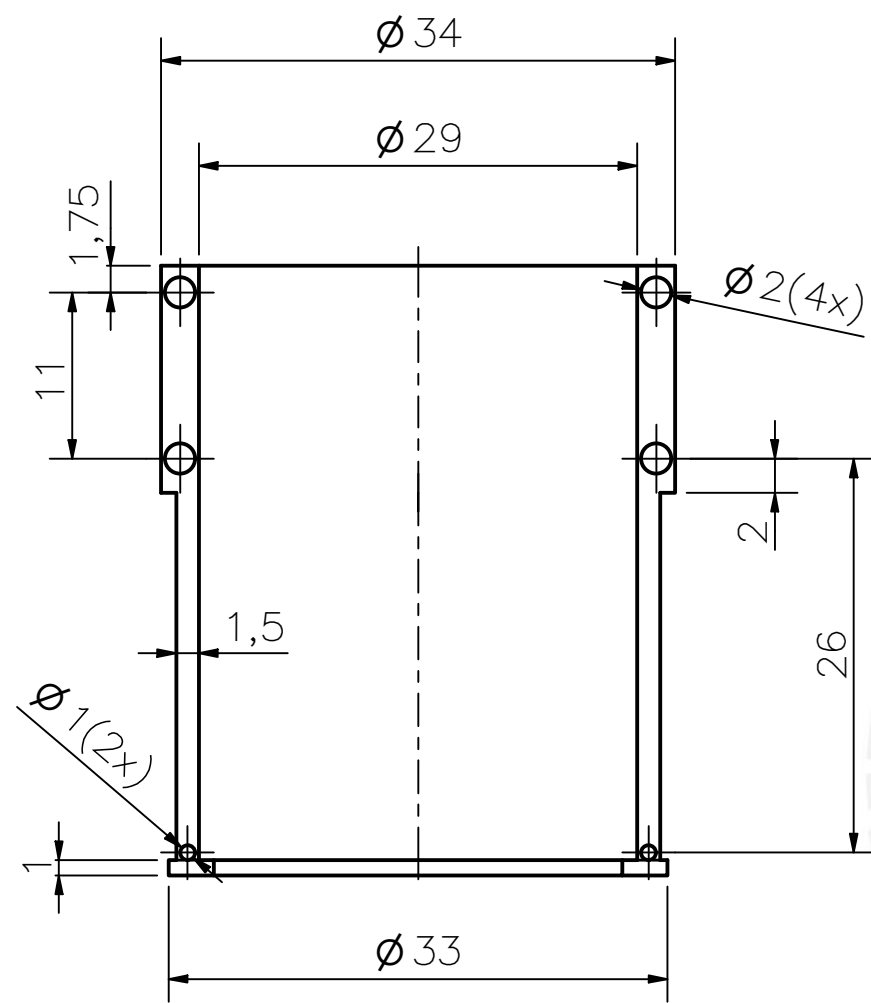
TABLE		
MÓDULO	m	1
ESPELOR DEL DIENTE		
PROFUNDIDAD DEL DIENTE	h	10
PASO DE LA HÉLICE		
SENTIDO DE LA HÉLICE		
ÁNGULO DE HÉLICE		6.34
ÁNGULO DE PRESIÓN		14.5°
FORMA DEL PERFIL		DIN 867
NUM. VIRTUAL DIENTES		
NÚMERO DE DIENTES	Z	18
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 MEDIO	MATERIAL PLÁSTICO ABS

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	ENGRANAJE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Diseño de muñeca activa de 2 grados de libertad para prótesis transradial	ESCALA:
		2:1
20111120	JOHN ANTONIO POZO ABREGÚ	FECHA: 2019.03.17
		PLANO: PD5

TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

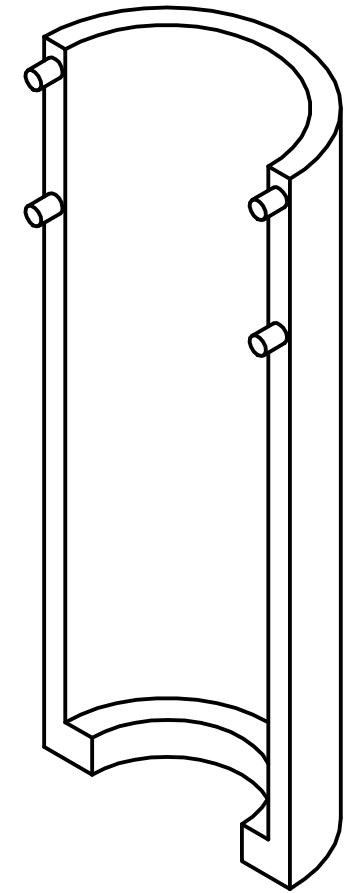
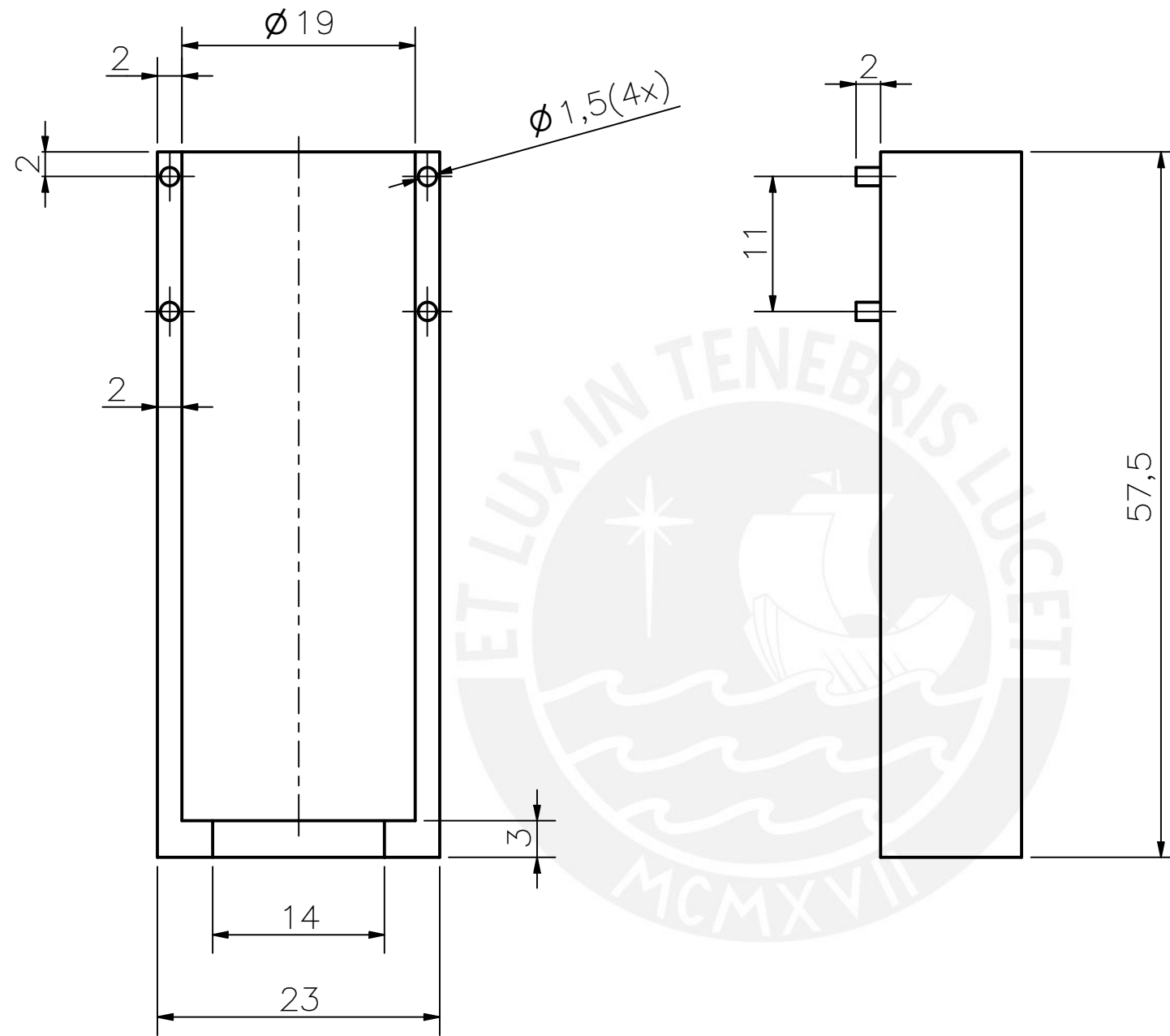
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 MEDIO	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	SUJETADOR PARA FLEXIÓN Diseño de muñeca activa de 2 grados de libertad para prótesis transradial	ESCALA: 2:1
20111120	JOHN ANTONIO POZO ABREGÚ	FECHA: 2019.03.17
		PLANO: PD6



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SUJETADOR PARA PRONACIÓN Diseño de muñeca activa de 2 grados de libertad para prótesis transradial	ESCALA 2:1
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
FECHA: 2019.03.06		