

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE
PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

Sebastián Alonso Acosta Traverso

ASESOR:

Dante Ángel Elías Giordano


Lima, noviembre, 2023

INFORME DE SIMILITUD

Yo, DANTE ANGEL ELÍAS GIORDANO, docente de la FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis/el trabajo de investigación titulado DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO, del autor SEBASTIÁN ALONSO ACOSTA TRAVERSO, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento, sin considerar los Anexos, tiene un índice de puntuación de similitud de 10%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 06/11/2023.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 06 de noviembre de 2023

Apellidos y nombres del asesor: <u>Elías Giordano, Dante Angel</u>	
DNI: 10142907	Firma 
ORCID: https://orcid.org/0000-0001-5920-9608	

RESUMEN

En la presente tesis se muestra el diseño de una prótesis mioeléctrica de miembro superior, enfocándose en los movimientos de flexo-extensión del codo y pronosupinación de la muñeca. Ello con el propósito de contribuir con el avance tecnológico y social, al advertir la escasez de investigaciones sobre este tipo de prótesis.

La metodología que se siguió fue la de diseño VDI 2206, la cual consta de una etapa de investigación de antecedentes y elaboración del marco teórico. Asimismo, otra etapa posterior de definición los requerimientos y las propuestas de solución que surjan ante la problemática planteada. Y, finalmente, elección de la solución óptima y desarrollo del diseño de la prótesis.

Siguiendo la metodología, se desarrolló el estado del arte a partir del cual se definieron los requisitos de usuario y de diseño que se buscan alcanzar en el presente proyecto. Seguidamente, se seleccionó sistemas de transmisión circular-circular que, posteriormente, se definieron como engranajes planetarios y embragues no retroactivos que forman parte de los mecanismos de pronosupinación y flexo-extensión. Asimismo, se seleccionó un Arduino-nano y se diseñó el sensor de electromiografía para el control de motores y la recolección de señales eléctricas en los músculos, respectivamente.

Posteriormente, se realizó el diseño mecánico considerando que el usuario sostendrá una carga de 4.5 kg en la mano, y que el peso de la prótesis será de 1.5 kg. Además, se estableció como requerimiento que la prótesis debe tener una forma antropomórfica para que el usuario se sienta más cómodo con su uso. Es así que, aplicando conceptos de mecánica y diseño se obtuvo el módulo mecánico del dispositivo.

En esta línea, se muestra el diseño de la prótesis la cual puede realizar los movimientos de pronosupinación y flexo-extensión en un rango de -80° a 90° y 0° a 140° , respectivamente. De igual manera, la prótesis puede alcanzar la posición deseada de pronosupinación y de flexo-extensión en 2 y 4 segundos, respectivamente. Igualmente, se realizó la estimación de costos para hallar el valor aproximado de la prótesis y se obtiene que el costo estimado equivale a S/ 5,600.00.

Dedico este trabajo de tesis a mi querida madre, cuyo amor incondicional, apoyo y sacrificio ha sido mi más grande fuente de inspiración. A mi padre, quien siempre me ha alentado a superar mis límites. A mis abuelos, por su sabiduría, cariño y ejemplo de perseverancia. A mi enamorada que me ha apoyado y motivado a lo largo de este camino ayudándome a alcanzar mis metas. Y un especial agradecimiento a mi asesor que siempre estuvo dispuesto a ayudarme para culminar este logro.

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE CONTENIDO	iii
LISTADO DE FIGURAS.....	iiiv
LISTADO DE TABLAS	vi
INTRODUCCIÓN.....	1
1. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE.....	3
1.1 Antecedentes	3
1.2 Biomecánica del codo	4
1.3 Prótesis transhumerales en investigación.....	8
1.4 Prótesis comerciales.....	11
2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	13
2.1 Requerimientos de sistema	13
2.2 Estructura de funciones.....	17
2.3 Matriz morfológica	20
2.4 Conceptos de solución	23
2.5 Evaluación de soluciones.....	25
2.6 Proyecto Preliminar	28
2.7 Solución preliminar óptima.....	31
3. DISEÑO MECÁNICO.....	34
3.1 Consideraciones preliminares	34
3.2 Cálculos preliminares.....	36
3.3 Acople entre prótesis de mano y prótesis transhumeral.....	40
3.4 Mecanismo de flexo-extensión	42
3.5 Mecanismo de pronosupinación	51
3.6 Soporte de cargas	56
3.7 Selección de motores	56
3.8 Modelo 3D general	58
4. DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	59
4.2 Sistema de control.....	62
4.3 Simulación por software	73
4.4 Consumo energético	80
5. DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS	81
5.2 Planos mecánicos	83
5.3 Planos eléctricos	84
5.4 Estimación de costos.....	84
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	88
BIBLIOGRAFÍA.....	90
ANEXOS.....	92

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1.1. Porcentaje de discapacidad para realizar actividades diarias (INEI, 2012).	4
Figura 1.2. Estadísticas de Amputaciones (Esquenazi, 2004).	4
Figura 1.3. Función del codo para alimentación (Kapandji, 2006).	5
Figura 1.4. Articulaciones de codo.	5
Figura 1.5. Rango de flexo-extensión (Kapandji, 2006).	6
Figura 1.6. Ángulo de carga (Palastanga, 2000).	6
Figura 1.7. Supinación y pronación de la muñeca.	7
Figura 1.8. Ángulo de Flexión vs Torque (Loss & Candotti, 2008).	7
Figura 1.9. Diagrama de Cuerpo Libre del codo (Loss & Candotti, 2008).	8
Figura 1.10. (a) Motor RIC. (b) Transmisión cicloide. (c) Embrague no retroactivo (Lenzi <i>et.al</i> , 2016).	9
Figura 1.11. Ángulo de carga del codo sobre la posición de la mano en posiciones extendidas (negro) y flexionadas (gris). A la izquierda, el humano y Brazo RIC; a la derecha, otras prótesis de codo disponibles comercialmente (Lenzi <i>et. al.</i> , 2016).	9
Figura 1.12. (izquierda) Vista parcialmente seccionada del módulo de codo. (derecha) Vista parcialmente seccionada de la muñeca del brazo RIC (Lenzi <i>et. al.</i> , 2016).	10
Figura 1.13. Modelo de la articulación del codo (Fite <i>et. al.</i> , 2008).	10
Figura 1.14. Modelo de pronosupinación de la muñeca (Fite <i>et. al.</i> , 2008).	11
Figura 1.15. Brazo Utah U3	11
Figura 1.16. Codo TMR	12
Figura 2.1. Amputación Transhumeral	14
Figura 2.2. Estructura de funciones.	18
Figura 2.3. Concepto de solución 1	23
Figura 2.4. Concepto de solución 2	24
Figura 2.5. Concepto de solución 3.	25
Figura 2.6. Prótesis acoplada y sujeta.	28
Figura 2.7. Modelo de solución 1	29
Figura 2.8. a) Módulo de Sensores, Energía y Control. b) Mecanismo de flexo-extensión.	29
Figura 2.9. Modelo de solución 2.	30
Figura 2.10. a) Vista general. b) Módulo eléctrico. c) Módulo pronosupinación. d) Módulo flexo-extensión.	31
Figura 2.11. Resultados de la Evaluación Técnico-Económica de Soluciones Preliminares.	33
Figura 2.12. Esquema del diseño mecatrónico.	33
Figura 3.1. Muñón de un paciente.	35
Figura 3.2. Prótesis transhumeral.	36
Figura 3.3. Modelo de prótesis, con acople y engranajes cónicos.	37
Figura 3.4. a) Posición en 0°, b) Posición en 45° y c) Posición en 90°.	37
Figura 3.5. Cargas sobre la prótesis.	38
Figura 3.6. Cálculo de torque de flexo-extensión.	39
Figura 3.7. Torques del movimiento de pronosupinación.	39
Figura 3.8. Modelo 3D sobre muñón del paciente.	40
Figura 3.9. Acople entre prótesis de mano y prótesis de codo.	40
Figura 3.10. DCL del acople y fuerzas equivalentes.	41
Figura 3.11. Cálculo de pernos de acople entre prótesis de mano y de codo.	42
Figura 3.12. Mecanismo de flexo-extensión.	43
Figura 3.13. Transmisión de potencia en flexo-extensión.	44
Figura 3.14. DCL del mecanismo.	45
Figura 3.15. Verificación de engranajes cónicos de dientes rectos.	46
Figura 3.16. Verificación de engranajes planetarios.	47
Figura 3.17. Cálculo de rodamientos.	48
Figura 3.18. Dimensionamiento de chavetas.	48
Figura 3.19. Unión de brazo con engranaje cónico G1 por medio de una chaveta.	49

Figura 3.20. Cargas y distancias para el cálculo del esfuerzo normal.....	50
Figura 3.21. Mecanismo de pronosupinación.	51
Figura 3.22. Transmisión de potencia en movimiento de pronosupinación.....	52
Figura 3.23. DCL mecanismo de pronosupinación.....	53
Figura 3.24. Verificación de engranajes de pronosupinación.	54
Figura 3.25. Cálculo de rodamiento de pronosupinación.....	55
Figura 3.26. Chaveta de acople mecánico.....	55
Figura 3.27. Análisis de FS del antebrazo debido a cargas en los apoyos.	56
Figura 3.28. Actuador del mecanismo de flexo-extensión.....	57
Figura 3.29. Simulación del mecanismo de flexo-extensión.....	57
Figura 3.30. Partes del actuador del mecanismo de pronosupinación.....	58
Figura 3.31. Modelo 3D General.	58
Figura 4.1. Diagrama de flujo general de la prótesis transhumeral.....	60
Figura 4.2. Diagrama de flujo de controlar prótesis de codo.	61
Figura 4.3. Etapas de adquisición de señal EMG.....	62
Figura 4.4. Diagrama de bloques del sistema de control.....	63
Figura 4.5. Circuito de adquisición.	64
Figura 4.6. Circuito integrado AD8237.....	65
Figura 4.7. Circuito integrado TLC272.....	66
Figura 4.8. a) Filtro pasa alto y b) Filtro pasa bajo.	66
Figura 4.9. Etapa de rectificación.....	67
Figura 4.10. Modelo del sensor en Proteus.	68
Figura 4.11. Resultados de la simulación 1.....	68
Figura 4.12. Resultados de la simulación 2.....	69
Figura 4.13. Circuito de un puente H.	70
Figura 4.14. Driver TB6612FNG.....	70
Figura 4.15. Microcontrolador Arduino Mini-pro de 5V.....	71
Figura 4.16. Circuito integrado AS5047D.	72
Figura 4.17. Diagrama de conexiones.....	73
Figura 4.18. Esquema de control de un motor DC.....	73
Figura 4.19. Mecanismo de flexo-extensión.	74
Figura 4.20. Diagrama de cuerpo libre del codo protésico.....	75
Figura 4.21. Esquema de la planta con un controlador PID.....	76
Figura 4.22. Resultado de la simulación del movimiento de flexo-extensión.....	77
Figura 4.23. Controlador PID de movimiento de pronosupinación.	79
Figura 4.24. Resultado de la simulación del mov. de pronosupinación.	79
Figura 4.25. Baterías recargables Garberiel 18650-6000 mAh.....	80
Figura 5.1. Diseño 3D de la prótesis de codo.....	82
Figura 5.2. Distribución de componentes electrónicos.	82
Figura 5.3. Módulo mecánico de la prótesis.	83

LISTADO DE TABLAS

Tabla 2.1. Requerimientos del sistema.....	16
Tabla 2.2. Matriz morfológica del dominio mecánico y materia	20
Tabla 2.3. Matriz morfológica del dominio actuadores	21
Tabla 2.4. Matriz morfológica del dominio sensores	21
Tabla 2.5. Matriz morfológica del dominio control	22
Tabla 2.6. morfológica del dominio Interfaz.....	22
Tabla 2.7. Matriz morfológica del dominio energía.....	22
Tabla 2.8. Peso Relativo.....	26
Tabla 2.9. Evaluación Técnica	27
Tabla 2.10. Evaluación Económica.....	27
Tabla 2.11. Evaluación de criterios técnicos.....	32
Tabla 2.12. Evaluación de criterios económicos.....	32
Tabla 3.1. Torque para cada posición.	38
Tabla 4.1. Comparación de amplificadores operacionales.....	64
Tabla 4.2. Comparación de operadores de motor DC por puente H.	70
Tabla 4.3. Comparación entre microcontroladores.	71
Tabla 4.4. Comparación entre sensores de posición.	72
Tabla 4.5. Parámetros del modelo matemático del motor DC	74
Tabla 4.6. Parámetros del modelo matemático del mecanismo de flexo-extensión.....	75
Tabla 4.7. Parámetros de la ecuación de movimiento de flexo-extensión	76
Tabla 4.8. Parámetros del modelo matemático del motor DC	78
Tabla 4.9. Parámetros del modelo matemático del mecanismo de pronosupinación.....	78
Tabla 4.10. Cálculo del consumo de corriente.	80
Tabla 5.1. Planos mecánicos	83
Tabla 5.2. Planos eléctricos.....	84
Tabla 5.3. Costos de Diseño.....	85
Tabla 5.4. Componente electrónico a fabricar.	85
Tabla 5.5. Componentes mecánicos a fabricar.....	85
Tabla 5.6. Costos de componente eléctricos	86
Tabla 5.7. Costo de componentes mecánicos adquiridos localmente	86
Tabla 5.8. Costos indirectos	87
Tabla 5.9. Estimación de costos	87

INTRODUCCIÓN

En el Perú, según los Censos Nacionales 2017: XII de Población y VII de Vivienda, un 10% de la población peruana presenta una discapacidad, ya sea de tipo físico, intelectual, psíquico o sensorial (INEI, 2017). Centrándonos en las discapacidades físicas estas pueden ser causadas por accidentes, problemas de circulación de la sangre, tumores, infecciones o defectos congénitos, lo cual conlleva a la realización de amputaciones en distintas partes del cuerpo, siendo una de las más perjudiciales la amputación transhumeral, pues al ser el brazo un miembro realmente complejo su pérdida genera incapacidad permanente limitando a la persona en todas sus actividades.

Las amputaciones no solo afectan físicamente la vida de las personas, sino también inciden negativamente en el ámbito psicológico y social, haciendo que estas personas desarrollen conductas asociales, presenten cuadros de depresión y, en muchos casos, pierdan sus puestos de trabajo. Por ende, desde la ciencia se ha buscado suplir dicha discapacidad en vías de mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido algún tipo de amputación.

En los últimos años, con el avance y mejoramiento de los algoritmos de control se han desarrollado prótesis capaces de suplir las necesidades de las personas que sufrieron alguna amputación, empleando un enfoque no invasivo a través del uso de la técnica conocida como electromiografía (EMG), la cual emplea electrodos para captar las señales eléctricas producidas por los músculos residuales (García & Espinoza, 2014). Siendo así, la prótesis mioeléctrica es una de las mejores alternativas para la realización de estos dispositivos, debido al avance realizado en múltiples investigaciones sobre el uso de señales EMG en el desarrollo de prótesis (García & Espinoza, 2014).

En la actualidad, el crecimiento de la industria de prótesis se ha visto muy beneficiado gracias a los avances tecnológicos ya antes mencionados; sin embargo, del total de investigaciones hechas sobre prótesis solo un bajo porcentaje de estas van destinadas al estudio de prótesis transhumerales, y esto se debe principalmente a que el porcentaje de amputaciones transhumerales es bastante bajo. Por otro lado, para adquirir una de estas prótesis se necesita un monto económico bastante alto, haciendo que su adquisición para la mayoría de la población sea casi imposible. Si bien en el Perú se han desarrollado prótesis

accesibles para este sector de la población, como se hizo con el proyecto “Dando una mano”, el número de prótesis manufacturadas no es suficiente para aprovisionar a todas las personas que necesitan una.

Lo mencionado evidencia que se necesitan realizar investigaciones que impulsen el desarrollo de prótesis a nivel nacional que sean accesibles económicamente, tengan un alto grado de funcionalidad, sin perder el factor estético, y que, además, ayuden a las personas a tener una vida sin limitaciones. En tal sentido, el Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomédica (GIRAB) viene desarrollando una prótesis transhumeral de 5 grados de libertad con retroalimentación háptica controlada por señales fisiológicas, la cual se espera reduzca las limitaciones laborales y que haga posible que las personas retomen sus actividades profesionales trayendo así bienestar al usuario y a su familia.

Con el propósito de ayudar a alcanzar los objetivos de dicho proyecto, este trabajo plantea diseñar una prótesis mioeléctrica de codo que permita emular los movimientos del antebrazo. Entonces, para lograr este objetivo, primero se realiza el estado de arte basado en antecedentes, la biomecánica del codo y de la prótesis transhumerales, lo cual será de utilidad para elaborar los requerimientos del diseño. Luego, se propone el diseño conceptual usando la metodología de diseño VDI 2206. Seguidamente, se realiza el análisis y el cálculo tanto mecánico como eléctrico, así como la selección de componentes que conformarán la prótesis mioeléctrica de codo. Finalmente, se elaboran los planos de ensamble, de despiece, eléctricos, y se estiman los costos de diseño y fabricación.

Con este trabajo se espera contribuir con el desarrollo de la prótesis impulsada por el Grupo GIRAB y, de esta manera, lograr que personas que padecen de alguna discapacidad retomen sus vidas con normalidad, haciendo que desarrollen conductas sociales, realicen actividades físicas e, incluso, obtengan un puesto de trabajo. Lo cual, a su vez, reducirá el número de personas desempleadas que padecen de alguna discapacidad, lo cual impulsará el desarrollo del país.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se presentarán datos estadísticos sobre discapacidad dándole un enfoque en las amputaciones transhumerales. Luego, se da una descripción sobre la biomecánica del miembro superior considerando la cinética y cinemática, ya que, será de utilidad definir algunos parámetros para el desarrollo de la prótesis. Posteriormente, se procederá a exponer el estado del arte que ahondará en distintos proyectos y artículos sobre prótesis transhumerales, exponiendo las ventajas y desventajas de cada uno.

1.1 Antecedentes

El Instituto Nacional de Estadística e Informática ha estimado, para el año 2020, que un total de 3 351 919 personas presentan alguna discapacidad en el Perú, lo cual corresponde al 10.3% de la población nacional (INEI, 2020). Asimismo, la Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad del año 2012, señaló que los tipos más frecuentes de discapacidad se presenta en brazos, manos, piernas y pies, alcanzando un porcentaje de 59.2% (INEI, 2012), como se muestra en la Figura 1.1.

Es complicado delimitar el número exacto de personas que han sufrido amputaciones a nivel mundial, sin embargo, el Centro Nacional de Estadísticas Sanitarias estima que aparecen 50 000 nuevas amputaciones anuales en los Estados Unidos. Esquenazi extrapola dicha data con estudios realizados en diferentes países, y afirma que el 8% del total de amputaciones son transhumerales (2004), como se muestra en la Figura 1.2.

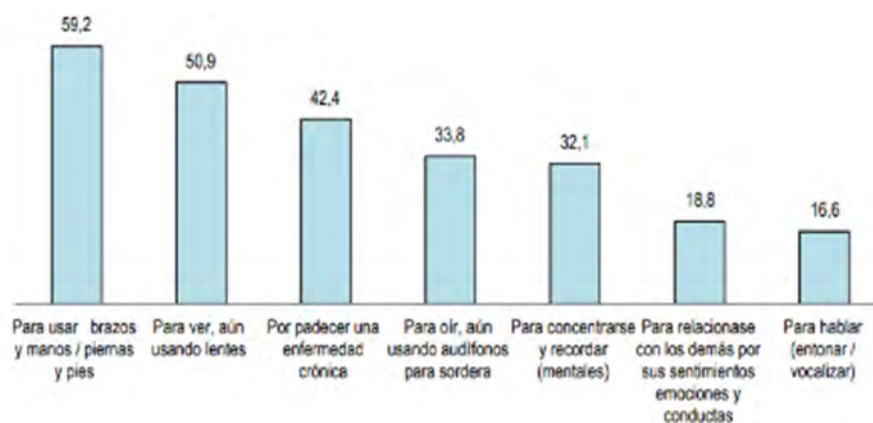


Figura 1.1. Porcentaje de discapacidad para realizar actividades diarias (INEI, 2012).

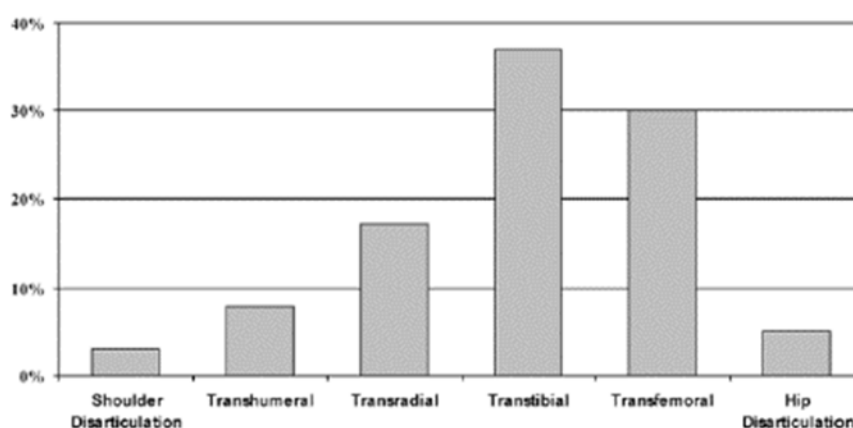


Figura 1.2. Estadísticas de Amputaciones (Esquenazi, 2004).

1.2 Biomecánica del codo

En esta sección se presentará, primeramente, una breve descripción de lo que es el codo, para poder explicar posteriormente la cinemática y cinética de la articulación, que vendrían a ser el estudio de los movimientos y las fuerzas de la misma, respectivamente.

1.2.1 Codo

El codo es una articulación intermedia del miembro superior, encargada de la unión mecánica entre el brazo y antebrazo. Hace posible que el ser humano se lleve alimentos a la boca gracias a distintos movimientos, como se muestra en la Figura 1.3, haciendo de esta una articulación esencial para la alimentación (Kapandji, 2006). Asimismo, el codo es una articulación en forma de bisagra/pivote, la cual está conformada de tres articulaciones: la humero-cubital, humero-radial y la radio-cubital proximal, como se muestra en la Figura 1.4.



Figura 1.3. Función del codo para alimentación (Kapandji, 2006).

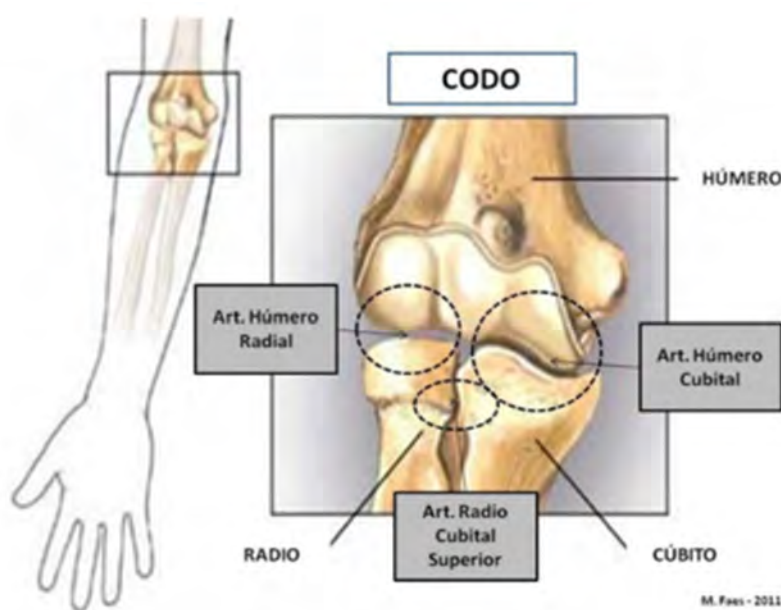


Figura 1.4. Articulaciones de codo¹.

1.2.2 Cinemática del codo

A continuación, se presentarán los movimientos de flexo-extensión del codo y pronosupinación de la muñeca, que son movimientos realizados gracias al codo.

a) Flexo-extensión del codo

Es el movimiento principal del codo, haciendo posible el crecimiento y disminución del ángulo entre el brazo y el antebrazo (Figura 1.5). La amplitud del ángulo movimiento de flexo-extensión es de 140°-145° (Kapandji, 2006). El músculo que realiza la flexión es

¹ Fuente: <https://www.mirandafisioterapia.com/post/2017/04/17/articulaciones-codo>. Consulta: 10 de octubre de 2021

principalmente el bíceps braquial, así como su antagonista. Por otro lado, es el tríceps, el que realiza la extensión. Asimismo, en extensión, los ejes longitudinales del húmero y el antebrazo forman un ángulo entre 10° y 20° llamado ángulo de carga, se muestra este ángulo en la Figura 1.6.

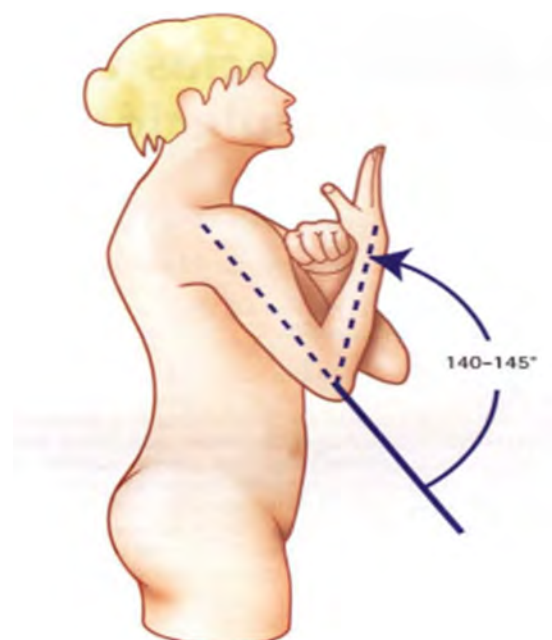


Figura 1.5. Rango de flexo-extensión (Kapandji, 2006).

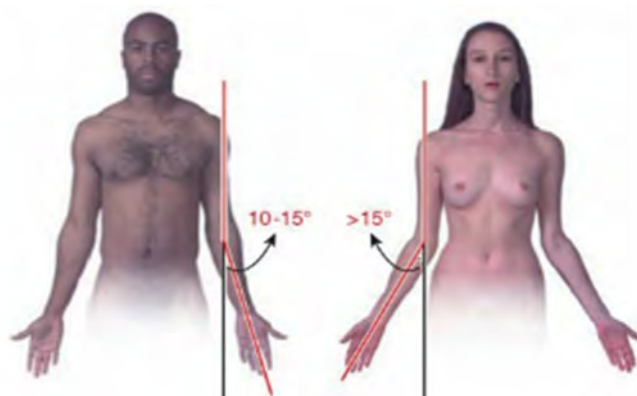


Figura 1.6. Ángulo de carga (Palastanga, 2000).

b) Prono-supinación de la muñeca

También considerado como la rotación del antebrazo sobre su eje longitudinal. La amplitud del ángulo de rotación es de 90° para supinación y 85° para pronación como se muestra en la Figura 1.7. En este movimiento se utiliza la articulación cubito-radial proximal haciendo

que el radio gire alrededor del cubito, posicionando la mano en el ángulo deseado. La pronosupinación es de bastante utilidad ya que permite el posicionamiento óptimo de la mano para coger cualquier objeto (Kapandji, 2006).



Figura 1.7. Supinación y pronación de la muñeca².

1.2.3 Cinética del codo

Según un estudio realizado por Loss y Candotti (2008) se encontró que el máximo torque durante el movimiento de flexión es de 20 Nm, tras levantar una carga de 4kg como se muestra en la Figura 1.8. Se hicieron pruebas para dos ejercicios: el ejercicio Scott, que es un ejercicio con un banco de apoyo, y el ejercicio sin apoyo. Los resultados se obtuvieron mediante electromiografía y el modelo mecánico que se utilizó para el análisis se puede ver en la Figura 1.9 (Loss & Candotti, 2008). Extrapolando esto a una carga de 20 kg, considerando que el peso del brazo es despreciable, se podría decir que el torque necesario en el codo es de 100 Nm.

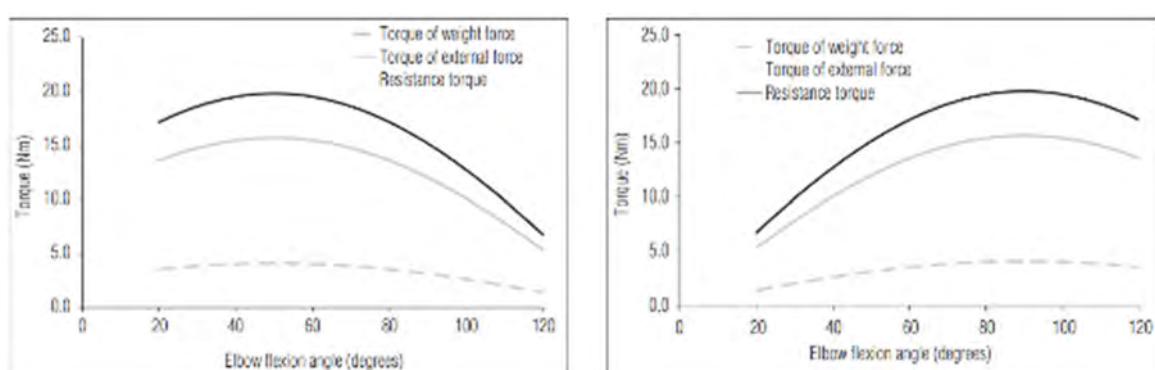


Figura 1.8. Ángulo de Flexión vs Torque (Loss & Candotti, 2008).

² Fuente: <https://www.uab.cat/web/detalle-noticia/los-humanos-mas-eficientes-al-coger-objetos-1345680342040.html?articleId=1345644713355>. Consulta: 15 de noviembre de 2021

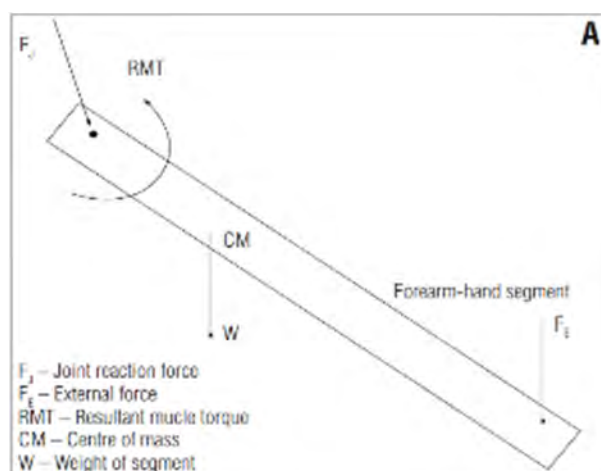


Figura 1.9. Diagrama de Cuerpo Libre del codo (Loss & Candotti, 2008).

Asimismo, la velocidad máxima de flexo-extensión del codo es de 4.5 rad/s (261°/s) generando un torque máximo de 138 Nm para movimientos de 90°; también, en extensión, puede generar hasta el 75% del par de flexión máximo. Por otro lado, en el caso de la pronosupinación, la velocidad de rotación en pronación puede alcanzar los 14 rad/s y en supinación hasta 20 rad/s (Weir, 2004). Para este movimiento no se han determinado fuerzas específicas, debido a que es considerado un movimiento de posicionamiento de la mano.

1.3 Prótesis transmurales en investigación

Entre las prótesis de investigación se puede mencionar la desarrollada por el Instituto de Rehabilitación de Chicago (RIC), que es una prótesis mioeléctrica que posee 5 grados de libertad con un peso total de 1528 g. Entre sus funcionalidades se tiene la de flexo-extensión en el codo y la de prono-supinación en la muñeca, así como un aspecto cosmético. Esta prótesis consta de tres componentes principales para su accionamiento, un motor de rotor exterior diseñado por el mismo Instituto, un mecanismo de transmisión cicloide que tiene una relación de transmisión de 16:1, y un embrague no retroactivo que hace posible que se mantenga la posición sin importar el torque que se le aplique en la salida (Lenzi *et. al.*, 2016). Estos tres componentes se muestran en la Figura 1.10.

Esta prótesis del RIC tiene un diseño tomando en cuenta el ángulo de 168° entre los ejes longitudinales del cúbito y del húmero, lo que permite un movimiento más natural logrando que el codo alcance la línea media del cuerpo, como se muestra en la Figura 1.11.

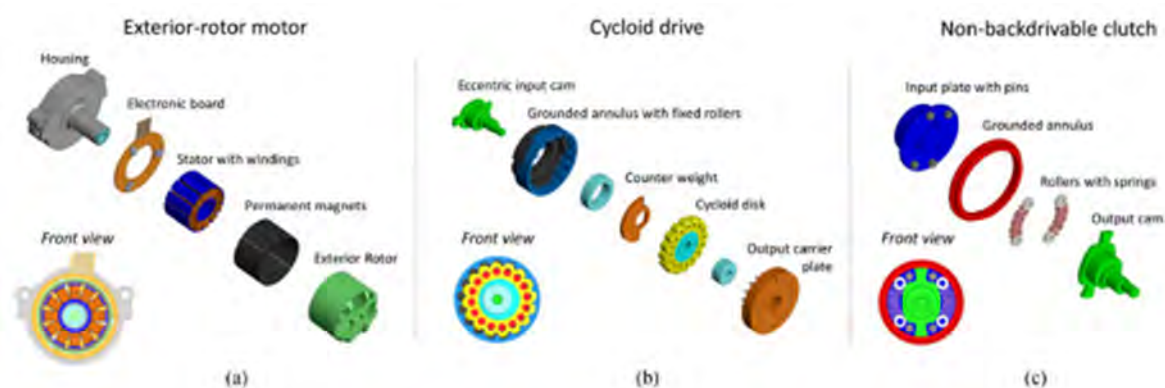


Figura 1.10. (a) Motor RIC. (b) Transmisión cicloide. (c) Embrague no retroactivo (Lenzi *et.al*, 2016).

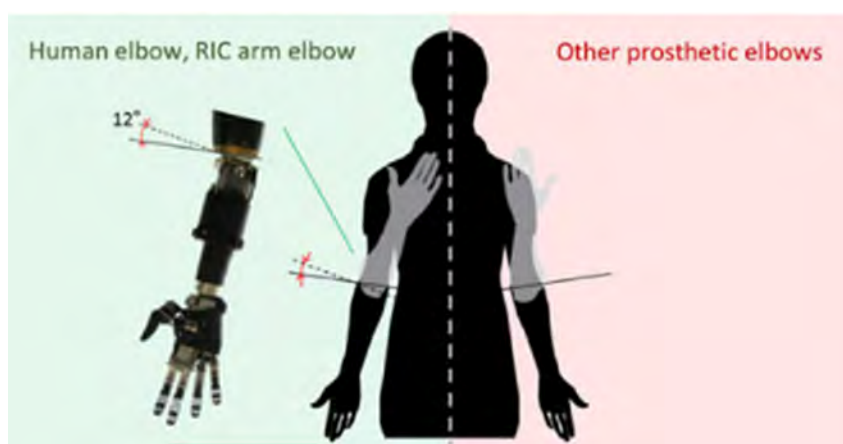


Figura 1.11. Ángulo de carga del codo sobre la posición de la mano en posiciones extendidas (negro) y flexionadas (gris). A la izquierda, el humano y Brazo RIC; a la derecha, otras prótesis de codo disponibles comercialmente (Lenzi *et. al.*, 2016).

Los mecanismos de acción del codo para los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación se ven en la Figura 1.12, en el mecanismo del codo se conecta el motor RIC a un sistema de engranajes planetarios, el cual se conecta a un tornillo de rodillo diferencial por medio del embrague no retroactivo. Finalmente, el tornillo transforma la rotación en un desplazamiento lineal que acciona un mecanismo de cuatro barras accionando la flexo-extensión del codo. El mecanismo de la muñeca es bastante similar al del codo, la diferencia es que entre los engranajes planetarios y el embrague este mecanismo posee una transmisión cicloide que tiene una relación de transmisión de 16:1 reduciendo más la velocidad de rotación (Lenzi *et. al.*, 2016).

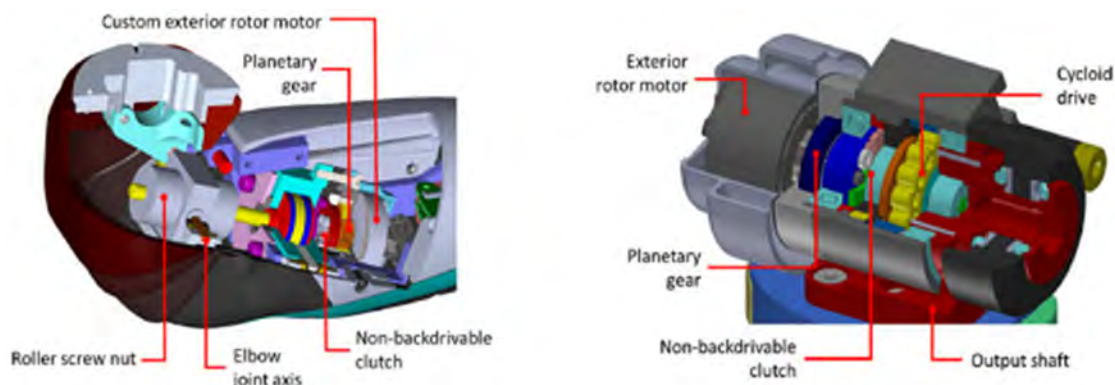


Figura 1.12. (izquierda) Vista parcialmente seccionada del módulo de codo. (derecha) Vista parcialmente seccionada de la muñeca del brazo RIC (Lenzi *et. al.*, 2016).

Otra propuesta de prótesis transhumeral es la de Fite *et.al.*, que consiste en una prótesis antropomórfica de 21 grados de libertad con un peso total de 2 kg. Esta prótesis posee 9 actuadores independientes accionados neumáticamente por medio de mono propelente de peróxido de hidrógeno al 70% (H₂O₂); es decir, se utiliza un catalizador para la liberación de energía para propulsar los actuadores. El mecanismo que acciona esta prótesis es el mostrado en la Figura 1.13, el cual es impulsado por un cilindro plano; además, dicho mecanismo también posee un sensor de fuerza integrado en serie con el vástago del pistón del cilindro. Esta prótesis permite un rango de movimiento de 105° para los movimientos de flexo-extensión del codo (Fite *et. al.*, 2008).

En el caso de los movimientos de pronosupinación se acciona mediante una variante de un conjunto de husillos, cuyo diseño se muestra en la Figura 1.14. Específicamente, el diseño consta de dos tubos, uno dentro del otro, y mediante el desplazamiento del tubo interior se consigue la rotación del exterior simulando la rotación de la muñeca (Fite *et. al.*, 2008).



Figura 1.13. Modelo de la articulación del codo (Fite *et. al.*, 2008).



Figura 1.14. Modelo de pronosupinación de la muñeca (Fite *et. al.*, 2008).

1.4 Prótesis comerciales

Con el avance de la tecnología se han implementado varias prótesis comerciales, entre las cuales tenemos al Utah Arm que fue lanzado al mercado por primera vez en 1981 y ahora está en su tercera generación U3 (Figura 1.15). Es un dispositivo controlado por un microprocesador por medio de señales de electromiografía para los movimientos de flexo-extensión del codo y rotación de la muñeca. Es una de las prótesis transhumerales más ligeras existentes en el mercado alcanzando un peso de 913 g, además puede soportar una carga máxima de 22 kg, y posee una alta velocidad y confiabilidad. Su fuente de energía son baterías de Iones de litio con una fácil intercambiabilidad para el uso diario.



Figura 1.15. Brazo Utah U3³

³ Fuente: <https://fillauer.com/wp-content/uploads/2020/09/1910025-USER-GUIDE-Utah-Arm-U3-and-U3-Plus-Rev-C-08-24-2020.pdf>

Por otro lado, el Codo TMR (Figura 1.16) es otra prótesis comercial capaz de realizar 6 movimientos distintos y secuenciales. Para poder utilizar este codo el paciente tiene que someterse a una cirugía de reinervación muscular para conseguir un control más exacto de la prótesis. Sin embargo, si el paciente no quiere someterse a la cirugía se puede utilizar una técnica no invasiva para el control de la prótesis mioeléctrica. Este dispositivo hace capaz al usuario de cargar hasta 5 kilogramos de forma activa.



Figura 1.16. Codo TMR⁴

⁴ Fuente: <https://www.centroortopedicotecnologico.com/codo-tmr-s-6-es> Consulta: 5 de diciembre de 2021

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se presentarán los requerimientos del proyecto para el diseño y simulación de los mecanismos que forman parte de la prótesis transhumeral. Posteriormente, se plantea una estructura de funciones y las propuestas de solución, eligiendo una solución óptima del diseño conceptual del proyecto. A partir de esta se plantean soluciones del proyecto preliminar para seleccionar la adecuada y así poder comenzar con el diseño mecánico y electrónico de la prótesis de codo.

2.1 Requerimientos de sistema

Los requerimientos del sistema están basados en la información recopilada en el estado del arte, gracias a esto es factible determinar los requerimientos necesarios con el objetivo de realizar el diseño mecánico.

Ubicación: El usuario tendrá una amputación transhumeral unilateral como se muestra en la Figura 2.1. Por lo tanto, la prótesis actuará como un dispositivo de conexión entre brazo y antebrazo permitiendo los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación, por ende, irá acoplada a una prótesis de mano o prótesis transradial.



Figura 2.1. Amputación Transhumeral

Geometría: El diseño del dispositivo tiene que tener una forma antropomórfica y tiene que ser estético. Se considera una longitud máxima de 50 cm para el largo de la prótesis, debido a que es el largo estándar del brazo (Sillero, 2005), y además se debe tener en cuenta que esta será acoplada a una prótesis de mano para poder diseñar el mecanismo de acoplamiento entre ambas partes. Para la parte de sujeción con el muñón, esta será regulable dependiendo de la altura de la amputación transhumeral que tenga el usuario.

Peso: Al tratarse de una prótesis unilateral tendrá que tener un peso similar al miembro superior opuesto. Teniendo en cuenta el peso de las prótesis desarrolladas y que el peso de la mano es de alrededor de 500g, se estable un peso máximo de 1500g la prótesis a realizar.

Cinemática: La prótesis debe simular los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación expuestos en el Capítulo 1, asegurando que el movimiento sea lo más natural posible, posicionando el brazo en una posición correcta para realizar actividades de la vida cotidiana. Además, se debe tener en consideración el ángulo de carga para el diseño, ya que esto hará posible que la prótesis llegue a la línea media del cuerpo.

Cinética: En el capítulo 1 se señala las velocidades de rotación y los torques que ejerce el codo. Por lo tanto, el dispositivo debe alcanzar la fuerza de torque igual a 20 Nm, lo cual es suficiente para cargas de 4kg y, por ende, suficiente para realizar la mayoría de actividades cotidianas. Asimismo, debe alcanzar velocidades de flexo-extensión iguales a 5 rpm, y de

pronosupinación iguales a 20 rpm para poder simular un movimiento similar al miembro superior antagonista.

Energía: La fuente de energía tiene que ser capaz de alimentar por 8 horas el dispositivo, además se debe tener en cuenta que esta batería será la que alimente también a la prótesis transhumeral completa, debe ser ligera y lo más pequeña posible para cumplir con las dimensiones máximas, también tiene que ser recargable con una fuente de 220V a 60Hz, que vendrían a ser las fuentes con las que se cuenta en el domicilio.

Transmisión de potencia: Los mecanismos deben ser lo más eficientes posibles para transmitir la mayor cantidad de potencia de salida del motor. Además, se debe seleccionar un mecanismo no retroactivo como se presentó en el anterior capítulo, para que de esta manera se transmita la potencia de los actuadores hacia la prótesis y no de una fuerza externa hacia los actuadores.

Material: Los materiales deben ser capaces de resistir las cargas que se generen en el mecanismo siendo estos los más ligeros posibles para que el peso no sea muy alto; también tienen que ser materiales aislantes y antialérgicos, para evitar corto circuitos y que se generen alergias, respectivamente. Además, el material de cobertura de la prótesis tiene que ser lo suficientemente resistente para que no sufra rupturas por los posibles golpes.

Ergonomía: El dispositivo tiene que garantizar la comodidad del usuario, haciendo que sea fácil de ponérselo, usar y de retirar haciendo que su uso durante 8 horas sea similar al de un brazo normal. Un aspecto importante la sujeción mediante el muñón, se tiene que evitar la sudoración, ya que esto complicará la recolección de señales por medio de los electrodos.

Fabricación: Los elementos del mecanismo tienen que estar hechos de materiales que se encuentren en el mercado nacional para garantizar la fácil adquisición y que puedan ser fabricados en talleres del país. Además, tiene que ser materiales de bajo costo y el menor número de piezas posible para no incrementar mucho el valor económico del dispositivo.

Ensamblaje: Por otro lado, el ensamblaje tiene que ser de la manera más eficiente posible, ya que ira acoplada a una prótesis de mano por un lado y al muñón por el otro. Asimismo, se exigirá que los componentes electrónicos estén al alcance para una fácil revisión de estos,

y que estén en una parte ventilada para facilitar la disipación de energía y no se sobrecaliente, evitando posibles quemaduras del sistema eléctrico.

Mantenimiento: El dispositivo tiene que tener el mínimo número de componentes posible para facilitar el mantenimiento. Asimismo, considerando que será una prótesis de uso continuo, los mantenimientos deben darse de manera regular para asegurar su correcto funcionamiento.

Seguridad: El dispositivo tiene componentes mecánicos como electrónicos; por lo tanto, estos deben estar protegidos del agua y del polvo para evitar fallos, evitando que el usuario corra riesgos innecesarios.

Costo: Es primordial considerar que los componentes sean de costo bajo, debido a la situación económica del país. Se utilizarán componentes que se puedan encontrar en el mercado nacional, esperando no superar un costo total de 4 mil soles.

En la Tabla 2.1 se muestra la síntesis de los requerimientos de diseño

Tabla 2.1. Requerimientos del sistema

Tipo	Descripción
Ubicación	Entre brazo y antebrazo, dispositivo de conexión
Geometría	De forma similar a la antropomórfica, 7 cm de diámetro máximo.
Peso	Máximo de 1500 g
Cinemática	Rango de movimiento pronación- supinación: 175° Rango de movimiento flexión-extensión: 145°
Cinética	Torque flexión-extensión: ≤ 20 Nm Velocidad de flexo-extensión: < 4 rad/s Velocidad de pronosupinación: < 12 rad/s
Energía	Duración de 8 horas, minimizando el consumo de energía.
Transmisión de potencia	Mecanismos con máxima eficiencia posible, para transmitir la mayoría de la potencia.
Material	Resistentes, ligeros, aislantes y antialérgicos.
Ergonomía	Asegurar comodidad del usuario, buena sujeción y evitar sudor
Fabricación	Elementos de adquisición nacional, bajo número de piezas. Manufactura nacional.
Ensamblaje	Lo más rápido posible, ubicar componentes electrónicos para fácil revisión
Mantenimiento	Mantenimiento continuo, piezas reemplazables.
Seguridad	Dispositivo aislado de polvo y agua, y proteger integridad de usuario.
Costo	Costo bajo de componentes.

2.2 Estructura de funciones

A continuación, se presentará la estructura de funciones del dispositivo a diseñar. Teniendo en cuenta que la prótesis a diseñar será un acoplamiento a una prótesis de mano, se desarrolla una estructura de funciones que abarque las funcionalidades de una prótesis transhumeral completa. Las funciones a realizar por la prótesis de codo son las resaltadas de color rojo como se muestra en la Figura 2.2. Para el desarrollo de esta estructura primero se ha identificado las entradas y salidas del sistema.

Entradas de la estructura de funciones

- Usuario con amputación transhumeral insatisfecho: Persona con discapacidad antes de acoplar las prótesis y fijar al usuario.
- Prótesis de mano: Elemento externo.
- Prótesis de Codo: Para acoplar a prótesis de mano
- Energía Eléctrica: Entrada de 220 V a 60 Hz, que pasa por un módulo de carga que se conecta a la batería.
- Técnico enfermero: Técnico que ayuda al discapacitado a acoplar la prótesis.
- Ayudante: Persona que ayuda al discapacitado a fijar la prótesis, puede ser un familiar.
- Energía mecánica (humana): activa o desactiva la prótesis. Además, conecta o desconecta la batería.

Salidas de la estructura de funciones

- Usuario con amputación transhumeral satisfecho: Persona con discapacidad después de quitarse la prótesis.
- Prótesis armada: prótesis de codo y mano acopladas conformando la prótesis transhumeral.
- Calor: Generado del consumo de energía.
- Indicador de Batería cargada: Indica que la batería esta lista para su uso.
- Indicador de Batería baja: Indicador led para indicar que no hay carga suficiente.
- Ruido: Generado por los actuadores y sistemas de transmisión.

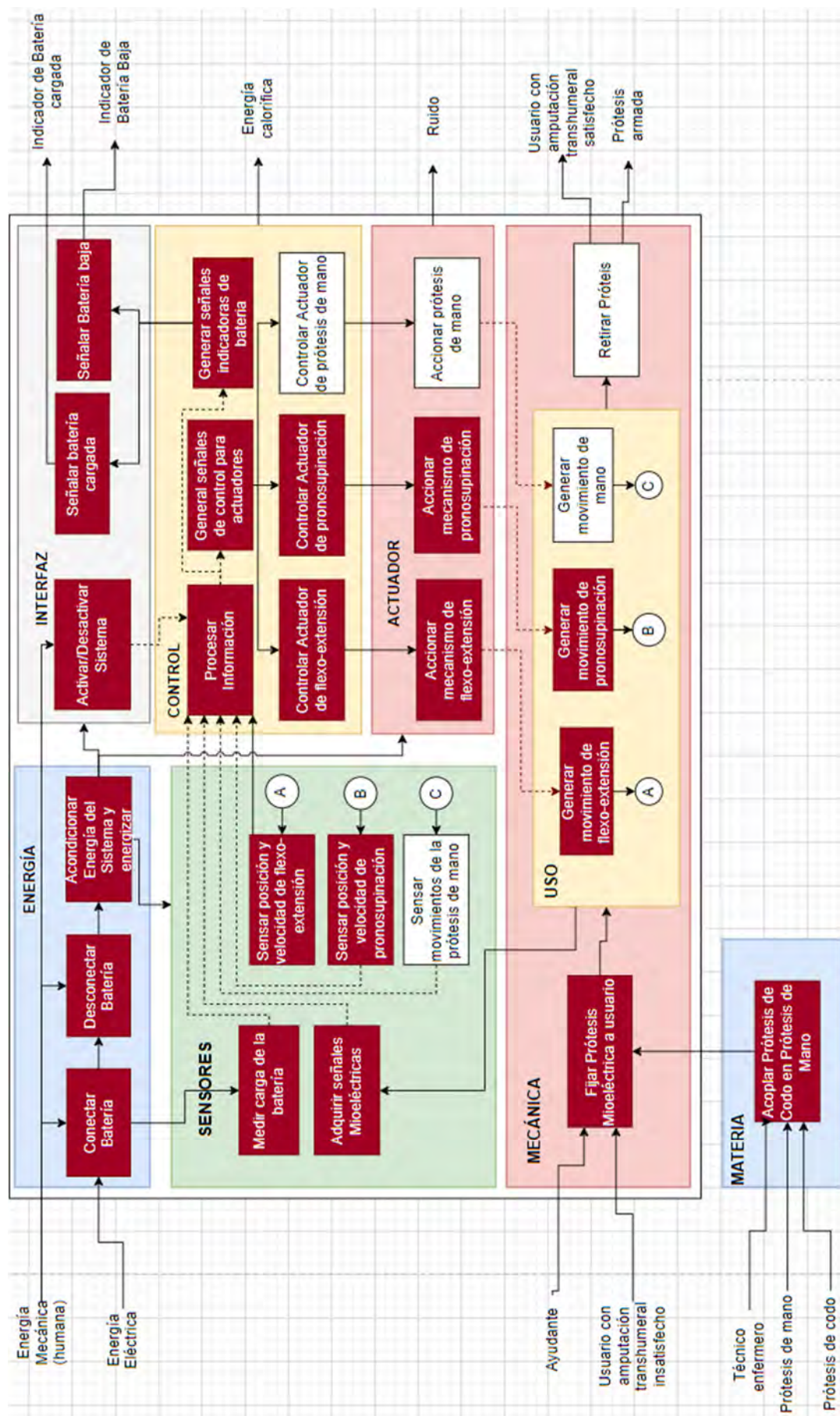


Figura 2.2. Estructura de funciones.

A continuación, se describirán las funciones que tiene cada subsistema de la matriz de funciones planteada anteriormente. Cabe mencionar que se tomarán en cuenta las funciones de color rojo, que son las necesarias para el desarrollo del proyecto.

- **Energía:** Este módulo tiene las funciones de almacenar energía eléctrica, acondicionar energía y energizar el sistema. La primera función tiene como entrada la energía eléctrica que será almacenada, para después ser utilizada. La segunda función es la encargada de acondicionar la energía almacenada y distribuirla entre los módulos de Sensores, Control y Actuadores.
- **Sensores:** Este módulo tiene como primera función medir la carga de la batería, para dar a conocer cuando se tiene que conectar y desconectar esta. La segunda función es adquirir señales mioeléctricas que consiste en leer las señales eléctricas de los músculos residuales. La tercera función es detectar la activación o desactivación del sistema que se dará por medio del usuario cuando esté listo para usar la prótesis. La cuarta función y la quinta función consisten en adquirir la posición y velocidad del movimiento de flexo-extensión y pronosupinación, respectivamente.
- **Control:** Es el centro de la operación, sus funciones son procesar los datos de intención de movimiento y posición que le envían los sensores para controlar los movimientos que hará la prótesis. Los movimientos son controlados mediante señales de actuación que se envían para accionar los mecanismos de transmisión. También, genera señales indicadoras del estado de la batería que serán enviadas a la interfaz.
- **Actuador:** Su función es accionar el sistema mecánico, por medio de los mecanismos de flexo-extensión y pronosupinación. Estos harán posible el movimiento del codo.
- **Mecánica:** Este módulo tiene como primera función fijar la prótesis al usuario que se dará con ayuda de un familiar, el cual también puede cargar la batería de la prótesis. Asimismo, tiene como funciones accionar los sistemas de transmisión, generando los movimientos de pronosupinación y flexo-extensión deseados por el usuario.
- **Interfaz:** Es un módulo bastante simple, debido a que solo indica si la batería está completamente cargada lista para su uso, o si esta esta baja y el usuario necesita cargar la batería. Por otro lado, también se indica si la prótesis está encendida o apagada por medio de luces led, para encender o apagar el dispositivo se cuenta con un switch.

- **Materia:** Este módulo tiene la función de acoplar las prótesis de mano y codo, que se da por el técnico enfermero. Está fuera de la estructura, porque es una función no perteneciente al dispositivo.

2.3 Matriz morfológica

Según la metodología VD1 2206 se elabora la matriz morfológica que posibilite cumplir todas las funciones establecidas en la sección anterior. La relación entre alternativas permite plantear conceptos de solución, lo que finalmente permite seleccionar, usando criterios técnicos y económicos, el más óptimo. En las Tabla 2.2 a 2.7 la matriz morfológica para los diferentes dominios.

Tabla 2.2. Matriz morfológica del dominio mecánico y materia






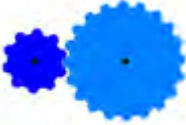


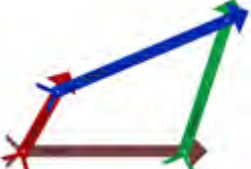
Funciones mecánicas	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Acoplar prótesis de codo a prótesis de mano	 Acoplador mecánico	 Acoplador magnético	
Fijar Prótesis a usuario	 Socket	 Socket	 Socket
Generar movimiento de pronosupinación	 Sistema de transmisión circular-circular	 Sistema de transmisión de barras	
Generar movimiento de flexo-extensión	 Sistema de transmisión circular-circular	 Sistema de transmisión de barras	
Solución	S1	S2	S3

Tabla 2.3. Matriz morfológica del dominio actuadores

Funciones	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Accionar mecanismos de pronosupinación	 Motor Eléctrico	 Actuador Neumático	 Actuador Lineal
Accionar mecanismos de flexo-extensión	 Motor Eléctrico	 Actuador Neumático	 Actuador Lineal
Solución	S1	S2	S3

Tabla 2.4. Matriz morfológica del dominio sensores









Funciones	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Obtener Porcentaje de Almacenamiento	 Convertidor ADC		
Censar Posición y velocidad	 Sensor de Rotación	 Sensor Lineal	
Adquirir señales mioeléctricas	 Sensor EMG	 Electrodos	
Activar/desactivar sistema	 Accionador mecánico	 Switch	 Pulsador
Solución	S1	S2	S3

Tabla 2.5. Matriz morfológica del dominio control

Funciones	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Controlar actuador	 Driver motor eléctrico	 Controlador del cilindro Neumático	 Controlador de Actuador Lineal
Procesar y generar señales de control	 Microcontrolador		 Microprocesador
Solución	S1	S2	S3

Tabla 2.6. morfológica del dominio Interfaz






Funciones	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Indicar Batería cargada	 Indicador digital	 Indicador digital	 Indicador digital
Indicar de batería baja	 Leds		 Buzzer
Solución	S1	S2	S3

Tabla 2.7. Matriz morfológica del dominio energía

Funciones del Módulo de Energía	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Almacenar Energía y Energizar sistema	 Batería litio		
Acondicionar Energía	 Regulador lineal	 Reductor de Voltaje	
Solución	S1	S2	S3

2.4 Conceptos de solución

Se presentarán los conceptos de solución que se obtienen de la integración de las soluciones obtenidas en las Tablas 2.2 a 2.7. Las imágenes de estos conceptos de solución son un poco abstractas, más adelante se presentarán imágenes más detalladas cuando se seleccione una solución óptima y se comience a elaborar “en papel” la solución preliminar de proyecto.

Solución 1

Este concepto de solución, que se muestra en la Figura 2.3, se basa en la utilización de dos motores eléctricos, que accionan los mecanismos de pronosupinación y flexo-extensión del codo.

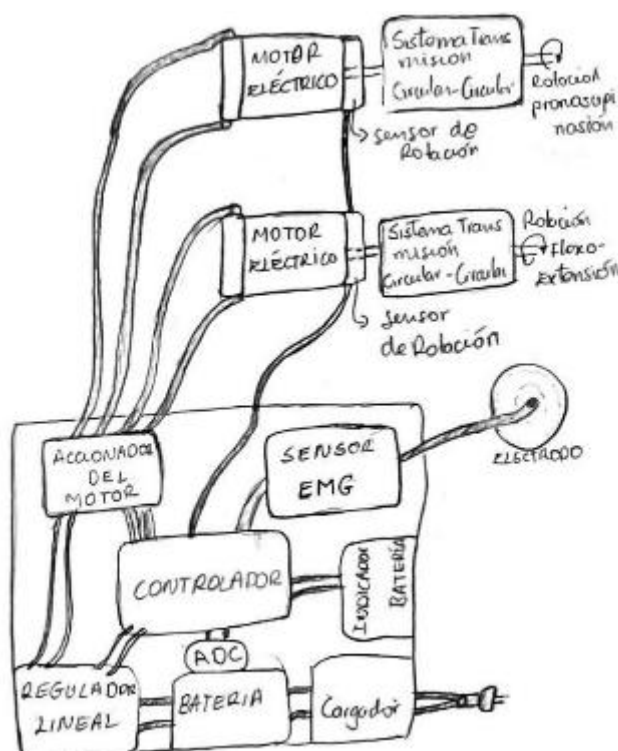


Figura 2.3. Concepto de solución 1

Los motores serán energizados por un controlador de motor, que recibirá las señales de actuación del microcontrolador, que generará estas por medio de un algoritmo que tendrá como entradas la velocidad, la posición y señales mioeléctricas del brazo que se obtienen de los sensores de rotación y sensor EMG, respectivamente. La activación del dispositivo se da por medio de un accionamiento mecánico, que hará posible el paso de corriente desde la batería que pasará por un regulador lineal para poder alimentar el sistema correctamente. Además, el nivel de batería será leído por un transformador digital-analógico que enviará la

información al microcontrolador, el cual calcula y envía el porcentaje de batería al indicador digital, asimismo, si el porcentaje es demasiado bajo se encenderán luces led para indicar que se debe cargar la batería. Finalmente, el acople de la prótesis de codo a la prótesis de mano se da por medio de un acoplador mecánico, y para la sujeción del dispositivo se utiliza un socket.

Solución 2

El segundo concepto de solución, que se muestra en la Figura 2.4, está conformado por un actuador neumático que accionará los mecanismos de pronosupinación y flexo-extensión del dispositivo. Este actuador es controlado por un controlador de cilindro neumático que recibe las señales de actuación del microcontrolador. Para esta solución es necesario un sensor de posición lineal y electrodos EMG para leer las señales eléctricas de los músculos residuales, que después de un procesamiento sirven para obtener las señales de actuación del controlador neumático. El encendido y apagado del dispositivo se da por medio de un sensor mecánico, que hará posible que el sistema se energice, para regular el voltaje de salida de la batería se utiliza un reductor de voltaje DC-DC que evitará que el sistema se sobrecaliente. Asimismo, se utiliza un convertidor analógico a digital para obtener, por medio de cálculos, el porcentaje restante de batería que será mostrado por la interfaz de salida.

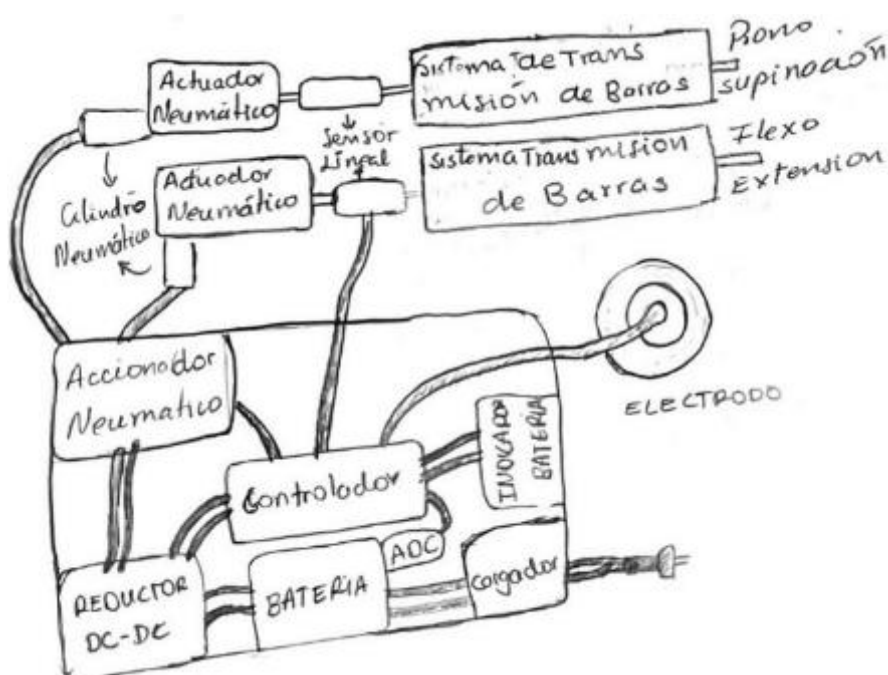


Figura 2.4. Concepto de solución 2

Solución 3

Este último concepto de solución, que se muestra en la Figura 2.5, consta de un microprocesador que será el encargado de controlar el dispositivo, enviando señales al controlador del actuador lineal que a su vez acciona los mecanismos de barras, haciendo posible los movimientos de pronosupinación y flexo-extensión. Al igual que en la solución anterior, se utiliza un sensor de posición lineal para obtener la posición y velocidad de los movimientos, también se utilizan electrodos EMG para obtener las señales de intención de movimiento. Este dispositivo se activa o desactiva mecánicamente por medio del usuario para evitar posibles fallas de funcionamiento. Además, cuenta con reductor de voltaje que acondiciona la energía para poder alimentar el microprocesador y controlador lineal. El acoplamiento entre prótesis se da a través de un acoplador magnético, y la sujeción es posible gracias al socket.

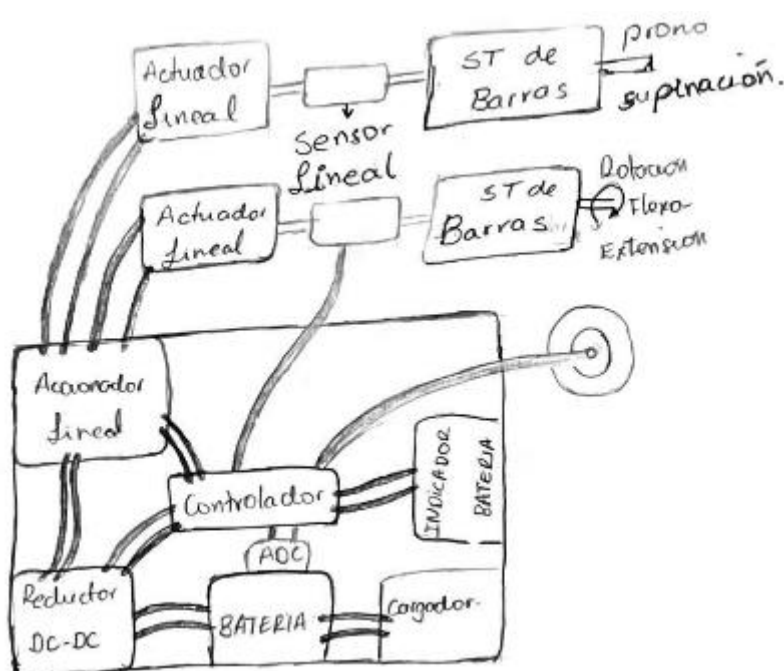


Figura 2.5. Concepto de solución 3.

2.5 Evaluación de soluciones

Esta evaluación se realiza mediante una comparación en criterios técnicos y económicos. Se asigna un peso relativo a cada criterio para, posteriormente, seleccionar la solución óptima. A continuación, en la Tabla 2.8 se muestra el peso relativo que adoptará cada criterio.

Tabla 2.8. Peso Relativo

Peso	Descripción
1	Poco relevante
2	Relevante
3	Muy relevante
4	Demasiado relevante

Se considerarán los siguientes criterios técnicos y económicos, y se les asignará el peso relativo según la relevancia que tengan para el desarrollo de este proyecto.

Criterios Técnicos:

- Peso adecuado: Se tendrá en cuenta que el peso sea similar al del brazo antagonista. Peso relativo: 4
- Tamaño y simetría adecuada: Debe ser lo más parecido al miembro antagonista. Peso relativo: 3
- Fuerza y torque: Se tomará como consideración la fuerza necesaria para realizar actividades cotidianas. Peso relativo: 3
- Velocidad: Se comparará la rapidez y tiempo de respuesta ante un impulso con el que reaccionan los dispositivos. Peso relativo: 3
- Fabricación: Se evaluará el tiempo de fabricación. Peso relativo: 2
- Complejidad: Se comparará la dificultad de armado del dispositivo. Peso relativo: 2
- Mantenimiento: Se evaluará el número de piezas. Peso relativo: 2
- Tiempo de uso: Se tendrá a consideración el tiempo que se puede usar la prótesis con completa normalidad. Peso relativo: 3
- Facilidad de uso: Se evaluará la normalidad con la cual el usuario hace uso de la prótesis. Peso relativo: 4,
- Seguridad: Se tendrá en cuenta qué diseño es el menos propenso a causar daños al usuario. Peso relativo: 4.

Criterios Económicos:

- Complejidad de piezas: Se tendrá en cuenta la complejidad de las piezas que conforman el dispositivo. Peso relativo: 3
- Materiales: Se evaluará el costo total y la calidad. Peso relativo: 4
- Mantenimiento: Se tendrá el costo de las piezas que se someterán a mantenimiento. Peso relativo: 3

- Costo de diseño: Se comparará la facilidad que se da al momento de realizar el diseño, reduciendo costos. Peso relativo:2
- Fabricación: Se tomará en consideración los elementos y los procesos de fabricación. Peso relativo:4
- Costo de repuestos: Se evaluará componentes que necesitan ser reemplazados y la frecuencia en el reemplazo de estos. Peso relativo:2
- Costos indirectos: Se evaluarán aquellos costos adicionales que se dan durante el proceso que no se asignan directamente a una sola etapa. Peso relativo:1

Como se muestra en las Tablas 2.9 y 2.10, los pesos relativos se utilizan para calificar los criterios técnicos y económicos mostrados anteriormente.

Tabla 2.9. Evaluación Técnica

Criterio	Peso Relativo	Solución 1		Solución 2		Solución 3	
		Valor	Valor real	Valor	Valor real	Valor	Valor real
Peso adecuado	4	3	12	1	4	2	8
Tamaño adecuado	3	3	9	2	6	3	9
Fuerza y torque	3	2	6	4	12	3	9
Velocidad	3	4	12	2	6	2	6
Fabricación	2	3	6	2	4	3	6
Complejidad	2	3	6	3	6	3	6
Mantenimiento	2	2	4	2	4	3	6
Tiempo de uso	3	3	9	2	6	2	6
Facilidad de uso	4	3	12	1	4	3	12
Seguridad	4	2	8	3	12	3	12
Puntaje Total			84		64		80
Coficiente Técnico			70%		53.33%		66.67%

Tabla 2.10. Evaluación Económica

Criterio	Peso Relativo	Solución 1		Solución 2		Solución 3	
		Valor	Valor real	Valor	Valor real	Valor	Valor real
Número de piezas	3	2	6	2	6	3	9
Materiales	4	3	12	2	8	3	12
Mantenimiento	3	3	9	3	9	3	9
Costo del diseño	2	4	8	2	4	2	4
Fabricación	4	3	12	2	8	2	8
Costo de repuestos	2	3	6	3	6	3	6
Costos indirectos	1	2	2	2	2	2	2
Puntaje Total			55		43		50
Coficiente Técnico			72.3%		56.6%		65.8%

Según los resultados obtenidos de las Tablas 2.9 y 2.10, la solución conceptual óptima es la alternativa de solución 1, tanto en la evaluación técnica como en la económica.

2.6 Proyecto Preliminar

Con el fin de obtener una solución más detallada y con componentes más específicos, se plantean las siguientes soluciones preliminares, utilizando la solución óptima hallada en el apartado anterior. Se muestra en la Figura 2.6 el dispositivo a diseñar acoplado a la prótesis de mano (resaltada de rojo) y fijada al cuerpo humano.

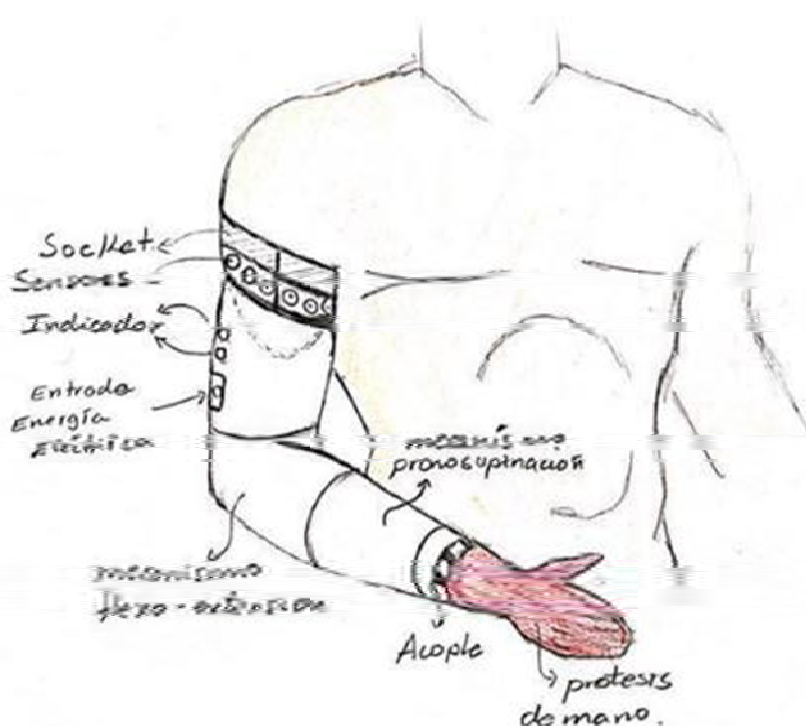


Figura 2.6. Prótesis acoplada y sujeta.

Solución preliminar 1

Esta primera solución preliminar se separa en tres módulos y dos acopladores como se muestra en la Figura 2.7. El módulo eléctrico, que se muestra en la Figura 2.8 (a), posee la batería que alimenta al sistema, el regulador de voltaje lineal que alimentará al controlador de motor eléctrico y al microcontrolador Arduino nano que será el encargado de procesar la información que recibirá de los sensores de posición y señales EMG, para posteriormente activar y controlar el motor DC. Por otro lado, el mecanismo de flexo-extensión, que se muestra en la Figura 2.8 (b), está conformado por un juego de engranajes planetarios, que hará posible la reducción de la velocidad de rotación y aumentará el torque de salida, y también cuenta con un juego de

engranajes cónicos, que se encarga de aumentar el torque y cambiar el eje de rotación hacia uno perpendicular para hacer posible el movimiento de flexo-extensión. Finalmente, el módulo de pronosupinación, que se muestra en la Figura 2.8 (c), está conformado juego de engranajes, que son los encargados de reducir la velocidad de rotación e incrementar el torque de salida para hacer posible la rotación de la muñeca, debido a que le motor DC tendrá una velocidad de salida bastante alta. Asimismo, el acople que se eligió para esta primera solución es de quijada de Goma, que servirá para unir la prótesis de codo a la prótesis de mano.

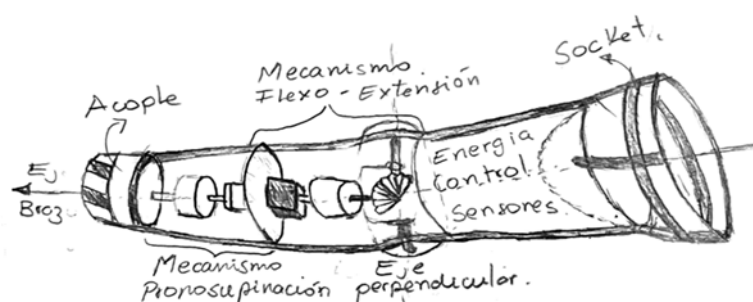


Figura 2.7. Modelo de solución 1.

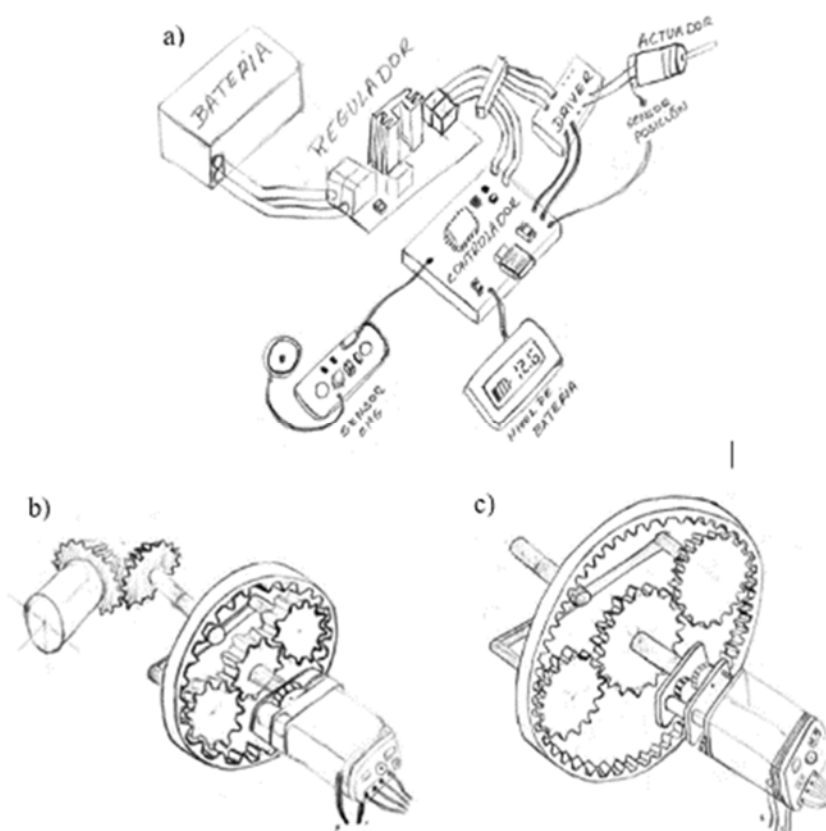


Figura 2.8. a) Módulo de Sensores, Energía y Control. b) Mecanismo de flexo-extensión. c) Mecanismo de pronosupinación.

Solución Preliminar 2

El segundo concepto de solución también está separado en tres módulos, un socket y un acoplador, como se muestra en la Figura 2.9. El socket es el encargado de sujetar la prótesis al cuerpo del usuario. Seguidamente tiene el módulo de sensores, control y energía que se muestra en la Figura 2.10(a) que cuenta con una batería Lipo que almacenará energía, con un reductor de voltaje DC-DC, el cual es el encargado de alimentar al controlador de motor eléctrico y al microcontrolador. Este último recibe las señales de los electrodos y los sensores de posición y velocidad. Después, procesa la información recibida por los sensores y, acciona y controla los motores por medio de señales enviadas al controlador del motor. Luego, se encuentra el módulo de flexo-extensión, que está conformado por un juego de engranajes planetarios y un tornillo sin fin, como se muestra en la Figura 2.10 (b), estos dos elementos, en conjunto, son capaces de reducir la velocidad de rotación del motor eléctrico, y cambiar el eje de rotación hacia uno perpendicular para que la prótesis realice el movimiento de flexo-extensión de codo, ya que permite la rotación del antebrazo sobre el brazo. Por último, el módulo de pronosupinación que se muestra en la Figura 2.10 (c), está conformado por una cicloide y un motor eléctrico que hará posible el movimiento de pronosupinación deseado por el usuario. Además, a este módulo va unido el acoplador magnético, el cual hará posible la unión con la prótesis de mano.

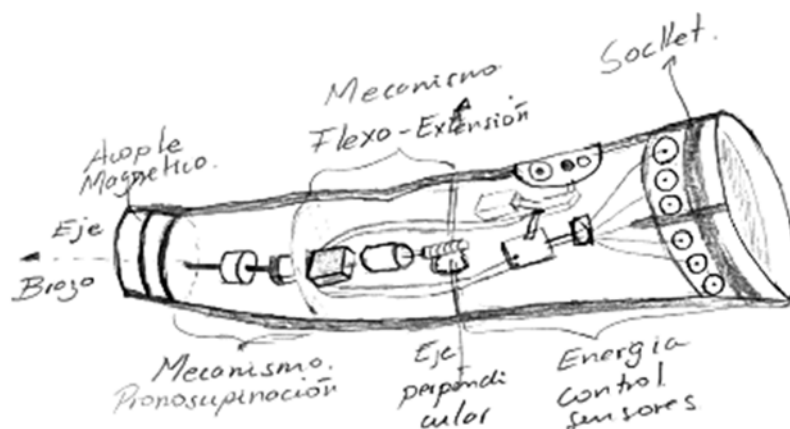


Figura 2.9. Modelo de solución 2.

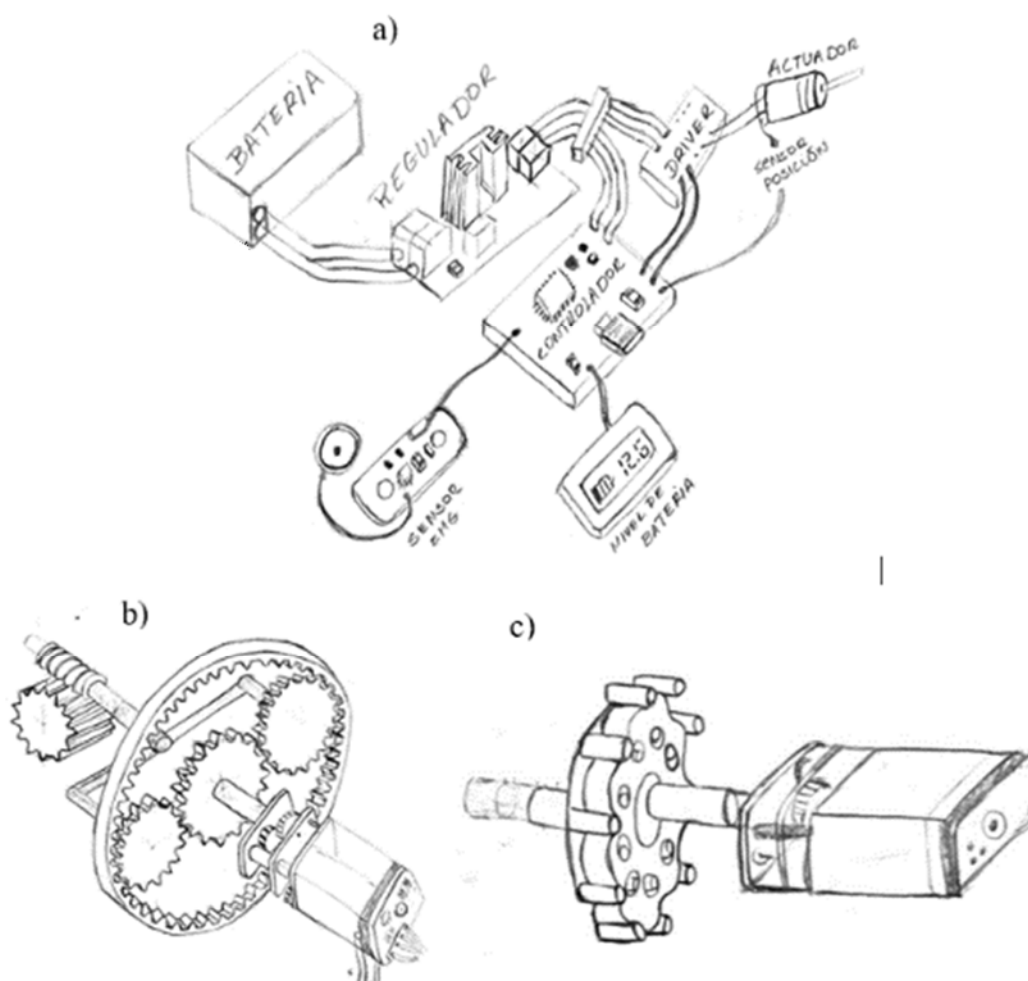


Figura 2.10. a) Vista general. b) Módulo eléctrico. c) Módulo pronosupinación. d) Módulo flexo-extensión.

2.7 Solución preliminar óptima

En el siguiente apartado se evaluarán las soluciones preliminares planteadas anteriormente usando los mismos criterios técnicos y económicos que permitieron evaluar los conceptos de solución, para así determinar una solución preliminar óptima. Se utilizarán también los pesos relativos para cada criterio empleado, los cuales indican la relevancia que tiene cada criterio para el desarrollo de este dispositivo. En la Tabla 2.11 se muestra la evaluación de aspectos técnicos y en la Tabla 2.12 la evaluación de criterios económicos.

Tabla 2.11. Evaluación de criterios técnicos

Criterio	Peso relativo	Conceptos de solución			
		Solución 1		Solución 2	
		Valor	Valor real	Valor	Valor real
Peso adecuado	4	3	12	3	12
Tamaño adecuado	3	3	9	2	6
Fuerza y torque	3	3	9	2	6
Velocidad	3	4	12	3	6
Fabricación	2	3	6	2	4
Complejidad	2	2	4	3	6
Mantenimiento	2	2	4	2	4
Tiempo de uso	3	3	9	3	9
Facilidad de uso	4	3	12	3	12
Seguridad	4	2	8	3	12
Puntaje Total			85		80
Coficiente Técnico			70.83%		66.63%

Tabla 2.12. Evaluación de criterios económicos

Criterio	Peso Relativo	Conceptos de solución			
		Solución 1		Solución 2	
		Valor	Valor real	Valor	Valor real
Número de piezas	3	2	6	2	6
Materiales	4	3	12	2	12
Mantenimiento	3	3	9	3	9
Costo del diseño	2	3	6	3	6
Fabricación	4	3	12	3	12
Costo de repuestos	2	3	6	2	4
Costos indirectos	1	2	2	2	2
Puntaje Total			53		51
Coficiente Técnico			69.7%		67.1%

En la Figura 2.11 se muestra una comparación gráfica de las soluciones preliminares que se evaluaron en las Tablas 2.11 y 2.12. En la imagen se puede apreciar que la solución preliminar 1 es la más cercana a la solución ideal, por lo cual, esta será la seleccionada para desarrollar el proyecto preliminar, ya que es la solución preliminar óptima.

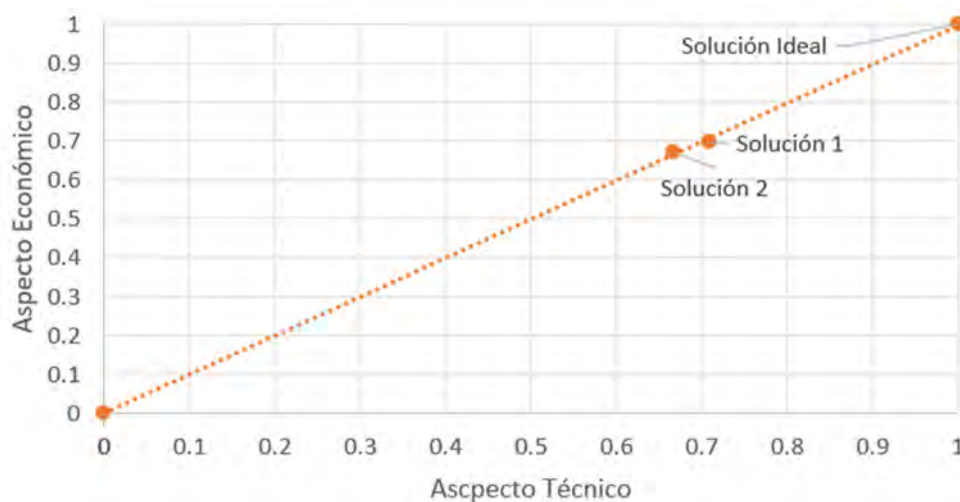


Figura 2.11. Resultados de la Evaluación Técnico-Económica de Soluciones Preliminares

Por ende, el proyecto preliminar que obtuvo los mejores resultados según las evaluaciones técnicas y económicas fue el proyecto preliminar 1. Por lo tanto, este será el proyecto seleccionado para el desarrollo del diseño de la prótesis. A continuación, se mostrará el esquema del diseño mecatrónico del dispositivo, Figura 2.12, para brindar un mayor conocimiento sobre el proyecto seleccionado.

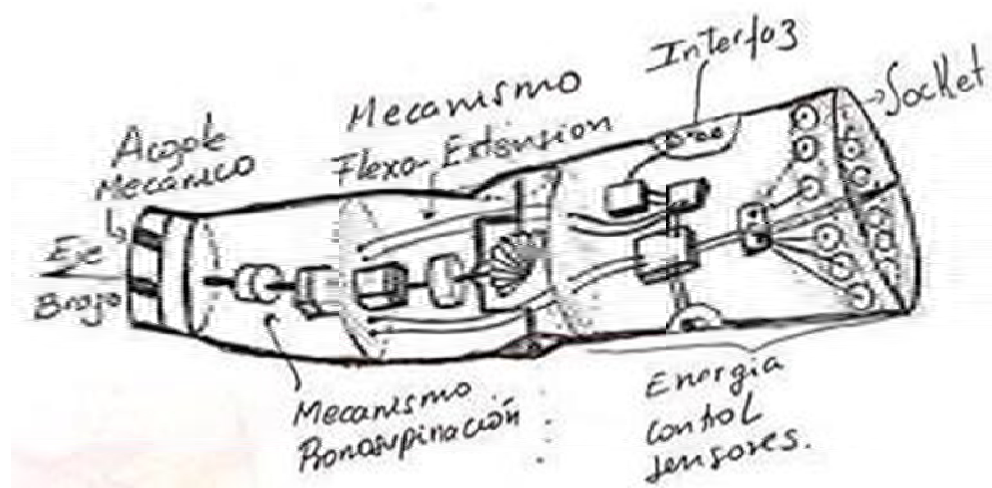


Figura 2.12. Esquema del diseño mecatrónico.

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECÁNICO

En este capítulo, en primer lugar, se abordarán las consideraciones preliminares que se deben tener para poder realizar el diseño mecánico del dispositivo. En segundo lugar, se dará lugar a los cálculos preliminares para realizar el diseño 3D del proyecto, donde se determinarán torques y velocidades de rotación en los ejes de flexo-extensión y pronosupinación. Seguidamente, se seleccionan, diseñan y dimensionan los componentes mecánicos teniendo en cuenta los requerimientos planteados en el Capítulo 2 y haciendo una verificación de la resistencia mecánica de los mismos. Finalmente, se procederá a seleccionar el actuador o actuadores de los mecanismos para realizar el dimensionamiento general del dispositivo.

3.1 Consideraciones preliminares

En este apartado se expondrán las consideraciones geométricas, másicas, cinemáticas y de carga que se deben tener en cuenta para la ingeniería de detalle.

- **Consideraciones geométricas y másicas:** La prótesis tendrá una geometría similar al miembro antagonista del usuario, para obtener dicha morfología se descarga un modelo 3D de brazo de un paciente, mostrado en la Figura 3.1. Este modelo se obtuvo del diplomado P4H Bionics, a partir del cual se dimensionará el dispositivo. Asimismo, el peso de la prótesis transhumeral no debe superar 1.5 kg, ya que se estableció como un requerimiento en el Capítulo 2.

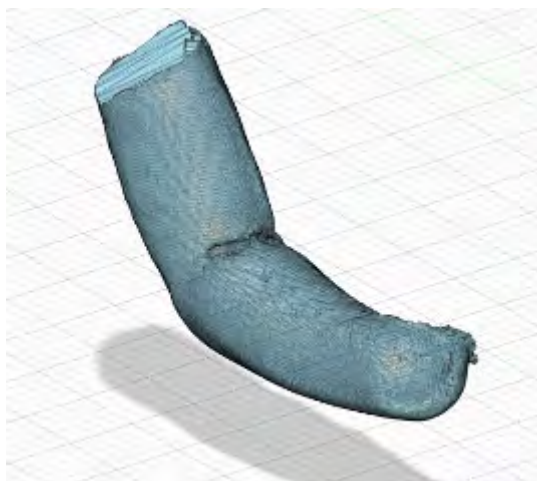


Figura 3.1. Muñón de un paciente.

- **Consideraciones cinemáticas:** En el capítulo del estado del arte se estudió algunas de las características cinemáticas del codo, basados en estas se considerará que para el movimiento de flexo-extensión el ángulo deberá estar entre 0° y 145° , siendo este último el ángulo obtuso obtenido al contraer el antebrazo contra el brazo. Por otra parte, para el de pronosupinación se establecerá un rango de 170° , estableciendo un ángulo 85° para pronación y 85° para supinación.
- **Consideraciones de carga del dispositivo:** El dispositivo soportará una carga de 4.5kg en el extremo de la prótesis; es decir, acoplado la prótesis de codo a la de mano. Además, el peso de la prótesis transhumeral será de 1.5 kg, tomando en cuenta esto se hará un análisis de cargas en 3D.
- **Consideraciones para el procedimiento de solución:** En primer lugar, se hará un análisis dinámico del dispositivo mostrado en Figura 3.2, con el cual se obtienen los torques necesarios para realizar los movimientos de pronosupinación y flexo-extensión. Seguidamente, se hará un análisis de resistencia mecánica, considerando los torques obtenidos en el primer análisis. En este análisis se obtendrán las deformaciones y los factores de seguridad basados en la teoría de Von-Mises. Una vez obtenidos estos resultados, se pasará a analizar los mecanismos que hacen posible los movimientos del codo, para así diseñar o seleccionar los engranajes, pernos, chavetas y rodamientos. Finalmente, se seleccionarán los actuadores de la prótesis. Para todo este procedimiento, se usará como soporte los softwares ANSYS, Inventor Professional y Fusion 360.

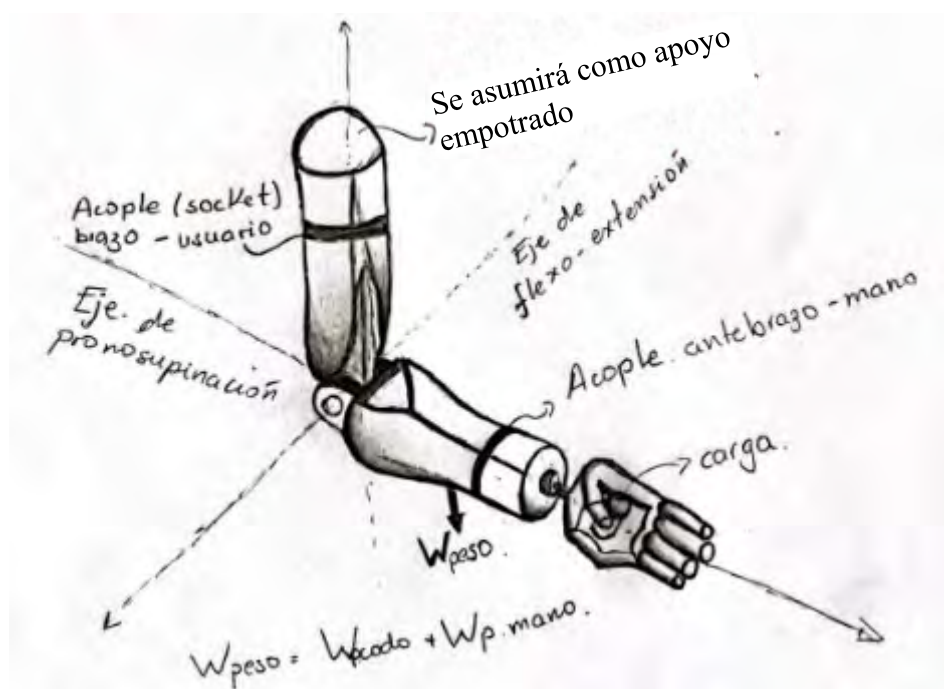


Figura 3.2. Prótesis transhumeral.

3.2 Cálculos preliminares

Se realiza la simulación dinámica, es decir el movimiento del dispositivo bajo cargas, a través del software ANSYS con el objetivo estimar los momentos de salida en los ejes de flexo-extensión y prono-supinación, mostrados en la Figura 3.3, ya que estos serán necesarios para el desarrollo del diseño.

La simulación del mecanismo consiste en mover el brazo a tres posiciones de flexo-extensión del codo: 0° , 45° y 90° , como se muestra en la Figura 3.4. En cada posición de flexo-extensión se realiza el movimiento de pronosupinación, con una supinación de 90° y una pronación de 85° . Cabe resaltar que el movimiento de flexo-extensión se realiza a 2.5 rpm y el de pronosupinación a 10 rpm para representar un movimiento natural. Asimismo, las cargas mostradas en la Figura 3.5 representan: el peso del dispositivo de 1.5 kg y la carga de 4.5 kg ubicada en la mano.

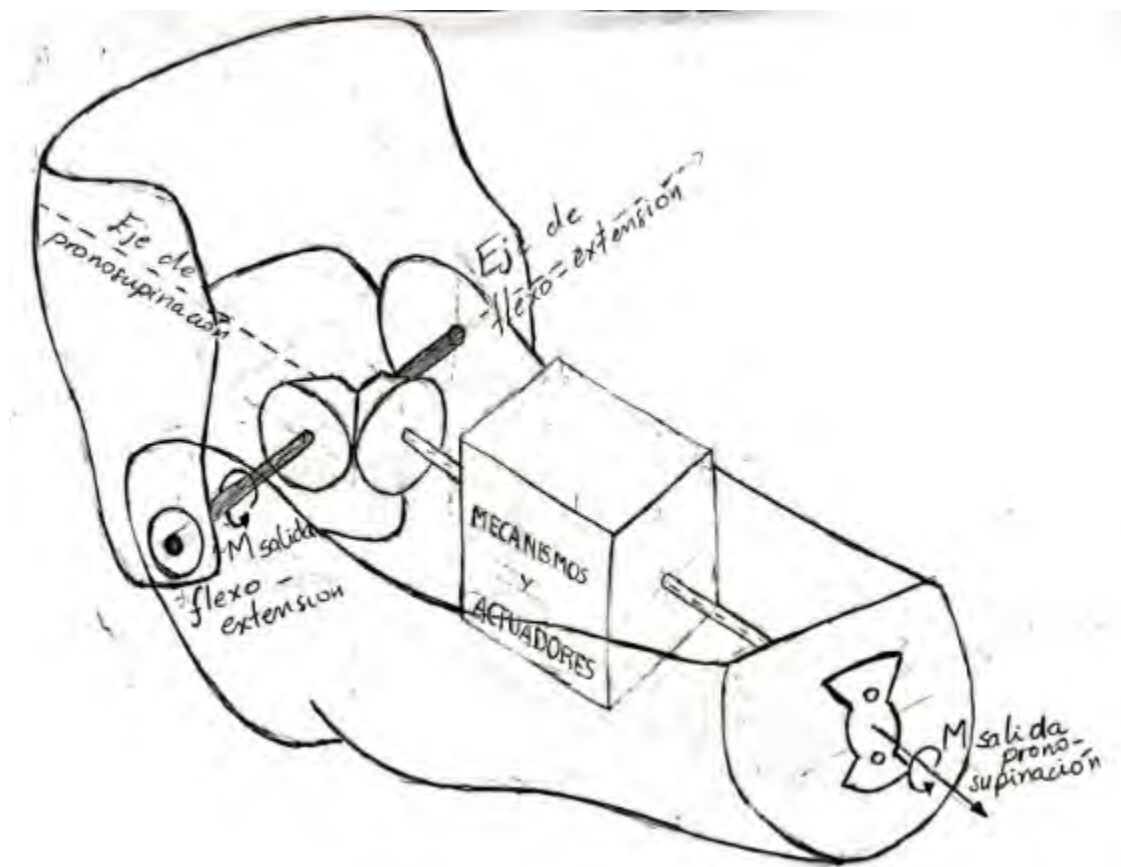


Figura 3.3. Modelo de prótesis, con acople y engranajes cónicos.

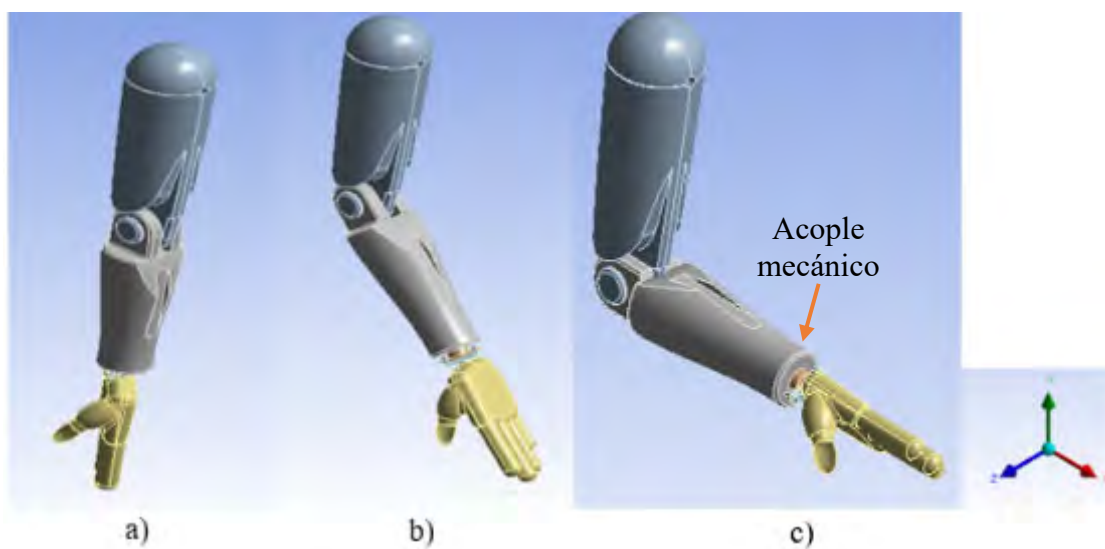


Figura 3.4. a) Posición en 0°, b) Posición en 45° y c) Posición en 90°.

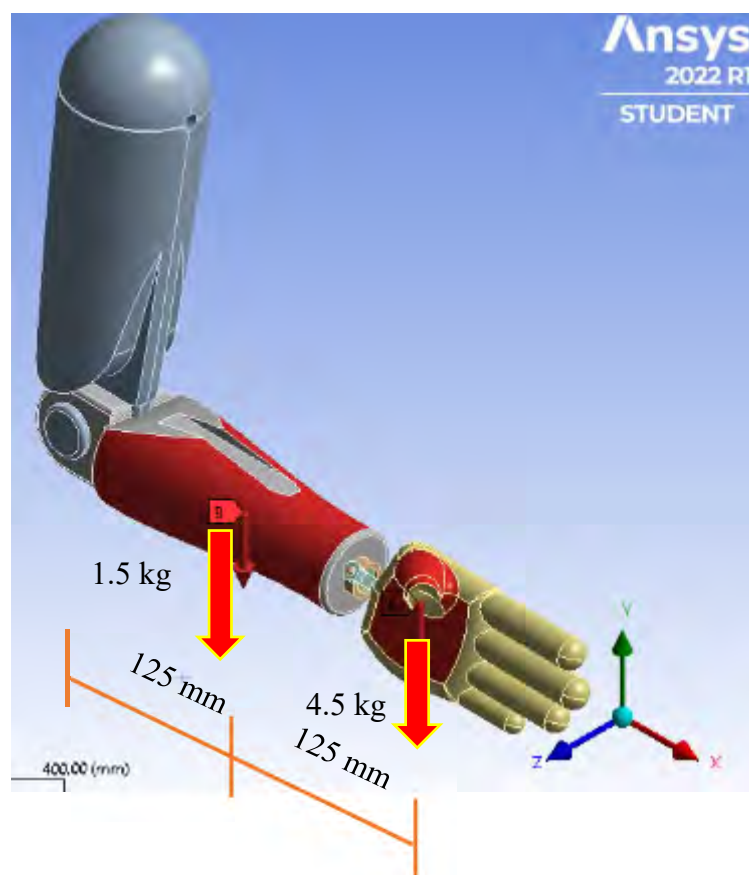


Figura 3.5. Cargas sobre la prótesis.

De la simulación se obtuvo que los momentos de salida máximos ocurren en la posición de 90° de flexo-extensión como se evidencia en la Tabla 3.1. Cabe resaltar que, para ambos movimientos: flexo-extensión y pronosupinación, solo se considera el momento máximo en la dirección Z de las Figuras 3.6 y 3.7. En primer lugar, para calcular el torque resistivo de flexo-extensión se ubica un “revolute joint” en el eje de flexo-extensión, mostrado en la Figura 3.3, y se calcula el torque en el mismo, como se muestra en la Figura 3.6. En segundo lugar, para el cálculo de torque de pronosupinación se sigue el mismo proceso, ubicando esta vez el “revolute joint” en el eje de prono-supinación, mostrado en la Figura 3.3, y haciendo el cálculo del momento, como se muestra en la Figura 3.7.

Tabla 3.1. Torque para cada posición.

Posición/Movimiento	Torque de Flexo-extensión	Torque de Pronosupinación
0°	1018 N.mm	133 N.mm
45°	10829 N.mm	637 N.mm
90°	14234 N.mm	1083 N.mm

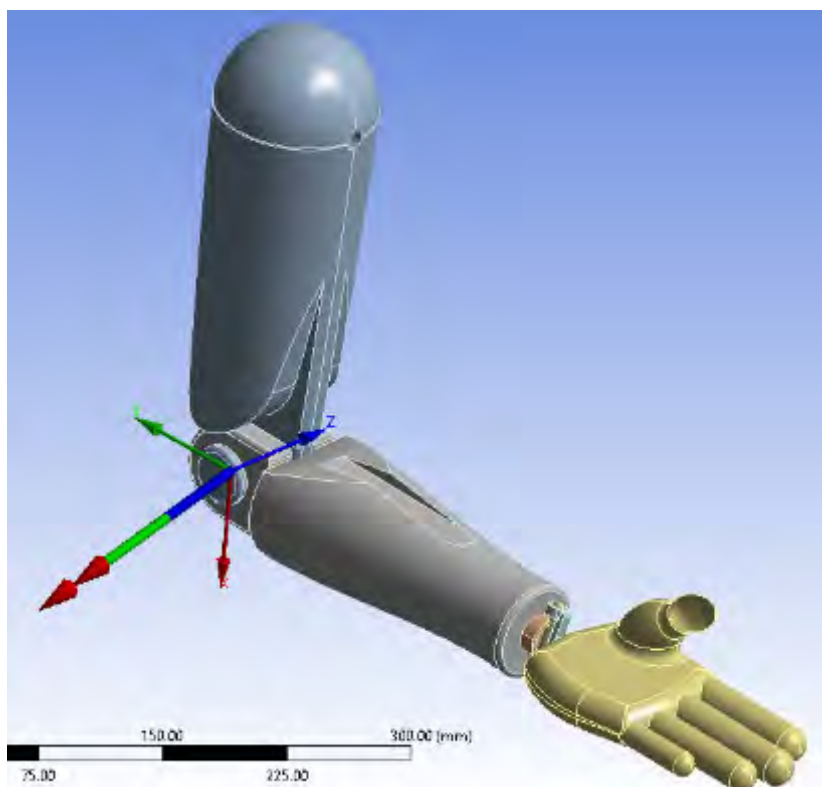


Figura 3.6. Cálculo de torque de flexo-extensión.

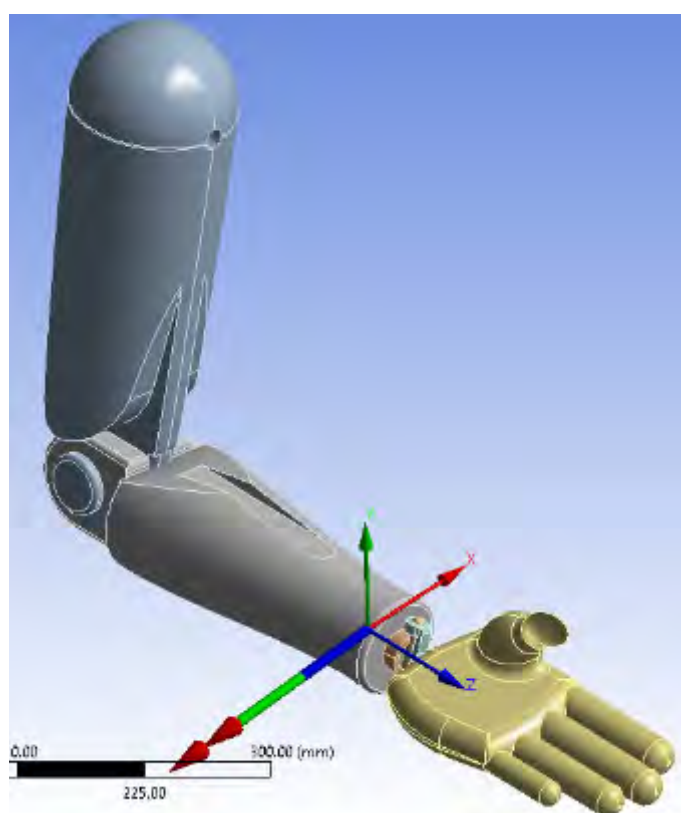


Figura 3.7. Torques del movimiento de pronosupinación.

Finalmente, en la Figura 3.8, se muestra el avance del diseño 3D para el desarrollo de las siguientes secciones. Este modelo servirá para calcular medidas en los mecanismos, y así dar una idea sobre lo que se está trabajando.

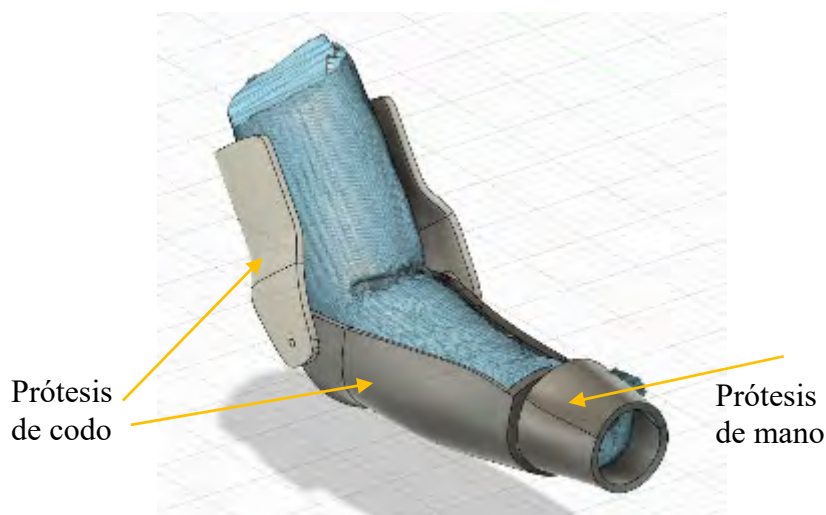


Figura 3.8. Modelo 3D sobre muñón del paciente.

3.3 Acople entre prótesis de mano y prótesis transhumeral

El acople mecánico permite la unión entre la prótesis de codo y la prótesis de mano, haciendo posible que la prótesis de mano realice el movimiento de prono-supinación al rotar el acople. Por esta razón, es necesario realizar un análisis de cargas sobre el acople mecánico mostrado en la Figura 3.9, para así garantizar que las prótesis siempre permanezcan unidas y que soporten las cargas mostradas en la Figura 3.5.

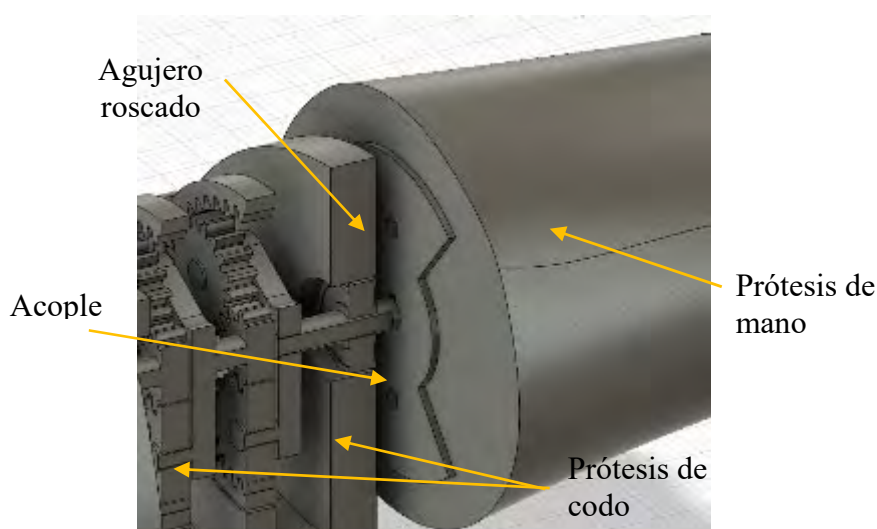
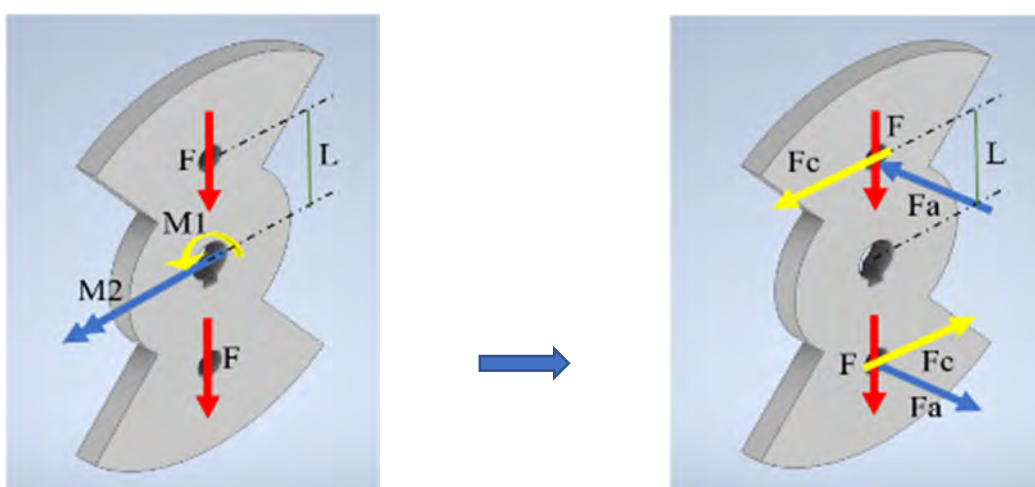


Figura 3.9. Acople entre prótesis de mano y prótesis de codo.

Se analiza el caso más crítico al cual está expuesto el acople que es cuando el antebrazo esta flexionado 90°, según los cálculos preliminares. Como se muestra en la Figura 3.10, el acople está expuesto a dos momentos, M1 y M2, y dos fuerzas F. El momento M2 representa el momento flector necesario para levantar la carga de 4.5 kg, el cual, transformándolo a un par de fuerzas, generará fuerzas axiales sobre el perno. Asimismo, el momento M1 representa el torque necesario para generar la pronosupinación, y origina esfuerzos cortantes en el perno al igual que las fuerzas F. Estas últimas representan la fuerza ejercida por la carga de 4.5 kg dividida entre 2.



Donde: $F = 22.05 \text{ N}$, $M1 = 1083 \text{ N.mm}$, $M2 = 3950 \text{ N.mm}$ y $L = 15 \text{ mm}$

Figura 3.10. DCL del acople y fuerzas equivalentes.

Seguidamente, con los momentos y las fuerzas se realiza el análisis de resistencia de los pernos usando el software Autodesk Inventor Professional 2023: Design Accelerator, el cual utiliza la norma ANSI. Para realizar esto se definen los parámetros de fuerza máxima axial (F_a) y tangencial (F_t), además se introducen los factores de apriete (k), entrada de fuerza (n), fricción entre placas (f) y de seguridad (k_s). Las placas son de acero debido a su alta resistencia mecánica, las cuales tienen un factor de fricción de 0.57^5 entre sí, además, se considera un factor de seguridad de 1.5 sobre la base de la calidad de superficie del material, el cual es mayor al recomendado de 1.2. Asimismo, la máxima fuerza axial es de 36.13 N proveniente del momento flector y la fuerza máxima tangencial es de 122.13 N proveniente del momento de torsión y de la carga de 4.5 k. En la Figura 3.11 se muestran los datos

⁵ Fuente: Coefficients of Friction for Steel - The Physics Factbook (hypertextbook.com)

mencionados anteriormente y los resultados del cálculo en los que se obtuvo un factor de seguridad mayor a 1.5. Por esta razón, el tornillo seleccionado es un Steel SAE 1080 M3x15.

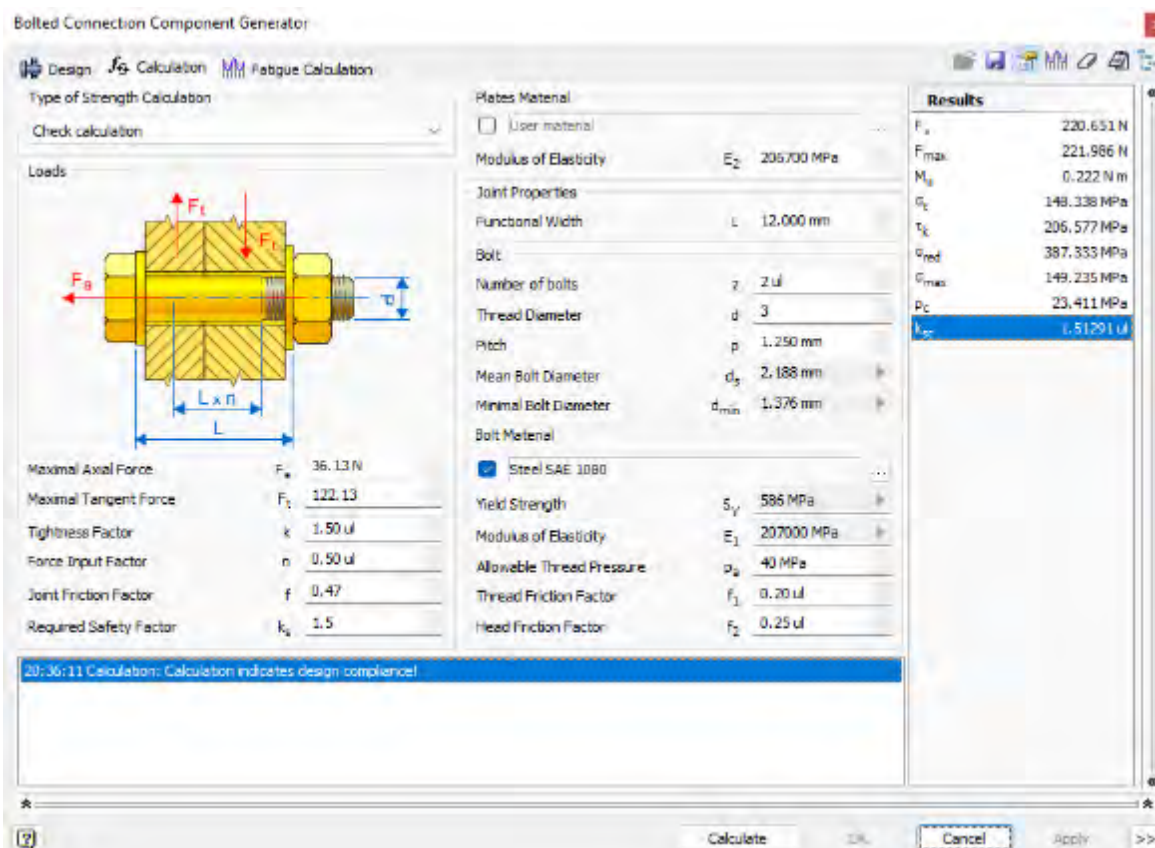


Figura 3.11. Cálculo de pernos de acople entre prótesis de mano y de codo.

3.4 Mecanismo de flexo-extensión

El mecanismo de flexo-extensión es aquel mediante el cual se transmite la potencia desde el actuador hacia los engranajes cónicos produciendo el movimiento de flexo-extensión. Este mecanismo está conformado por engranajes cónicos, engranajes planetarios, un embrague no retroactivo y un rodamiento tal cual se muestra en la Figura 3.12. Asimismo, como se muestra en esta figura, este mecanismo está unido al antebrazo a través de dos apoyos: “A” que representa un rodamiento entre los engranajes cónicos y los planetarios, y “B” que representa el apoyo del motor.

En primer lugar, los engranajes cónicos permiten la rotación del antebrazo alrededor del eje de flexo-extensión, movimiento que se produce debido a que el engranaje G2 rota sobre a superficie cónica del engranaje G1, el cual está fijo al eje de flexo-extensión. En segundo

lugar, los engranajes planetarios incrementan el torque de salida y reducen la velocidad con una eficiencia del 98%. En tercer lugar, el embrague no retroactivo permite que la transferencia de potencia sea del actuador hacia los engranajes cónicos y no de manera contraria. Finalmente, el rodamiento permite la libre rotación del eje axialmente y sirven como un apoyo del eje.

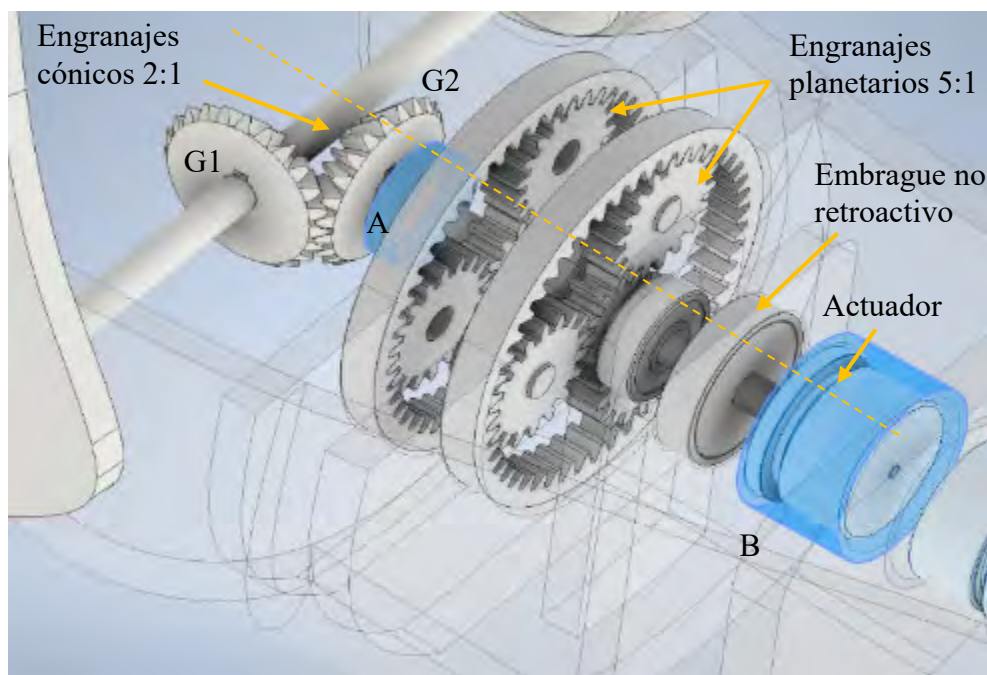
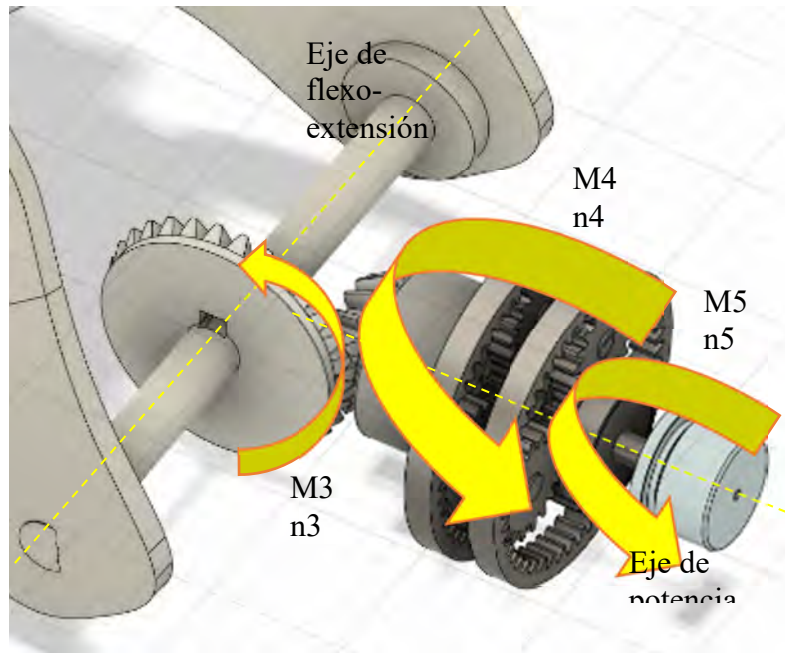


Figura 3.12. Mecanismo de flexo-extensión.

Una vez descrito el mecanismo de flexo- extensión, se procede a realizar el análisis de cargas en los elementos que conforman este mecanismo, con la finalidad de garantizar el óptimo funcionamiento del mismo. La Figura 3.13 muestra la transmisión de cargas y giros a través del mecanismo, en los que, según cálculos preliminares, el torque necesario para generar el movimiento de flexo-extensión es de 14234 N.mm (M3) a 2.5 rpm (n3). Asimismo, considerando las relaciones de transmisión de los engranajes cónicos se obtiene que M4 equivale a 7117 N.mm con n4 a 5 rpm, mientras que en los engranajes planetarios se obtiene que M5 equivale a 285 N.mm con n5 a 125 rpm.



M_3 = Momento máximo para la flexo-extensión (N.mm)
 M_4 = Momento transmitido hacia el eje (N.mm)
 M_5 = Momento del actuador (N.mm)

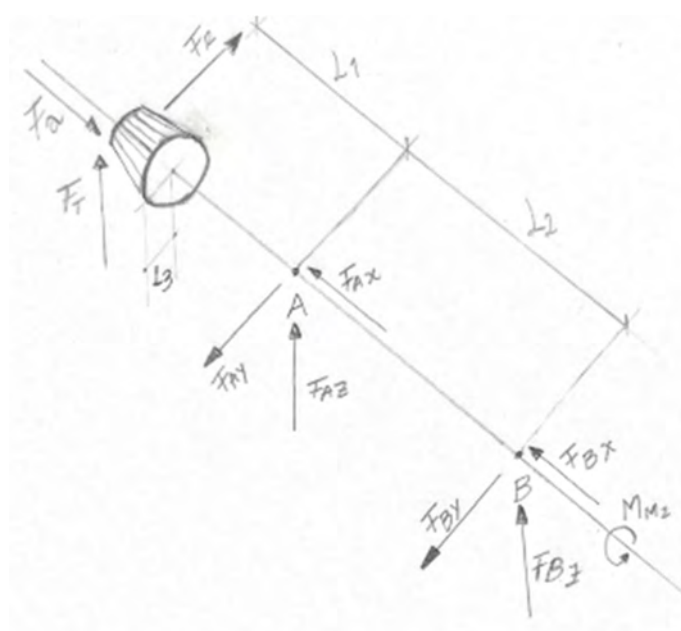
n_3 = velocidad mínima para la flexo-extensión (rpm)
 n_4 = velocidad transmitida al eje (rpm)
 n_5 = velocidad de rotación del actuador (rpm)

Figura 3.13. Transmisión de potencia en flexo-extensión.

Continuando con el análisis, en la Figura 3.14 se muestra el DCL del mecanismo, donde se presentan las fuerzas en los engranajes cónicos, fuerzas en los apoyos y, fuerzas y momentos resultantes del peso del dispositivo y de la carga. Con este DCL se hallan las reacciones en los apoyos “A” y “B” planteando equilibrio de fuerzas y momentos en los ejes “X”, “Y” y “Z”. A continuación, se muestran los valores de las reacciones:

- $F_{Ax} = 122 \text{ N}$; $F_{Ay} = 339 \text{ N}$; $F_{Az} = -2400 \text{ N}$
- $F_{Bx} = 0 \text{ N}$; $F_{By} = -95 \text{ N}$; $F_{Bz} = 728.75 \text{ N}$

Cabe mencionar que $F_{Bx} = 0 \text{ N}$, ya que el rodamiento en “A” será seleccionado para absorber toda la carga axial.



Donde:
 $L_1=9$ mm
 $L_2=21$ mm
 $F_t=1675$ N
 $F_r=244$ N
 $F_a=122$ N
 $M_2=285$ N.mm

Figura 3.14. DCL del mecanismo.

Cálculo y selección de engranajes

Una vez obtenidas todas las cargas que actúan sobre el mecanismo de flexo-extensión, se inicia con el cálculo y diseño de engranaje cónicos y cilíndricos, para lo cual se utiliza el software Autodesk Inventor 2023: Design Professional, utilizando la norma ISO 6336:1996. Para realizar dicha verificación se necesita calcular la potencia necesaria (W), la velocidad de rotación (RPM), rendimiento (η), material de cada engranaje y tiempo de vida (L_h).

En primer lugar, como se muestra en la Figura 3.15 se hace el análisis de engranajes cónicos, considerando un torque de salida de 14 412 N.mm, ligeramente superior al requerido. Asimismo, se considera como velocidad de rotación 2.5 rpm para obtener un movimiento natural, y un tiempo de vida de 20,000 horas, ya que se espera que la prótesis sea usada 8 horas al día durante 7 años. Como resultado del análisis, se obtiene que factores de seguridad tanto para picaduras como para rotura de dientes son mayores al recomendado de 1.2. Por ende, con el resultado satisfactorio del cálculo, se escogen engranajes cónicos de 1.5 mm de módulo de 30 y 15 dientes. Además, el material seleccionado para estos engranajes es el 14NrCr18, el cual presenta propiedades mecánicas (740 MPa como límite a la fatiga por flexión, 1330 MPa como límite a la fatiga por contacto y 206 GPa como módulo de elasticidad, según el software) que cumplen con los requerimientos para el óptimo funcionamiento de los engranajes.

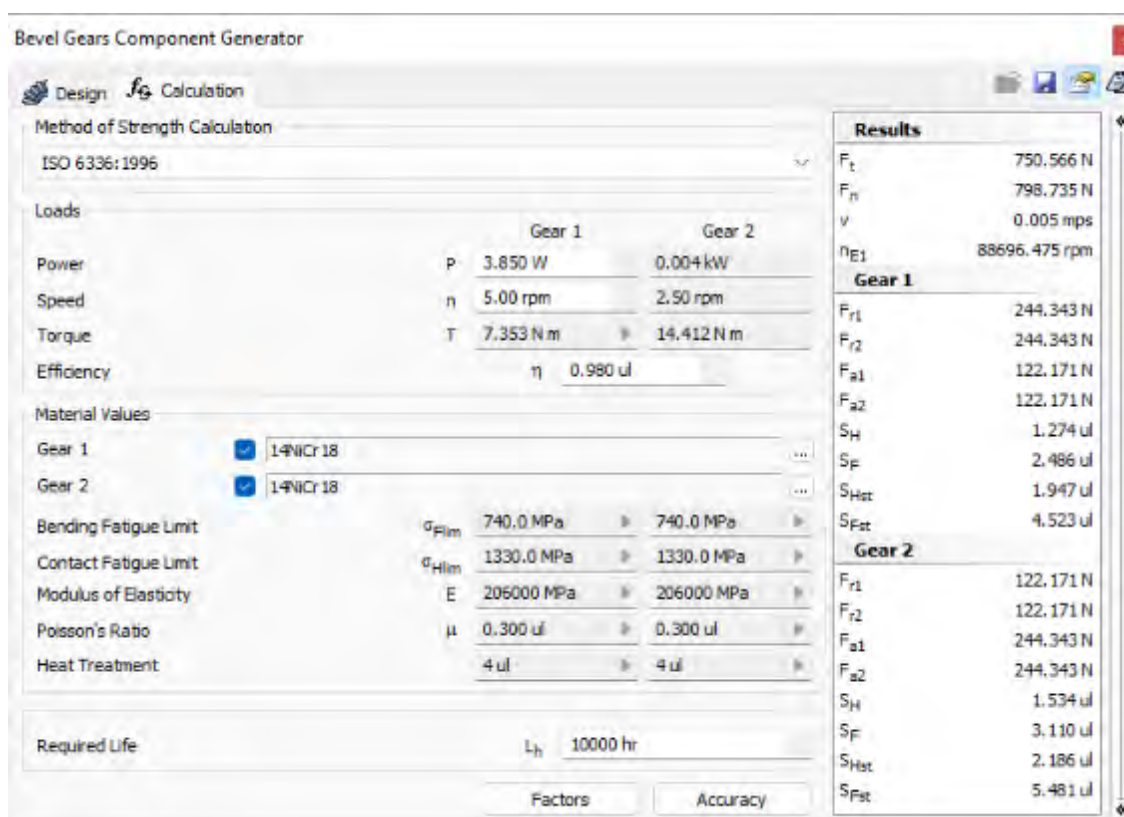


Figura 3.15. Verificación de engranajes cónicos de dientes rectos.

En segundo lugar, en el caso de la verificación de engranajes cilíndricos planetarios, debido a que en el software no se puede usar la herramienta Desing Professional para engranajes planetarios, se optó por modelar este como un reductor de 5:1 de engranajes cilíndricos de dientes rectos. Esto debido a que los engranajes planetarios son más robustos que los engranajes cilíndricos y si estos últimos cumplen con la verificación de carga, los engranajes planetarios diseñados también cumplirán con los requerimientos de diseño. Es así que, como se muestra en la figura 3.16, se hace el análisis de engranajes cilíndricos, considerando un torque de salida de 7,206 N.mm, ligeramente superior al requerido. También, se considera como velocidad de rotación 5 rpm, siendo este el resultado del anterior análisis, y un tiempo de vida de 5,000 horas, ya que estos engranajes requieren un mantenimiento más frecuente.

Como resultado del análisis, se obtiene que factores de seguridad tanto para picaduras como para rotura de dientes son mayores al recomendado de 1.2. Por ende, con el resultado satisfactorio del cálculo, se escogen engranajes planetarios cuyo material sería el 14NiCr18, el cual presenta propiedades mecánicas (740 MPa como límite a la fatiga por flexión, 1330 MPa como límite a la fatiga por contacto y 206 GPa como módulo de elasticidad, según el

software) que cumplen con los requerimientos para el óptimo funcionamiento de los engranajes.

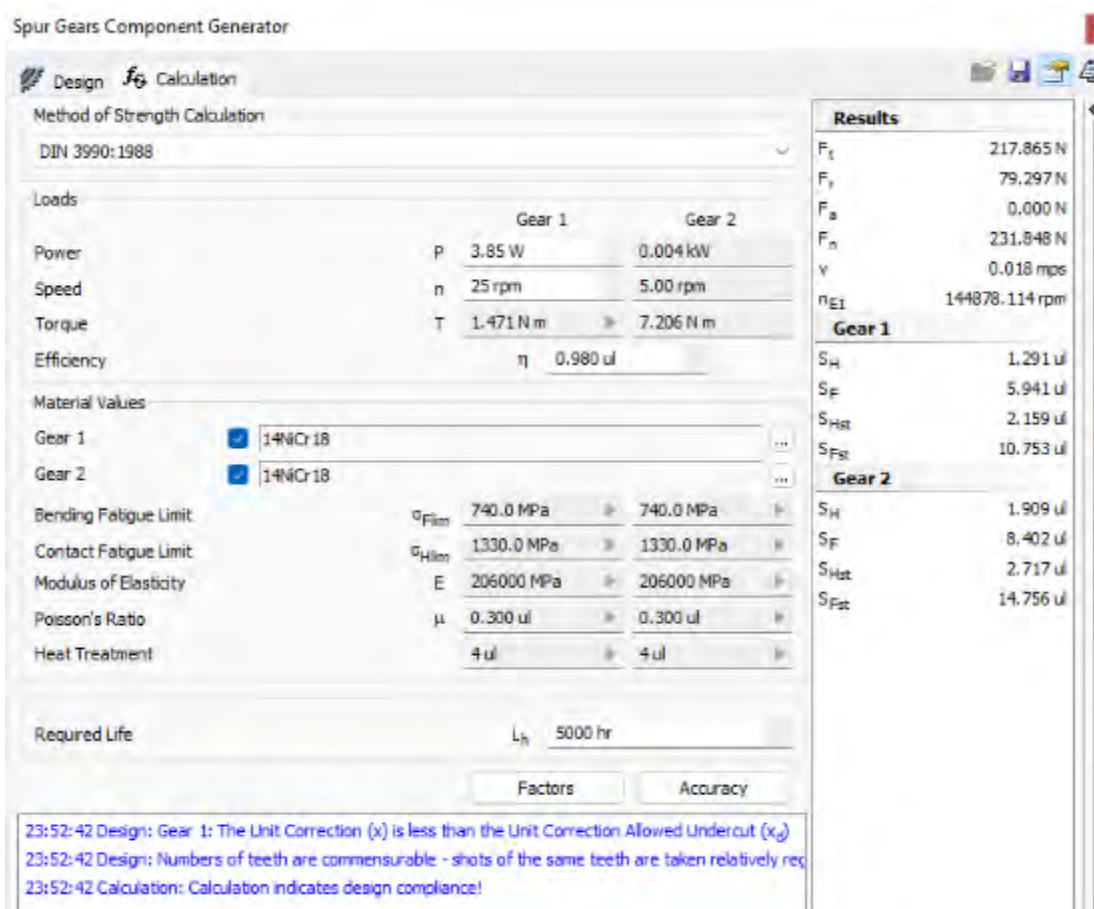


Figura 3.16. Verificación de engranajes planetarios.

Cálculo y selección de rodamientos

Seguidamente, se realiza el cálculo y la selección del rodamiento del apoyo "A" con ayuda de la herramienta de Inventor: Desing Professional. En este software, como se muestra en la Figura 3.17, se introducen los valores de fuerza radial (F_r) y fuerza axial (F_a) obtenidas del cálculo de reacciones en los apoyos. Además, se introduce en el software una velocidad de rotación $n_4=5$ rpm, que sería la velocidad de rotación del eje en el rodamiento, y un factor de seguridad de 2. También se introduce un tiempo de vida de 20000 horas que sería el mismo de los planetarios. Es así que el rodamiento seleccionado sería un 4201 ATN9 con ayuda del software.

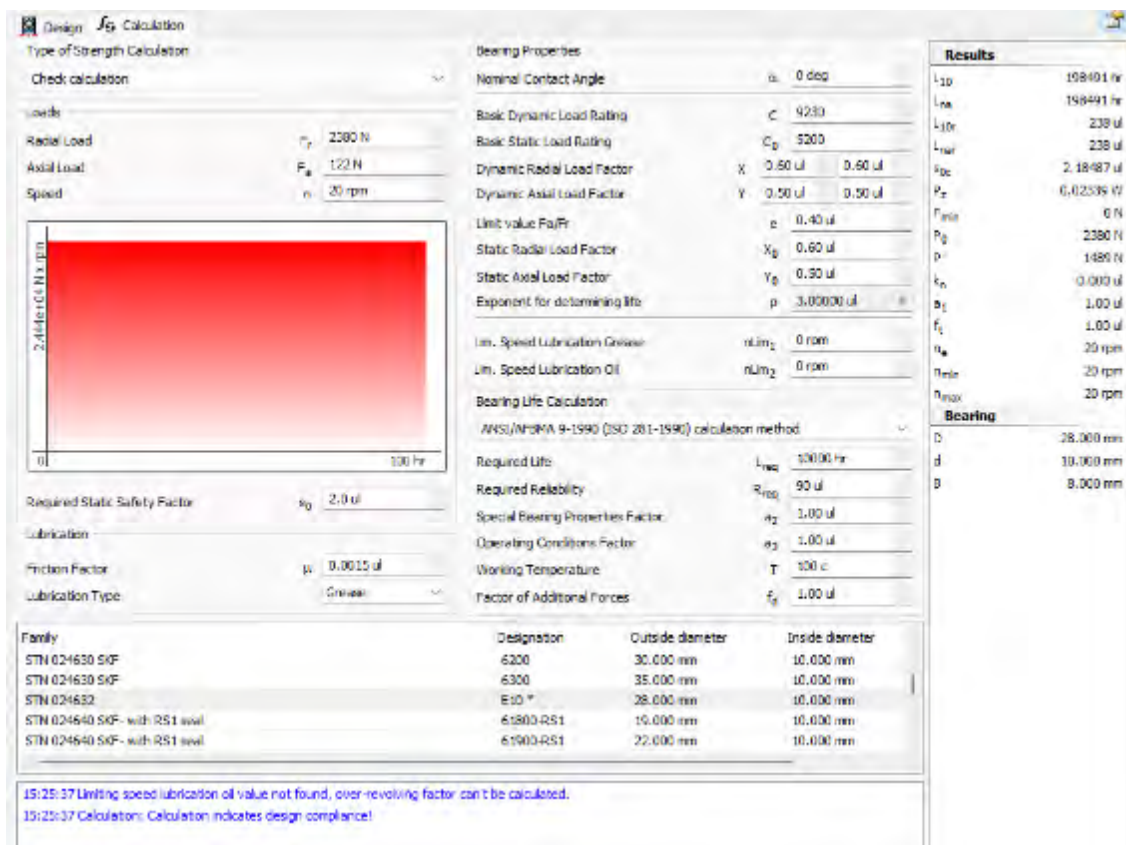


Figura 3.17. Cálculo de rodamientos.

Cálculo y selección de chavetas

A continuación, se realiza el cálculo de chavetas, para esto se definen las Ecuaciones 3.1 y 3.2 que representan la ecuación de falla por aplastamiento y falla por cizallamiento, respectivamente. Esta irá posicionada en el eje como se muestra en la Figura 3.18.

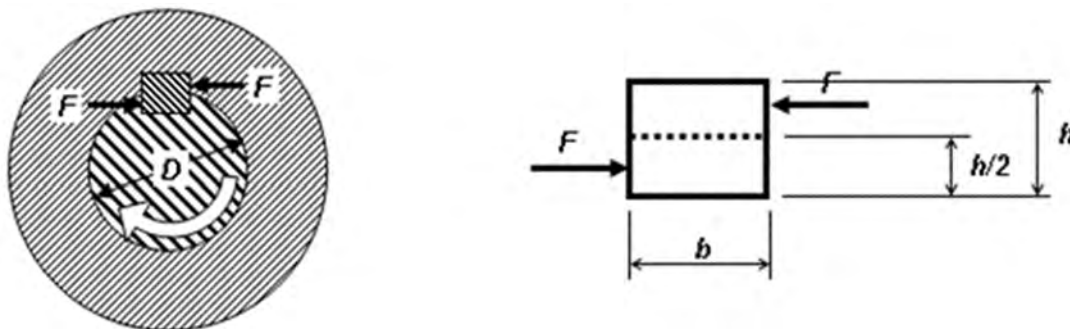


Figura 3.18. Dimensionamiento de chavetas.

$$l \geq \frac{4 * M * N_s}{D * b * S_y} \tag{3.1}$$

$$l \geq \frac{4 * M * Ns}{D * h * Sy} \quad (3.2)$$

Donde:

- l: longitud de la chaveta (mm)
- M: momento que se transmite por el eje (N.mm)
- FS: factor de seguridad
- D: diámetro del eje (mm)
- b: ancho de la chaveta (mm)
- h: altura de la chaveta (mm)
- σ_F : límite de fluencia del material (MPa)

En primer lugar, se realiza el cálculo de la chaveta del engranaje cónico “G1” que se fijará a la parte del brazo del dispositivo como se muestra en la Figura 3.19, para lo cual se tiene un diámetro de eje de 10 mm, un momento a transmitir de 14234 N.mm, un ancho y una altura para la chaveta de 5 mm cada uno. Además, el material es un acero estructural St70 con límite de fluencia de 450 MPa, y se asumirá un factor de seguridad de 2. Reemplazando en la Ecuación 3.1 y 3.2 se obtiene $l \geq 5.1 \text{ mm}$, entonces se considerará una longitud de chaveta $l = 5.5 \text{ mm}$.

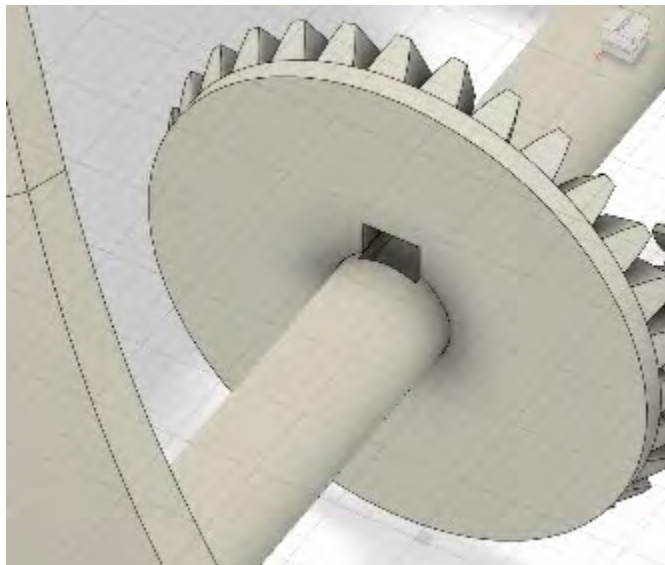


Figura 3.19. Unión de brazo con engranaje cónico G1 por medio de una chaveta.

En segundo lugar, se realiza el cálculo de la chaveta del engranaje cónico “G2”, para este se considera un diámetro de eje de 12 mm, un momento a transmitir de 7117N.mm, un ancho

y una altura para la chaveta de 3.5 mm para cada uno. Además, el material es un acero estructural St42 con límite de fluencia de 270 MPa, y se asumirá un factor de seguridad de 2. Reemplazando en la Ecuación 3.1 y 3.2 se obtiene $l \geq 5 \text{ mm}$, entonces se considerará una longitud de chaveta $l = 5 \text{ mm}$.

Cálculo de eje:

Finalmente, se realiza el cálculo del eje del mecanismo mostrado en la Figura 3.20, para esto se define la Ecuación 3.3, donde se calcula el esfuerzo normal debido al momento flector (σ_n), donde el máximo $M_{flec} = 22400 \text{ N.mm}$, $c = 5 \text{ mm}$ y $r = 5 \text{ mm}$, obteniendo como resultado un esfuerzo normal equivalente a 230 MPa. Por ende, el material seleccionado para el eje sería 30Mn5 que soporta 450 MPa, obteniendo un FS de 1.9.

$$\sigma_n = M_{flec} * \frac{c}{I} \quad (3.3)$$

Donde:

- M_{flec} : momento flector máximo (N.mm)
- c : distancia al punto de máxima carga (mm)
- I : momento de inercia (mm^4)

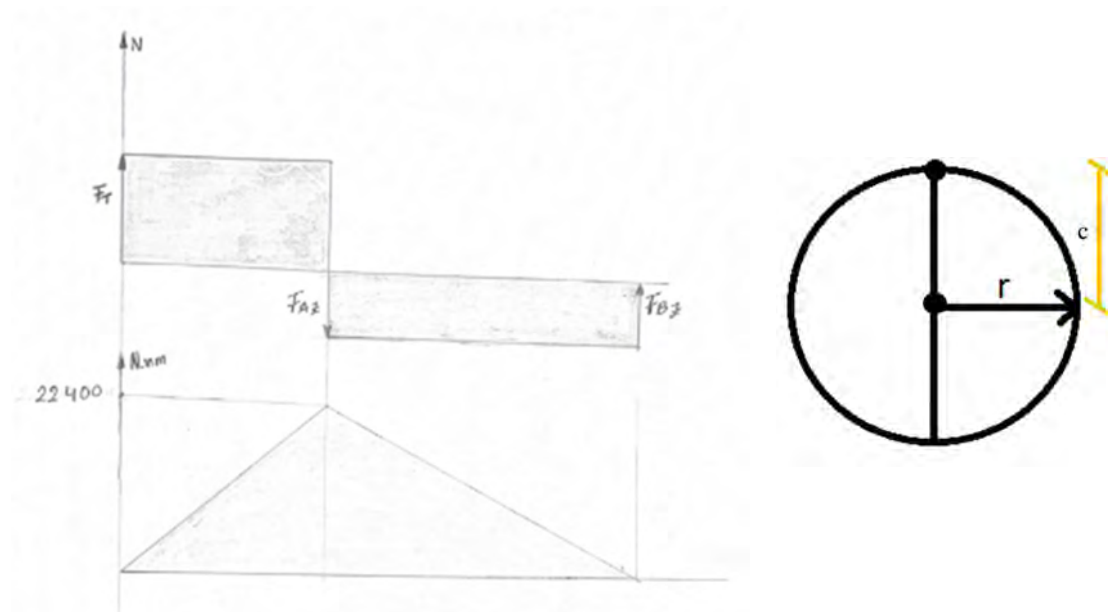


Figura 3.20. Cargas y distancias para el cálculo del esfuerzo normal.

3.5 Mecanismo de pronosupinación

El mecanismo de pronosupinación es aquel que por medio de la transmisión de potencia desde el actuador hasta el acople produce el movimiento de flexo-extensión. Este mecanismo está conformado por un acople mecánico, un rodamiento, engranajes planetarios y un embrague no retroactivo como se muestra en la figura 3.21. De igual manera, como se muestra en esta figura, este mecanismo está unido al antebrazo a través de dos apoyos: “C” que representa el apoyo del motor, y “D” que representa un rodamiento entre el acople mecánico y los engranajes planetarios.

En primer lugar, los engranajes el acople mecánico permiten la rotación de la prótesis alrededor del eje de pronosupinación. En segundo lugar, los engranajes planetarios incrementan el torque de salida y reducen la velocidad con una relación de transmisión de 5:1 y con una eficiencia del 98%, y el mecanismo cuenta con dos de estos. En tercer lugar, el embrague no retroactivo permite que la transferencia de potencia sea del actuador hacia los engranajes cónicos y no de manera contraria. Finalmente, el rodamiento permite la libre rotación del eje axialmente y sirven como un apoyo del eje.

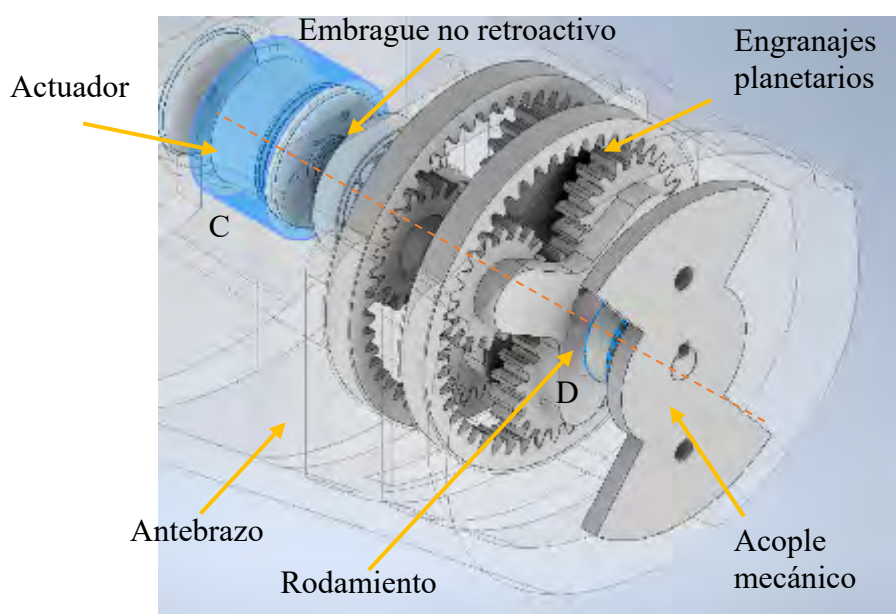


Figura 3.21. Mecanismo de pronosupinación.

A continuación, se procederá a realizar el análisis de los elementos que conforman este mecanismo para asegurar el correcto funcionamiento del mismo. En ese sentido, en la Figura 3.22 se muestra cómo se transmite la potencia a través del mecanismo y, a partir de los

cálculos preliminares se establece que el momento de salida T8 equivale a 1083 N.mm y n8 a 10 rpm. Asimismo, considerando las relaciones de transmisión de los engranajes planetarios se obtiene que M6 es igual a 43.32 N.mm y n6 igual a 250 rpm, los cuales serán parámetros a considerar para la selección del motor.

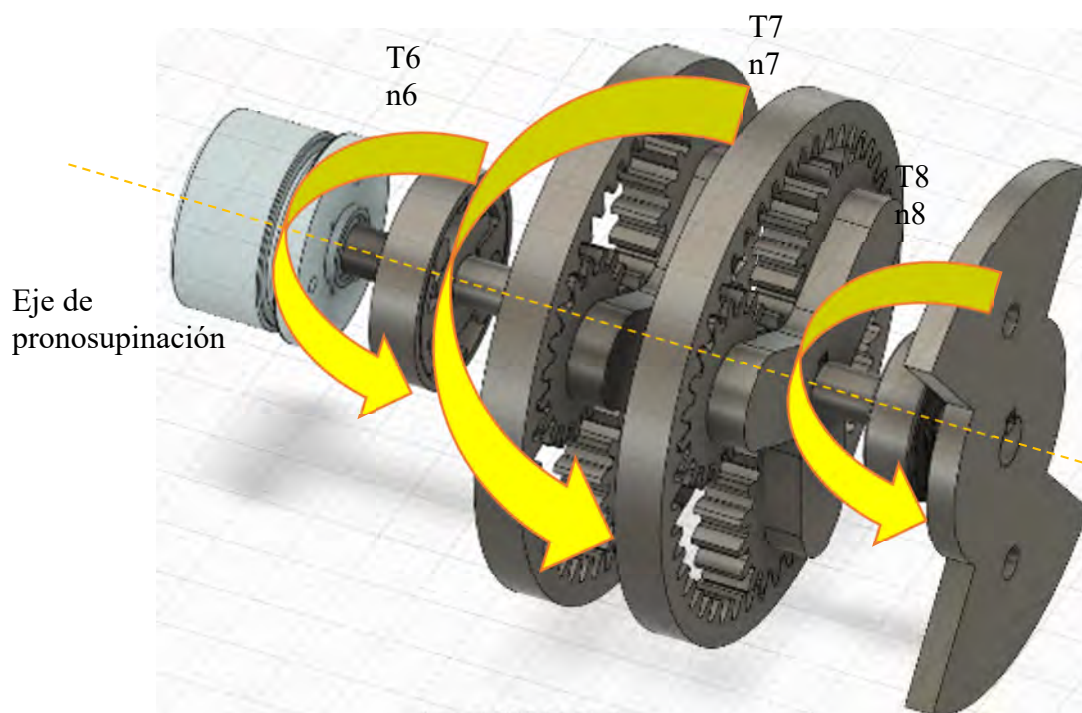


Figura 3.22. Transmisión de potencia en movimiento de pronosupinación.

Seguidamente, para proseguir con el análisis de los elementos del mecanismo de pronosupinación se hace el DCL del mismo, mostrado en la Figura 3.23, a partir del cual se hallan las reacciones en los apoyos “C” y “D” planteando equilibrio de fuerzas y momentos en los ejes “X”, “Y” y “Z”. A continuación, se muestran los valores de las reacciones:

$$- F_{Cx} = 0 \text{ N}; \quad F_{Cy} = 0 \text{ N}; \quad F_{Cz} = -76.3 \text{ N}$$

$$- F_{Dx} = 0 \text{ N}; \quad F_{Dy} = 0 \text{ N}; \quad F_{Dz} = 135.1 \text{ N}$$

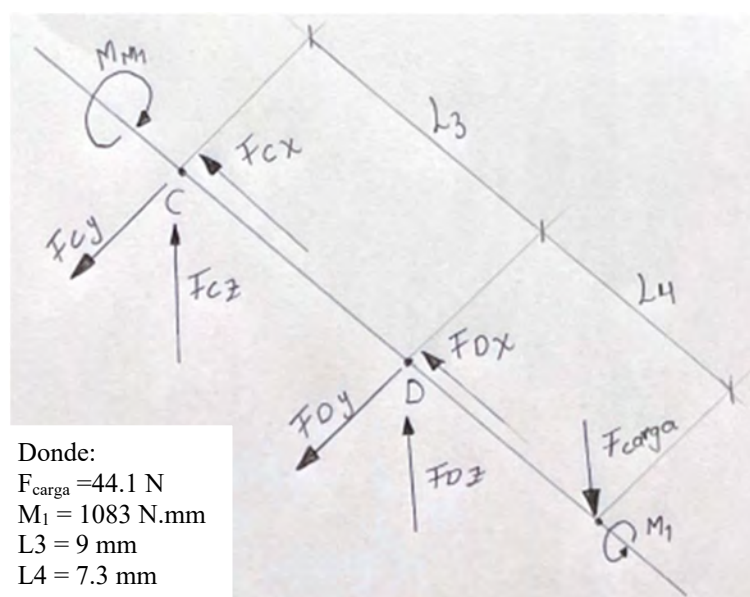


Figura 3.23. DCL mecanismo de pronosupinación.

Cálculo y verificación de engranajes

Una vez obtenidas todas las cargas que actúan sobre el mecanismo de pronosupinación, se inicia con el cálculo y diseño de engranajes cilíndricos, para lo cual se utiliza el software Autodesk Inventor 2023: Design Professional, utilizando la norma DIN 3990:1988. Para realizar dicha verificación se necesita calcular la potencia necesaria (W), la velocidad de rotación (RPM), rendimiento (η), material de cada engranaje y tiempo de vida (Lh).

Como se muestra en la Figura 3.24 se hace el análisis de engranajes cilíndricos rectos, considerando un torque de salida de 1,217 N.mm, ligeramente superior al requerido. Asimismo, se considera como velocidad de rotación 10 rpm para obtener un movimiento natural, y un tiempo de vida de 5,000 horas, ya que los planetarios necesitan un mantenimiento frecuente. Como resultado del análisis, se obtiene que factores de seguridad tanto para picaduras como para rotura de dientes son mayores al recomendado de 1.2. Por ende, con el resultado satisfactorio del cálculo, se escogen engranajes planetarios cuyo material sería el A322-5135, el cual presenta propiedades mecánicas (450 MPa como límite a la fatiga por flexión, 1140 MPa como límite a la fatiga por contacto y 206 GPa como módulo de elasticidad, según el software) que cumplen con los requerimientos para el óptimo funcionamiento de los engranajes.

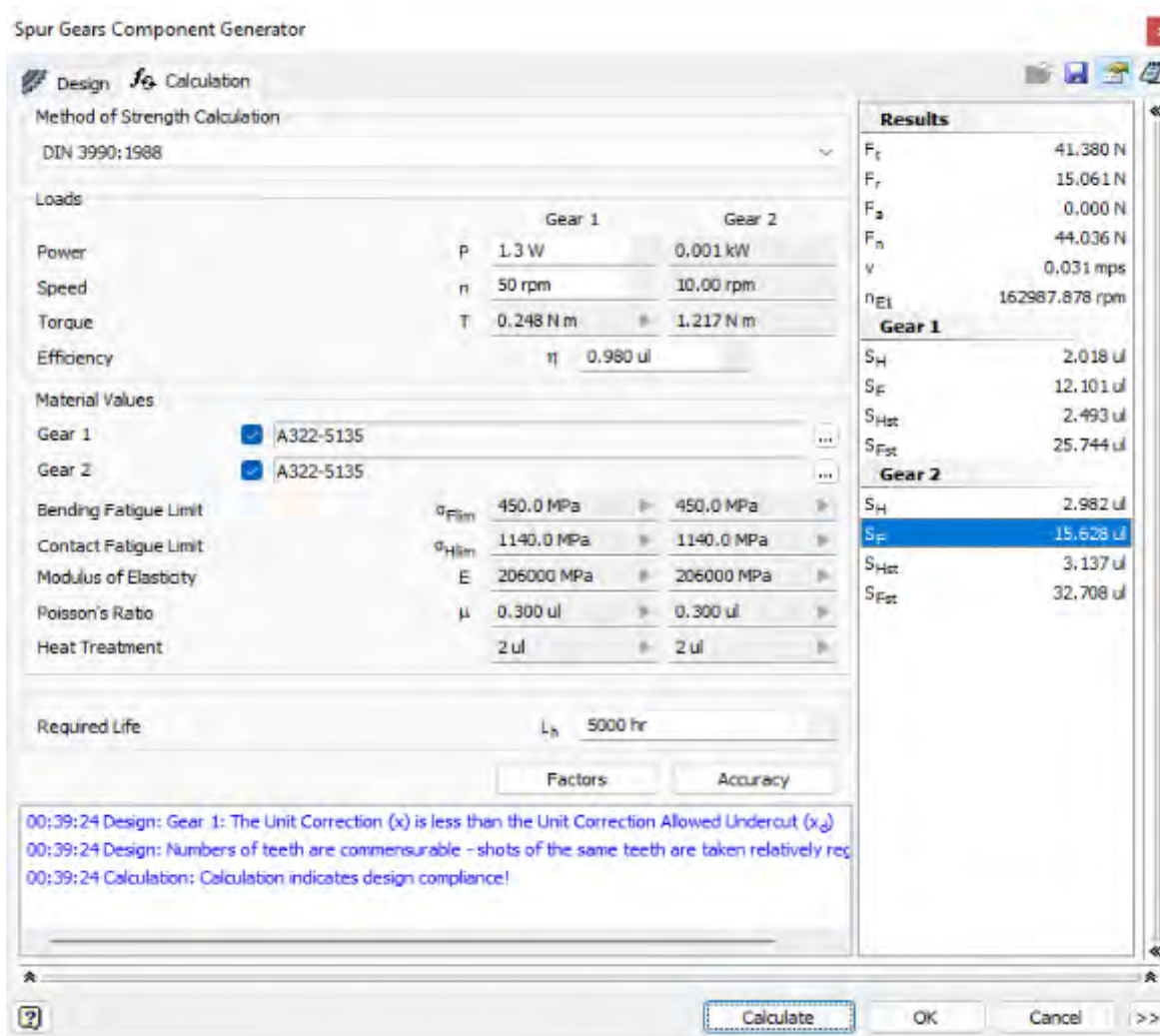


Figura 3.24. Verificación de engranajes de pronosupinación.

Cálculo y verificación de rodamientos

De igual manera se procede a realizar el cálculo de rodamientos con ayuda de la herramienta de Inventor: Desing Professional. En este software, como se muestra en la Figura 3.25, se introducen los valores de fuerza radial (F_r) y fuerza axial (F_a) obtenidas del cálculo de reacciones en los apoyos. Además, se introduce en el software una velocidad de rotación $n_8=10$ rpm, que sería la velocidad de rotación del eje en el rodamiento, y un factor de seguridad de 2. También se introduce un tiempo de vida de 20000 horas que sería el mismo de los planetarios. Es así que el rodamiento seleccionado sería un DIN 625-2Z SKF con ayuda del software.

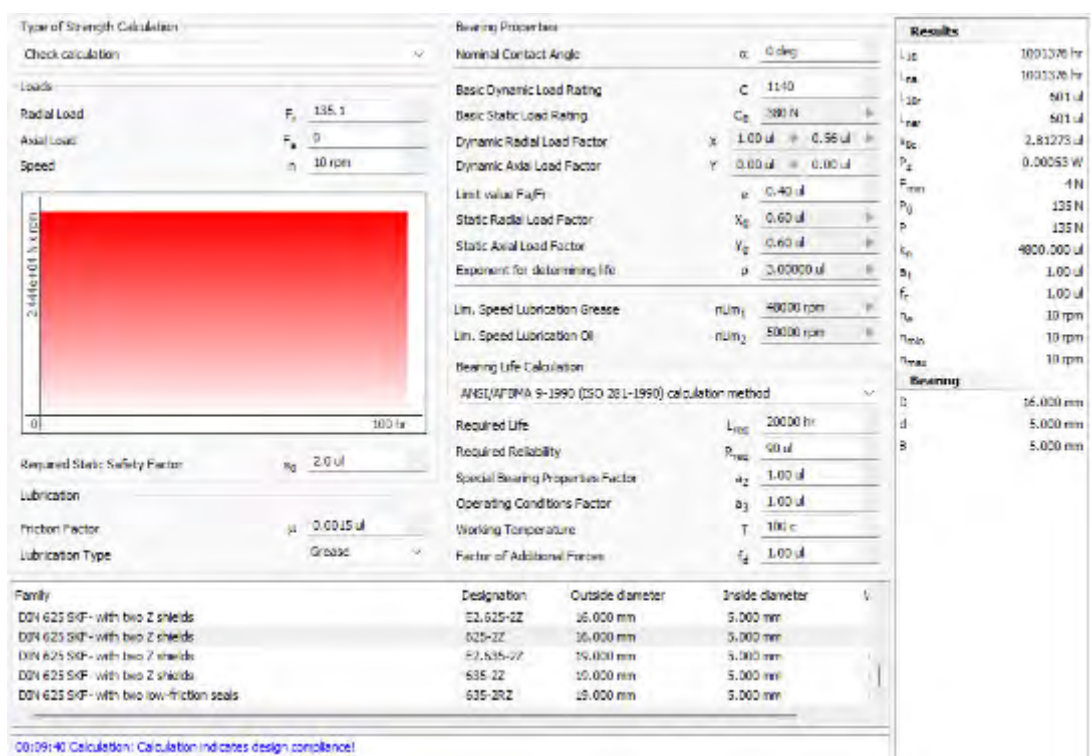


Figura 3.25. Cálculo de rodamiento de pronosupinación.

Cálculo y verificación de chavetas

Finalmente, se realiza el cálculo de la chaveta del acople mecánico (Figura 3.26), para lo cual se tiene un diámetro de eje de 5 mm, un momento a transmitir de 1083 N.mm, un ancho y una altura para la chaveta de 3 mm cada uno. Además, el material es un acero estructural St34 con límite de fluencia de 220 MPa, y se asumirá un factor de seguridad de 2.

Reemplazando en la Ecuación 3.1 y 3.2 se obtiene $l \geq 2.6$ mm, entonces se considerará una longitud de chaveta $l = 3$ mm.

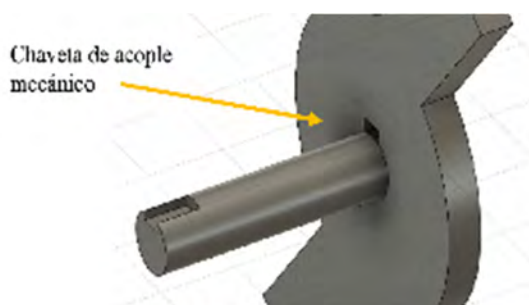


Figura 3.26. Chaveta de acople mecánico.

3.6 Soporte de cargas

En este apartado, en la Figura 3.26 se muestra el resultado de una simulación en Autodesk Inventor 2023. En dicha simulación se considera como material al ABS y, además, como propiedades del mallado: el tamaño medio del elemento igual 0.1 y el tamaño mínimo del elemento igual a 0.2. Asimismo, se expone la parte del antebrazo del dispositivo a las reacciones en los apoyos “A”, “B”, “C” y “D”, obteniendo el FS en cada parte del antebrazo. Se puede concluir entonces que los apoyos que forman parte de la unión entre antebrazo y brazo, son los que presentan la mayor concentración de esfuerzos y, debido a esto, se obtiene un factor de seguridad de 3 en esta zona, superior al recomendado 1.2.

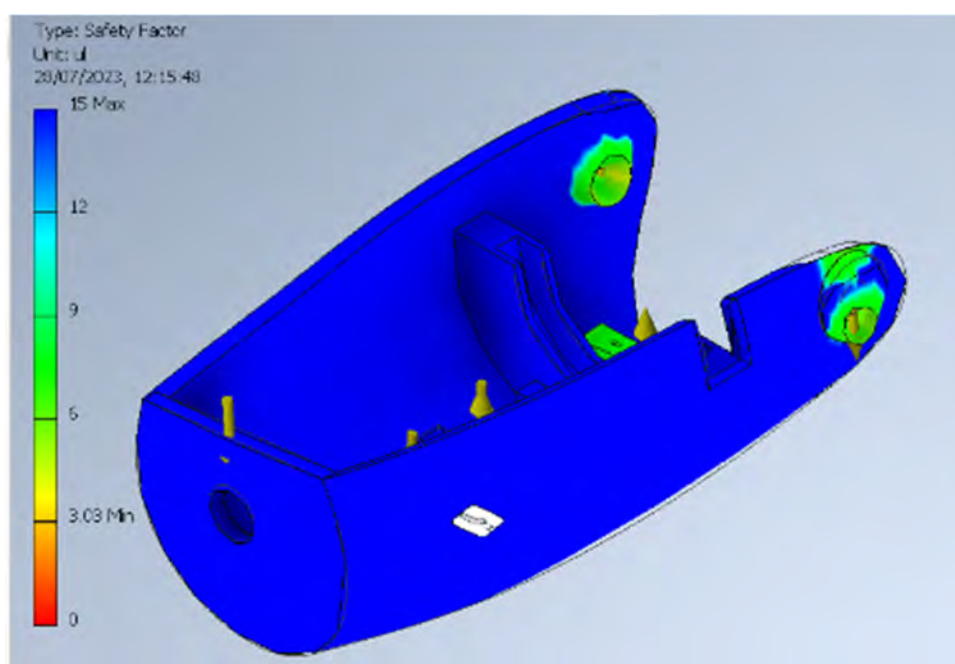


Figura 3.27. Análisis de FS del antebrazo debido a cargas en los apoyos.

3.7 Selección de motores

En esta sección se hace la selección de motores según los torques y velocidades requeridos para cada uno de los mecanismos. En primer lugar, se selecciona el actuador para el mecanismo de flexo-extensión, que está compuesto por un motor y una reducción pequeña de 16:1, el acople de ambos se muestra en la Figura 3.28.



Length	34.2 mm
Max. output power continuous	5.64 W
Power rating	5 W
Max. torque	7.38 mNm
Max. permissible speed	7500 1/min

Figura 3.28. Actuador del mecanismo de flexo-extensión.

Asimismo, durante la selección de actuador se realizó una comprobación de funcionamiento del actuador bajo las velocidades y torques requeridos como se muestra en la Figura 3.29, esto gracias a que la página web de “Maxon” brinda la herramienta para ver el punto de trabajo del actuador. Esta comprobación se hizo a un voltaje de 4.5V a una velocidad de 125 rpm y a un torque de 285 N.mm, que serán los valores de las variables de funcionamiento del motor. Como resultado de la simulación se obtiene que el actuador funcionará de manera correcta sin sobrecalentarse ni utilizar mucha corriente.

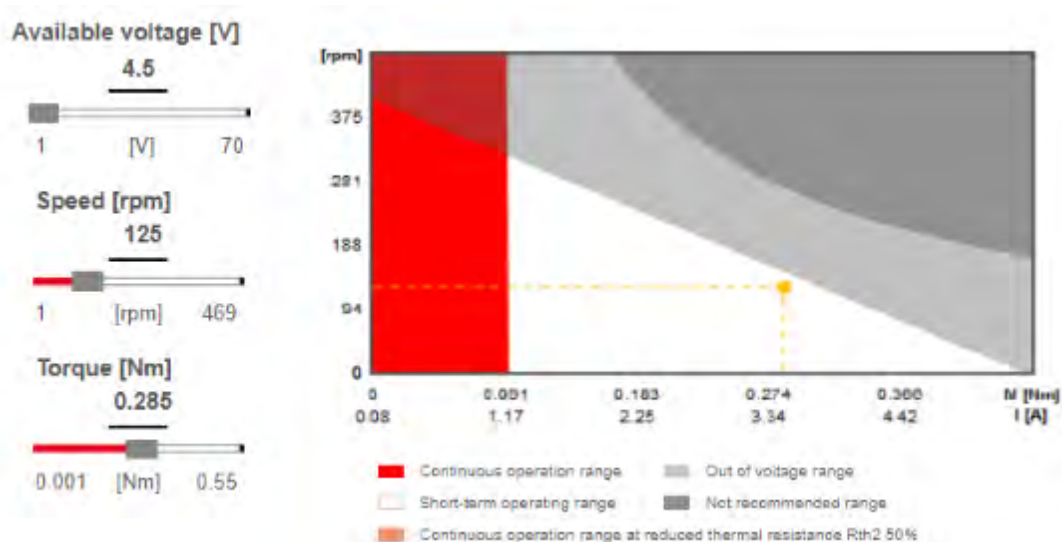


Figura 3.29. Simulación del mecanismo de flexo-extensión.

En segundo lugar, el actuador del mecanismo de pronosupinación también está compuesto por un motor y una reducción. El torque de salida máximo del actuador es 75 N.mm que es superior al torque requerido. De igual manera, la velocidad de funcionamiento del motor

sería 4250 rpm, que representa la tercera parte de la velocidad de rotación máxima del motor. Por otro lado, este actuador funciona a un voltaje de 4.8 V y tiene una potencia de 2.5 W, lo cual significa que la corriente de funcionamiento no es muy alta.



Figura 3.30. Partes del actuador del mecanismo de pronosupinación.

3.8 Modelo 3D general

Finalmente, se muestra el dimensionamiento general del dispositivo en términos mecánicos en la Figura 3.31, dentro de la cual, se aprecian los mecanismos de pronosupinación y flexo-extensión, cada uno impulsado por su actuador.

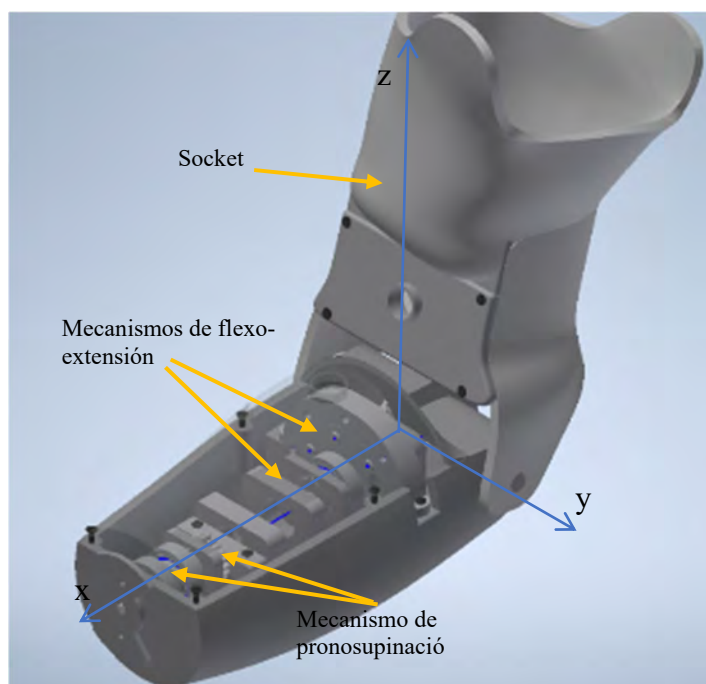


Figura 3.31. Modelo 3D General.

CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL

En el presente capítulo se abordará el desarrollo del sistema electrónico junto al sistema de control de la prótesis de codo. Por ende, en primer lugar, se describe el diagrama de flujo general y las funciones que se incorporarán en este proyecto. Posteriormente, se desarrolla el sistema de control del sistema para describir mejor el funcionamiento de la prótesis de codo. Seguidamente, se describen los componentes electrónicos que se utilizan para la adquisición de señales, para el sensado de posiciones, y para el control de los actuadores. Finalmente, se desarrolla una simulación del software para establecer los parámetros de control del sistema y un análisis del consumo de energía.

4.1 Diagrama de flujo

En esta sección se muestra el diagrama de flujo general del sistema que presenta el comportamiento de la prótesis transhumeral, el cual se muestra en la Figura 4.1 y sigue una determinada secuencia que se desarrollará en las líneas siguientes. Esta secuencia inicia con el encendido del dispositivo por parte del usuario. Una vez encendida la prótesis transhumeral se leen las señales EMG obtenidas a través de los electrodos y se determina la posición deseada por el usuario. Seguidamente, el controlador maestro envía los ángulos de referencia y las señales de activación a los controladores secundarios, tanto al de la prótesis de mano como al de la prótesis de codo. Finalmente, se espera la señal de apagado que también será introducida por el usuario y de esta manera culmina el funcionamiento de la prótesis.

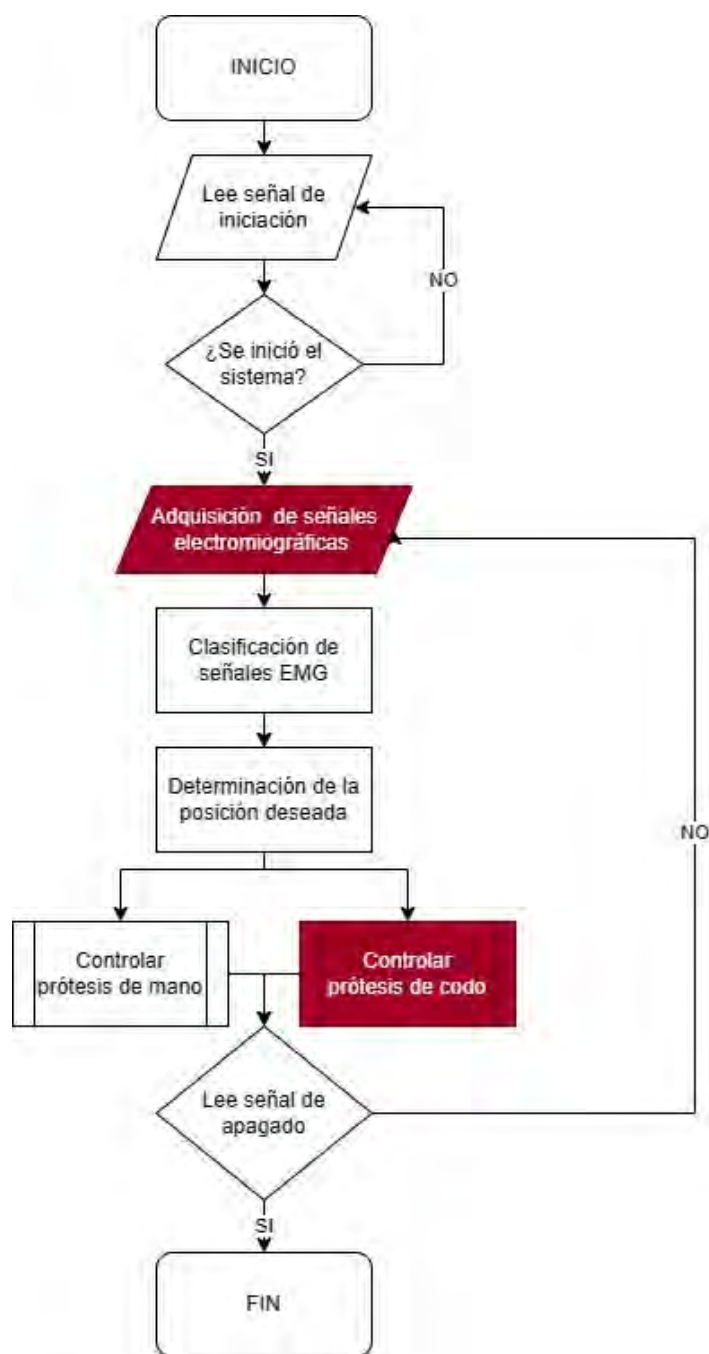


Figura 4.1. Diagrama de flujo general de la prótesis transhumeral.

Asimismo, en este proyecto, que solo comprende el segmento protésico de codo, se desarrolla la función “controlar la prótesis de codo” y el proceso de “adquisición de señales EMG” de los músculos residuales, ya que la clasificación de las señales EMG y determinación de la posición lo hará el controlador maestro. En esa línea, se desarrolla el diagrama de flujo de la función “controlar prótesis de codo” mostrado en la Figura 4.2 y, posteriormente, en la Figura 4.3, se presentan las etapas que se realizan para la adquisición de las señales EMG.

Por un lado, la función “controlar prótesis de codo” se encarga de leer la señal de activación y obtener los ángulos de referencia de posición del codo provenientes del controlador maestro. Posteriormente, accionar los actuadores para llegar a la posición deseada y, finalmente, esperar la señal de apagado.

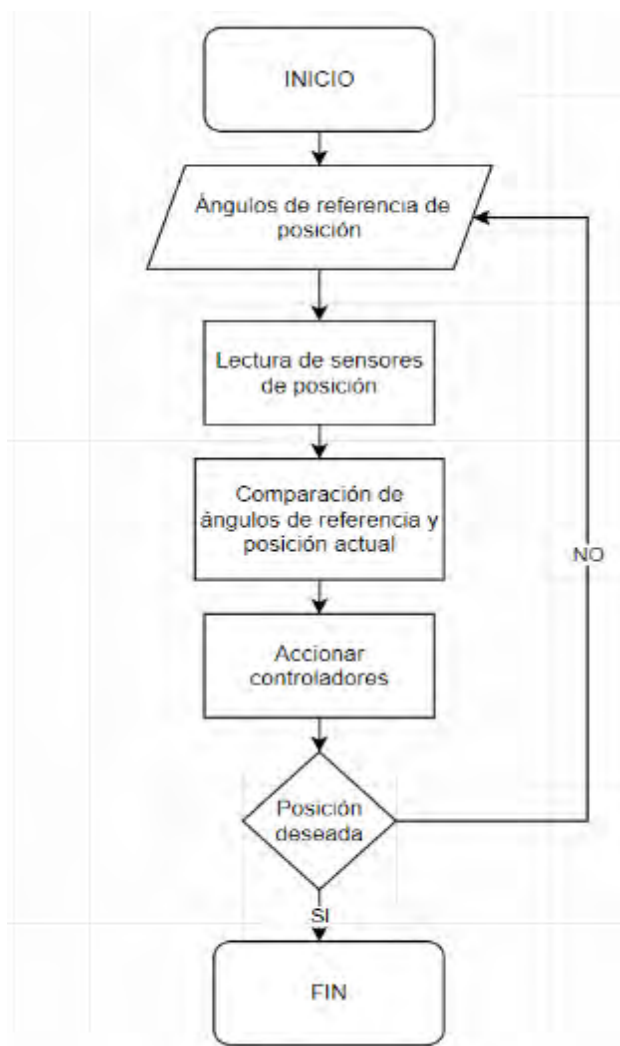


Figura 4.2. Diagrama de flujo de controlar prótesis de codo.

En la misma línea, la adquisición de las señales mioeléctricas, como se muestra en la Figura 4.3, es un proceso que consta de 3 etapas: amplificación, filtrado y rectificación, que es necesario para condicionar la señal antes de ser enviada a un conversor ADC para su posterior clasificación (Salman et. al., 2012).



Figura 4.3. Etapas de adquisición de señal EMG.

4.2 Sistema de control

Como se mencionó en el subcapítulo anterior, únicamente desarrollaremos los procesos de adquisición de señales EMG y de control de la prótesis a partir de la función “controlar prótesis de codo”, los cuales guardan relación entre sí tal cual se muestra en la Figura 4.4.

En esta línea, una vez adquiridas las señales EMG de los electrodos colocados en los músculos residuales del usuario, estas se envían al controlador maestro el cual devuelve como instrucción la posición de referencia del codo, es decir, el ángulo de flexo-extensión y el de pronosupinación, así como la señal de encendido que activará la prótesis de codo. Del mismo modo, el controlador secundario de la prótesis de codo le informará al controlador maestro que ya se han realizado los movimientos deseados por el usuario alcanzando la posición deseada y, de esta manera, se vuelve a iniciar el proceso. Este sistema de control consta de sensores, microcontrolador, controlador de motores (drivers) y motores DC. En primer lugar, los sensores de posición de pronosupinación (PS) y flexo-extensión (FE) envían información sobre la posición angular al controlador secundario, y este determina si se llegó a la posición de referencia proveniente del controlador maestro. Seguidamente, el controlador secundario manda señales a los operadores de motores DC, los cuales activan

los motores DC y, a su vez, a los mecanismos “PS” y “FE” haciendo que la prótesis de codo alcance las posiciones deseadas.

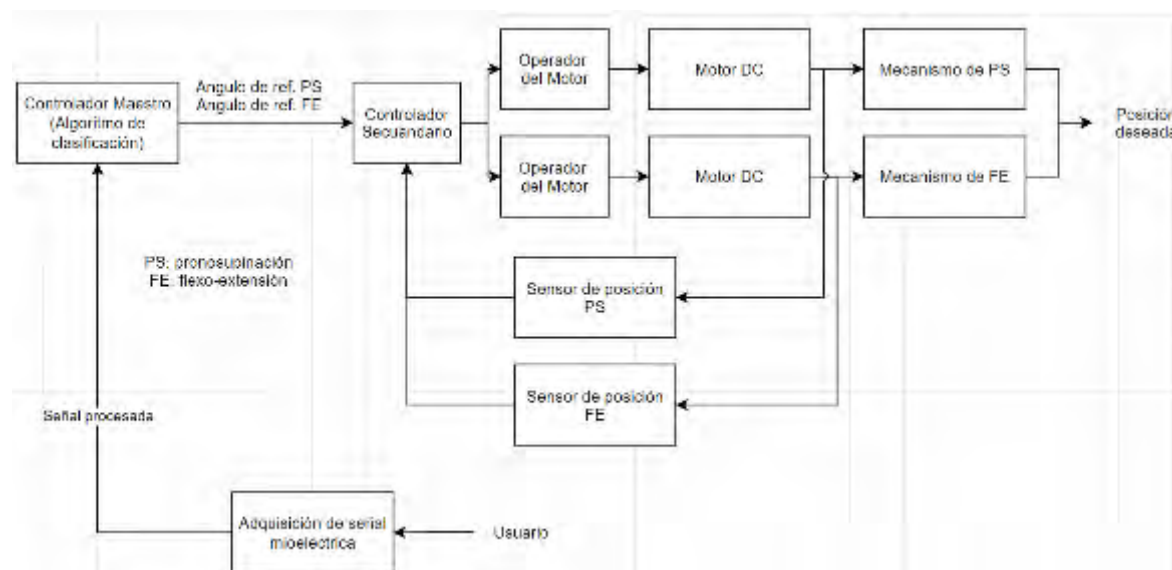


Figura 4.4. Diagrama de bloques del sistema de control.

A continuación, se describe el tipo de componentes a usar para los diferentes procesos del sistema de control para, después, hacer una selección analizando diferentes criterios.

4.2.1 Adquisición de la señal EMG

La adquisición de las señales mioeléctricas es un proceso por el cual se registran las diferencias de voltaje en los músculos residuales por medio de electrodos para, posteriormente, pasar por un procesamiento y determinar la intención del usuario. Este proceso se realiza en 3 etapas como se muestra en la Figura 4.3. para finalmente enviar la señal al controlador maestro que se encargará de la clasificación de señales. Es así que, se optó por desarrollar un circuito electrónico analógico que sea capaz de realizar las 3 etapas del proceso, ya que esto reducirá el costo del proyecto y podrá ser diseñado según los requerimientos de tamaño. Por lo tanto, se utiliza el modelo mostrado en la Figura 4.5 como referencia, ya que en este se pueden apreciar las distintas etapas a implementar: amplificación, filtrado y rectificación.

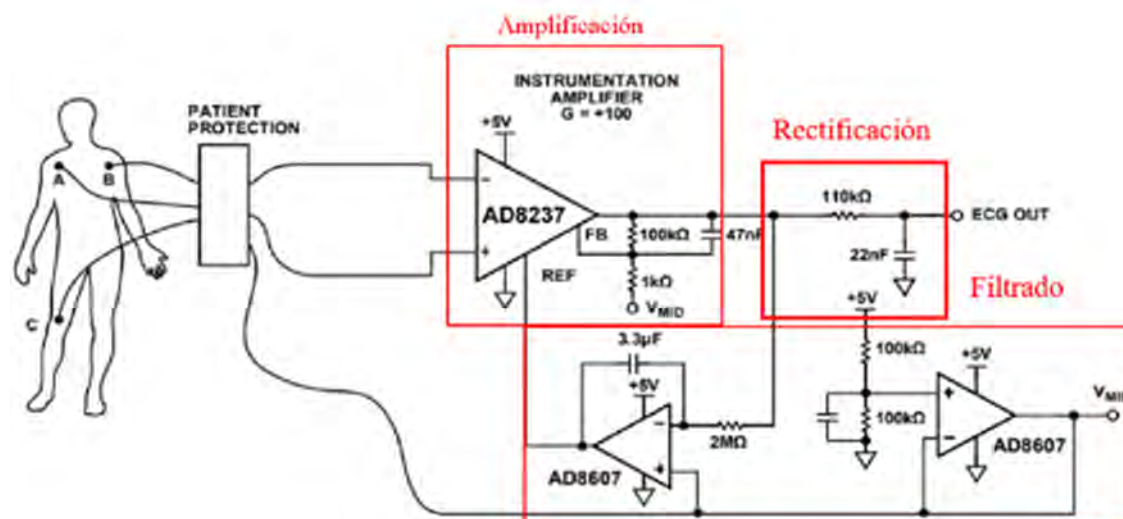


Figura 4.5. Circuito de adquisición.

Amplificación

En esta etapa se amplifica la señal obtenida de los electrodos colocados en el paciente, para esto se utilizará el amplificador operacional, el cual será capaz de amplificar la señal requerida entre un rango de 1 a 1000 de ganancia. De este modo, tomando en cuenta que los valores de amplitud pico a pico de las señales mioeléctricas están entre 0 y 10 mV (Salman et. al., 2012), se garantiza que la señal salida de esta etapa esté en Voltios. Asimismo, también se considera que amplificador operacional sea capaz de soportar 5 V como voltaje de alimentación, ya que será el voltaje que se utilizará en todo el sistema. De esta manera, se presentan 2 alternativas en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1. Comparación de amplificadores operacionales.

Características	AD8237	AD620
Voltaje	1.8 - 5.5 V	2.3 - 18 V
Dimensiones	5.15 x 3 mm	11 x 7.15 mm
Ganancia	1-1000	1-1000
Rendimiento _{min}	106 dB	95 dB
# de fuente de alimentación	1	2
Costo	S/. 20	S/. 20

Se opta por elegir el amplificador operacional AD8237 mostrado en la Figura 4.6, debido a que satisface los requerimientos y, además, resalta su rendimiento frente al otro circuito y que solo será necesaria una fuente de alimentación. De esta manera, se procede a seleccionar la ganancia y las resistencias que se utilizarán para la etapa de preamplificación. Por lo tanto,

se define una ganancia “G” de 200 para obtener señales entre 0 y 2 V a la salida de esta etapa; y, según la fórmula de ganancia, resaltada en el rectángulo rojo, se selecciona la resistencia R1 igual a 200 kΩ y la resistencia R2 igual a 1 kΩ, obteniendo así una ganancia de 200.

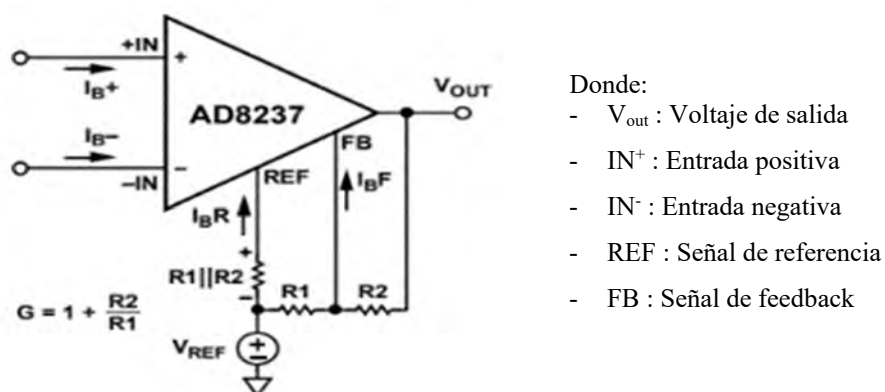
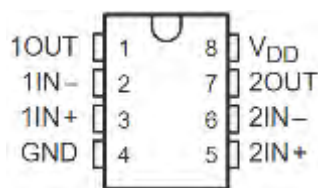


Figura 4.6. Circuito integrado AD8237.

Filtrado

En esta etapa se filtra la señal por medio de un filtro pas a alto y uno pasa bajo para solo obtener la señal EMG que se encuentra dentro de un rango de frecuencia de 0 y 500 Hz. Empero, el rango con más energía e información se encuentra entre 50 y 150 Hz, los cuales serán parámetros a considerar para el desarrollo de los filtros (Salman et. al., 2012). Para empezar, se diseña el filtro pasa alto, el cual tiene dos funciones: eliminar el offset de la señal de salida y eliminar las frecuencias de la señal que se encuentren por debajo de la frecuencia de corte del filtro pasa alto, para lo cual se escoge una frecuencia de corte de 30 Hz. Seguidamente, el filtro pasa bajo tiene la función de eliminar las frecuencias que se encuentran por encima de la frecuencia de corte del filtro pasa bajas, por lo cual se escoge una frecuencia de corte de 230 Hz. Finalmente, ambos filtros irán de la mano con amplificadores operacionales, permitiendo así que las etapas de filtrado y amplificación final vayan de la mano y se ahorre espacio en el diseño. De esta manera, para el filtrado de la señal, siguiendo las recomendaciones del fabricante, se utiliza el circuito integrado TLC272 mostrado en la Figura 4.7, el cual nos da la facilidad de emplear los dos filtros utilizando un solo circuito integrado y la posibilidad de aumentar la ganancia en caso se requiera.



Donde:

- 1OUT: Salida señal 1
- 2OUT: Salida señal 2
- GND: Tierra
- $\frac{1}{2}$ IN: Entradas 1/2

Figura 4.7. Circuito integrado TLC272.

Seguidamente, se calculan las resistencias y los capacitores de los filtros pasa alto y pasa bajo mostrado en la Figura 4.8, según la Ecuación 4.1 y los valores de frecuencia de corte establecidos anteriormente. Con este fin, se considera un capacitor de 0.1 μ F para el cálculo de ambos filtros, con lo cual se procede a calcular el valor de las resistencias y se obtiene: $R_1 = 53.8 \text{ k}\Omega$ y $R_2 = 7 \text{ k}\Omega$.

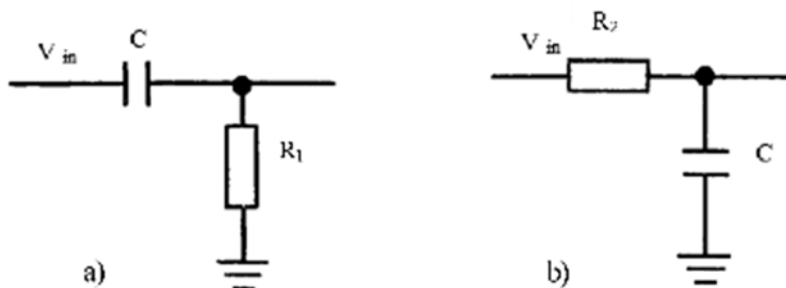


Figura 4.8. a) Filtro pasa alto y b) Filtro pasa bajo.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.1)$$

Rectificación

En esta última etapa de rectificación se utiliza un rectificador con filtro capacitivo con el fin de obtener voltajes positivos con un rizado, esto debido a que los microcontroladores solo leen voltajes mayores a 0. Por lo tanto, lo que se utiliza es un Diodo 1N4001, una resistencia y un capacitor conectados a la salida de la etapa de filtrado y a tierra como se muestra en la Figura 4.9.

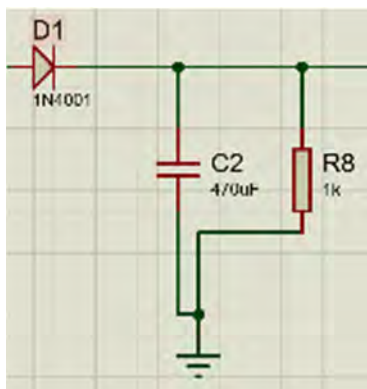


Figura 4.9. Etapa de rectificación

Simulación del circuito completo.

Finalmente, se realiza la simulación del circuito implementado usando el software de automatización de diseño electrónico “Proteus”, como se muestra en la Figura 4.10, para lo cual se utiliza un amplificador AD620N, debido a que en este software no se encuentra el circuito integrado AD8237 y ambos presentan un comportamiento similar; la única diferencia es que el AD620N tiene que ser alimentado con dos fuentes.

En primer lugar, se realiza una simulación en la cual tenemos dos señales de entrada que simulan las señales obtenidas a través de los electrodos, los cuales están pegados en los músculos residuales. Estas dos señales de entrada son de 5mV y 2mV, y de 220 Hz y 60 Hz, respectivamente, que, al pasar por la etapa de amplificación y filtrado, se obtiene como resultado la señal mostrada en la Figura 4.11. Como se aprecia en esta imagen, simplemente se ha amplificado la diferencia entre las dos señales de entrada mas no se ha alterado por la etapa de filtrado, ello debido a que ambas señales se encuentran dentro del ancho de banda que se considera para leer las señales EMG.

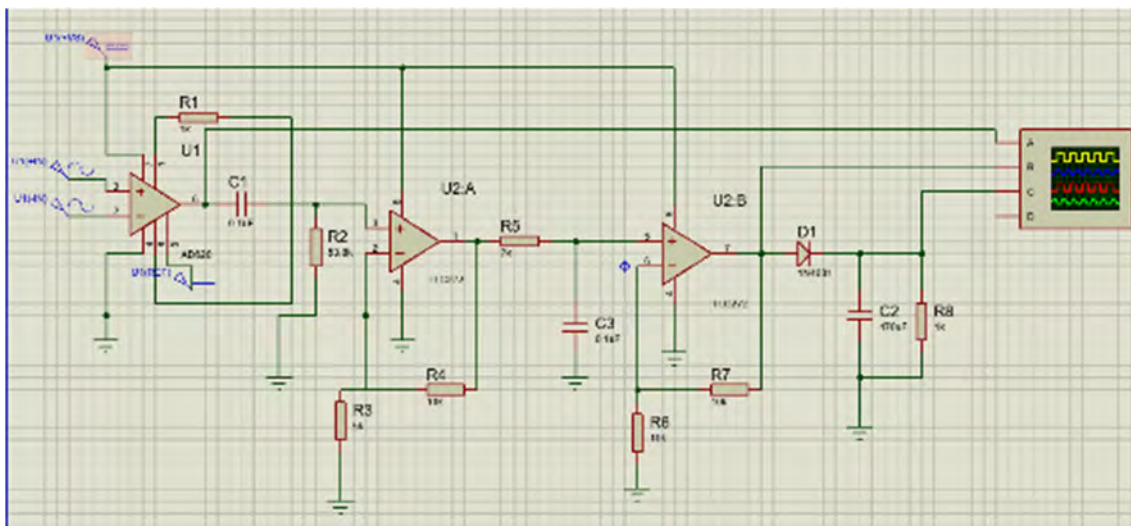


Figura 4.10. Modelo del sensor en Proteus.

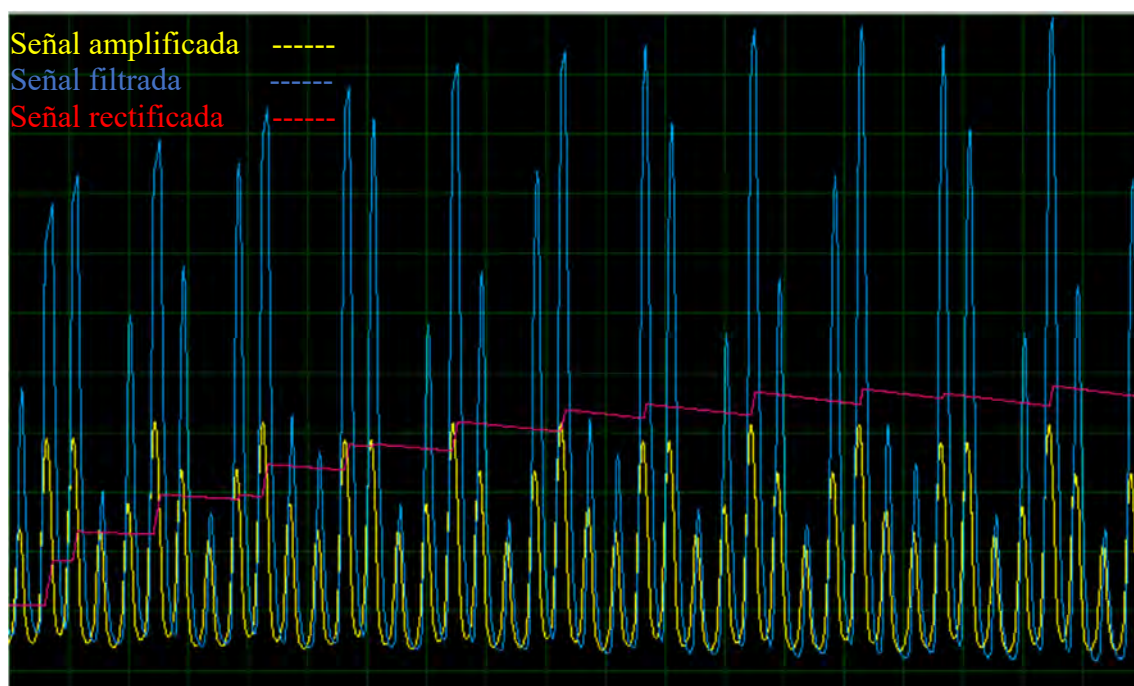


Figura 4.11. Resultados de la simulación 1.

Luego, se realiza una segunda simulación, pero esta vez la señal de 2mV tiene una frecuencia de 500 Hz. Es así que, como se evidencia en la Figura 4.12, la señal de salida si es alterada por los filtros, ya que se obtienen una salida con una frecuencia de 220 Hz aproximadamente, pero con algunas pequeñas alteraciones. De esta manera, se puede concluir que el circuito implementado para la adquisición de las señales EMG funciona correctamente.

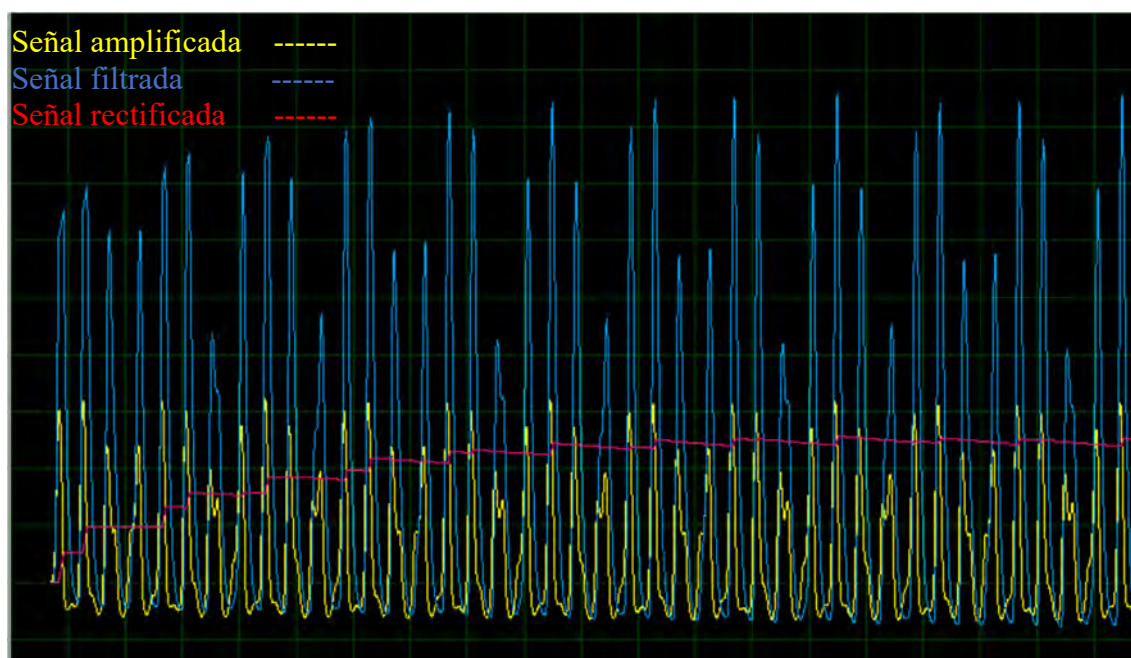


Figura 4.12. Resultados de la simulación 2.

4.2.2 Dispositivos para el sistema de control

En esta sección se seleccionan los dispositivos que se usarán para el sistema de control. Por una parte, tenemos al microcontrolador, que se encarga de controlar los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación. Este procesa las señales y envía señales a los operadores de motores DC, los cuales facilitan el trabajo del microcontrolador y otorgan la potencia necesaria a cada motor DC.

Selección del operador de motor DC

En este caso, se usará un puente H como operador de motor DC, debido a que son ampliamente usados en robótica pues permiten un control del sentido y velocidad de rotación de un motor DC (Özer et. al., 2017); este circuito es mostrado en la Figura 4.13. Además, estos drivers están disponibles en circuitos integrados y un precio accesible, lo cual los hace la mejor opción para controlar los motores DC.

Los criterios a tomar en cuenta para la selección del operador de motor son los siguientes: voltaje de alimentación, voltaje lógico, capacidad de corriente, dimensiones y costo. De esta forma, en la Tabla 4.2 se muestran los posibles drivers que satisfacen los requerimientos y, además, que pueden controlar dos motores DC.

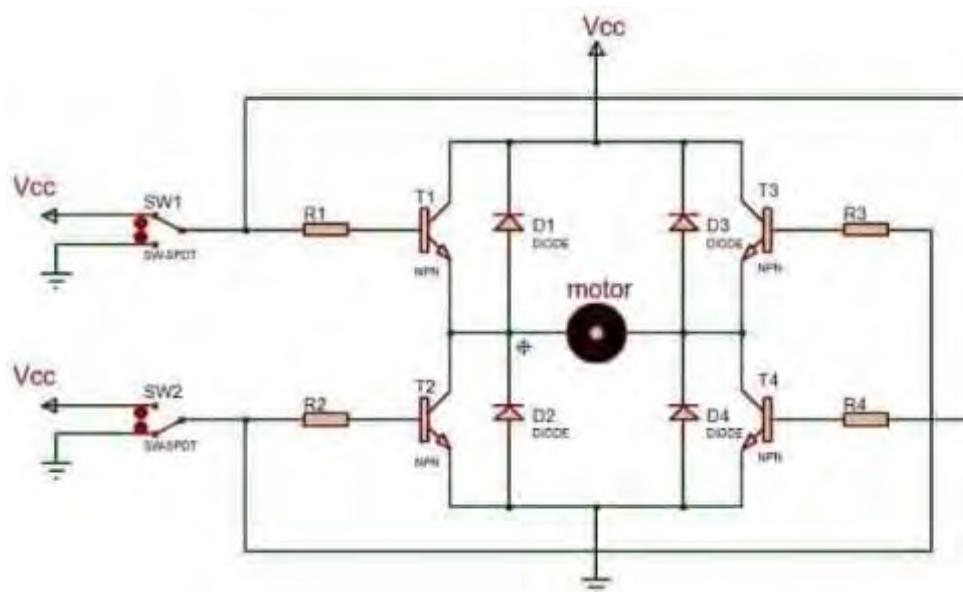


Figura 4.13. Circuito de un puente H.

Tabla 4.2. Comparación de operadores de motor DC por puente H.

Modelo de operador de motor	Requisitos	Mini puente H L298N	TB6612FNG	HG7881
Voltaje de alimentación	7.4 V	2 - 10 V	4.5 - 13.5 V	2 - 12 V
Voltaje lógico de control	5 V	1.8 - 7V	0 - 5 V	5 V
Capacidad de corriente	>1 A	1.5 A	3 A	800 mA
Dimensiones	Mínimas posibles	24.7 x 21 mm	20 x 20 mm	29.2 x 23 m5m
Costo	Mínimo posible	S/. 10	S/. 20	S/. 30

Se selecciona el operador de motor TB6612FNG, ya que resalta por su capacidad de corriente y su tamaño frente a los otros. Además, posee un precio accesible y, los rangos de voltaje de alimentación y control satisfacen los requisitos.

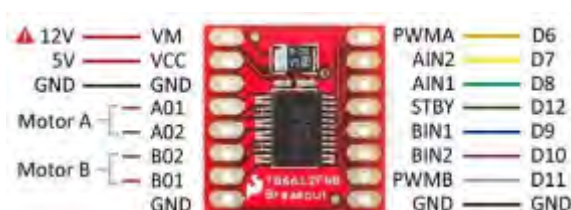


Figura 4.14. Driver TB6612FNG⁶.

⁶ Fuente: <https://leantec.es/tienda/controlador-tb6612fng-motor-dc-pap-driver-stepper-puente-h-tb6612/>

Selección del microcontrolador

El microcontrolador será el encargado de recibir las señales de los sensores y del controlador maestro, así como enviar señales al controlador de motor DC por medio de salidas PWM. Por lo tanto, para la selección del microcontrolador se tendrán en cuenta las entradas analógicas, puertos I/O y las salidas PWM, asimismo, se considerará el voltaje de entrada, dimensiones, peso y costo. Sobre la base de estos requisitos se identifican 3 microcontroladores, cuyas características se muestran en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3. Comparación entre microcontroladores.

Criterios de selección	Requisitos	Arduino Mini pro (5V)	Arduino Nano	Arduino Lilypad
Voltaje de alimentación	5 V	5 - 12 V	7 - 12 V	2.7 - 5.5 V
Voltaje lógico de control	5 V	5 V	5 V	5 V
Capacidad de corriente	50 mA	40 mA	40 mA	40 mA
Canales PWM	2	6	6	5
Puertos I/O	4	8	8	9
Entradas Analógicas	2	6	6	6
Dimensiones	Mínimas posibles	30 x 18 mm	45 x 18 mm	Ø 50 mm

Se opta por el Arduino Mini-pro, mostrado en la Figura 4.15, como microcontrolador para desarrollar este proyecto, puesto que cumple con la mayoría de requerimientos y destaca ante los demás por el tamaño del mismo. Asimismo, este microcontrolador cuenta con una interfaz *open-source* que facilitará la programación.

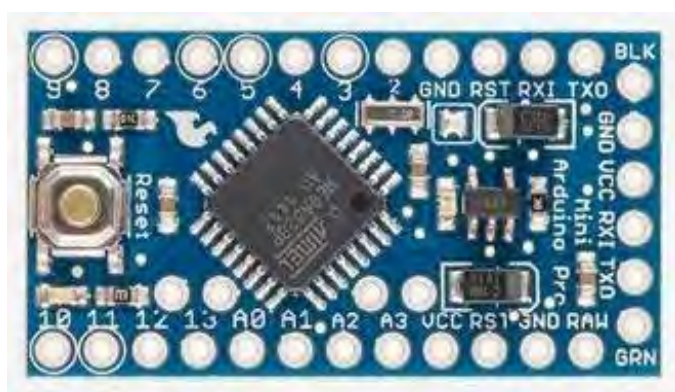


Figura 4.15. Microcontrolador Arduino Mini-pro de 5V⁷.

⁷ Fuente: [Arduino - ArduinoBoardProMini](#)

4.2.3 Selección de sensores

Los sensores de posición (*encoders*) serán los encargados de enviar información sobre la posición angular, la cual será necesaria para determinar los ángulos de flexo-extensión y pronosupinación que tendrá la prótesis de codo, y así hacer un control en lazo cerrado. En esa línea, se consideran como requisitos el voltaje de alimentación, el tiempo de muestreo y la comunicación para la selección de sensores. Con estos requisitos se procede a realizar la comparación entre dos sensores de posición, como se muestra en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4. Comparación entre sensores de posición.

Criterios de selección	Requisitos	AS5130	IGMI
Voltaje de alimentación	5 V	5 V	4.5 - 24 V
Tiempo de muestreo	5 V	1.15 us	Analógica
Comunicación	Analógica/PWM	PWM	

Se opta por elegir el sensor AS5047D, mostrado en la Figura 4.16, como sensor de posición para el desarrollo de la prótesis de codo, puesto que permite una sencilla lectura de datos por parte del microcontrolador por su comunicación PWM.



Figura 4.16. Circuito integrado AS5047D.

4.2.4 Diagrama de conexiones

En este apartado, en la Figura 4.17 se muestra el diagrama de conexiones que se realizan entre el microcontrolador (Arduino Mini Pro 5V), el sensor de posición (AS5047D), el controlador de motores DC (TB6612FNG), motores DC y la comunicación con el controlador maestro a través de los puertos seriales.

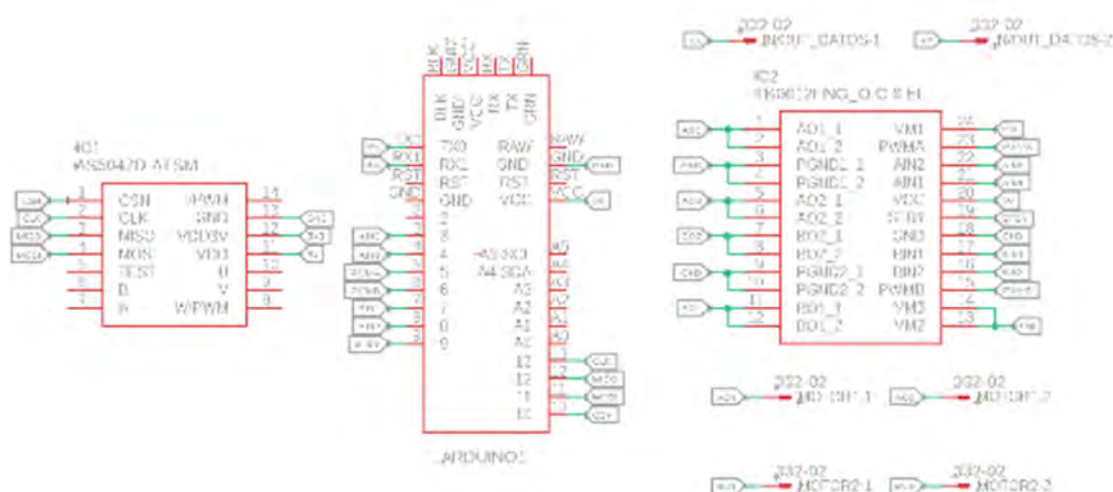


Figura 4.17. Diagrama de conexiones.

4.3 Simulación por software

La simulación se hace a través del software Simulink de Matlab. Para lo cual, se realiza el modelamiento matemático de los mecanismos de pronosupinación y flexo-extensión. Una vez obtenido el modelo de la planta de cada mecanismo se procede a estimar los parámetros de los controladores PID para cada uno tomando en cuenta el tiempo de respuesta de establecimiento y el error en estado estable. Finalmente, se muestran los resultados de la simulación obtenidos a través del software.

Simulación del movimiento de flexo-extensión

En este apartado se realizará el modelamiento de la planta que está conformada por el motor DC, la transmisión del mecanismo y el codo protésico. Por ende, se determina primero el modelo del motor DC mostrado en la Figura 4.18. La Ecuación 4.2 representa el modelo matemático del motor DC, cuyos parámetros se muestran en la Tabla 4.5.

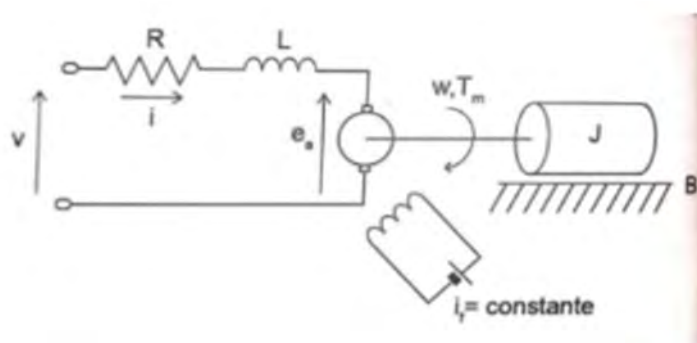


Figura 4.18. Esquema de control de un motor DC.

$$\frac{K_m}{R_a * J_m} * V - \frac{T_l}{J_m} = \theta'' + \left(\frac{K_b * K_m}{R_a * J_m} + \frac{B_m}{J_m} \right) \theta' \quad (4.2)$$

Tabla 4.5. Parámetros del modelo matemático del motor DC

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor	Observación
Voltaje de entrada del motor	V	Voltaje	variable	Parámetro de entrada para controlar el motor
Resistencia del terminal	Ω	Ohmios	0.831	Valor obtenido de la hoja de datos del motor
Inductancia del rotor	H	Henrios	0.045×10^{-3}	Valor obtenido de la hoja de datos del motor
Par del motor	Tm	N.mm	variable	Valor obtenido de la hoja de datos del motor
Inercia del motor	J	Kg m ²	0.267×10^{-6}	Valor obtenido de la hoja de datos del motor
Constante de fricción del motor	B	Nms	0.7×10^{-6}	Se obtiene de la división de la corriente sin carga entre la velocidad sin carga multiplicado la constante de torque
Par de carga	Tl	N.mm	variable	Es una variable que representa el torque que será necesario para mover la carga
Constante de fuera contra electromotriz	Kb	V s ⁻¹	6.68×10^{-3}	Determinado a partir de hoja de datos del motor
Constante de torque	Km	Nm A ⁻¹	6.58×10^{-3}	Valor obtenido de la hoja de datos del motor
Ángulo de giro del motor	θ_1	°	variable	Representa la variable a controlar

De la misma manera, se determina la ecuación modelo matemático del mecanismo de flexo-extensión (Ecuación 4.3) mostrado en la Figura 4.19, cuyos parámetros se muestran en la Tabla 4.6, dando a conocer los valores, unidad y descripción de los mismos.

$$(J_2 + n^2 * J_1) \theta_2'' = n * T_l - T_f \quad (4.3)$$

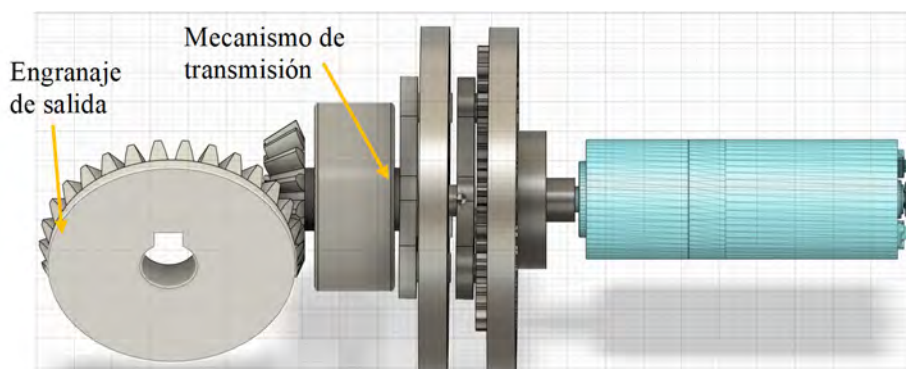


Figura 4.19. Mecanismo de flexo-extensión.

Tabla 4.6. Parámetros del modelo matemático del mecanismo de flexo-extensión

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor	Observación
Relación de Reducción	n	-	800	Relación de transmisión de todo el mecanismo
Inercia del mecanismo de transmisión	J1	kg m ²	28.75 x 10 ⁻⁶	Sumatoria de los momentos de inercia de las partes que forman el mecanismo de transmisión
Inercia del engranaje cónico de salida	J2	kg m ²	9 x 10 ⁻⁶	Inercia del engranaje cónico de salida determinado en Inventor
Ángulo de giro de salida	Θ2	°	variable	Ángulo de salida
Par del movimiento de flexo-extensión	T1	N.mm	variable	Torque necesario para realizar el movimiento de flexo-extensión

Del mismo modo, basándose en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 4.20, se desarrolla la ecuación que describe el comportamiento del codo protésico (Ecuación 4.4), mientras que en la Tabla 4.7 se listan los parámetros y valores correspondientes.

$$\Theta_3''(Jb + M * 9.8 * r_1^2) = Tf - (M * r_1 + m * r_2) * 9.8 * \text{sen}(\Theta_3) \quad (4.4)$$

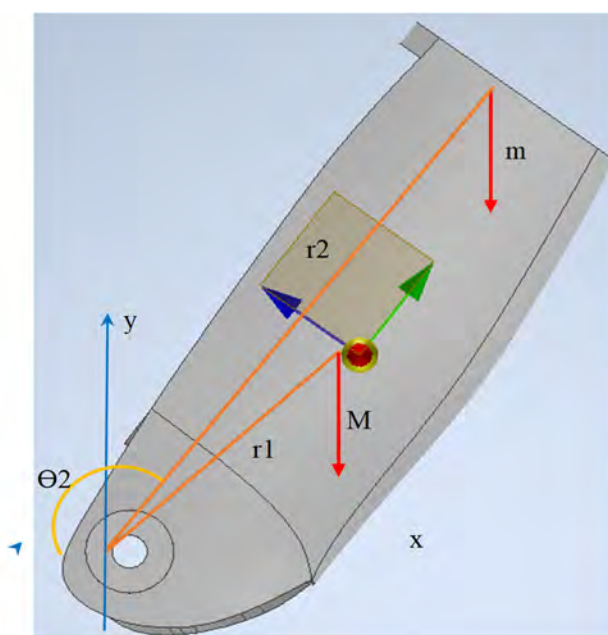


Figura 4.20. Diagrama de cuerpo libre del codo protésico.

Tabla 4.7. Parámetros de la ecuación de movimiento de flexo-extensión

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor	Observación
Masa del codo protésico	M	kg	1.5	Obtenida del software Inventor
Radio de circunferencia que describe el C.M.	r1	m	90×10^{-3}	Obtenido del software Inventor
Masa de la carga	m	kg	4.5	Carga considerada para el diseño de la prótesis
Radio de circunferencia de la carga	r2	m	200×10^{-3}	Obtenido del software Inventor
Inercia de codo protésico	Jb	kg m ²	9383.7×10^{-6}	Obtenido del software Inventor

Asimismo, la Ecuación 4.5 corresponde a la relación entre los ángulos del sistema de transmisión.

$$\Theta_1 = 800 * \Theta_2 = 800 * \Theta_3 \quad (4.5)$$

Finalmente, reemplazando las ecuaciones 4.3, 4.4 y 4.5 en la Ecuación 4.2 se obtiene la Ecuación 4.6 que describe la ecuación diferencial que representa el comportamiento de la planta. Sobre esta ecuación se desarrollará el controlador PID fraccionario mostrado en la Figura 4.21, para lo cual es necesario aplicar una linealización por retroalimentación. Esto debido a que la Ecuación 4.6 no es lineal, y no es conveniente linealizarla por Laplace porque Θ_2 varía en un rango de 0° a 140° . Asimismo, el controlador PID fraccionario lee el error entre el valor de referencia, recibido del controlador maestro, y el ángulo de flexo-extensión leído por el sensor de posición seleccionado.

$$37 * V = 108.77 * \Theta_2'' + 198.1 * \Theta_2' + 6 * 10^{-5} * \text{sen}(\Theta_2) \quad (4.6)$$

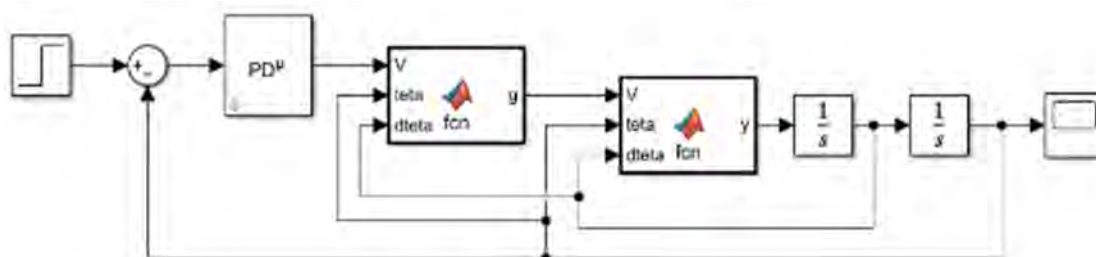


Figura 4.21. Esquema de la planta con un controlador PID.

La ventaja de aplicar una linealización por realimentación es que, con el controlador PID fraccionario, se puede controlar de una manera más precisa el tiempo de establecimiento y el sobre impulso que se desea obtener. Es así que en la Figura 4.22 se muestran los resultados de la simulación obteniendo un tiempo de establecimiento de 4.5 segundos para el movimiento de flexo-extensión.

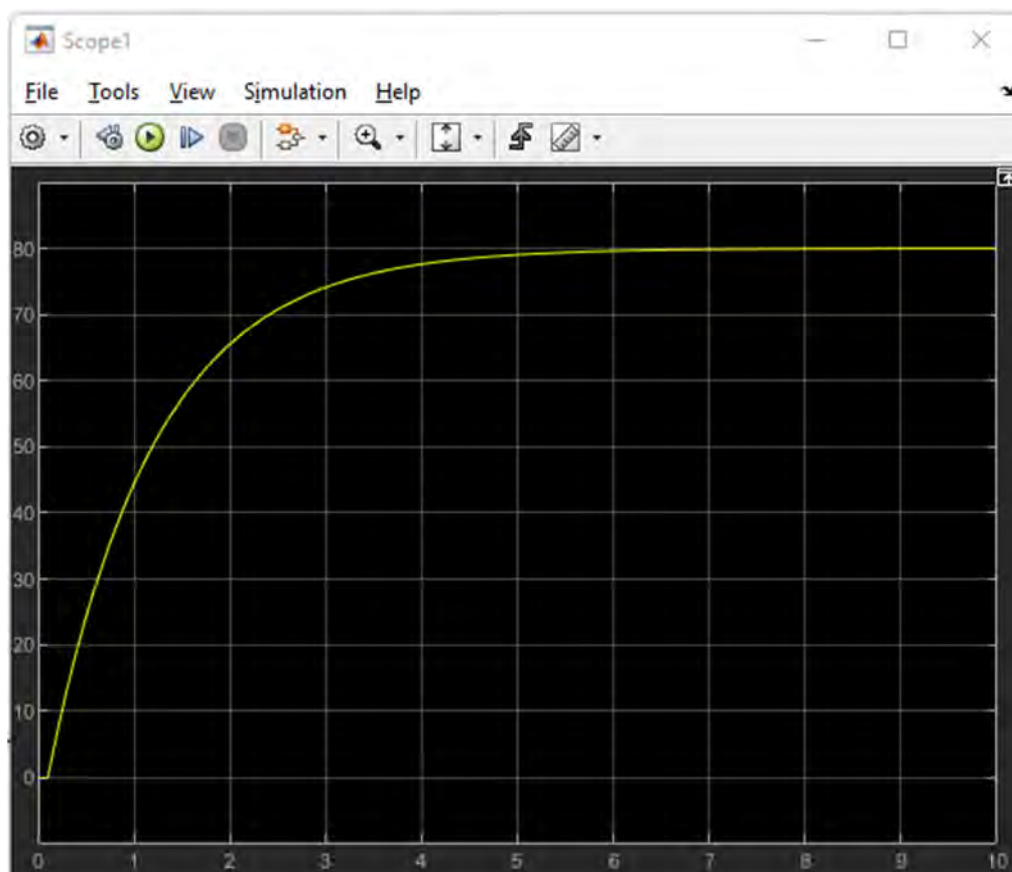


Figura 4.22. Resultado de la simulación del movimiento de flexo-extensión.

Simulación de pronosupinación

En esta simulación se siguen los mismos pasos que en la simulación anterior. Por ende, se procede a realizar el modelamiento de la planta considerando el motor DC, el mecanismo de pronosupinación y la mano protésica. De esta manera, la ecuación 4.2 describe el modelo matemático del motor y, además, en la Tabla 4.8 se presentan los símbolos, unidades, valores y descripción de los parámetros usados para determinar dicha ecuación.

Asimismo, para el cálculo de la ecuación diferencial del mecanismo de pronosupinación se consideran los parámetros contenidos en la Tabla 4.9, los cuales son empleados para resolver Ecuación 4.7.

$$(Jp + n^2 * J1)\theta_2'' = n * Tl \quad (4.7)$$

Tabla 4.8. Parámetros del modelo matemático del motor DC

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor	Observación
Voltaje de entrada del motor	V	Voltaje	variable	Parámetro de entrada para controlar el motor
Resistencia del terminal	Ω	Ohms	2.75	Valor obtenido de la tabla de datos
Inductancia del rotor	H	Henrios	0.092×10^{-3}	Valor obtenido de la tabla de datos
Par del motor	Tm	N.mm	variable	Valor obtenido de la tabla de datos
Inercia del motor	J	kg m ²	0.056×10^{-6}	Valor obtenido de la tabla de datos
Constante de fricción del motor	B	Nms	0.1028×10^{-6}	Se obtiene de la división de la corriente sin carga entre la velocidad sin carga multiplicado la constante de torque
Par de carga	Tl	N.mm	variable	Torque necesario para realizar el movimiento de pronosupinación
Constante de fuera contra electromotriz	Kb	V s ⁻¹	4.46×10^{-3}	Determinado a partir de la hoja de Datos
Constante de torque	Km	Nm A ⁻¹	4.46×10^{-3}	Valor obtenido de la tabla de datos
Ángulo de giro del motor	θ_1	°	variable	Representa la variable a controlar

Tabla 4.9. Parámetros del modelo matemático del mecanismo de pronosupinación

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor	Observación
Relación de Reducción	n	-	425	Relación de transmisión de todo el mecanismo
Inercia del mecanismo de transmisión	J1	kg m ²	27.1×10^{-6}	Sumatoria de los momentos de inercia de las partes que forman el mecanismo de transmisión
Inercia de la mano protésica	J2	kg m ²	793.067×10^{-6}	Inercia de la mano protésica determinada en Inventor
Ángulo de giro de salida	θ_2	°	variable	Ángulo de salida

Finalmente, se obtiene la Ecuación diferencial 4.8 que representa el comportamiento de la planta. Sobre esta ecuación se trabaja el controlador PID mostrado en la Figura 4.23. En este caso solo será necesario un controlador PD, ya que la planta ya cuenta con un integrador y

para controlar la planta solo se necesitaría el efecto derivativo y proporcional, dependiendo a requerimientos de respuesta.

$$68.14 * V = 18.86 * \theta 2'' + 131 * \theta 2' \quad (4.8)$$

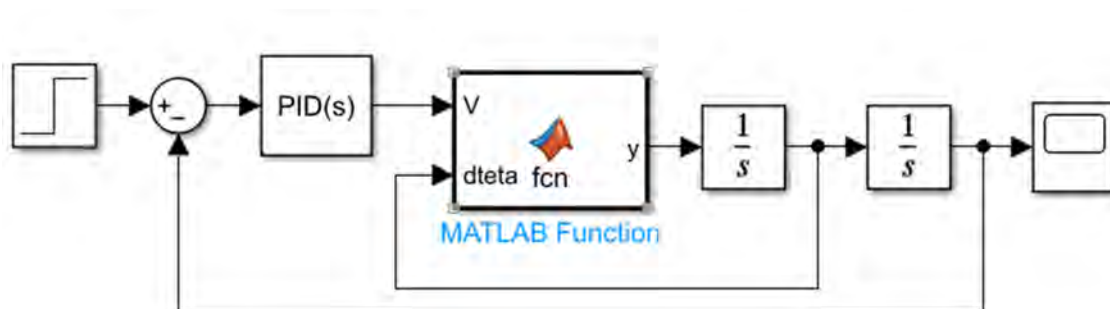


Figura 4.23. Controlador PID de movimiento de pronosupinación.

En este caso, se obtiene un tiempo de establecimiento de 2 segundos como se muestra en la Figura 4.24, esto debido a que el movimiento de pronosupinación es bastante rápido y se quiere alcanzar la posición de referencia en un lapso de tiempo corto.

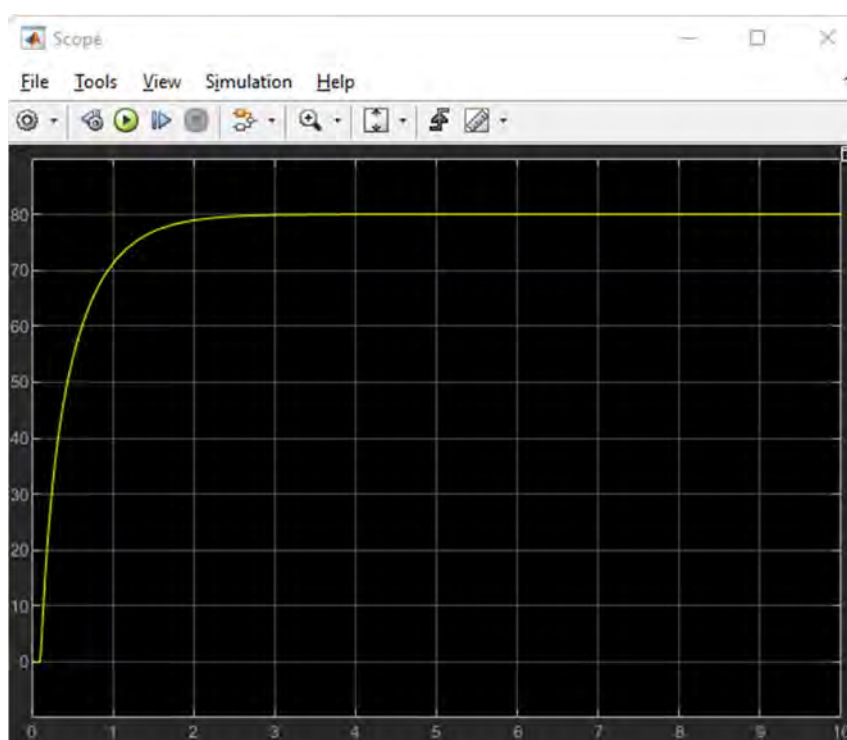


Figura 4.24. Resultado de la simulación del mov. de pronosupinación.

4.4 Consumo energético

En este apartado se calcula el consumo de corriente en mA del dispositivo, teniendo en cuenta todos los componentes electrónicos que pertenecen a la prótesis. Para dicho cálculo, se desarrolla la Tabla 4.5, en la cual se muestra la lista de componentes con el consumo de corriente, el tiempo de uso diario y el consumo diario en mAh. Finalmente, se calcula el consumo total de energía y se verifica si es que el dispositivo podrá estar encendido durante 8 horas diarias.

Tabla 4.10. Cálculo del consumo de corriente.

Componente electrónico	Consumo de corriente	Tiempo de uso diario	Consumo diario
Motores DC	4 A	1.1 h	4.4 Ah
Arduino Mini Pro	40 mA	8 h	320 mAh
Puente H TB6612FNG	2.2 mA	1.1 h	2.42 mAh
Sensores de posición	20 mA	1.1 h	22 mAh
Total	4,060.2 mA		4,744.42 mAh

Se obtiene un consumo diario aproximado de 4,744.42 mAh en total y un consumo de corriente de 4,060.2 mA aproximadamente. Por ende, se elige la batería Garberiel 18650-6000 mAh mostrada en la Figura 4.25, que serán capaces de suplir las necesidades de corriente que requiere la prótesis, especialmente la corriente consumida por los motores. Es así, que se puede concluir que esta batería será capaz de mantener la prótesis encendida por 8 horas para que le usuario pueda usar esta para todas sus actividades diarias y, al final del día, recargar la prótesis para poder usarla diariamente.



Figura 4.25. Baterías recargables Garberiel 18650-6000 mAh.

CAPÍTULO 5

DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En este capítulo se muestra el diseño 3D final de la prótesis de codo que se ha obtenido siguiendo la metodología de diseño de la norma alemana VDI 2206. Seguidamente, se presentan los planos mecánicos y eléctricos de la prótesis y, finalmente, se realiza una estimación de los costos de diseño y fabricación de la prótesis diseñada.

5.1 Dispositivo Final

El diseño 3D final de la prótesis de codo se muestra en la Figura 5.1. En este se puede apreciar que esta prótesis se acoplará a una prótesis de mano, por un lado, y al paciente por el otro lado gracias a un socket.

Asimismo, en la Figura 5.2, se muestra a más detalle la distribución de los componentes electrónicos. Estos se encuentran ubicados en la parte del brazo y son: microcontrolador, controlador de motores DC, baterías y un sensor EMG.

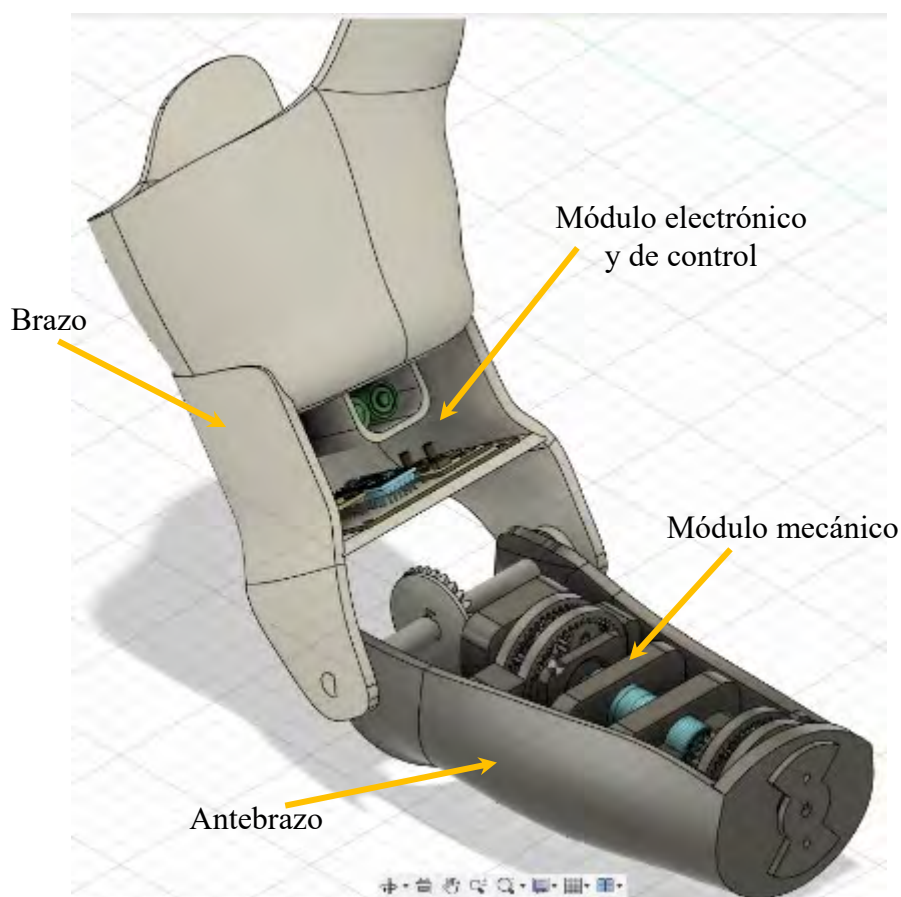


Figura 5.1. Diseño 3D de la prótesis de codo.

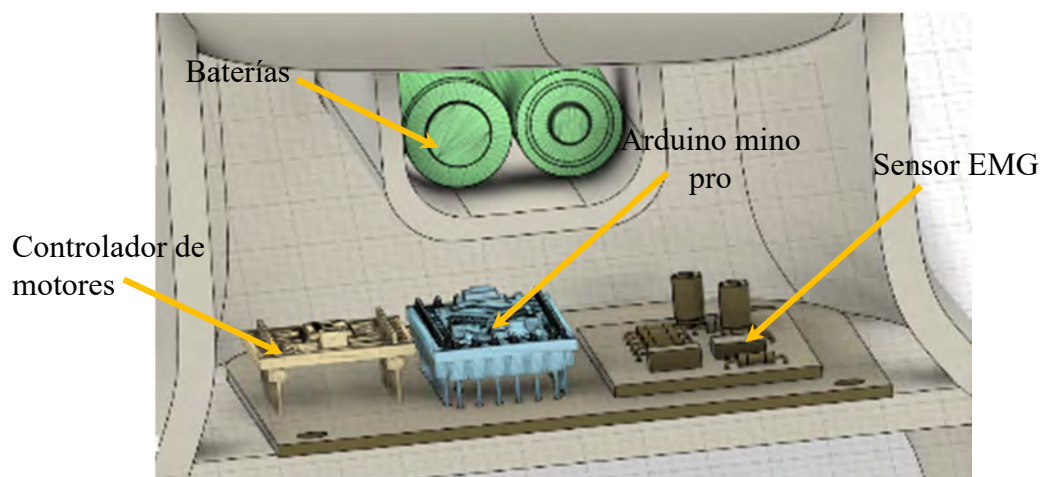


Figura 5.2. Distribución de componentes electrónicos.

Finalmente, en la Figura 5.3 se muestra la parte del antebrazo de la prótesis de codo. Dentro de la cual se encuentran los mecanismos de pronosupinación y flexo-extensión.

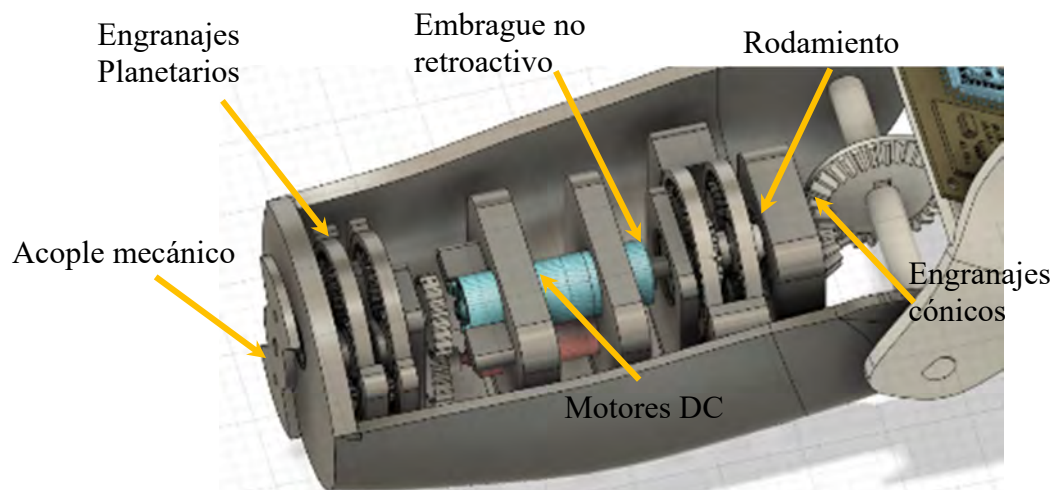


Figura 5.3. Módulo mecánico de la prótesis.

5.2 Planos mecánicos

En esta sección del capítulo se muestra la lista de planos de ensamble y despiece de los componentes mecánicos que conforman la prótesis de codo. Dentro de esta lista se presenta el nombre de todos los planos y un código correspondiente a cada plano. El código contiene el tamaño de página, el tipo de plano y un número asignado a cada plano. Cuando se hace referencia al tipo de plano se tiene tres alternativas: E (ensamble), S (sub-ensamble) o D (despiece). Los planos se adjuntan en el Anexo B.

Tabla 5.1. Planos mecánicos

Nro.	Nombre del plano	Código del plano
1	Apoyo embrague A	A4.D01
2	Apoyo embrague A	A4.D02
3	Apoyo A	A4.D03
4	Apoyo B	A3.D04
5	Apoyo C	A4.D05
6	Apoyo Motor A	A3.D06
7	Apoyo Motor B	A3.D07
8	Apoyo Rodamiento A	A4.D08
9	Antebrazo	A2.D09
10	Socket	A3.D10
11	Acople mecánico	A4.D11
12	Embrague Parte 1	A4.D12
13	Embrague Parte 2	A3.D13
14	Embrague Parte 3	A4.D14
15	Tapa del embrague	A4.D15
16	Tapa de socket	A4.D16
17	Tapa de antebrazo	A2.D17
18	Cilindro de embrague	A4.D18
19	Prótesis de codo	A1.E01
20	Sub-ensamble módulo mecánico	A1.E02
21	Embrague no retroactivo	A3.E03

5.3 Planos eléctricos

En este apartado se muestra la lista de planos de los componentes eléctricos que tiene la prótesis de codo. Dentro de esta lista se presenta el nombre de todos los planos y un código correspondiente a cada plano. El código contiene el tamaño de página y un número asignado a cada plano. Los planos eléctricos se adjuntan en el Anexo B.

Tabla 5.2. Planos eléctricos

Nro.	Nombre del plano	Código del plano
1	Sensor EMG	A4.EL02
2	Tarjeta electrónica de control	A4.EL01

5.4 Estimación de costos

La estimación de costos se hace considerando los costos directos e indirectos que se generan para la realización de la prótesis de codo. En primer lugar, dentro de los costos directos se tiene: costos de diseño, costo de fabricación, costo de componentes y, costos de ensamble y pruebas. En segundo lugar, dentro de los costos indirectos tenemos: energía, movilidad, documentación e imprevistos. Una vez obtenidos ambos costos, se suman para obtener así el costo total de la prótesis.

5.4.1 Costos Directos

La estimación de los costos directo comprende costos de diseño, de fabricación, de componentes, de ensamble y pruebas.

Costos de Diseño

Se considera un total de 4 meses (16 semanas para el cálculo de los costos de diseño, dentro de los cuales tenemos costo de la investigación realizada para el estado del arte (2 semanas), costo la realización del diseño conceptual (3 semanas), costo de la ingeniería de detalle (11 semanas) y costo supervisión de ingeniería, los cuales serán estimados considerando el costo de horas-hombre del practicante y del supervisor de ingeniería. En esa línea, se considera que el tiempo empleado para todas las actividades antes mencionadas es de 15 horas a la semana durante 4 meses, lo cual hace un total de 240 horas. Asimismo, el costo de horas-hombre del practicante y del supervisor equivalen a S/50.00/h y S/100.00/h, respectivamente. Y, se plantea que el practicante invierte 12 horas a la semana para el

desarrollo del diseño y el supervisor 3 horas para la revisión semanal, obteniendo así los resultados mostrados en la Tabla 5.3.

Tabla 5.3. Costos de Diseño

Descripción	Horas	Costo (S./h)	Monto(S./.)
Estado del Arte	24	50.00	900.00
Diseño conceptual	36	50.00	1,800.00
Diseño mecánico	100	50.00	5,000.00
Diseño electrónico y de control	32	50.00	1,600.00
Supervisión de ingeniería	48	100.00	4,800.00
TOTAL	240	TOTAL	14,100.00

Costos de Fabricación

Dentro de los costos de fabricación se consideran todos los componentes electrónicos y mecánicos que serán fabricados, ya que fueron diseñados para el desarrollo de este proyecto. Estos se muestran en la Tabla 5.4 y Tabla 5.5. Por lo tanto, se obtiene un costo total de S/. 740.00 para la fabricación.

Tabla 5.4. Componente electrónico a fabricar.

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S./.)	Precio Total(S./.)
1	Sensor EMG	60	60.00
3	Tarjeta PCB impresas	20	60.00
TOTAL			120.00

Tabla 5.5. Componentes mecánicos a fabricar

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S./.)	Precio Total(S./.)
1	Impresión 3D de ABS brazo y antebrazo	500.00	500.00
7	Piezas de agarre de los engranajes	10.00	70.00
1	Impresión 3D de acople	50.00	50.00
TOTAL			620.00

Costos de Componentes

Se considera el costo de los componentes eléctricos y componentes mecánicos adquiridos en compras locales o importadas, estimando en estos últimos el costo por importación y el tipo de cambio a 3.59 soles el dólar con fecha 28/07/2023. El costo total de componentes electrónicos mostrados en la Tabla 5.6 ascienda a S/. 2,066.00, considerando el costo de IGV y el costo de importación. De igual manera, en la Tabla 5.7 se muestran los costos de

componentes mecánicos listados, ascendiendo a un total de S/.282.00, considerando los mismos costos anteriormente mencionados. A partir de los resultados obtenidos se obtiene un costo de componentes de aproximadamente S/. 2,350.00, sumando los costos de componentes eléctricos y mecánicos.

Tabla 5.6. Costos de componente eléctricos

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S/.)	Precio Total(S/.)
Componentes a importar			
1	Motor DC pronosupinación	1000.00	1,000.00
1	Motor DC flexo-extensión	700.00	700.00
1	Sensor de posición	56.00	56.00
	Importación		100.00
SUBTOTAL 1			1,856.00
Componentes a adquirir localmente			
1	Arduino mini pro	20	20.00
1	Controlador de Motor	10	10.00
3	Electrodos	20	60.00
2	Baterías	60	120.00
SUBTOTAL 2			210.00
TOTAL			2,066.00

Tabla 5.7. Costo de componentes mecánicos adquiridos localmente

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S/.)	Precio Total(S/.)
30	Tornillo M3	0.30	9.00
2	Rodamiento de bolas	16.50	33.00
4	Engranajes planetarios	30.00	120.00
2	Engranajes cónicos	20.00	40.00
8	Chavetas	10.00	80.00
TOTAL			282.00

Costos de Ensamble y Pruebas

Se estima los costos de ensamble y pruebas con horas-hombre, que este caso el encargado de ambos procesos sería el practicante. Por lo cual, se considera un costo de S/30.00/h, y se estima que el tiempo necesario para el ensamble será de 1 semana y el de pruebas otra semana, obteniendo un total de 24 horas y un costo de S/. 720.00.

5.4.2 Costos Indirectos

Son calculados considerando la energía utilizada para desarrollar el diseño de la prótesis, gastos movilidad y la documentación, como se muestra en la Tabla 5.8.

Tabla 5.8. Costos indirectos

Descripción	Monto(S/.)
Energía	60.00
Movilidad	200.00
Documentación	50.00
Imprevistos	50.00
TOTAL	360.00

5.4.3 Costo Total

El costo total es calculado sumando los costos directos e indirectos como se muestra en la Tabla 5.9, y se considera además que el costo del diseño será utilizado para fabricar 10 prótesis, obteniendo un costo de diseño por pieza de S/ 1,410.00.

Tabla 5.9. Estimación de costos

Estimación de Costos	Monto(S/.)
Costos Directos	4,980.00
- Costos de diseño	1,410.00
- Costos de fabricación	740.00
- Costo de componentes	2,350.00
- Costo de ensamble y pruebas	720.00
Costos Indirectos	360.00
TOTAL	5,580.00

Finalmente, se obtiene que el costo total para el desarrollo de la prótesis de codo se estima en S/. 5,580.00.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

La prótesis diseñada en el presente trabajo fue hecha para un usuario en específico, es decir, se utilizó un modelo 3D de brazo realizado previamente para su desarrollo. Por ende, para realizar una prótesis a futuro, será necesario tomar las medidas antropométricas del nuevo usuario y así ajustar el diseño de la carcasa de la prótesis en base a sus medidas. De esta manera, el usuario obtendrá una prótesis personalizada.

Asimismo, se observa que debido a que el dispositivo diseñado forma parte de una prótesis transhumeral, por lo que se tuvo que seleccionar una configuración de un sensor EMG que obtenga las señales eléctricas de los músculos residuales ubicados en el muñón del húmero. Por esta misma razón, se diseñó el socket que estará sujeto al muñón del usuario, haciendo posible colocar los electrodos dentro del socket.

Por otro lado, se debe tener en cuenta que la prótesis de codo está diseñada para realizar los movimientos de pronosupinación y flexo-extensión. Por ello, si se quiere realizar movimientos adicionales o complementarios, se tendrá que considerar las cargas que se originan por los mismos, y así poder hacer una modificación al diseño.

La prótesis diseñada puede ser usada por cualquier paciente que tenga un nivel de amputación transhumeral con un tamaño de muñón medio debido a su geometría. Pese a ello, esta también podría ser usada por un paciente con tamaño de muñón corto si se modifica el modelo de socket.

Finalmente, el tamaño de los motores DC seleccionados fue mayor al establecido en un principio. En consecuencia, se modificó el modelo inicial de la prótesis para hacer que los motores quepan en él y así no incrementar el tamaño del dispositivo. Asimismo, se recomienda que se elaboren canales por los cuales puedan pasar los cables de los sensores y así mejorar la vista estética de la prótesis.

CONCLUSIONES

A partir del desarrollo de la presente tesis se concluye que, utilizando la metodología VDI 2206, se obtuvo el diseño de una prótesis de codo de dos grados de libertad, la cual forma parte de una prótesis transhumeral que permite emular los movimientos del antebrazo. Esto mediante dos motores y dos mecanismos que permiten controlar la posición de pronosupinación, y de flexo-extensión, en todo momento y en un rango de -80° a 90° y 0° a 140° , respectivamente.

Asimismo, el uso de un embrague no-retroactivo y engranajes planetarios hacen que el dispositivo sea auto-bloqueante, haciendo que no haya exceso de exigencia sobre el motor y, por ende, que este consuma menos energía. De igual manera, el uso de controladores PID también reduce el consumo de corriente. Entonces, gracias a estos dos factores se puede reducir el consumo de energía, lo que garantizaría que la prótesis pueda ser usada por el usuario durante todo el día, cumpliendo con las necesidades del mismo.

Respecto a los requerimientos del diseño, la prótesis puede realizar los movimientos previstos, sin exceder la velocidad requerida y bajo las cargas establecidas. Sin embargo, debido a que se consideró una carga relativamente grande para este tipo de dispositivos, los materiales que se seleccionaron son de alto costo, dada la alta resistencia y bajo peso que estos deben tener.

Por último, considerando los costos directos y costos indirectos se obtiene que el costo total aproximado de la prótesis fue de S/5,600.00, dentro del cual están considerados costos de componentes mecánicos y electrónicos, costos de diseño, fabricación, ensamble, pruebas, movilidad y gastos por imprevistos.

BIBLIOGRAFÍA

- (Bustamete, 2015) Bustamete G., Samuel (2015). Prótesis Robótica de Miembro Superior controlada por medio de interface neuronales. [Tesis para optar por el Título de Ingeniero Mecánico]. Universidad Pontificia Bolivariana. Recuperado el 1 de Setiembre de 2021
- (Diaz & Dorador, 2009) Díaz Montes, J. C., & Dorador González, J. M. (2009). Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. *Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo*, 11.
- (Domínguez, 2016) Domínguez Carrillo, L. G. (2016). Niveles de amputación. En E. V. Sánchez, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado* (pág. 162). Mexico D.F.: Intersistemas.
- (Esquenazi, 2004) Esquenazi, A. (2004). Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disability and Rehabilitation*, 7. Recuperado el 3 de Setiembre de 2021
- (Fite, 2008) Fite, K. B., Withrow, T. J., Shen, X., Wait, K. W., Mitchell, J. E., & Goldfarb, M. (2008). A Gas-Actuated Anthropomorphic Prosthesis for Transhumeral Amputees. *IEEE*, 11.
- (García, Mendoza, & Elkin, 2015) García Pinzón, J. A., Mendoza, L. E., & Elkin, G. F. (2015). Control de brazo electrónico usando señales electromiográficas. *Revista Facultad de Ingeniería*, 14.
- (Heckathorne, 1992) Heckathorne, C. W. (1992). Upper-Limb Prosthetics: Components for Adult Externally Powered Systems. En J. H. Bowker, *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. (pág. 909). Misuri: Mosby Year Book. Recuperado el 4 de Setiembre de 2021
- (INEI, 2014). INSTITUTO NACIONAL DE ESTADISTICA E INFORMATICA. (2014). Primera Encuesta Nacional Especializada sobre DISCAPACIDAD. Lima. Recuperado el 2 de Setiembre de 2021
- (Kapandji, 2006) Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología Articular*. Madrid: Medica Panamericana. Recuperado el 2 de Setiembre de 2021
- (Lenzi et. al., 2016) Lenzi, T., Lipsey, J., & Sensinger, J. W. (2016). The RIC Arm—A Small Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis. *IEEE*, 12.
- (Loss & Candotti, 2008) Loss, J., & Candotti, C. (2008). Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 9.
- (Martínez et. al., 2010) Martínez, F., Claudio, A., Vergara, S., Rodriguez, J., & Olmos, A. (2010). Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores. *Memorias del Congreso Nacional de Control Automatico*, 6.
- (Moore, 2014) Moore, K. L., Dailey, A. F., & Agur, A. M. (2014). *Clinically Oriented Anatomy*. Baltimore: Crystal Taylor. Recuperado el 2 de Setiembre de 2021
- (Palastanga, 2000) Palastanga, N., Fiel, D., & Soames, R. (2000). *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Barcelona: Paidotribo.
- (Robayo, 2015) Robayo, F. I., Barrera, A. M., & Polanco, L. C. (2015). Desarrollo de un controlador basado en redes neuronales para un sistema multivariable de nivel y caudal. *Revista Ingeniería y Región*, 12.
- (Romero & Pucha, 2020) Romero, H. & Pucha, R. (2020). Diseño y construcción de una prótesis transhumeral biomecánica. [Tesis para optar por el Título de Ingeniero Mecatrónico]. Universidad Politecnica Salesiana Sede Cuenca. Recuperado el 1 de Setiembre de 2021

- (Sillero, 2005) Sillero Quintana, Mael (2005). Teoría de Kinantropometría. Universidad Politécnica de Madrid. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Recuperado el 23 de Setiembre de 2021
- (Viladot, 2001) Viladot Voegeli, A. (2001). Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica. Recuperado el 3 de Setiembre de 2021
- (Weir, 2004) Weir, R. F. (2004). Design of Artificial Arms and Hands for Prosthetic Applications. En R. F. Weir, Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design (pág. 62). New York: Myer Kutz. Recuperado el 4 de Setiembre de 2021
- (García & Espinoza, 2014) García, D., & Espinoza, M. (2014). Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 281-285.
- (Sadikoglu et. al., 2017) Sadikoglu, F., Kavalcioglu, C., & Dagman, B. (2017). Electromyogram (EMG) signal detection, classification of EMG signals and diagnosis of neuropathy muscle disease. *ScienceDirect*, 422-429.
- (Salman et. al., 2012) Salman, A., Iqbal, J., Izhar, U., Shahbaz Khan, U., & Rashid, N. (2012). Optimized Circuit for EMG Signal Processing. *IEEE*, 208-213.
- (Özer et. al., 2017) Özer, T., Kivrak, S., & Oğuz, Y. (2017). H Bridge DC Motor Driver Design and Implementation with Using dsPIC30f4011. *International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology*, 75-83.

ANEXOS

1. ANEXO A: HOJAS DE DATOS
2. ANEXO B: PLANOS DEL SISTEMA

ANEXO A: HOJAS DE DATOS

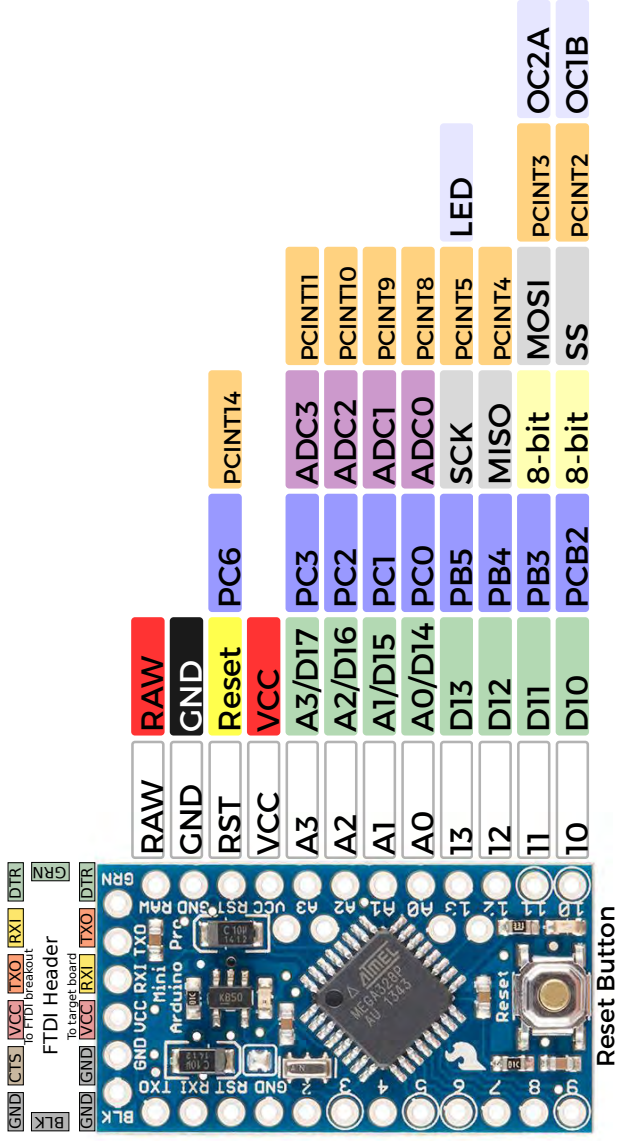
No	Descripción
1	Arduino mini pro
2	Controlador de motor TB6612FNG
3	Encoder AS5047D
4	Motor DCX 19 S
5	Reductor GPX 19
6	Motor Planetary Gearhead GP 13 K
7	Reductor RE 13
8	Rodamiento W 625-2Z
9	Rodamiento 4201 ATN9
10	Rodamiento W 627/3 R-2Z
11	Engranaje planetario LGU26-S
12	Engranaje planetario LGU75-M
13	Engranaje cónico 15 dientes
14	Engranaje cónico 30 dientes

Arduino Pro Mini (DEV-11113)

Programmed as Arduino Pro Mini w/ ATmega328

16MHz/ 5V

Name	ADC
Power	PWM
GND	Serial
Control	Ext Interrupt
Arduino	PC Interrupt
Port	Misc



Pin	Function	Notes
A5	A5/D19	PC5, ADC5, SCL, PCINT13
A4	A4/D18	PC4, ADC4, SDA, PCINT12
A7	A7	ADC7
A6	A6	ADC6

LEDs
Power: Red
User (D13): Green

ATmega328P
Absolute maximum VCC: 6V
Maximum current for chip: 200mA
Maximum current per pin: 40mA
Recommended current per pin: 20mA
8-bit Atmel AVR
Flash Program Memory: 32kB
EEPROM: 1kB
Internal SRAM 2kB
ADC: 10-bit
PWM: 8bit

Power
Raw: 5V-16V (6V-12V recommended)
VCC: 5V
Maximum current: 150mA @5V



Toshiba Bi-CD Integrated Circuit Silicon Monolithic

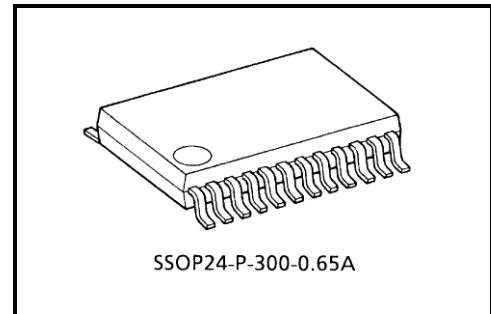
TB6612FNG

Driver IC for Dual DC motor

TB6612FNG is a driver IC for DC motor with output transistor in LD MOS structure with low ON-resistor. Two input signals, IN1 and IN2, can choose one of four modes such as CW, CCW, short brake, and stop mode.

Features

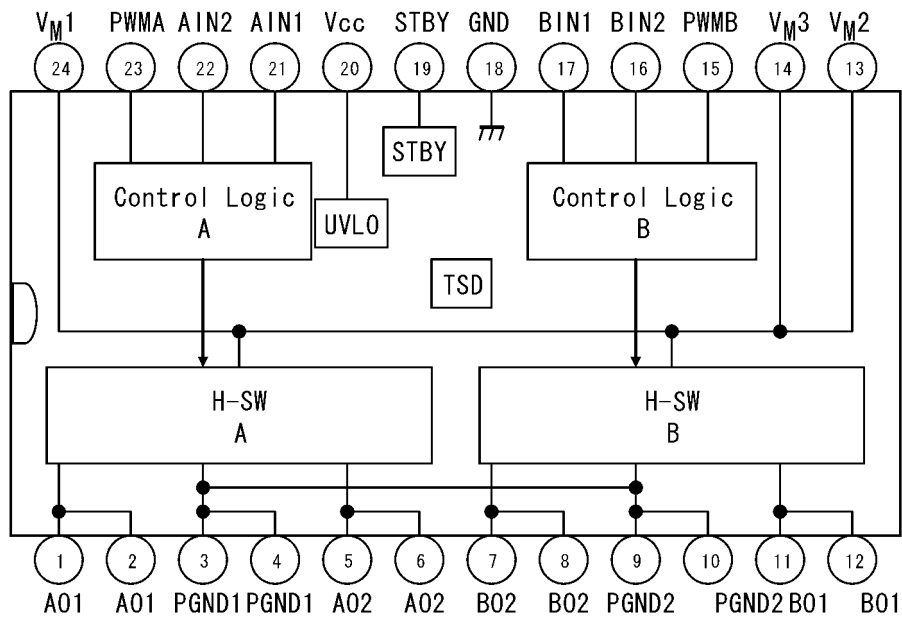
- Power supply voltage: $V_M = 15\text{ V}(\text{Max})$
- Output current: $I_{\text{OUT}} = 1.2\text{ A}(\text{ave})/3.2\text{ A}(\text{peak})$
- Output low ON resistor: 0.5Ω (upper+lower Typ. @ $V_M \geq 5\text{ V}$)
- Standby (Power save) system
- CW/CCW/short brake/stop function modes
- Built-in thermal shutdown circuit and low voltage detecting circuit
- Small faced package(SSOP24: 0.65 mm Lead pitch)



Weight: 0.14 g (typ.)

* This product has a MOS structure and is sensitive to electrostatic discharge. When handling this product, ensure that the environment is protected against electrostatic discharge by using an earth strap, a conductive mat and an ionizer. Ensure also that the ambient temperature and relative humidity are maintained at reasonable levels.

Block Diagram



Pin Functions

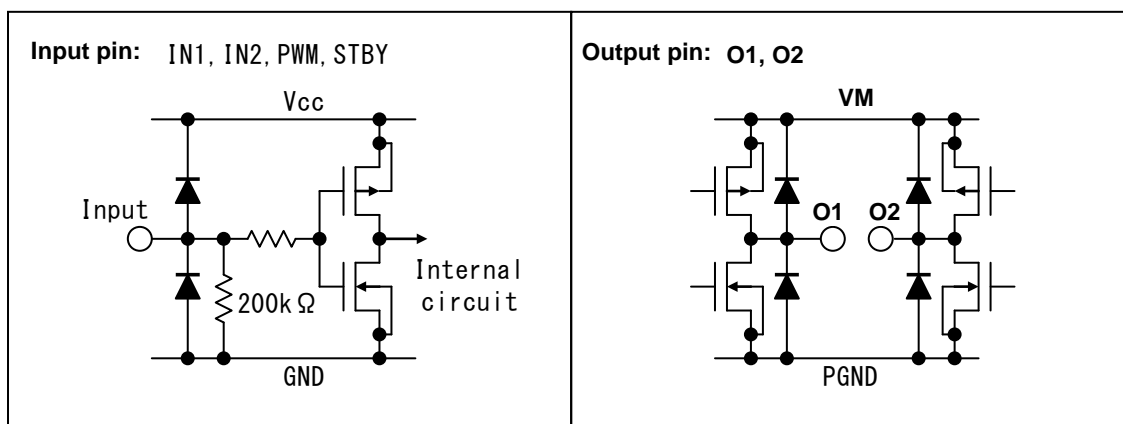
No.	Pin Name	I/O	Function
1	AO1	O	ch A output 1
2	AO1		
3	PGND1	—	Power GND 1
4	PGND1		
5	AO2	O	ch A output 2
6	AO2		
7	BO2	O	ch B output 2
8	BO2		
9	PGND2	—	Power GND 2
10	PGND2		
11	BO1	O	ch B output 1
12	BO1		
13	VM2	—	Motor supply
14	VM3		
15	PWMB	I	ch B PWM input/200 kΩ pull-down at internal
16	BIN2	I	ch B input 2/200 kΩ pull-down at internal
17	BIN1	I	ch B input 1/200 kΩ pull-down at internal
18	GND	—	Small signal GND
19	STBY	I	"L" = standby/200 kΩ pull-down at internal
20	Vcc	—	Small signal supply
21	AIN1	I	ch A input 1/200 kΩ pull-down at internal
22	AIN2	I	ch A input 2/200 kΩ pull-down at internal
23	PWMA	I	ch A PWM input/200 kΩ pull-down at internal
24	VM1	—	Motor supply

Absolute Maximum Ratings (Ta = 25°C)

Characteristics	Symbol	Rating	Unit	Remarks
Supply voltage	VM	15	V	
	VCC	6		
Input voltage	VIN	-0.2 to 6	V	IN1,IN2,STBY,PWM pins
Output voltage	VOUT	15	V	O1,O2 pins
Output current	IOUT	1.2	A	Per 1 ch
	IOUT (peak)	2		tw = 20 ms Continuous pulse, Duty ≤ 20%
		3.2		tw = 10 ms Single pulse
Power dissipation	PD	0.78	W	IC only
		0.89		50 mm × 50 mm t = 1.6 mm Cu ≥ 40% in PCB mounting
		1.36		76.2 mm × 114.3 mm t = 1.6 mm Cu ≥ 30% in PCB mounting
Operating temperature	Topr	-20 to 85	°C	
Storage temperature	Tstg	-55 to 150	°C	

Operating Range (Ta = -20 to 85°C)

Characteristics	Symbol	Min	Typ.	Max	Unit	Remarks
Supply voltage	VCC	2.7	3	5.5	V	
	VM	2.5	5	13.5	V	
Output current (H-SW)	IOUT	—	—	1.0	A	VM ≥ 4.5 V
		—	—	0.4		4.5 V > VM ≥ 2.5 V Without PWM Operation
Switching frequency	fPWM	—	—	100	kHz	

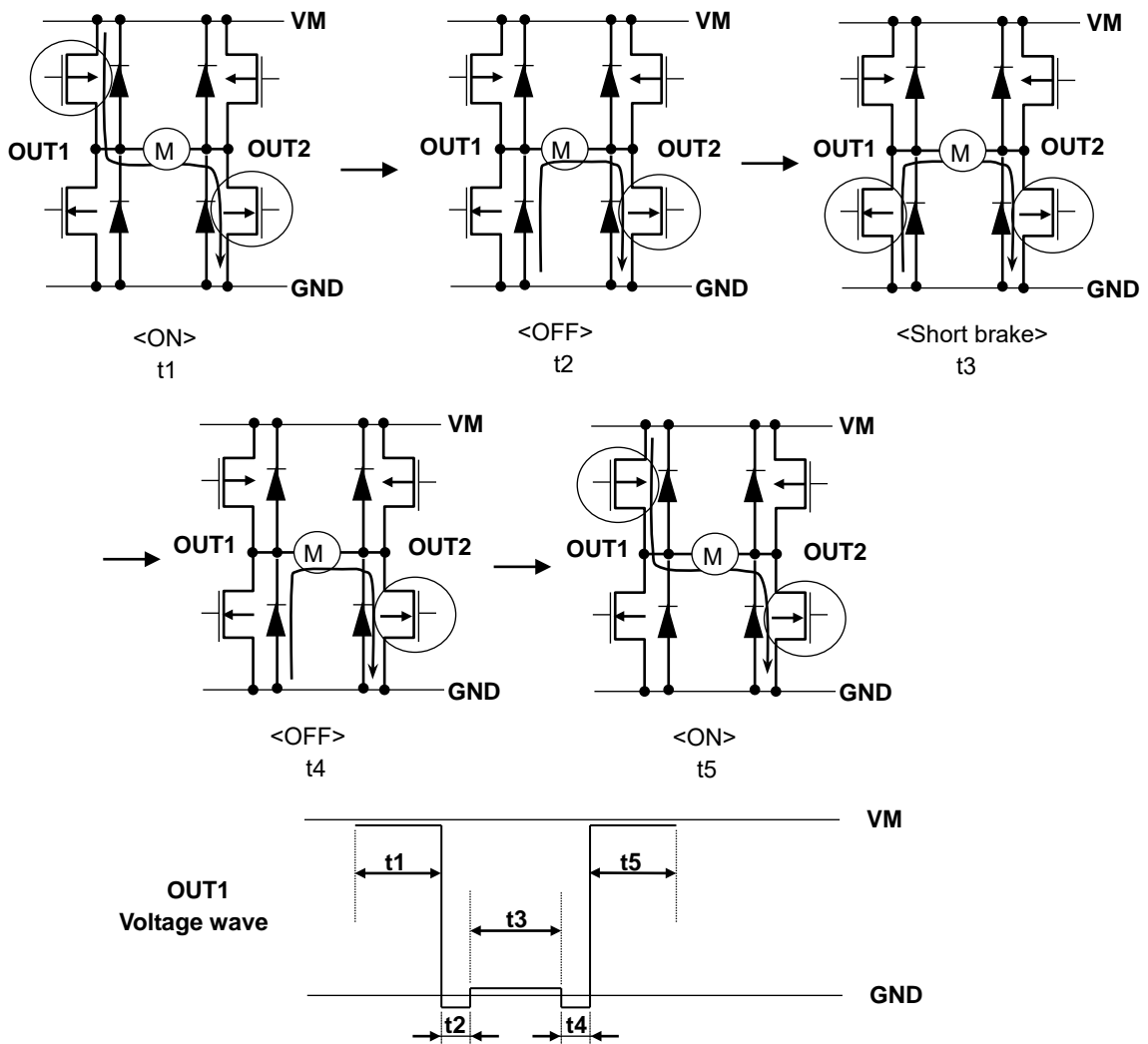


H-SW Control Function

Input				Output		
IN1	IN2	PWM	STBY	OUT1	OUT2	Mode
H	H	H/L	H	L	L	Short brake
L	H	H	H	L	H	CCW
		L	H	L	L	Short brake
H	L	H	H	H	L	CW
		L	H	L	L	Short brake
L	L	H	H	OFF (High impedance)		Stop
H/L	H/L	H/L	L	OFF (High impedance)		Standby

H-SW Operating Description

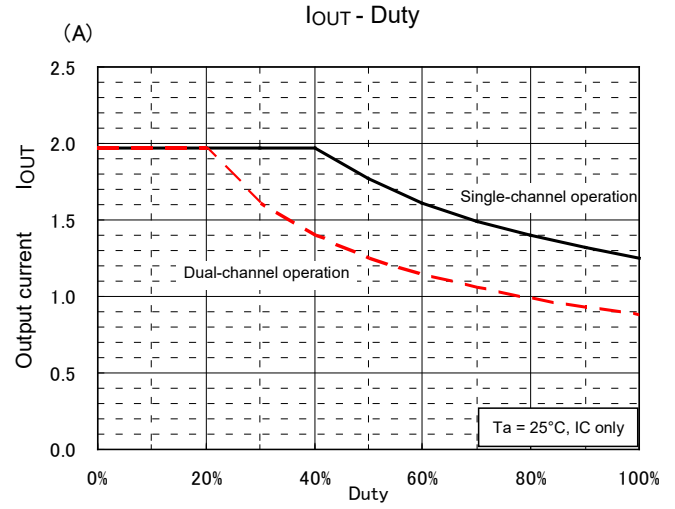
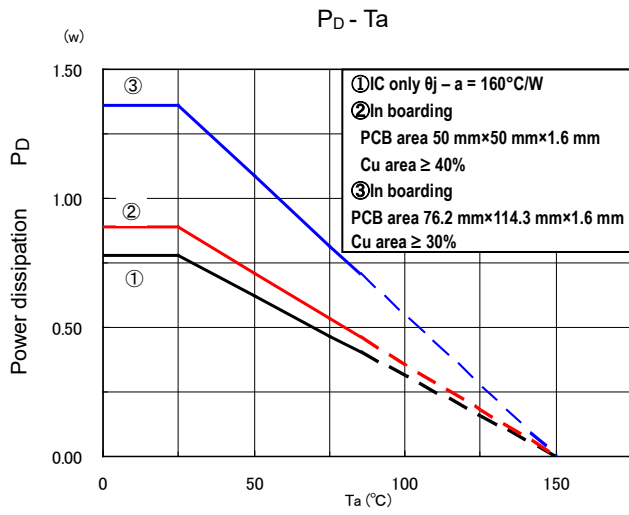
- To prevent penetrating current, dead time t_2 and t_4 is provided in switching to each mode in the IC.



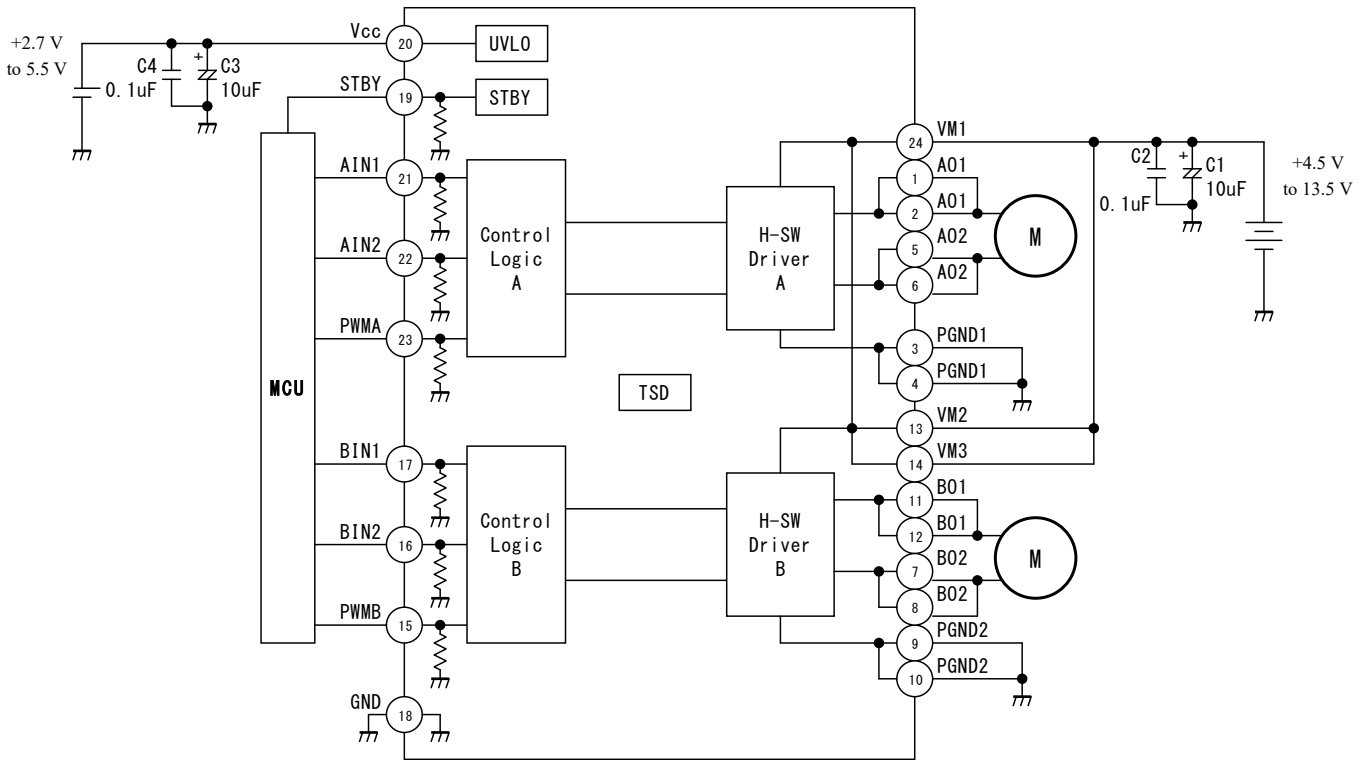
Electrical Characteristics (unless otherwise specified, Ta = 25°C, Vcc = 3 V, VM = 5 V)

Characteristics	Symbol	Test Condition	Min	Typ.	Max	Unit	
Supply current	ICC(3 V)	STBY = Vcc = 3 V, VM = 5 V	—	1.1	1.8	mA	
	ICC(5.5 V)	STBY = Vcc = 5.5 V, VM = 5 V	—	1.5	2.2		
	ICC(STB)	STBY = 0 V	—	—	1	μA	
	IM(STB)		—	—	1		
Control input voltage	VIH	—	Vcc×0.7	—	Vcc+0.2	V	
	VIL		-0.2	—	Vcc×0.3		
Control input current	IiH	VIN = 3 V	5	15	25	μA	
	IiL	VIN = 0 V	—	—	1		
Standby input voltage	VIH(STB)	—	Vcc×0.7	—	Vcc+0.2	V	
	VIL(STB)		-0.2	—	Vcc×0.3		
Standby input current	IiH(STB)	VIN = 3 V	5	15	25	μA	
	IiL(STB)	VIN = 0 V	—	—	1		
Output saturating voltage	Vsat(U+L)1	IO = 1 A, Vcc = VM = 5 V	—	0.5	0.7	V	
	Vsat(U+L)2	IO = 0.3 A, Vcc = VM = 5 V	—	0.15	0.21		
Output leakage current	IL(U)	VM = VOUT = 15 V	—	—	1	μA	
	IL(L)	VM = 15 V, VOUT = 0 V	-1	—	—		
Regenerative diode VF	VF(U)	IF = 1 A	—	1	1.1	V	
	VF(L)		—	1	1.1		
Low voltage detecting voltage	UVLD	(Design target only)	—	1.9	—	V	
Recovering voltage	UVLC		—	2.2	—		
Response speed	tr	(Design target only)	—	24	—	ns	
	tf		—	41	—		
	Dead time	H to L	Penetration protect time	—	50		—
		L to H	(Design target only)	—	230		—
Thermal shutdown circuit operating temperature	TSD	(Design target only)	—	175	—	°C	
Thermal shutdown hysteresis	ΔTSD		—	20	—		

Target characteristics



Typical Application Diagram

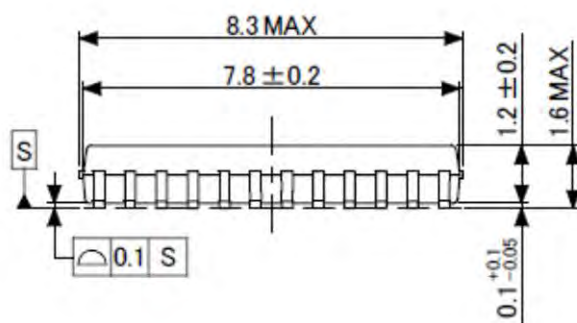
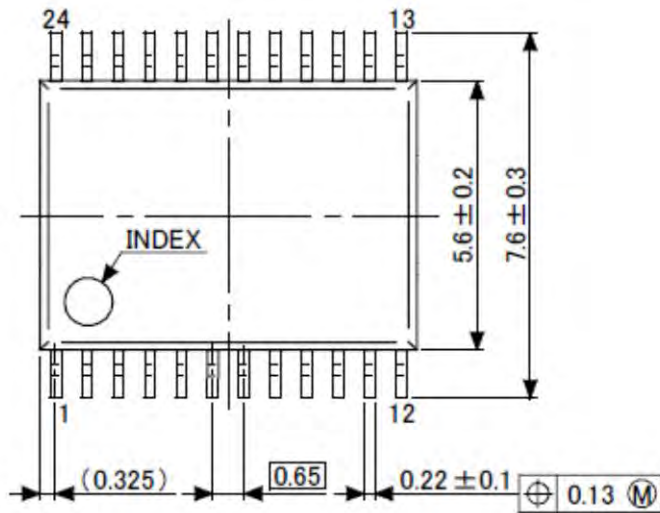


Note: Condensers for noise absorption (C1, C2, C3, and C4) should be connected as close as possible to the IC.

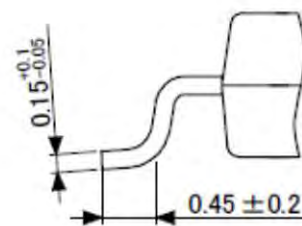
Package Dimennsions

SSOP24-P-300-0.65A

"Unit : mm"



Detail of a terminal



Weght: 0.14 g (typ)

Notes on Contents

1. Block Diagrams

Some of the functional blocks, circuits, or constants in the block diagram may be omitted or simplified for explanatory purposes.

2. Equivalent Circuits

The equivalent circuit diagrams may be simplified or some parts of them may be omitted for explanatory purposes.

3. Timing Charts

Timing charts may be simplified for explanatory purposes.

4. Application Circuits

The application circuits shown in this document are provided for reference purposes only. Thorough evaluation is required, especially at the mass production design stage.

Toshiba does not grant any license to any industrial property rights by providing these examples of application circuits.

5. Test Circuits

Components in the test circuits are used only to obtain and confirm the device characteristics. These components and circuits are not guaranteed to prevent malfunction or failure from occurring in the application equipment.

IC Usage Considerations

Notes on handling of ICs

- [1] The absolute maximum ratings of a semiconductor device are a set of ratings that must not be exceeded, even for a moment. Do not exceed any of these ratings.
Exceeding the rating(s) may cause the device breakdown, damage or deterioration, and may result injury by explosion or combustion.
- [2] Use an appropriate power supply fuse to ensure that a large current does not continuously flow in case of over current and/or IC failure. The IC will fully break down when used under conditions that exceed its absolute maximum ratings, when the wiring is routed improperly or when an abnormal pulse noise occurs from the wiring or load, causing a large current to continuously flow and the breakdown can lead smoke or ignition. To minimize the effects of the flow of a large current in case of breakdown, appropriate settings, such as fuse capacity, fusing time and insertion circuit location, are required.
- [3] If your design includes an inductive load such as a motor coil, incorporate a protection circuit into the design to prevent device malfunction or breakdown caused by the current resulting from the inrush current at power ON or the negative current resulting from the back electromotive force at power OFF. IC breakdown may cause injury, smoke or ignition.
Use a stable power supply with ICs with built-in protection functions. If the power supply is unstable, the protection function may not operate, causing IC breakdown. IC breakdown may cause injury, smoke or ignition.
- [4] Do not insert devices in the wrong orientation or incorrectly.
Make sure that the positive and negative terminals of power supplies are connected properly.
Otherwise, the current or power consumption may exceed the absolute maximum rating, and exceeding the rating(s) may cause the device breakdown, damage or deterioration, and may result injury by explosion or combustion.
In addition, do not use any device that is applied the current with inserting in the wrong orientation or incorrectly even just one time.

Points to remember on handling of ICs

(1) Thermal Shutdown Circuit

Thermal shutdown circuits do not necessarily protect ICs under all circumstances. If the thermal shutdown circuits operate against the over temperature, clear the heat generation status immediately.

Depending on the method of use and usage conditions, such as exceeding absolute maximum ratings can cause the thermal shutdown circuit to not operate properly or IC breakdown before operation.

(2) Heat Radiation Design

In using an IC with large current flow such as power amp, regulator or driver, please design the device so that heat is appropriately radiated, not to exceed the specified junction temperature (T_j) at any time and condition. These ICs generate heat even during normal use. An inadequate IC heat radiation design can lead to decrease in IC life, deterioration of IC characteristics or IC breakdown. In addition, please design the device taking into consideration the effect of IC heat radiation with peripheral components.

(3) Back-EMF

When a motor rotates in the reverse direction, stops or slows down abruptly, a current flow back to the motor's power supply due to the effect of back-EMF. If the current sink capability of the power supply is small, the device's motor power supply and output pins might be exposed to conditions beyond absolute maximum ratings. To avoid this problem, take the effect of back-EMF into consideration in system design.

RESTRICTIONS ON PRODUCT USE

- Toshiba Corporation, and its subsidiaries and affiliates (collectively "TOSHIBA"), reserve the right to make changes to the information in this document, and related hardware, software and systems (collectively "Product") without notice.
- This document and any information herein may not be reproduced without prior written permission from TOSHIBA. Even with TOSHIBA's written permission, reproduction is permissible only if reproduction is without alteration/omission.
- Though TOSHIBA works continually to improve Product's quality and reliability, Product can malfunction or fail. Customers are responsible for complying with safety standards and for providing adequate designs and safeguards for their hardware, software and systems which minimize risk and avoid situations in which a malfunction or failure of Product could cause loss of human life, bodily injury or damage to property, including data loss or corruption. Before customers use the Product, create designs including the Product, or incorporate the Product into their own applications, customers must also refer to and comply with (a) the latest versions of all relevant TOSHIBA information, including without limitation, this document, the specifications, the data sheets and application notes for Product and the precautions and conditions set forth in the "TOSHIBA Semiconductor Reliability Handbook" and (b) the instructions for the application with which the Product will be used with or for. Customers are solely responsible for all aspects of their own product design or applications, including but not limited to (a) determining the appropriateness of the use of this Product in such design or applications; (b) evaluating and determining the applicability of any information contained in this document, or in charts, diagrams, programs, algorithms, sample application circuits, or any other referenced documents; and (c) validating all operating parameters for such designs and applications. **TOSHIBA ASSUMES NO LIABILITY FOR CUSTOMERS' PRODUCT DESIGN OR APPLICATIONS.**
- **PRODUCT IS NEITHER INTENDED NOR WARRANTED FOR USE IN EQUIPMENTS OR SYSTEMS THAT REQUIRE EXTRAORDINARILY HIGH LEVELS OF QUALITY AND/OR RELIABILITY, AND/OR A MALFUNCTION OR FAILURE OF WHICH MAY CAUSE LOSS OF HUMAN LIFE, BODILY INJURY, SERIOUS PROPERTY DAMAGE AND/OR SERIOUS PUBLIC IMPACT ("UNINTENDED USE").** Except for specific applications as expressly stated in this document, Unintended Use includes, without limitation, equipment used in nuclear facilities, equipment used in the aerospace industry, medical equipment, equipment used for automobiles, trains, ships and other transportation, traffic signaling equipment, equipment used to control combustions or explosions, safety devices, elevators and escalators, devices related to electric power, and equipment used in finance-related fields. **IF YOU USE PRODUCT FOR UNINTENDED USE, TOSHIBA ASSUMES NO LIABILITY FOR PRODUCT.** For details, please contact your TOSHIBA sales representative.
- Do not disassemble, analyze, reverse-engineer, alter, modify, translate or copy Product, whether in whole or in part.
- Product shall not be used for or incorporated into any products or systems whose manufacture, use, or sale is prohibited under any applicable laws or regulations.
- The information contained herein is presented only as guidance for Product use. No responsibility is assumed by TOSHIBA for any infringement of patents or any other intellectual property rights of third parties that may result from the use of Product. No license to any intellectual property right is granted by this document, whether express or implied, by estoppel or otherwise.
- **ABSENT A WRITTEN SIGNED AGREEMENT, EXCEPT AS PROVIDED IN THE RELEVANT TERMS AND CONDITIONS OF SALE FOR PRODUCT, AND TO THE MAXIMUM EXTENT ALLOWABLE BY LAW, TOSHIBA (1) ASSUMES NO LIABILITY WHATSOEVER, INCLUDING WITHOUT LIMITATION, INDIRECT, CONSEQUENTIAL, SPECIAL, OR INCIDENTAL DAMAGES OR LOSS, INCLUDING WITHOUT LIMITATION, LOSS OF PROFITS, LOSS OF OPPORTUNITIES, BUSINESS INTERRUPTION AND LOSS OF DATA, AND (2) DISCLAIMS ANY AND ALL EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES AND CONDITIONS RELATED TO SALE, USE OF PRODUCT, OR INFORMATION, INCLUDING WARRANTIES OR CONDITIONS OF MERCHANTABILITY, FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE, ACCURACY OF INFORMATION, OR NONINFRINGEMENT.**
- Do not use or otherwise make available Product or related software or technology for any military purposes, including without limitation, for the design, development, use, stockpiling or manufacturing of nuclear, chemical, or biological weapons or missile technology products (mass destruction weapons). Product and related software and technology may be controlled under the applicable export laws and regulations including, without limitation, the Japanese Foreign Exchange and Foreign Trade Law and the U.S. Export Administration Regulations. Export and re-export of Product or related software or technology are strictly prohibited except in compliance with all applicable export laws and regulations.
- Please contact your TOSHIBA sales representative for details as to environmental matters such as the RoHS compatibility of Product. Please use Product in compliance with all applicable laws and regulations that regulate the inclusion or use of controlled substances, including without limitation, the EU RoHS Directive. **TOSHIBA ASSUMES NO LIABILITY FOR DAMAGES OR LOSSES OCCURRING AS A RESULT OF NONCOMPLIANCE WITH APPLICABLE LAWS AND REGULATIONS.**

AS5047D

14-Bit On-Axis Magnetic Rotary Position Sensor with 11-Bit Decimal and Binary Incremental Pulse Count

General Description

The AS5047D is a high-resolution rotary position sensor for fast absolute angle measurement over a full 360-degree range. This new position sensor is equipped with revolutionary integrated dynamic angle error compensation (DAEC™) with almost 0 latency and offers a robust design that suppresses the influence of any homogenous external stray magnetic field.

A standard 4-wire SPI serial interface allows a host microcontroller to read 14-bit absolute angle position data from the AS5047D and to program non-volatile settings without a dedicated programmer.

Incremental movements are indicated on a set of ABI signals with a maximum resolution of 2000 steps / 500 pulses per revolution in decimal mode and 2048 steps / 512 pulses per revolution in binary mode. The resolution of the ABI signal is programmable and can be reduced to 32 steps per revolution, or 8 pulses per revolution.

Brushless DC (BLDC) motors are controlled through a standard UVW commutation interface with a programmable number of pole pairs from 1 to 7. The absolute angle position is also provided as PWM-encoded output signal.

The AS5047D is available as a single die in a compact 14-pin TSSOP package.

Ordering Information and Content Guide appear at end of datasheet.

Key Benefits & Features

The benefits and features of AS5047D, 14-Bit On-Axis Magnetic Rotary Position Sensor with 11-Bit Decimal and Binary Incremental Pulse Count are listed below:

Figure 1:
Added Value of Using the AS5047D

Benefits	Features
<ul style="list-style-type: none"> • Easy to use – saving costs on DSP 	<ul style="list-style-type: none"> • DAEC™ Dynamic angle error compensation
<ul style="list-style-type: none"> • Good resolution for motor and position control 	<ul style="list-style-type: none"> • 14-bit core resolution
<ul style="list-style-type: none"> • Simple optical encoder replacement 	<ul style="list-style-type: none"> • ABI programmable decimal and binary pulse-count: 500, 400, 300, 200, 100, 50, 25, 8, 512, 256 ppr
<ul style="list-style-type: none"> • No programmer needed (via SPI command) 	<ul style="list-style-type: none"> • Zero position, configuration programmable

Benefits	Features
<ul style="list-style-type: none"> Versatile choice of the interface 	<ul style="list-style-type: none"> Independent output interfaces: SPI, ABI, UVW, PWM
<ul style="list-style-type: none"> Lower system costs (no shielding) 	<ul style="list-style-type: none"> Immune to external stray field

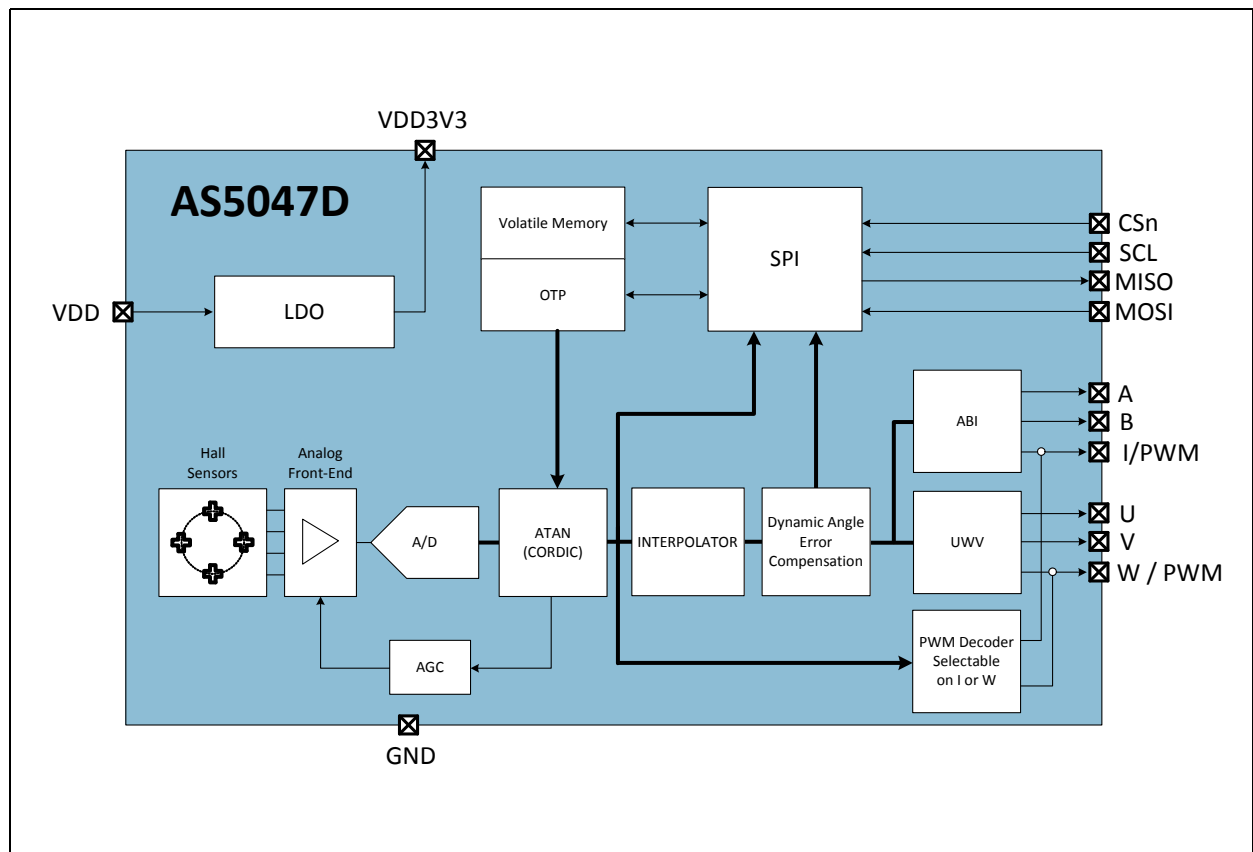
Applications

The AS5047D is ideally suited to support BLDC motor commutation for the most challenging industrial applications such as factory automation, building automation, robotics, PMSM (permanent magnet synchronous motor) and stepper motors closed loop regulation, as well as optical encoder replacement.

Block Diagram

The functional blocks of this device are shown below:

Figure 2:
AS5047D Block Diagram



Pin Assignment

Figure 3:
TSSOP-14 Pin Assignment

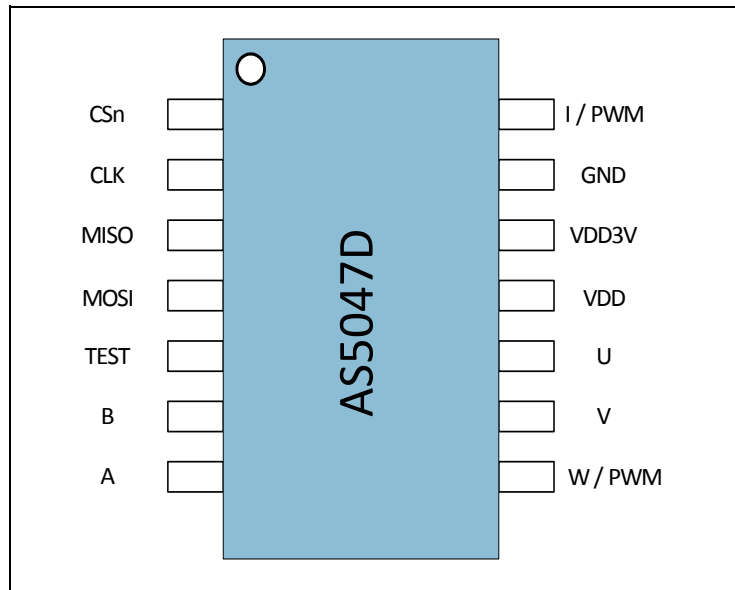


Figure 4:
Pin Description

Pin Number	Pin Name	Pin Type	Description
1	CSn	Digital input	SPI chip select (active low)
2	CLK	Digital input	SPI clock
3	MISO	Digital output	SPI master data input, slave output
4	MOSI	Digital input	SPI master data output, slave input
5	Test		Test pin (connect to ground)
6	B	Digital output	Incremental signal B
7	A	Digital output	Incremental signal A

Pin Number	Pin Name	Pin Type	Description
8	W/PWM	Digital output	Commutation signal W or PWM
9	V	Digital output	Commutation signal V
10	U	Digital output	Commutation signal U
11	VDD	Power supply	5V power supply voltage for on-chip regulator
12	VDD3V3	Power supply	3.3V on-chip low-dropout (LDO) output. Requires an external decoupling capacitor (1 μ F)
13	GND	Power supply	Ground
14	I	Digital output	Incremental signal I (index) or PWM

Note(s) and/or Footnote(s):

1. Floating state of a digital input is not allowed.
2. If SPI is not used, a Pull up resistor on CSn is required.
3. If SPI is not used, a Pull down resistor on CLK and MOSI is required.
4. If SPI is not used, the pin MISO can be left open.
5. If ABI, UVW or PWM is not used, the pins can be left open.

Absolute Maximum Ratings

Stresses beyond those listed parameters under [Absolute Maximum Ratings](#) may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability. Parameters regarding normal operation of the sensor are listed in section [Electrical Characteristics](#).

Figure 5:
Absolute Maximum Ratings

Symbol	Parameter	Min	Max	Units	Note
VDD5	DC supply voltage at VDD pin	-0.3	7.0	V	
VDD3	DC supply voltage at VDD3V3 pin	-0.3	5.0	V	
V _{SS}	DC supply voltage at GND pin	-0.3	0.3	V	
V _{in}	Input pin voltage		VDD+0.3	V	
I _{scr}	Input current (latch-up immunity)	-100	100	mA	AEC-Q100-004
ESD _{HBM}	Electrostatic discharge	±2		kV	AEC-Q100-002
P _t	Total power dissipation (all supplies and outputs)		150	mW	
Ta5V0	Ambient temperature 5V0	-40	125	°C	
Ta3V3	Ambient temperature 3V3	-40	125	°C	
TaProg	Programming temperature	5	45	°C	Programming @ room temperature (25°C ± 20°C)
T _{strg}	Storage temperature	-55	150	°C	
T _{body}	Package body temperature		260	°C	IPC/JEDEC J-STD-020
RH _{NC}	Relative humidity non-condensing	5	85	%	
MSL	Moisture sensitivity level	3			Represents a maximum floor lifetime of 168h

Electrical Characteristics

All limits are guaranteed. The parameters with min and max values are guaranteed with production tests or SQC (Statistical Quality Control) methods.

Figure 6:
Electrical Characteristics

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
VDD	Positive supply voltage	5.0V operation mode	4.5	5.0	5.5	V
VDD3V3	Positive supply voltage	3.3V operation mode; only from -40 to 125°C	3.0	3.3	3.6	V
VDD_Burn	Positive supply voltage	Supply voltage required for programming in 3.3V operation	3.3		3.5	V
V _{REG}	Regulated Voltage	Voltage at VDD3V3 pin if VDD ≠ VDD3V3	3.2	3.4	3.6	V
I _{DD}	Supply current				15	mA
V _{IH}	High-level input voltage		0.7×VDD			V
V _{IL}	Low-level input voltage				0.3×VDD	V
V _{OH}	High-level output voltage		VDD-0.5			V
V _{OL}	Low-level output voltage				V _{SS} +0.4	V
I _{Out}	Current on digital output (ABI, UVW)				1	mA
I _{Out_MISO}	Current on digital output (MISO)				4	mA
C _L	Capacitive load on digital output				50	pf

Magnetic Characteristics

Figure 7:
Magnetic Specifications

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Max	Unit
Bz	Orthogonal magnetic field strength, normal operating mode	Required orthogonal component of the magnetic field strength measured at the die's surface along a circle of 1.1mm	35	70	mT

Note(s) and/or Footnote(s):

1. it is possible to operate the AS5047D below 35mT with reduced noise performance.

System Characteristics

Figure 8:
System Specifications

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
RES	Core resolution			14		bit
RES_ABI	Resolution of the ABI interface	Programmable with register setting (ABIRES)	32		2048	Steps per revolution
INL _{OPT} @ 25°C	Non-linearity, optimum placement of the magnet				±0.8	degree
INL _{OPT+TEMP}	Non-linearity optimum placement of the magnet over the full Temperature Range				±1	degree
INL _{DIS+TEMP}	Non-linearity @ displacement of magnet and temperature -40°C to 150°C	Assuming N35H Magnet (D=8mm, H=3mm) 500um displacement in x and y z-distance @ 2000um			±1.2	degree
ONL	RMS output noise (1 sigma). Not tested, guaranteed by design.	Orthogonal component for the magnetic field within the specified range (Bz)			0.068	degree
ON_PWM	RMS output noise (1 sigma) on PWM interface	Orthogonal component for the magnetic field within the specified range (Bz)			0.068	degree
t _{delay}	System propagation delay –core	Reading angle via SPI	90		110	µs
t _{delay} _DAEC	System propagation delay after dynamic angle error correction.	At ABI and UVW interfaces	1.5		1.9	µs

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
t_{sampl}	Sampling rate	Refresh rate at SPI	225	250	275	ns
DAE_{1700}	Dynamic angle error	At 1700 RPM constant speed			0.02	degree
DAE_{max}	Dynamic angle error	At 14500 RPM constant speed			0.18	degree
DAE_{acc}	Dynamic angle error at constant acceleration (25krad/s ²)	25k radians/s ² constant acceleration			0.175	degree
MS	Maximum speed				14500	RPM

Reference magnet: N35H, 8mm diameter; 3mm thickness.

Timing Characteristics

Figure 9:
Timing Specifications

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
t_{pon}	Power-on time	Time frame between VDD > VDDmin and first valid angular value. Not tested, guaranteed by design.			10	ms

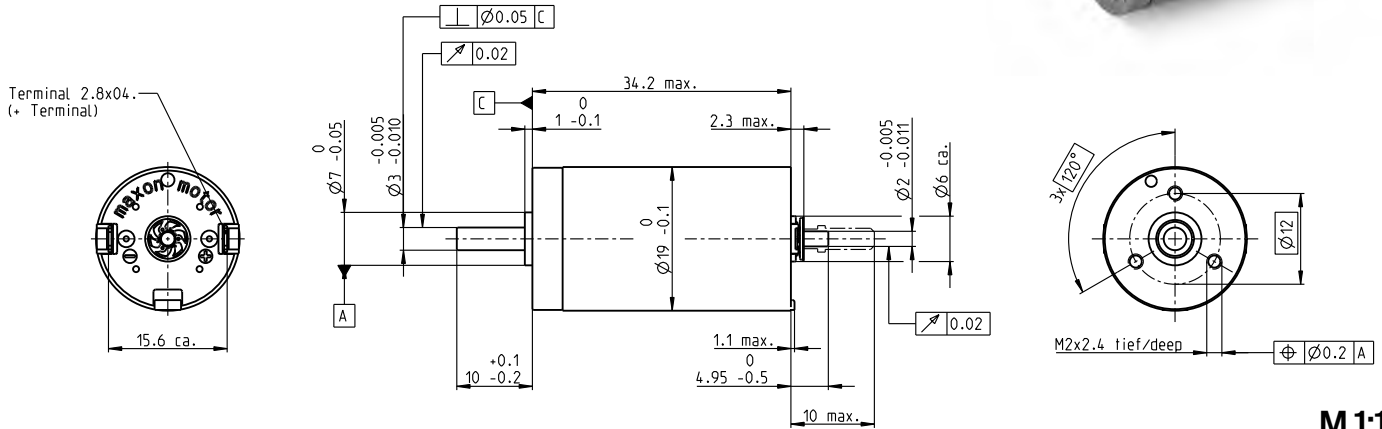
DCX 19 S Escobillas de metal precioso

Motor DC Ø19 mm

Datos de referencia: 5/8 W, 11.0 mNm, 8680 rpm



DCX



M 1:1

Datos del motor

1_ Tensión nominal	V	4.5	6	9	12	18	24
2_ Velocidad en vacío	rpm	6440	6350	6260	6360	6360	6350
3_ Corriente en vacío	mA	72	53	34.6	26.5	17.7	13.2
4_ Velocidad nominal	rpm	5080	4540	4350	4490	4490	4480
5_ Par nominal (máx. par en continuo)	mNm	7.46	10.3	10.8	11.0	11.0	10.9
6_ Corriente nominal (máx. corriente en continuo)	A	1.20	1.20	0.829	0.643	0.428	0.319
7_ Par de arranque	mNm	35.7	36.3	35.8	38.0	37.8	37.5
8_ Corriente de arranque	A	5.42	4.07	2.64	2.13	1.41	1.05
9_ Máx. rendimiento	%	78	79	79	79	79	79
10_ Resistencia en bornes	Ω	0.831	1.47	3.40	5.63	12.7	22.8
11_ Inductancia en bornes	mH	0.045	0.082	0.191	0.329	0.740	1.320
12_ Constante de par	mNm/A	6.58	8.90	13.5	17.8	26.7	35.6
13_ Constante de velocidad	rpm/V	1450	1070	705	536	358	268
14_ Relación velocidad/par	rpm/mNm	183	177	177	170	170	172
15_ Constante de tiempo mecánica	ms	5.12	4.99	4.92	4.89	4.89	4.90
16_ Inercia del rotor	gcm ²	2.67	2.68	2.65	2.75	2.74	2.72

Datos térmicos

17_ Resistencia térmica carcasa-aire	K/W	17.6	Rangos de funcionamiento				
18_ Resistencia térmica bobinado-carcasa	K/W	6.5	n [rpm] bobinado 9 V				
19_ Constante de tiempo térmica del bobinado	s	11.6	20000				
20_ Constante de tiempo térmica del motor	s	312	15000				
21_ Temperatura ambiente de los rodamientos de bolas	°C	-40...+85	10000				
21_ Temperatura ambiente de los cojinetes sinterizados	°C	-30...+85	5000				
22_ Máx. temperatura del bobinado	°C	100	0				

Datos mecánicos de los rodamientos de bolas

23_ Máx. velocidad permitida	rpm	7500	
24_ Juego axial	mm	0...0.1	
25_ Juego radial	mm	0.02	
26_ Carga axial máx. (dinámica)	N	2.5	
27_ Máx. fuerza axial de empuje a presión (estática) (eje apoyado)	N	440	
28_ Carga radial máx. [mm a partir de la brida]	N	16 [5]	
28_ Carga radial máx. [mm a partir de la brida]	N	3 [5]	

Datos mecánicos de los cojinetes sinterizados

23_ Máx. velocidad permitida	rpm	7500	Sistema modular maxon		Detalles en el catálogo de la página 32	
24_ Juego axial	mm	0...0.2	maxon gear	Etapas [opc.]	maxon sensor	maxon motor control
25_ Juego radial	mm	0.02	335_GPX 19 A/C	1-2 [3-4]	433_ENX 10 EASY	486_ESCON Module 24/2
26_ Carga axial máx. (dinámica)	N	0.1	336_GPX 19 LN/LZ	1-2 [3-4]	433_ENX 10 QUAD	486_ESCON 36/2 DC
27_ Máx. fuerza axial de empuje a presión (estática) (eje apoyado)	N	440	337_GPX 19 HP	2-3 [4]	434_ENX 10 EASY XT	495_EPOS4 Micro 24/5
28_ Carga radial máx. [mm a partir de la brida]	N	3 [5]	339_GPX 22 A/C	3-4	436_ENX 16 EASY	496_EPOS4 Mod./Comp. 24/1.5
			340_GPX 22 LN/LZ	3-4	437_ENX 16 EASY XT	497_EPOS4 Comp. 24/5 3-axes
			341_GPX 22 HP	4	438_ENX 16 EASY Abs.	504_EPOS2 P 24/5
					439_ENX 16 EASY Abs. XT	
					443_ENX 16 RIO	

Otras especificaciones

29_ Número de pares de polos		1
30_ Número de delgas de colector		9
31_ Peso del motor	g	50
32_ Nivel de ruido típico	dBA	48

Configuración

Rodamiento: Rodamientos a bolas precargados/Cojinetes sinterizados
 Conmutación: Escobillas de metal precioso con CLL/Escobillas de grafito
 Brida delantera/Trasera: Brida estándar/Brida configurable/Sin brida
 Eje delantero/Trasero: Longitud/Diámetro/Área
 Conexión eléctrica: Terminales o cables/Alineación de conexiones/Longitud de cable/
 Tipo de conector

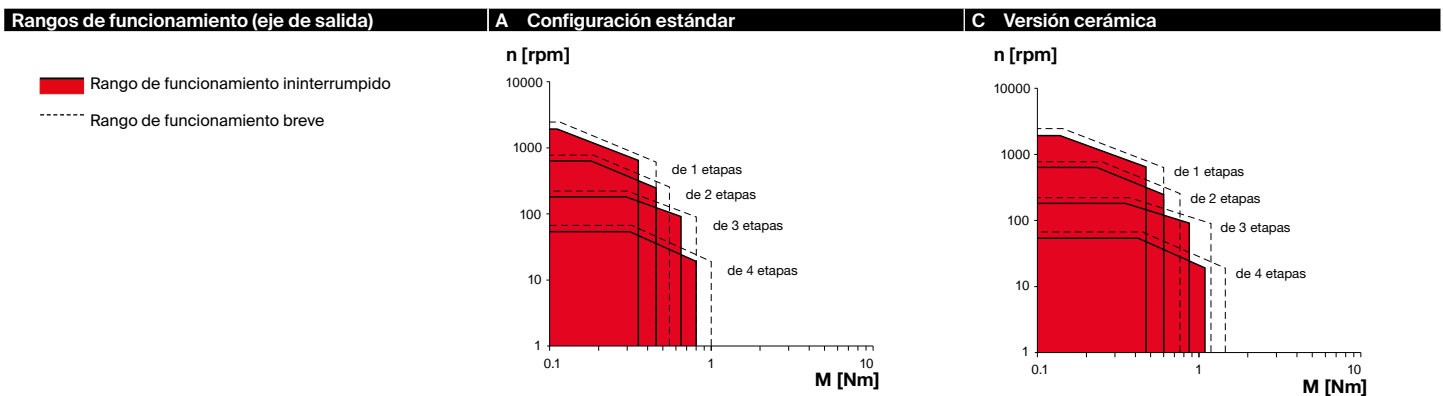
GPX 19

Reductor planetario $\varnothing 19$ mm



GPX

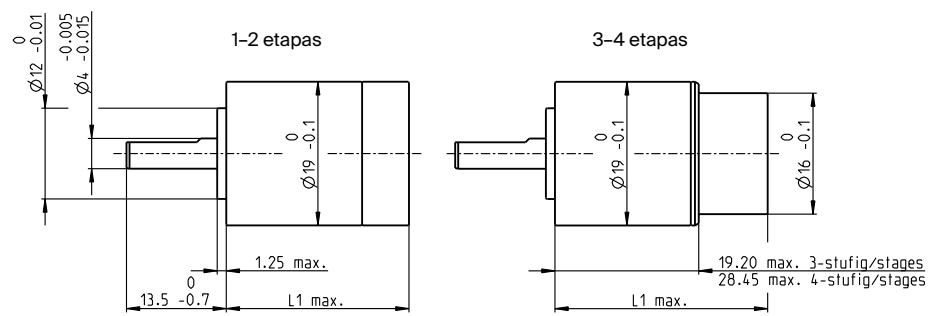
Datos de referencia	A Configuración estándar	C Versión cerámica
Máx. potencia transmitible	W 13	15.5
Máx. par permanente	Nm 0.8	1.1
Máx. velocidad de entrada recomendada	rpm 14 000	14 000
Temperatura ambiente	°C -40 ... +100	-40 ... +100
Rodamiento del eje de salida	Rodamientos a bolas	Rodamientos a bolas



Especificaciones	A Configuración estándar	C Versión cerámica
Número de etapas	1 2 3 4	1 2 3 4
Máx. potencia transmitible permanentemente	W 13.0 6.5 3.2 0.9	15.5 7.8 3.9 1.0
Máx. potencia transmitible brevemente	W 16.2 8.1 4.1 1.1	19.4 9.7 4.9 1.3
Máx. par permanente	Nm 0.35 0.45 0.65 0.80	0.47 0.60 0.86 1.05
Máx. par brevemente	Nm 0.45 0.55 0.80 1.00	0.60 0.75 1.10 1.30
Máx. velocidad de entrada permanente	rpm 10000 12000 14000 14000	10000 12000 14000 14000
Máx. velocidad de entrada brevemente	rpm 12500 15000 17500 17500	12500 15000 17500 17500
Máx. rendimiento	% 90 80 75 65	90 80 75 65
Huelgo medio del reductor sin carga	° 0.9 1.15 1.25 1.35	0.9 1.15 1.25 1.35
Carga axial máx. (dinámica)	N 40 40 40 40	40 40 40 40
Carga radial máx., a 5 mm de la brida	N 50 80 90 90	50 80 90 90
Longitud del reductor L1 ¹	mm 16.7 22.9 27.0 36.2	16.7 22.9 27.0 36.2
Peso	g 30 40 43 55	30 40 43 55

Configuración	A Configuración estándar	C Versión cerámica
Número de etapas	1 2 3 4	1 2 3 4
Relación de reducción	X:1 3.9, 5.3, 6.6 16, 21, 26, 28, 35 62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231 243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526	3.9, 5.3, 6.6 16, 21, 26, 28, 35 62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231 243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Reducción absoluta: (ver online)		
Tipo de reductor	Estándar/Versión cerámica/Con ruido reducido/Holgura reducida/High power	
Brida	Brida estándar/Brida configurable	
Eje	Longitud/Cara plana/Orificio transversal	

Sistema modular maxon	Página	Dimensiones	M 11
maxon DC motor Nº de etapas [opc.]			
DCX 16 S	3-4	83-84	
DCX 16 L	3-4	85-86	
DCX 19 S	1-2 [3-4]	87-88	
DC-max 16 S	3-4	99-100	
maxon EC motor Nº de etapas [opc.]			
ECX SPEED 16 M	3-4	185-188	
ECX SPEED 16 L	3-4	189-192	
ECX SPEED 19 M	1-2 [3-4]	193-196	
ECX SPEED 19 L	1-2 [3-4]	197-200	

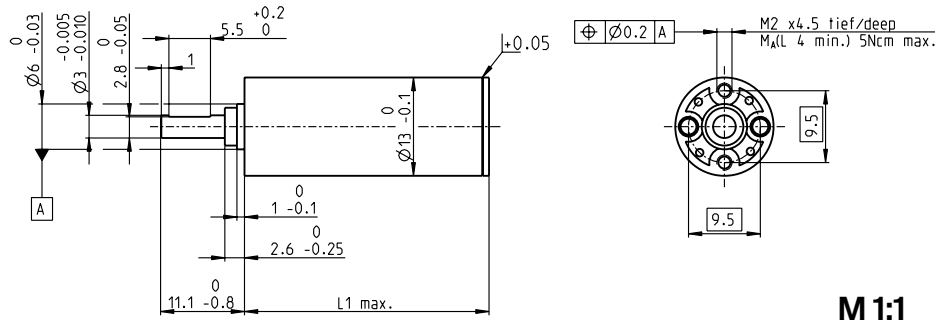


¹Esta longitud puede variar en función de la configuración y del motor seleccionado. La longitud efectiva se calcula al final de cada configuración:

gpx.maxongroup.com

Planetary Gearhead GP 13 K $\varnothing 13$ mm, 0.05–0.15 Nm

Plastic Version



Technical Data

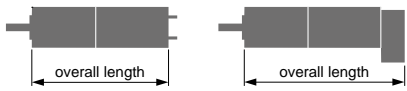
Planetary Gearhead	straight teeth
Housing, planetary wheels	plastic
Output shaft	stainless steel, hardened
Bearing at output	sleeve bearing
Radial play, 6 mm from flange	max. 0.12 mm
Axial play	0.02–0.10 mm
Max. axial load (dynamic)	5 N
Max. force for press fits	100 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	8000 rpm
Recommended temperature range	-15...+80°C
Number of stages	1 2 3 4 5
Max. radial load, 6 mm from flange	2 N 3 N 4 N 5 N 5 N

gear

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers

Gearhead Data	Part Numbers				
	137149	137150	137151	137152	137153
1 Reduction	4.1:1	17:1	67:1	275:1	1119:1
2 Absolute reduction	$\frac{57}{14}$	$\frac{3249}{196}$	$\frac{185193}{2744}$	$\frac{10556001}{38416}$	$\frac{601692057}{537824}$
3 Max. motor shaft diameter	mm 1.5	1.	1.5	1.5	1.5
4 Number of stages	1	2	3	4	5
5 Max. continuous torque	Nm 0.050	0.075	0.100	0.125	0.150
6 Max. intermittent torque at gear output	Nm 0.050	0.075	0.100	0.125	0.150
7 Max. efficiency	% 85	70	60	50	45
8 Weight	g 5.9	6.5	7.0	7.5	8.0
9 Average backlash no load	° 1.8	2.0	2.2	2.5	2.8
10 Mass inertia	gcm ² 0.025	0.009	0.008	0.008	0.008
11 Gearhead length L1	mm 15.5	21.4	25.1	28.8	32.5

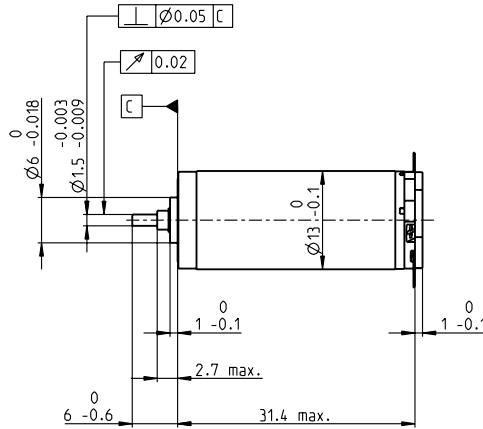
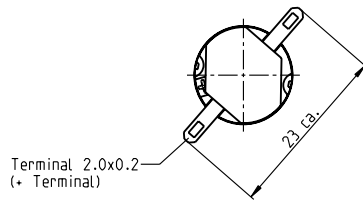


maxon Modular System

+ Motor	Page	+ Sensor/Brake	Page	Overall length [mm] = Motor length + gearhead length + (sensor/brake) + assembly parts				
RE 13	124/126			34.8	40.7	44.4	48.1	51.8
RE 13, 0.75 W	126	MR	472-474	41.9	47.8	51.5	55.2	58.9
RE 13	128/130			47.0	52.9	56.6	60.3	64.0
RE 13, 2 W	130	MR	472-474	54.1	60.0	63.7	67.4	71.1
RE 13, 1.5 W	132/134			37.9	43.8	47.5	51.2	54.9
RE 13, 1.5 W	134	MR	472-474	44.0	49.9	53.6	57.3	61.0
RE 13, 3 W	136/138			50.1	56.0	59.7	63.4	67.1
RE 13, 3 W	138	MR	472-474	56.2	62.1	65.8	69.5	73.2
A-max 12	157/158			36.8	42.7	46.4	50.1	53.8
A-max 12, 0.5 W	158	MR	472-474	40.7	46.6	50.3	54.0	57.7

RE 13 $\varnothing 13$ mm, precious metal brushes, 2.5 watt

RE



M 1:1

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

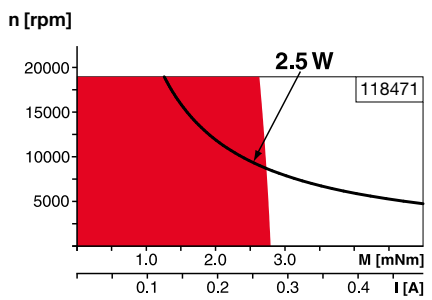
Part Numbers

118461 118462 118463 118464 118465 118466 118467 118468 118469 118470 118471 118472 118473 118474 118475

Motor Data		118461	118462	118463	118464	118465	118466	118467	118468	118469	118470	118471	118472	118473	118474	118475
Values at nominal voltage																
1 Nominal voltage	V	2.4	3	3	3.6	4.8	4.8	6	7.2	8	10	12	15	15	18	24
2 No load speed	rpm	10600	12200	10700	10800	11400	10100	11400	11400	10900	11400	11000	11100	10300	10600	11500
3 No load current	mA	51.5	50.8	42	35.5	28.8	24.4	23	19.2	16.1	13.8	11	8.87	7.98	6.9	5.82
4 Nominal speed	rpm	9160	10500	8490	8050	7890	6430	7660	7730	7320	7790	7390	7470	6620	6920	7800
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	1.44	1.56	1.8	2.16	2.76	2.87	2.81	2.86	2.98	2.9	2.89	2.9	2.88	2.9	2.84
6 Nominal current (max. continuous current)	A	0.72	0.72	0.72	0.72	0.72	0.664	0.586	0.497	0.443	0.363	0.291	0.235	0.217	0.187	0.149
7 Stall torque	mNm	9.95	10.2	8.34	8.25	8.81	7.78	8.51	8.84	9.1	9.15	8.77	8.9	8.13	8.44	8.87
8 Stall current	A	4.63	4.42	3.15	2.63	2.22	1.74	1.72	1.48	1.31	1.11	0.856	0.699	0.592	0.526	0.451
9 Max. efficiency	%	80	80	79	78	79	78	79	79	79	79	79	79	78	79	79
Characteristics																
10 Terminal resistance	Ω	0.519	0.679	0.951	1.37	2.16	2.75	3.5	4.85	6.11	9.03	14	21.5	25.3	34.2	53.2
11 Terminal inductance	mH	0.021	0.025	0.032	0.046	0.073	0.092	0.114	0.164	0.223	0.316	0.485	0.749	0.87	1.19	1.79
12 Torque constant	mNm/A	2.15	2.31	2.65	3.14	3.97	4.46	4.96	5.95	6.94	8.27	10.2	12.7	13.7	16	19.7
13 Speed constant	rpm/V	4440	4130	3610	3040	2410	2140	1930	1600	1380	1160	932	750	696	595	485
14 Speed/torque gradient	rpm/mNm	1070	1210	1300	1330	1310	1320	1360	1310	1210	1260	1270	1260	1280	1270	1310
15 Mechanical time constant	ms	7.65	7.55	7.45	7.37	7.28	7.27	7.28	7.23	7.16	7.2	7.21	7.21	7.21	7.22	7.27
16 Rotor inertia	gcm ²	0.681	0.596	0.548	0.53	0.53	0.526	0.512	0.528	0.565	0.545	0.541	0.544	0.536	0.543	0.529

Specifications Operating Range Comments

- Thermal data**
- 17 Thermal resistance housing-ambient 33 K/W
 - 18 Thermal resistance winding-housing 7.0 K/W
 - 19 Thermal time constant winding 4.88 s
 - 20 Thermal time constant motor 229 s
 - 21 Ambient temperature -20...+65°C
 - 22 Max. winding temperature +85°C
- Mechanical data (sleeve bearings)**
- 23 Max. speed 19000 rpm
 - 24 Axial play 0.05 - 0.15 mm
 - 25 Radial play 0.014 mm
 - 26 Max. axial load (dynamic) 0.8 N
 - 27 Max. force for press fits (static) 15 N
 - 28 Max. radial load, 5 mm from flange 1.4 N



- Continuous operation**
In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.
- Short term operation**
The motor may be briefly overloaded (recurring).
- Assigned power rating**

- Other specifications**
- 29 Number of pole pairs 1
 - 30 Number of commutator segments 7
 - 31 Weight of motor 21 g

maxon Modular System Details on catalog page 38

Values listed in the table are nominal.
Explanation of the figures on page 82.

- Recommended Electronics:**
Notes Page 38
 ESCON Module 24/2 500
 ESCON 36/2 DC 500
 ESCON Module 50/5 501
 ESCON 50/5 503



W 625-2Z

- Ítem popular

Rodamientos rígidos de bolas

Datos de los rodamientos

Tolerancias,

Normales (métricas), P6, P5, Normales (en pulgadas),

Juego radial interno,

Clases C2 a C5

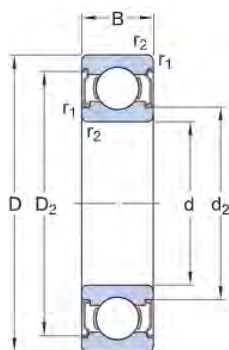
Interfaces del rodamiento

Tolerancias de los asientos

para condiciones estándares,

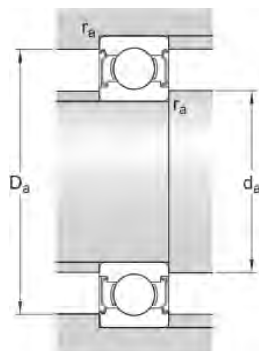
Tolerancias y ajustes resultantes

Especificación técnica



DIMENSIONES

d	5 mm	Diámetro del agujero
D	16 mm	Diámetro exterior
B	5 mm	Ancho
d ₂	≈ 7.5 mm	Diámetro de rebaje
D ₂	≈ 13.4 mm	Diámetro de rebaje
r _{1,2}	min. 0.3 mm	Dimensión del chaflán



DIMENSIONES DE LOS RESALTES

d _a min.	7 mm	Diámetro del resalte del eje
d _a max.	7.4 mm	Diámetro del resalte del eje
D _a max.	14 mm	Diámetro del resalte del soporte
r _a max.	0.3 mm	Radio del eje o acuerdo del soporte

DATOS DEL CÁLCULO

Capacidad de carga dinámica básica	C	1.43 kN
Capacidad de carga estática básica	C_0	0.63 kN
Carga límite de fatiga	P_u	0.027 kN
Velocidad de referencia		100 000 r/min
Velocidad límite		50 000 r/min
Factor de carga mínima	k_T	0.03
Factor de cálculo	f_0	11.8

MASA

Masa de rodamiento	0.005 kg
--------------------	----------

CLASE DE TOLERANCIA

Tolerancias dimensionales	Normal
Desviación radial	Normal



4201 ATN9

Rodamientos rígidos de bolas

Datos de los rodamientos

Tolerancias,

Normales (métricas), P6, P5, Normales (en pulgadas),

Juego radial interno,

Clases C2 a C5

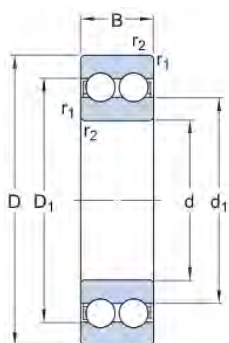
Interfaces del rodamiento

Tolerancias de los asientos

para condiciones estándares,

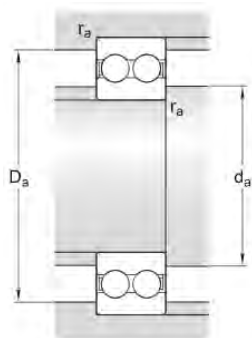
Tolerancias y ajustes resultantes

Especificación técnica



DIMENSIONES

d	12 mm	Diámetro del agujero
D	32 mm	Diámetro exterior
B	14 mm	Ancho
d ₁	≈ 18.3 mm	Diámetro del resalte
D ₁	≈ 25.7 mm	Diámetro del resalte
r _{1,2}	min. 0.6 mm	Dimensión del chaflán



DIMENSIONES DE LOS RESALTES

d _a	min. 16.2 mm	Diámetro del resalte del eje
D _a	max. 27.8 mm	Diámetro del resalte del soporte
r _a	max. 0.6 mm	Radio del eje o acuerdo del soporte

DATOS DEL CÁLCULO

Capacidad de carga dinámica básica	C	10.6 kN
Capacidad de carga estática básica	C ₀	6.2 kN
Carga límite de fatiga	P _u	0.26 kN
Velocidad de referencia		36 000 r/min
Velocidad límite		20 000 r/min
Factor de carga mínima	k _r	0.05
Factor de cálculo	f ₀	12.2

MASA

Masa de rodamiento		0.052 kg
--------------------	--	----------

CLASE DE TOLERANCIA

Tolerancias dimensionales		Normal
Desviación radial		Normal

W 627/3 R-2Z



Rodamiento rígido de bolas de acero inoxidable con aro exterior con pestaña y sellado integral

Los rodamientos rígidos de una hilera de bolas de acero inoxidable con aro exterior con pestaña y sellos o placas de protección en ambos lados proporcionan una mayor resistencia a los productos químicos y a la corrosión. Al igual que con los rodamientos rígidos de bolas en general, son especialmente versátiles, tienen baja fricción y están optimizados para un bajo nivel de ruido y vibraciones, lo que permite alcanzar altas velocidades de giro. Soportan cargas radiales y axiales en ambos sentidos, son fáciles de montar y requieren menos mantenimiento que otros tipos de rodamientos. El aro exterior con pestaña facilita la fijación axial de los rodamientos dentro de sus soportes. El sellado integral puede prolongar significativamente la vida útil del rodamiento porque mantiene el lubricante en los rodamientos y los contaminantes fuera.

- Mayor resistencia a los productos químicos y a la corrosión
- El aro exterior con pestaña facilita la fijación axial de los rodamientos dentro de sus soportes
- El sellado integral prolonga la vida útil del rodamiento
- Beneficios típicos de los rodamientos rígidos de una hilera de bolas

Overview

Dimensiones

Ancho	2.5 mm
Diámetro exterior	6 mm
Diámetro interno	3 mm

Rendimiento

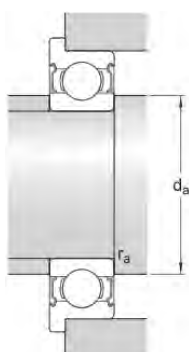
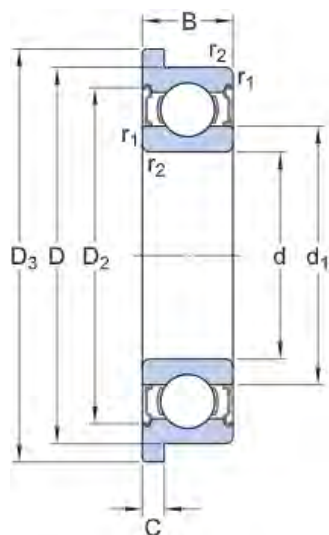
Capacidad de carga dinámica básica	0.117 kN
Capacidad de carga estática básica	0.036 kN
Velocidad de referencia	170 000 r/min
Velocidad límite	85 000 r/min

Propiedades

Cantidad de hileras	1
Característica de relubricación	Sin
Disposición ajustada	No
Elemento de fijación, aro exterior del rodamiento	Pestaña
Jaula	Chapa metálica
Juego radial interno	CN
Lubricante	Grasa
Material, rodamiento	Acero inoxidable
Ranuras de llenado	Sin
Recubrimiento	Sin

Sellado	Placa de protección en ambos lados
Tipo de agujero	Cilíndrico
Tipo de sellado	Sin contacto

Especificación técnica



Dimensiones

d	3 mm	Diámetro del agujero
D	6 mm	Diámetro exterior
B	2.5 mm	Ancho
d_1	≈ 3.7 mm	Diámetro del resalte
D_2	≈ 5.4 mm	Diámetro del rebaje
D_3	7.2 mm	Diámetro de pestaña
C	0.6 mm	Ancho de la pestaña
$r_{1,2}$	min. 0.1 mm	Dimensión del chaflán

Dimensiones de los resaltes

d_a min.	3.6 mm	Diámetro del resalte del eje
d_a max.	3.6 mm	Diámetro del resalte del eje
r_a max.	0.1 mm	Radio del eje o acuerdo del soporte

Datos del cálculo

Capacidad de carga dinámica básica	C	0.117 kN
Capacidad de carga estática básica	C_0	0.036 kN
Carga límite de fatiga	P_u	0.002 kN
Velocidad de referencia		170 000 r/min
Velocidad límite		85 000 r/min
Factor de carga mínima	k_f	0.015
Factor de cálculo	f_0	7.1

Masa

Masa de rodamiento	0.000305 kg
--------------------	-------------

Clase de tolerancia

Tolerancias dimensionales	Normal
Desviación radial	Normal

Términos y condiciones

Al visitar y utilizar esta página web/aplicación, publicada por AB SKG (publ.) (556007-3495 · Gotemburgo) ("SKF") y de su propiedad, usted acepta cumplir los siguientes términos y condiciones:

Limitación de la garantía y de la responsabilidad

Aunque se ha puesto el máximo empeño en asegurar la exactitud de la información incluida en esta página web/aplicación, SKF proporciona dicha información "TAL CUAL", y DENIEGA CUALQUIER GARANTÍA, EXPRESA O IMPLÍCITA, INCLUIDAS, ENTRE OTRAS, LAS GARANTÍAS IMPLÍCITAS DE COMERCIABILIDAD Y APTITUD PARA FINES ESPECÍFICOS. Usted reconoce que utilizará esta página web/aplicación bajo su entera responsabilidad, que asume la responsabilidad absoluta de todos los costos asociados al uso de esta página web/aplicación y que SKF no será responsable de ningún daño directo, incidental, consecuente ni indirecto de ningún tipo, derivado de su acceso a la información o los programas informáticos disponibles en esta página web/aplicación o del uso de estos. Todas las garantías y manifestaciones incluidas en esta página web/aplicación acerca de los productos o servicios de SKF que usted adquiera o use estarán sujetas a los términos y condiciones acordados en el contrato del producto o servicio en cuestión. Asimismo, en lo que respecta a las páginas web/aplicaciones no pertenecientes a SKF mencionadas en nuestra página web/aplicación o donde se incluya un hipervínculo, SKF no ofrece garantía alguna respecto de la exactitud o la confiabilidad de la información incluida en dichas páginas web/aplicaciones y no asumirá ninguna responsabilidad sobre el material creado o publicado por terceros incluido en dichas páginas y aplicaciones. Además, SKF tampoco garantiza que esta página web/aplicación ni que esas otras páginas web/aplicaciones vinculadas estén libres de virus u otros elementos perjudiciales.

Derechos de autor

Los derechos de autor de esta página web/aplicación y el derecho de autor de la información y los programas informáticos disponibles en esta página web/aplicación pertenecen a SKF o a los otorgantes de su autorización de uso. Quedan reservados todos los derechos. Todo el material autorizado para su uso mencionará al otorgante que haya concedido a SKF el derecho a utilizar el material. La información y los programas informáticos disponibles en esta página web/aplicación no podrán reproducirse, duplicarse, copiarse, transmitirse, distribuirse, almacenarse, modificarse, descargarse ni explotarse de ningún otro modo para uso comercial sin la autorización previa por escrito de SKF. No obstante, sí podrán reproducirse, almacenarse y descargarse para su uso por parte de particulares sin la autorización previa por escrito de SKF. En ningún caso se podrá facilitar esta información o programas informáticos a terceros.

Esta página web/aplicación incluye determinadas imágenes que se utilizan bajo licencia de Shutterstock, Inc.

Marcas comerciales y patentes

Todas las marcas comerciales, nombres de marcas y logotipos de empresas que aparecen en la página web/aplicación son propiedad de SKF o de los otorgantes de su autorización de uso, y no podrán ser utilizados de ningún modo sin la autorización previa por escrito de SKF. Todas las marcas comerciales autorizadas publicadas en esta página web/aplicación mencionan al otorgante que haya concedido a SKF el derecho a utilizar la marca comercial. El acceso a esta página web/aplicación no concede al usuario ningún derecho sobre las patentes propiedad de SKF o autorizadas a SKF.

Cambios

SKF se reserva el derecho a introducir cambios o ampliaciones de esta página web/aplicación en cualquier momento.

LGU26-S Series

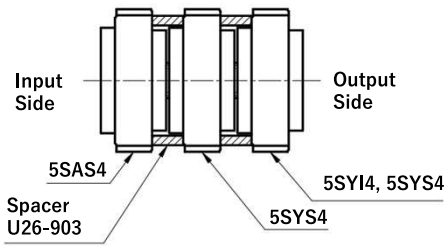
UNIT TYPE

φ26

2.0 Nm

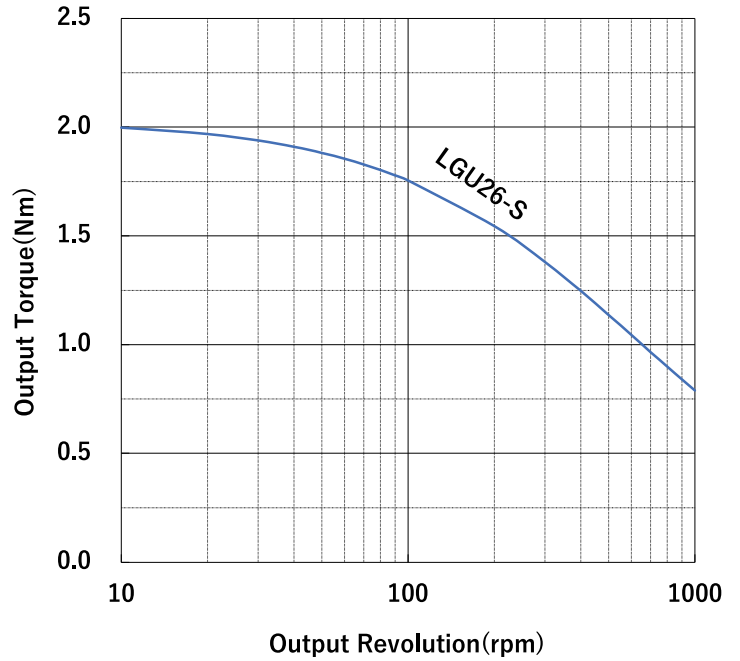


EXAMPLE of STACKING



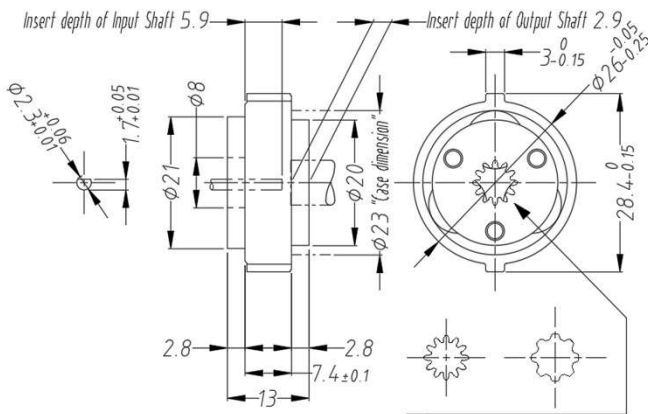
- See the Multi-Stage Usage Page
- See the Optional Parts Page

OUTPUT TORQUE CURVE

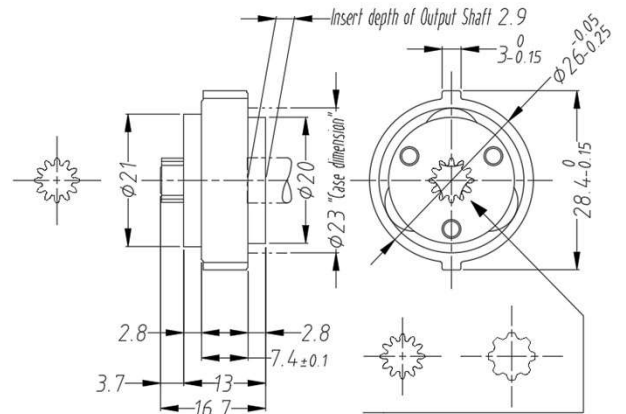


DIMENSIONS (mm)

LGU26-SAS4,SAI4



LGU26-SYS4,SYI4



Series	Model Name	Actual Speed Ratio	Maximum Output Torque(Nm)	Input Shape	Output Shape	Weight (g)
LGU26-S	LGU26-5SAS4	4.5	2.0	D Cut Hole φ2.3×1.7	Spur Gear Hole φ7.0×12z×0.5m	21
	LGU26-5SAI4				Spline Hole 7.5×8×0.75	21
	LGU26-5SYS4			Spur Gear Shaft φ7.0×12z×0.5m	Spur Gear Hole φ7.0×12z×0.5m	22
	LGU26-5SYI4				Spline Hole 7.5×8×0.75	22

LGU75-M Series

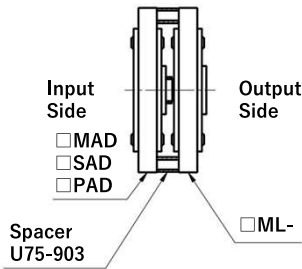
UNIT TYPE

φ75

6.9 - 22.6 Nm

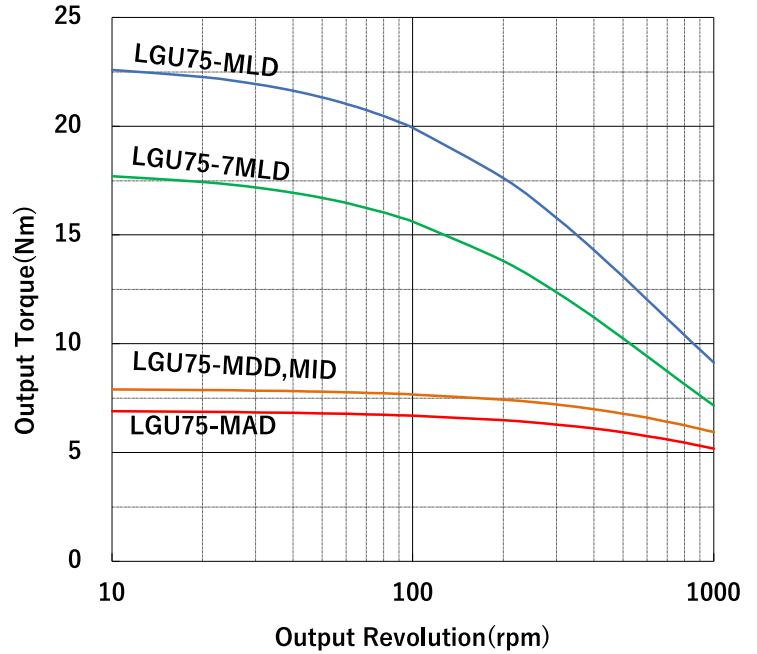


EXAMPLE of STACKING



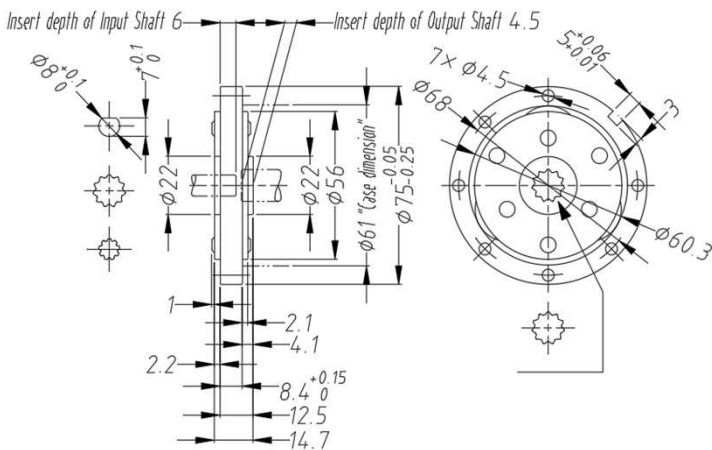
- See the Multi-Stage Usage Page
- See the Optional Parts Page

OUTPUT TORQUE CURVE

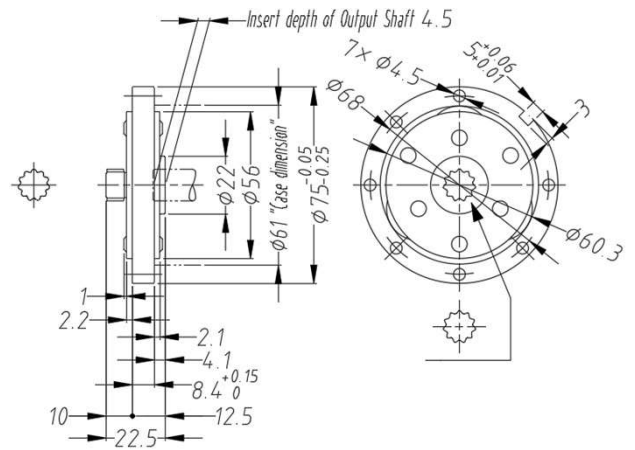


DIMENSIONS (mm)

LGU75-MAD, MDD, MID



LGU75-MLD



Series	Model Name	Actual Speed Ratio	Maximum Output Torque(Nm)	Input Shape	Output Shape	Weight (g)
LGU75-M	LGU75-3MAD	3	6.9	D Cut Hole φ8×7	Serration Hole 12×11×1	230
	LGU75-4MAD	4				240
	LGU75-5MAD	5				250
	LGU75-3MDD	3	7.9	Serration Hole 12×11×1		230
	LGU75-4MDD	4				240
	LGU75-5MID	5				250
	LGU75-3MLD	3	22.6	Serration Shaft 12×11×1		240
	LGU75-4MLD	4				250
	LGU75-5MLD	5				260
	LGU75-6MLD	5.8				260
LGU75-7MLD	7	270				

LGU75-M8 Series

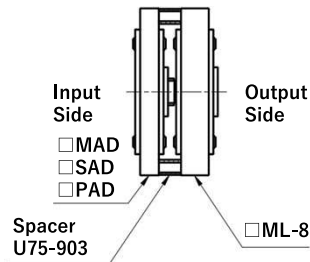
UNIT TYPE

φ75

34.3 – 44.1 Nm

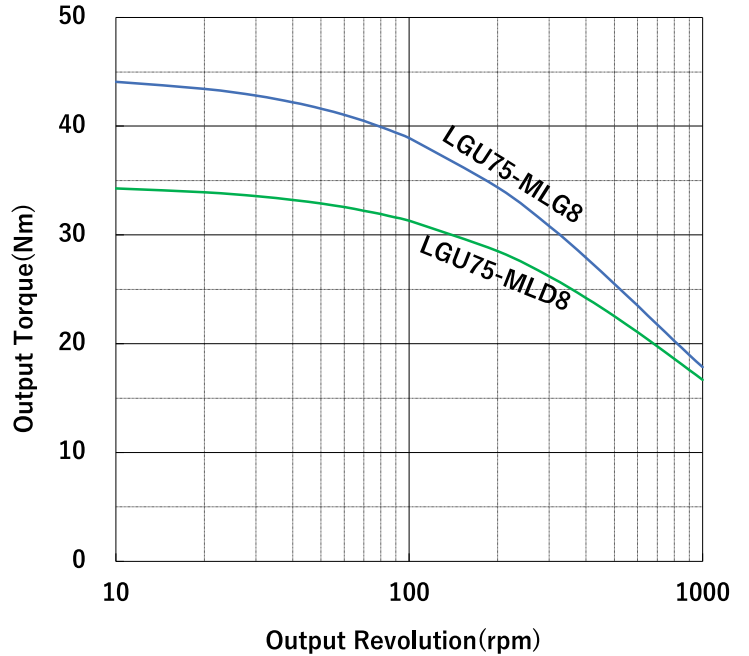


EXAMPLE of STACKING



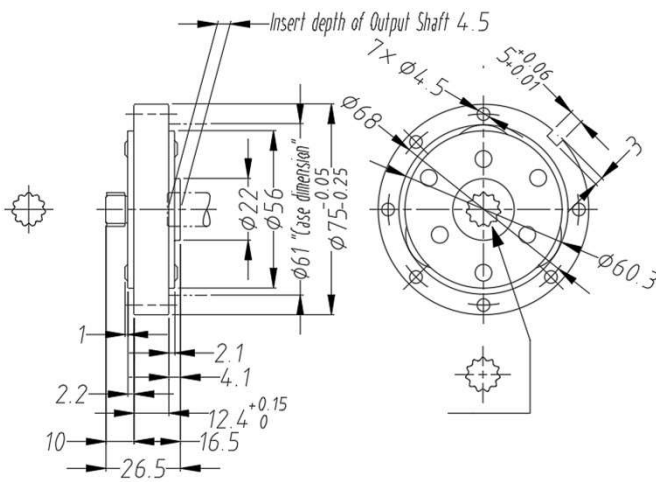
- See the Multi-Stage Usage Page
- See the Optional Parts Page

OUTPUT TORQUE CURVE

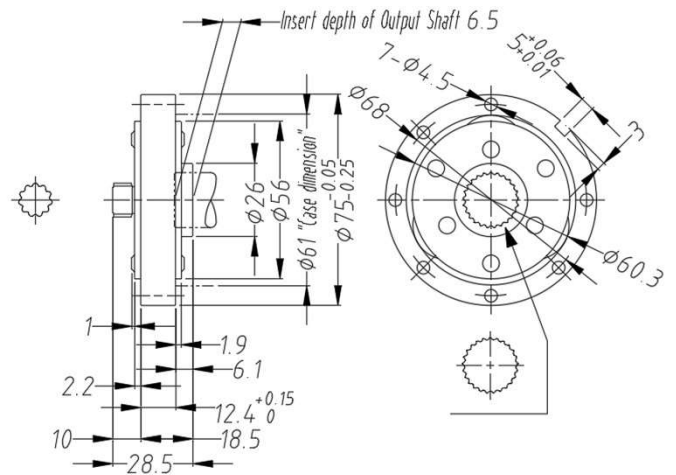


DIMENSIONS (mm)

LGU75-MLD8



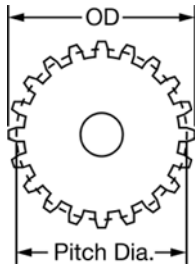
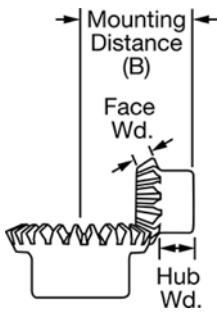
LGU75-MLG8



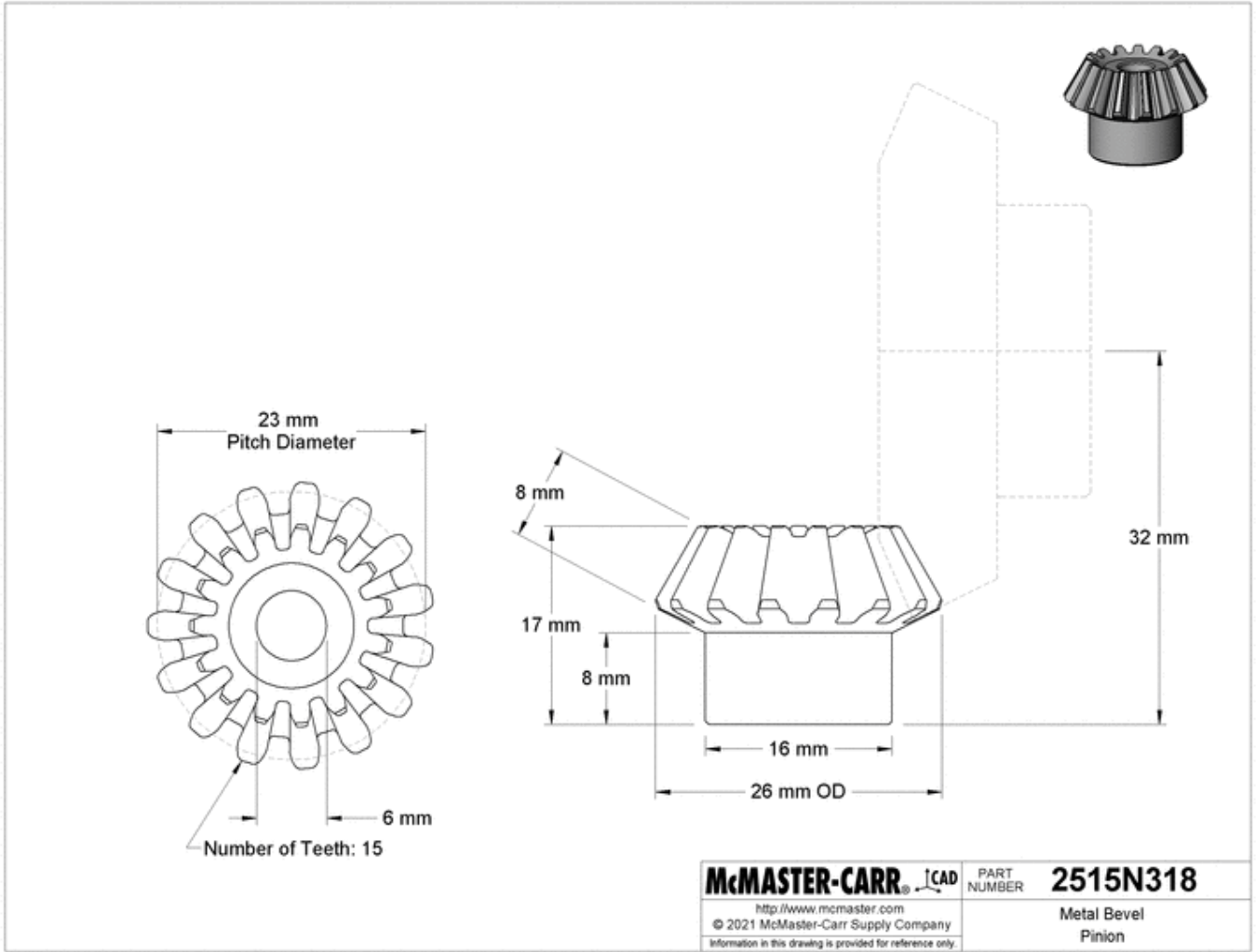
Series	Model Name	Actual Speed Ratio	Maximum Output Torque(Nm)	Input Shape	Output Shape	Weight (g)
LGU75-M8	LGU75-3MLD8	3	34.3	Serration Shaft 12×11×1	Serration Hole 12×11×1	320
	LGU75-4MLD8	4				330
	LGU75-5MLD8	5				340
	LGU75-6MLD8	5.8				340
	LGU75-3MLG8	3	44.1		Serration Hole 19×25×0.75	320
	LGU75-4MLG8	4				320
	LGU75-5MLG8	5				330

Metal Bevel Pinion, 8mm Wd Face, 1.5 Module, 2:1

\$24.12 Each
2515N318



Gear Type	Bevel
Component	Gear
System of Measurement	Metric
Bore Type	Round
Face Width	8 mm
Module	1.5
Pressure Angle	20°
Speed Ratio	2:1
Number of Teeth	15
Gear Pitch Diameter	23 mm
OD	26 mm
Overall Width	17 mm
For Shaft Diameter	6 mm
Mounting Distance (B)	32 mm
Hub	
Diameter	16 mm
Width	8 mm
Material	Black-Oxide 1045 Carbon Steel
Teeth Heat Treatment	Not Hardened
RoHS	RoHS 3 (2015/863/EU) Compliant
REACH	REACH (EC 1907/2006) (07/08/2021, 219 SVHC) Compliant
DFARS	Specialty Metals COTS-Exempt
Country of Origin	Japan
Schedule B	848340.9000
ECCN	EAR99

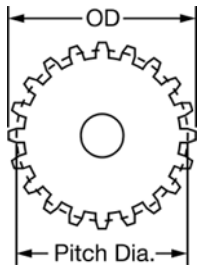
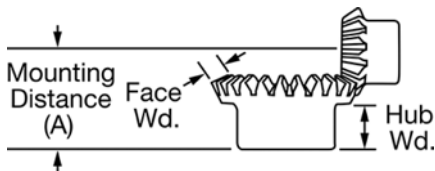


The information in this 3-D model is provided for reference only.

Metal Bevel Gear

8 mm Face Width, 1.5 Module, 2:1 Speed Ratio

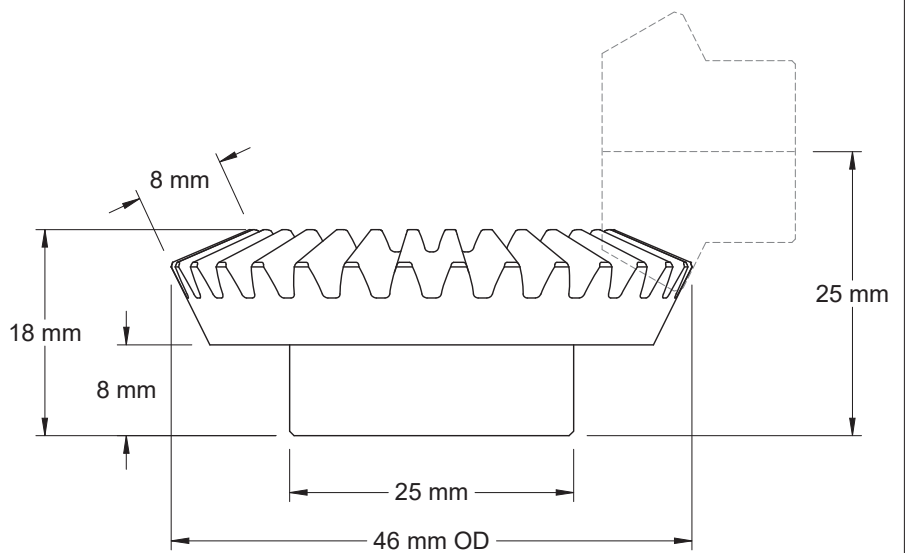
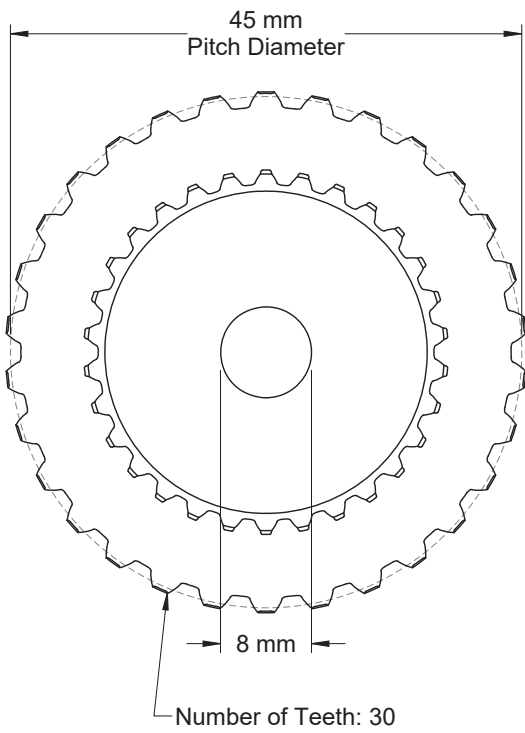
\$41.65 Each
2515N325



Gear Type	Bevel
Component	Gear
System of Measurement	Metric
Bore Type	Round
Face Width	8 mm
Module	1.5
Pressure Angle	20°
Speed Ratio	2:1
Number of Teeth	30
Gear Pitch Diameter	45 mm
OD	46 mm
Overall Width	18 mm
For Shaft Diameter	8 mm
Mounting Distance (A)	25 mm
Hub	
Diameter	25 mm
Width	9 mm
Material	Black-Oxide 1045 Carbon Steel
Teeth Heat Treatment	Not Hardened
RoHS	RoHS 3 (2015/863/EU) Compliant
REACH	REACH (EC 1907/2006) (07/08/2021, 219 SVHC) Compliant
DFARS	Specialty Metals COTS-Exempt
Country of Origin	Japan
Schedule B	848340.9000
ECCN	EAR99

A type of miter gear where one gear (sometimes called a pinion) is smaller than the other, bevel gears provide right-angle speed reduction at speed ratios ranging from 2:1 to 5:1. All are carbon steel for strength; they're compatible with [plastic bevel gears](#). Teeth are not hardened so you can harden them to fit your application. Hardening a gear's teeth increases its wear resistance.

A complete set consists of a gear and pinion (sold separately). For a gear and pinion to mesh correctly, they must have the same pressure angle, pitch/module, and face width. Speed ratio is the ratio by which shaft speed is reduced when transferring motion from pinion to gear. To increase shaft speed, transfer motion from gear to pinion. Changing shaft speed also changes torque: as speed decreases, torque increases.

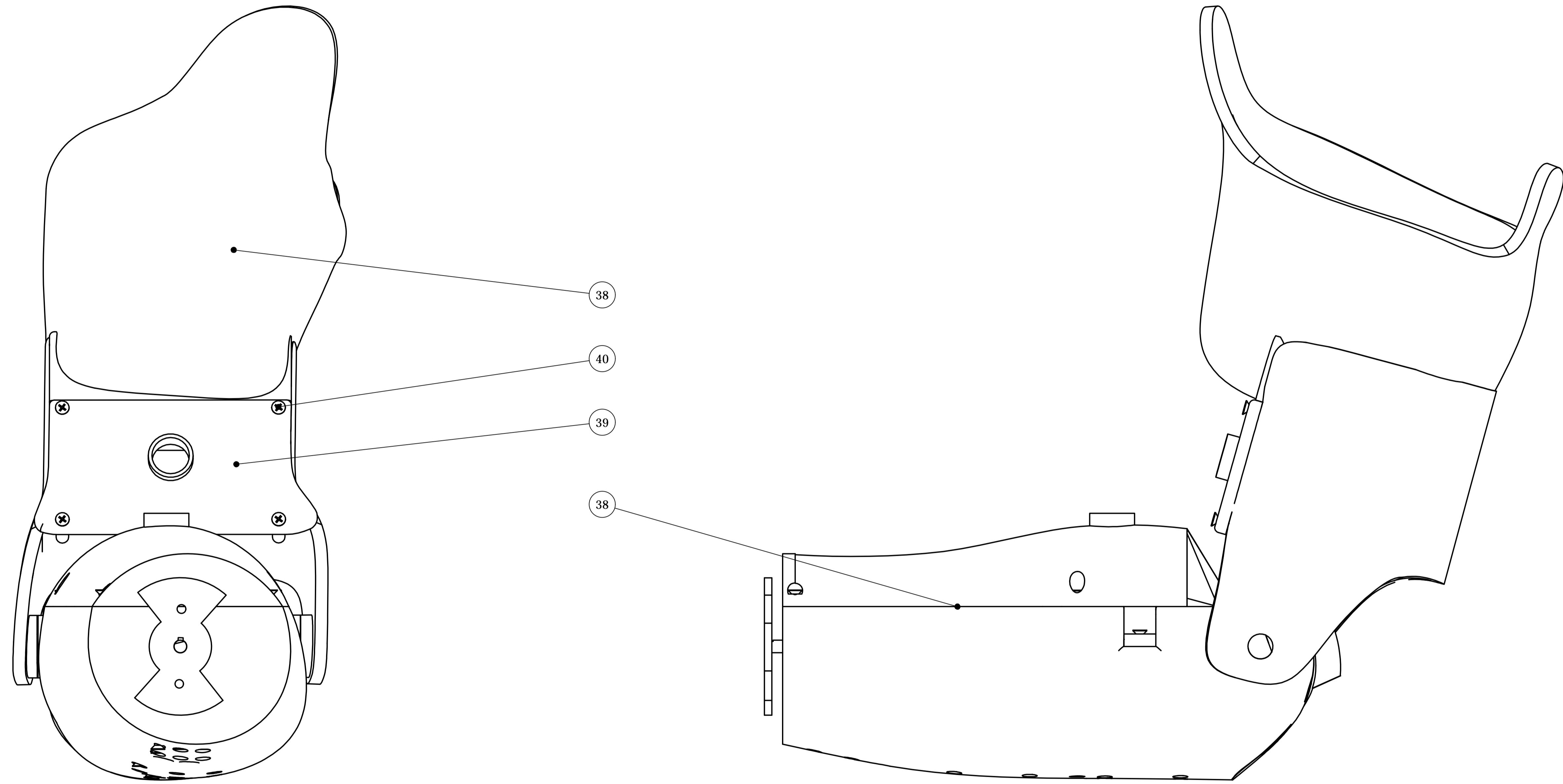


McMASTER-CARR 
<http://www.mcmaster.com>
© 2021 McMaster-Carr Supply Company
Information in this drawing is provided for reference only.

PART NUMBER **2515N325**
Metal Bevel
Gear

ANEXO B: PLANOS DEL SISTEMA

Nro.	Nombre del plano	Código del plano
1	Prótesis de codo	A1.E01
2	Sub-ensamble módulo mecánico	A1.E02
3	Embrague no retroactivo	A3.E03
4	Apoyo embrague A	A4.D01
5	Apoyo embrague B	A4.D02
6	Apoyo A	A4.D03
7	Apoyo B	A3.D04
8	Apoyo C	A4.D05
9	Apoyo Motor A	A3.D06
10	Apoyo Motor B	A3.D07
11	Apoyo Rodamiento A	A4.D08
12	Antebrazo	A2.D09
13	Socket	A3.D10
14	Acople mecánico	A4.D11
15	Embrague Parte 1	A4.D12
16	Embrague Parte 2	A3.D13
17	Embrague Parte 3	A4.D14
18	Tapa del embrague	A4.D15
19	Tapa de socket	A4.D16
20	Tapa de antebrazo	A2.D17
21	Cilindro de embrague	A4.D18
22	Tarjeta Electrónica de Control	A4.EL01
23	Sensor EMG	A4.EL02

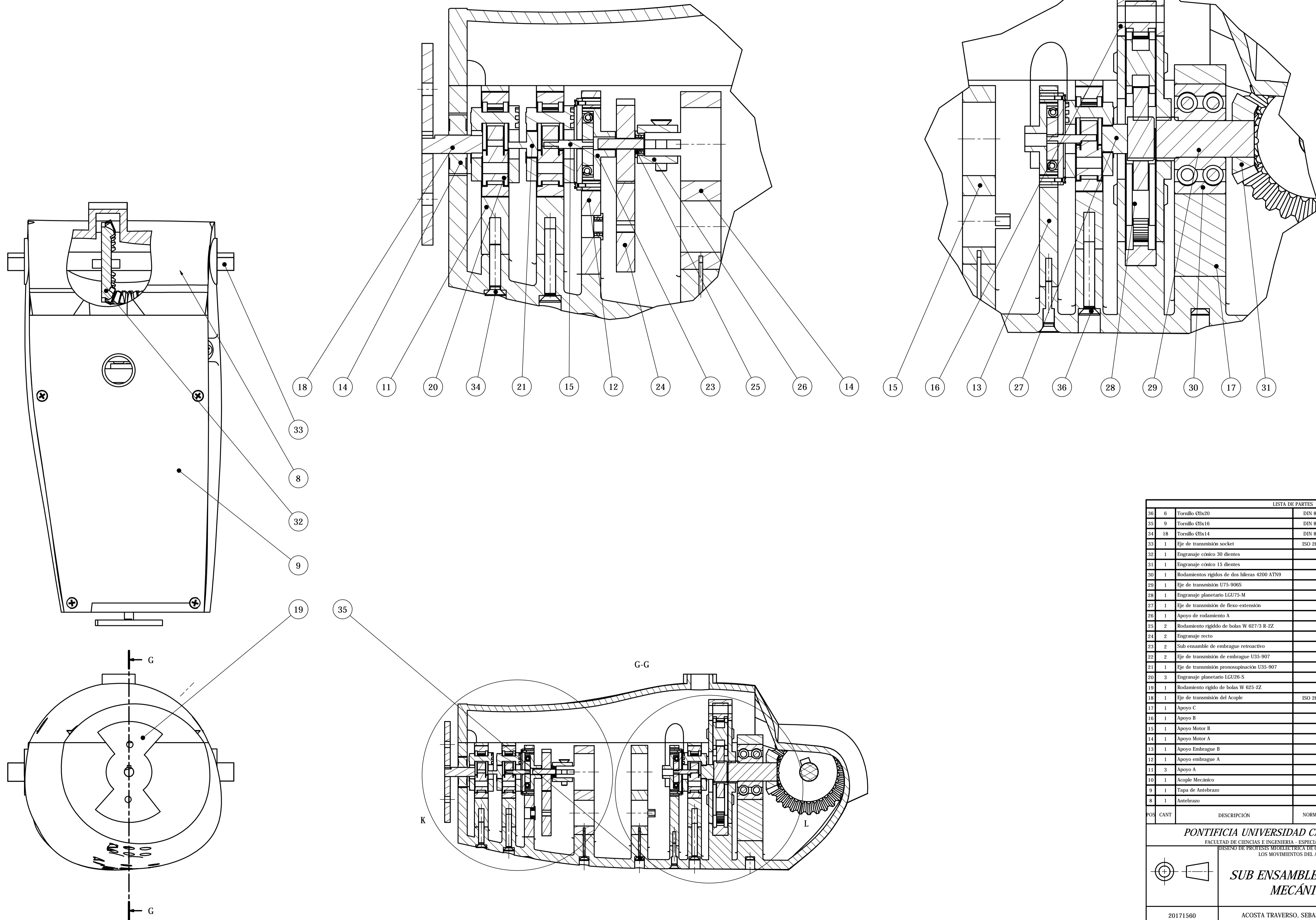


LISTA DE PARTES					
40	4	Formillo M3x14	DIN 87		
39	1	Fapa de socket	ASTM D4673	A4.D16	
38	1	Socket	ASTM D4673	A3.D10	
37	1	Sub ensamble del módulo mecánico		A1.E02	
POS	CANT	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ <small>FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA</small> <small>DISEÑO DE PROTESIS MIOELECTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO</small>				
	PROTESIS DE CODO			<small>ESCALA</small> 1:1
				<small>FECHA:</small> 2023.03.05
<small>20171560</small>		<small>ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO</small>		<small>PLANO:</small> A1.E01

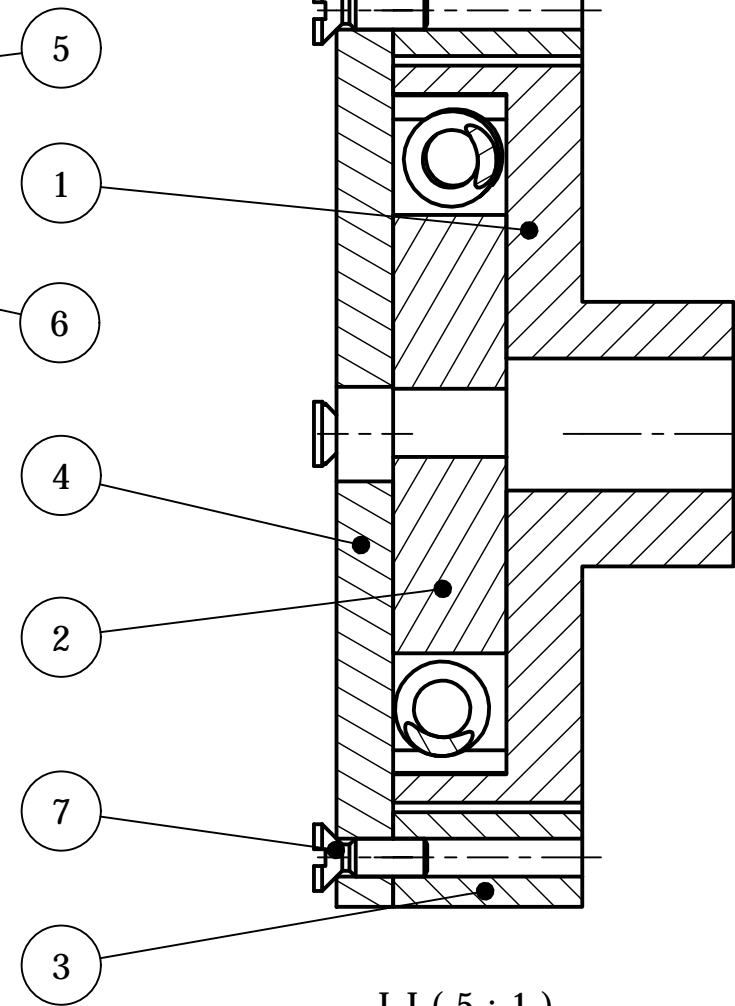
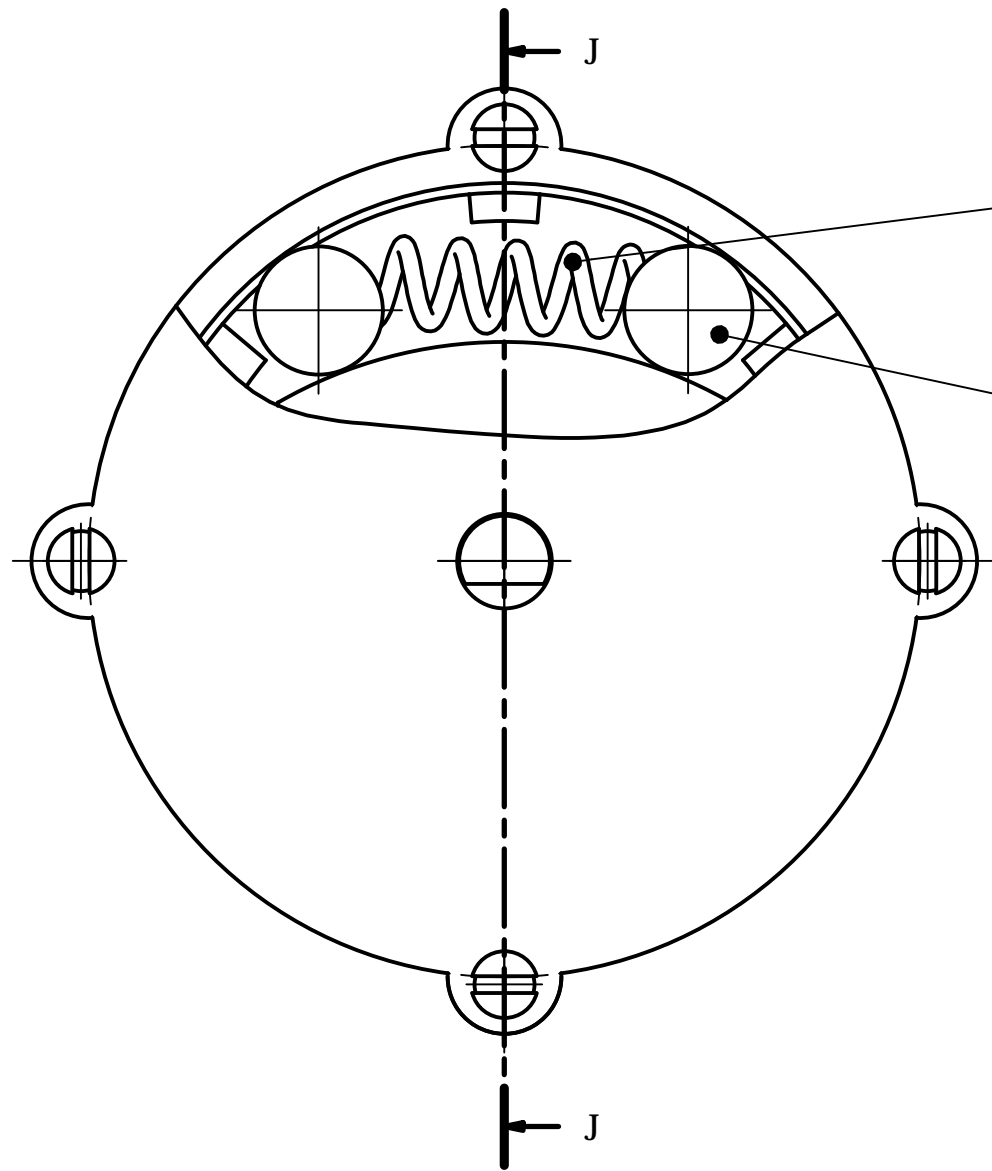
K (2 : 1)

L (2 : 1)

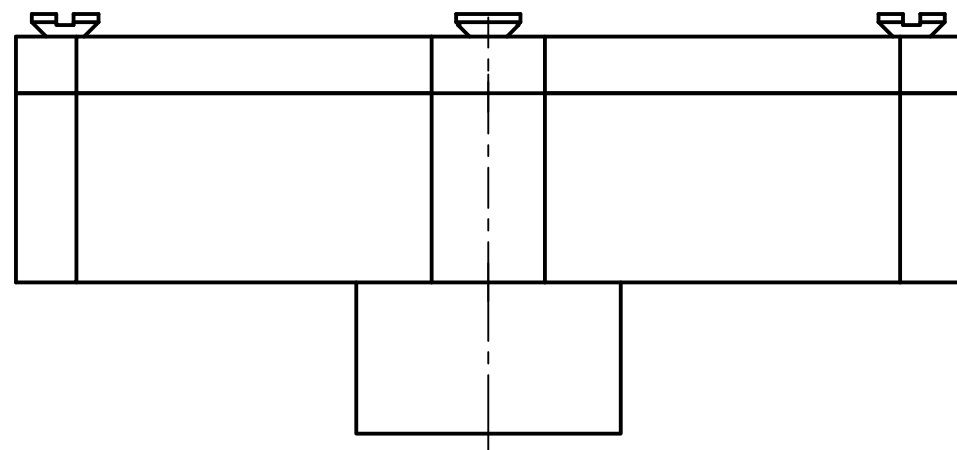


LISTA DE PARTES					
POS	CANT	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
36	6	Tornillo Ø3x20	DIN 87		
35	9	Tornillo Ø3x16	DIN 87		
34	18	Tornillo Ø3x14	DIN 87		
33	1	Eje de transmisión socket	ISO 286	SAE J403	
32	1	Engranaje cónico 30 dientes	SAE 1045	McMaster-Carr	
31	1	Engranaje cónico 15 dientes	SAE 1045	McMaster-Carr	
30	1	Rodamientos rígidos de dos hilas 4200 ATN9		SKF	
29	1	Eje de transmisión U75-906S	SAE 1045	MATEX	
28	1	Engranaje planetario LGU75-M		MATEX	
27	1	Eje de transmisión de flexo-extensión	SAE 1045		
26	1	Apoyo de rodamiento A	ASTM D4673	A4.D08	
25	2	Rodamiento rígido de bolas W 627/3 R-ZZ		SKF	
24	2	Engranaje recto	SAE 304	MISUMI	
23	2	Sub ensamble de embrague retroactivo		A3.E3	
22	2	Eje de transmisión de embrague U35-907	SAE 1045	MATEX	
21	1	Eje de transmisión pronosupinación U35-907	SAE 1045	MATEX	
20	3	Engranaje planetario LGU26-S		MATEX	
19	1	Rodamiento rígido de bolas W 625-ZZ		SKF	
18	1	Eje de transmisión del Acople	ISO 286	SAE 1045	
17	1	Apoyo C	ASTM D4673	A4.D05	
16	1	Apoyo B	ASTM D4673	A4.D04	
15	1	Apoyo Motor B	ASTM D4673	A3.D07	
14	1	Apoyo Motor A	ASTM D4673	A3.D06	
13	1	Apoyo Embrague B	ASTM D4673	A4.D02	
12	1	Apoyo embrague A	ASTM D4673	A4.D01	
11	3	Apoyo A	ASTM D4673	A4.D03	
10	1	Acople Mecánico		A4.D11	
9	1	Tapo de Antebrazo	ASTM D4673	A2.D17	
8	1	Antebrazo	ASTM D4673	A2.D09	

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA		
DISEÑO DE PROTESIS MIOELECTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO		ESCALA
SUB ENSAMBLE MÓDULO MECÁNICO		1:1
		FECHA: 2023.03.05
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	PLANO: A1.E02



J-J (5 : 1)



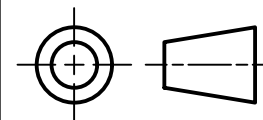
LISTA DE PARTES

7	4	Tornillo Ø1x3	DIN 87		
6	4	Cilindros Embrague		AISI 316	A4.D18
5	2	Resorte D10210 1.5 x 5		ASTM A 228	
4	1	Tapa de embrague		AISI 316	A4.D15
3	1	Embrague parte 3		AISI 316	A4.D14
2	1	Embrague parte 2		AISI 316	A2.D13
1	1	Embrague parte 1		AISI 316	A4.D12
POS	CANT	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA - ESPECIALIDAD: ING. MECATRÓNICA

DISEÑO DE PROTESIS MIOELECTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR
LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO



**EMBRAGUE NO
RETROACTIVO**

ESCALA

5:1

FECHA:

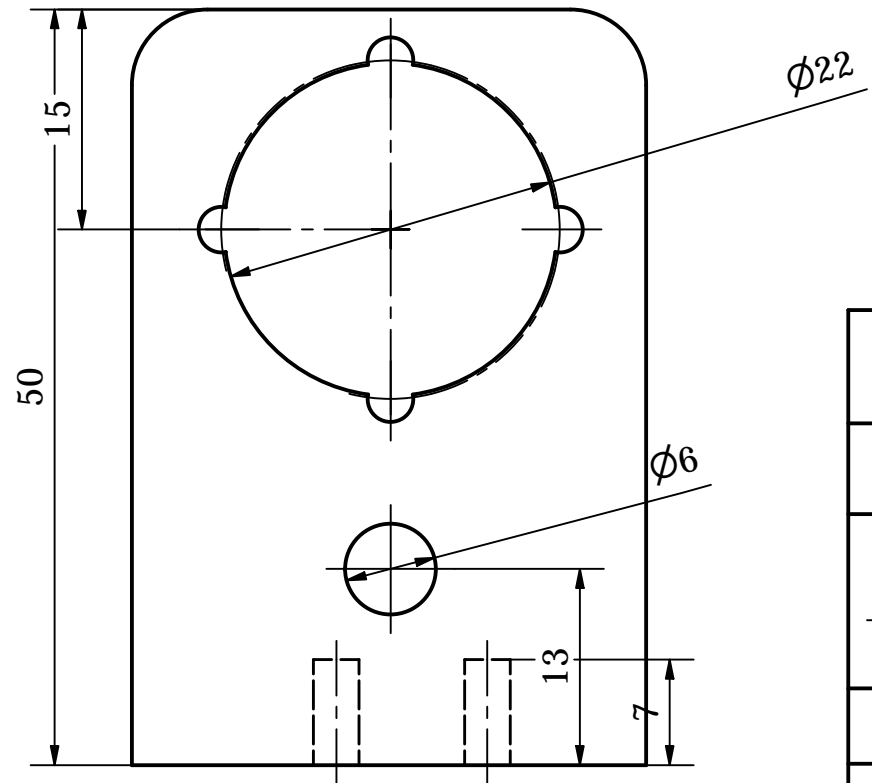
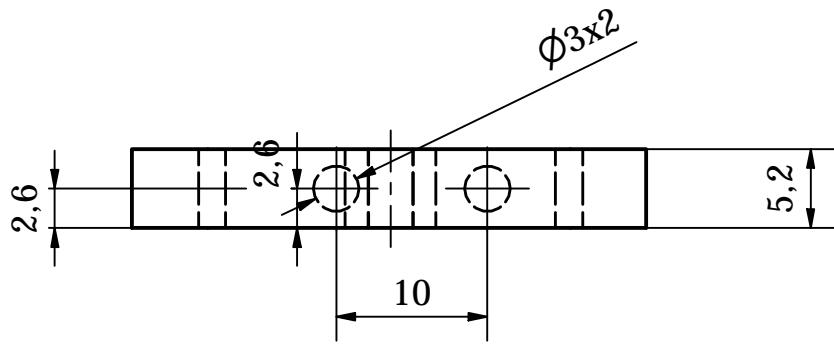
2023.03.04

20171560

ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO

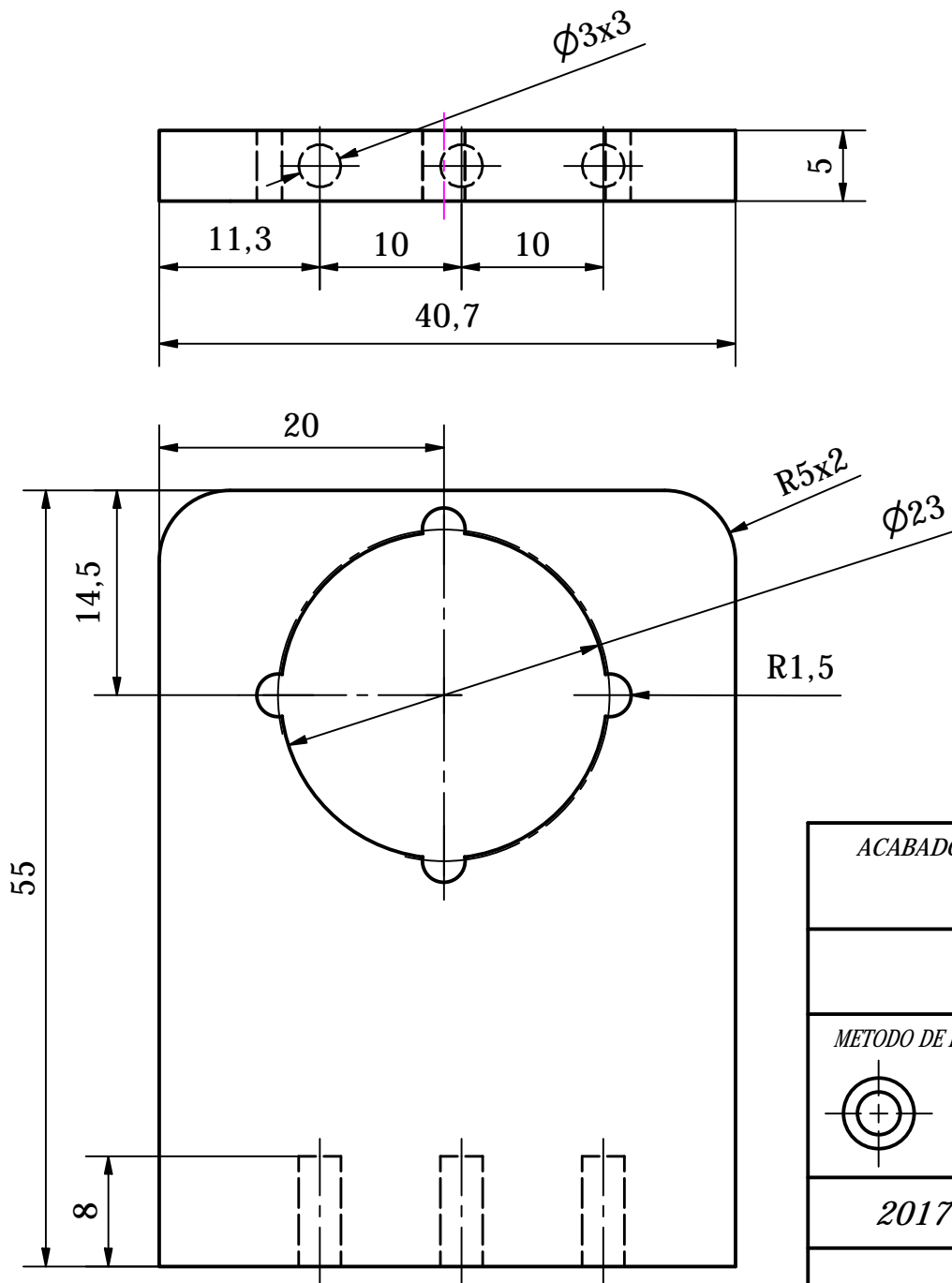
PLANO:

A3.E03



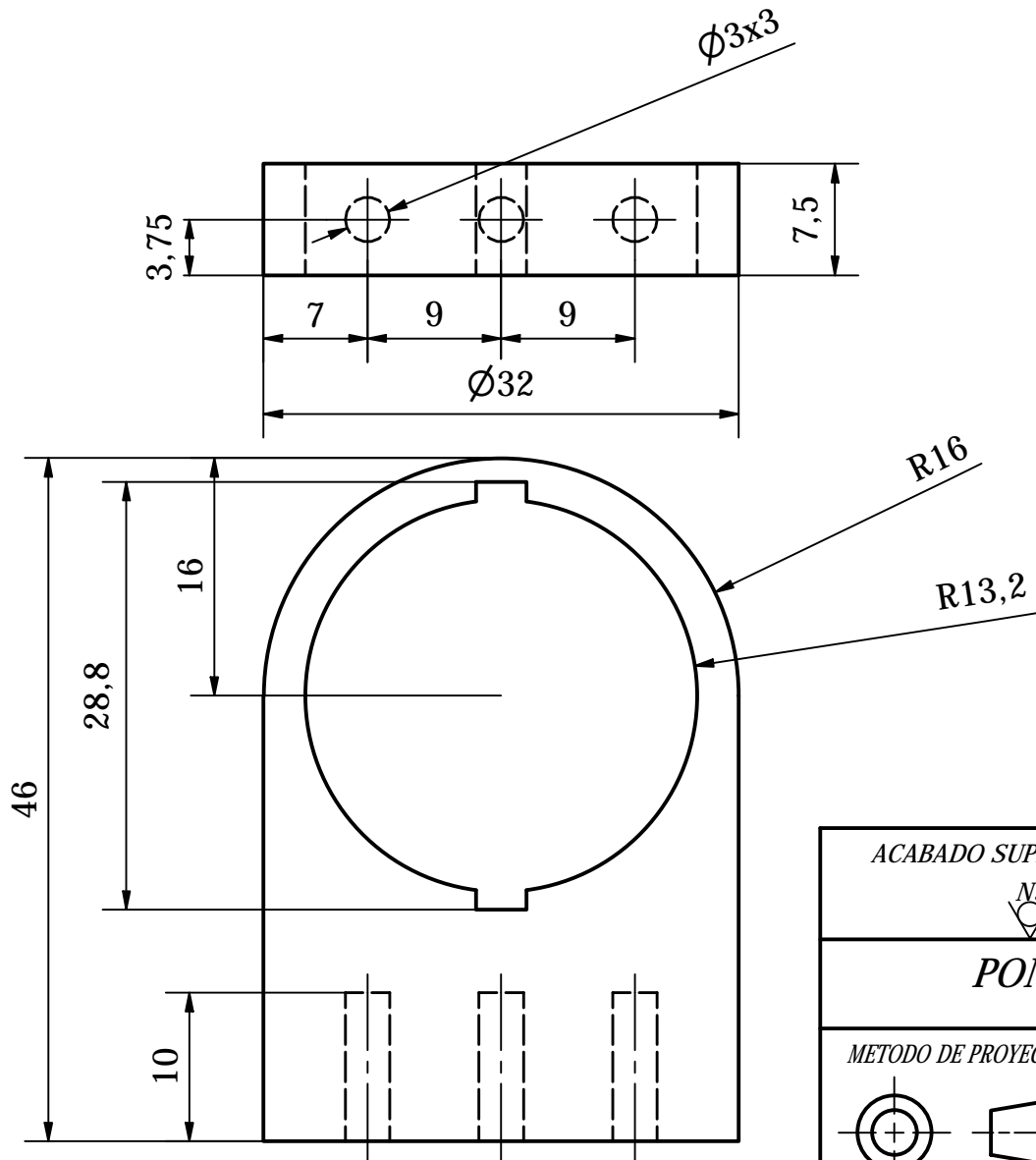
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

ACABADO SUPERFICIAL $N9$	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO EMBRAGUE A	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.04
		PLANO: A4.D01



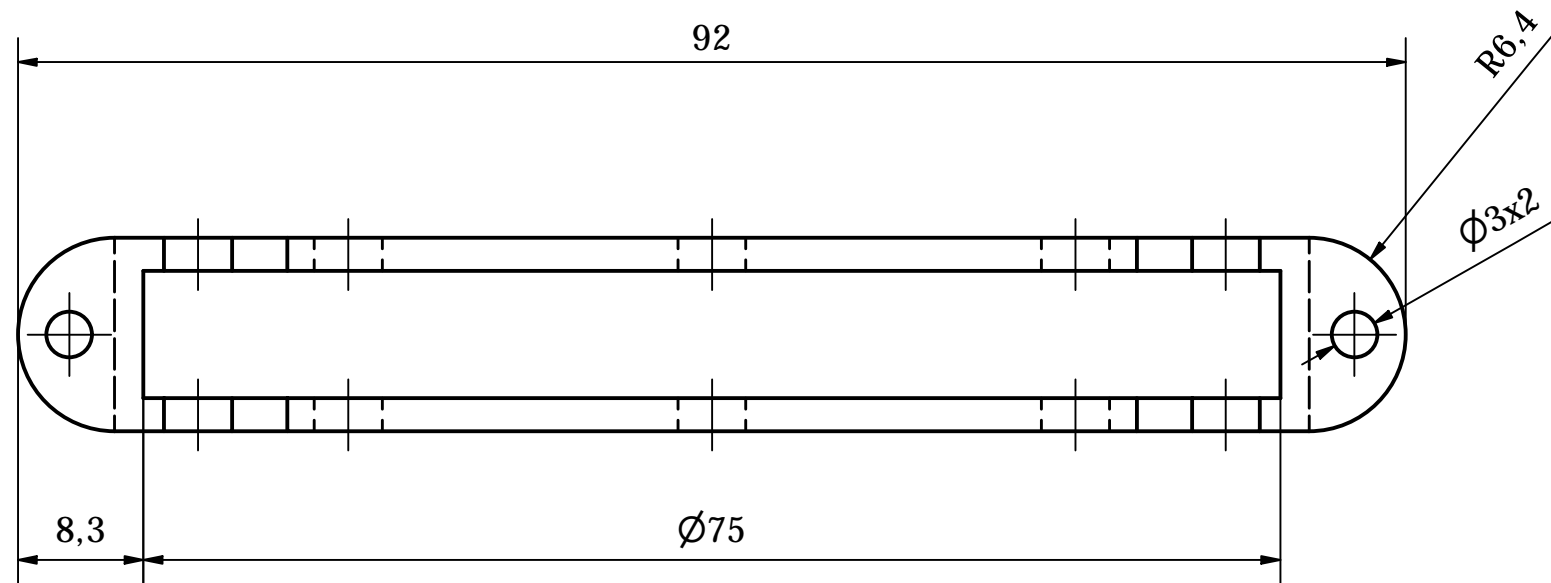
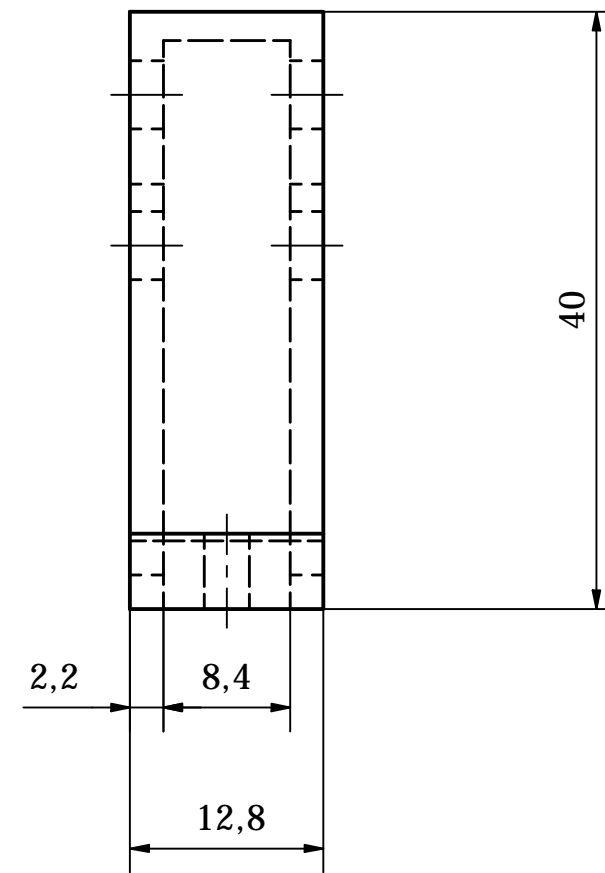
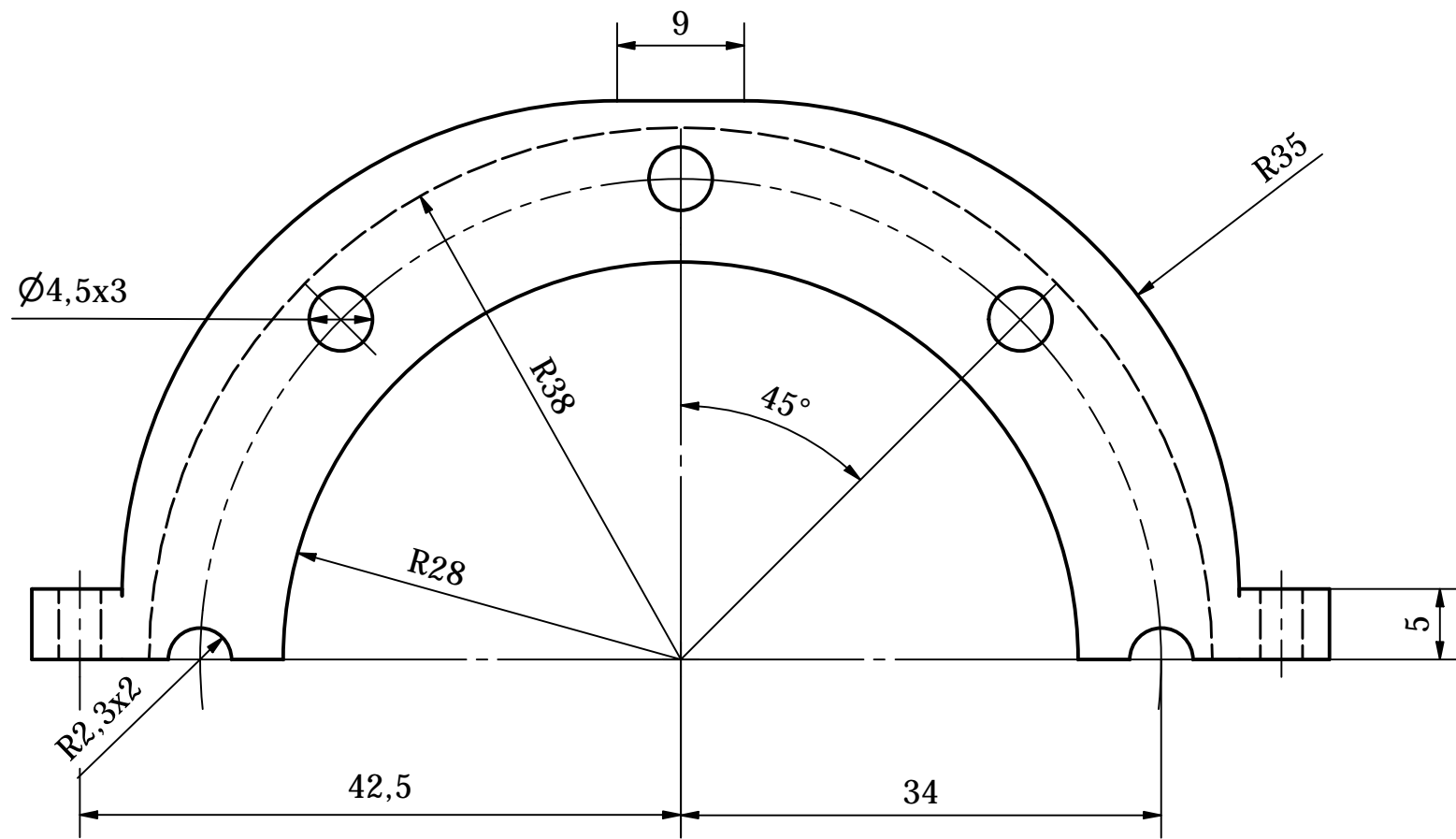
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO EMBRAGUE B	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.04
		PLANO: A4.D02



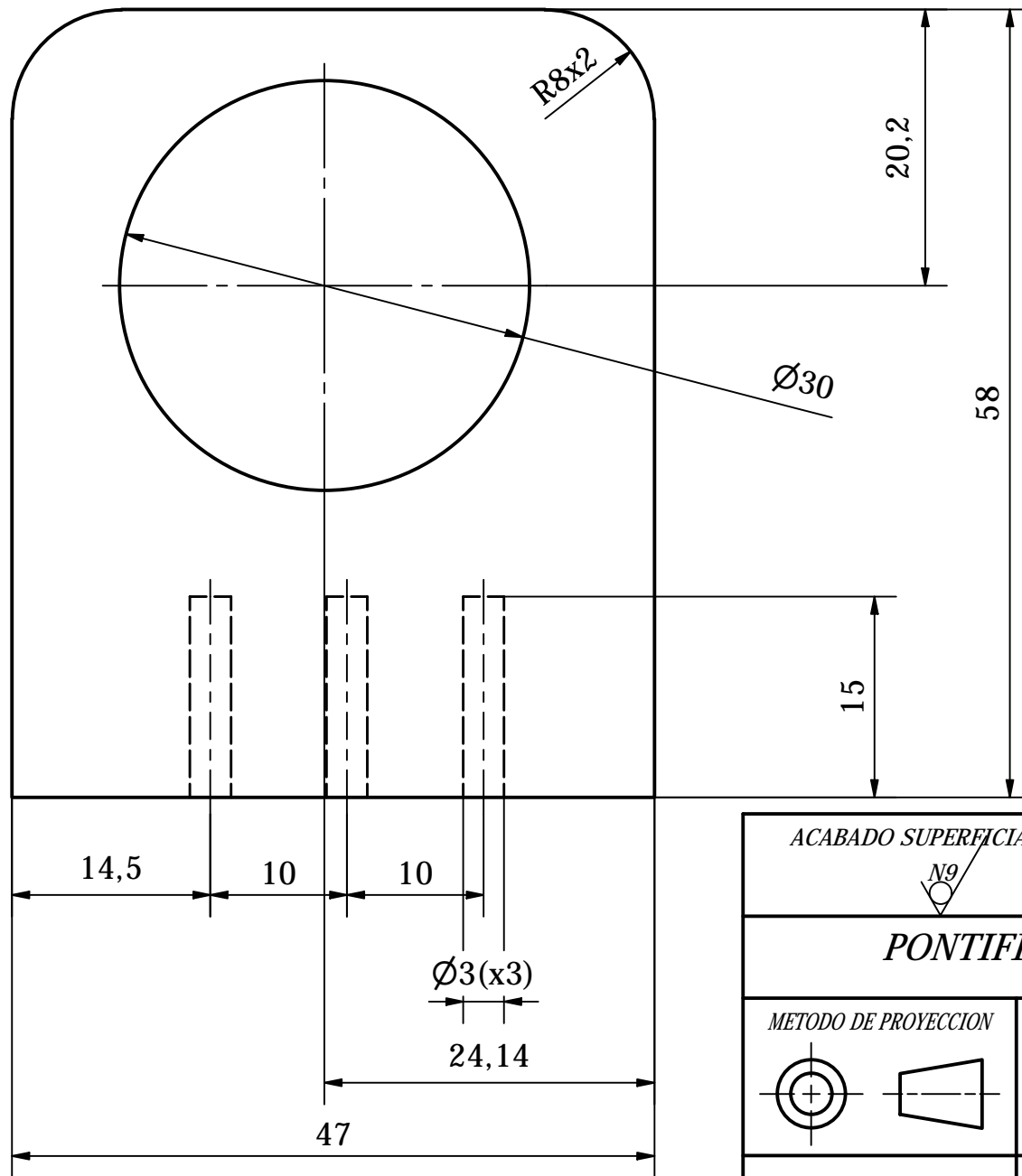
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO A	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.02
		PLANO: A4.D03



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

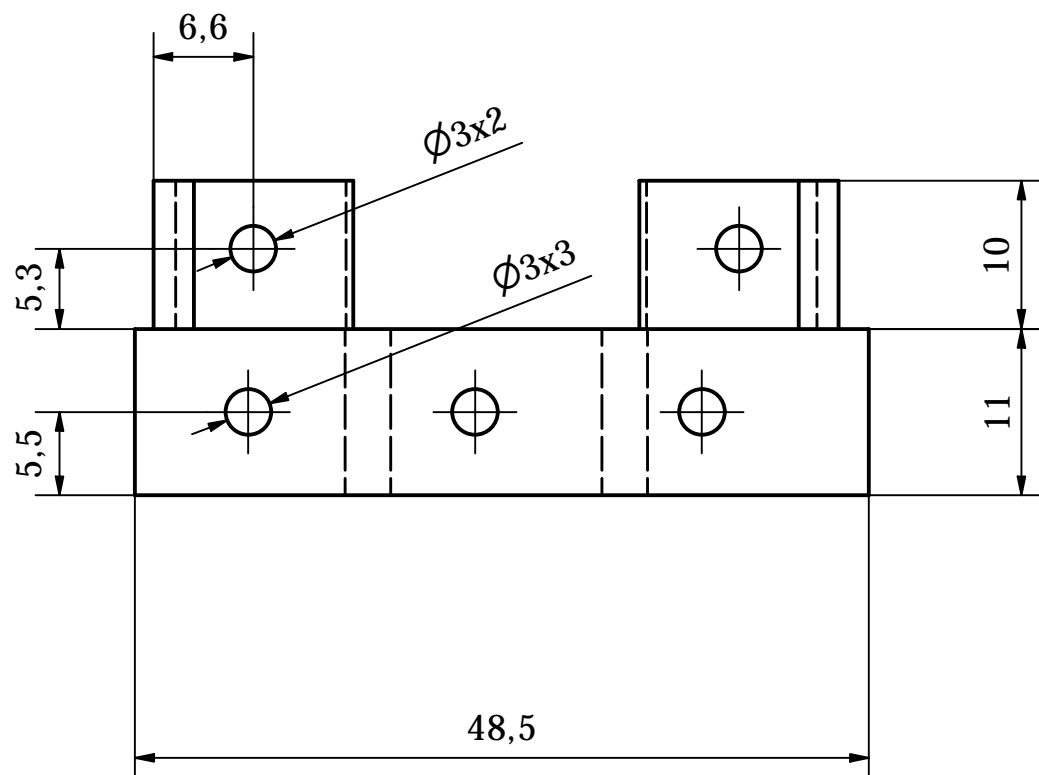
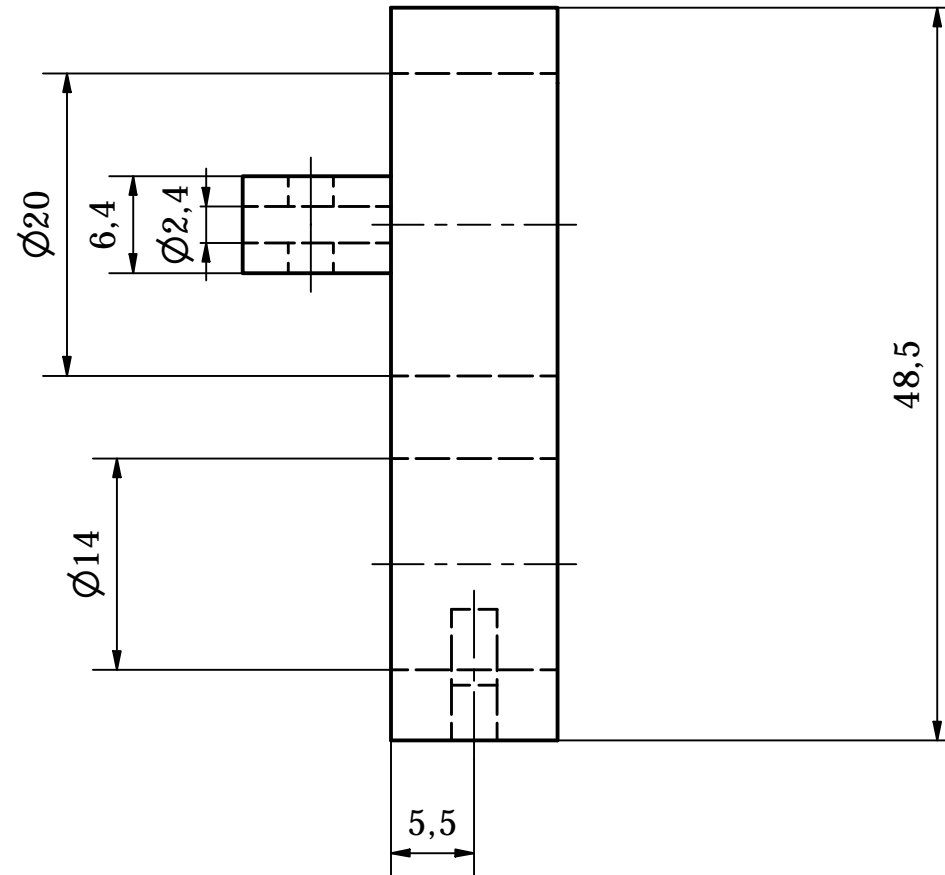
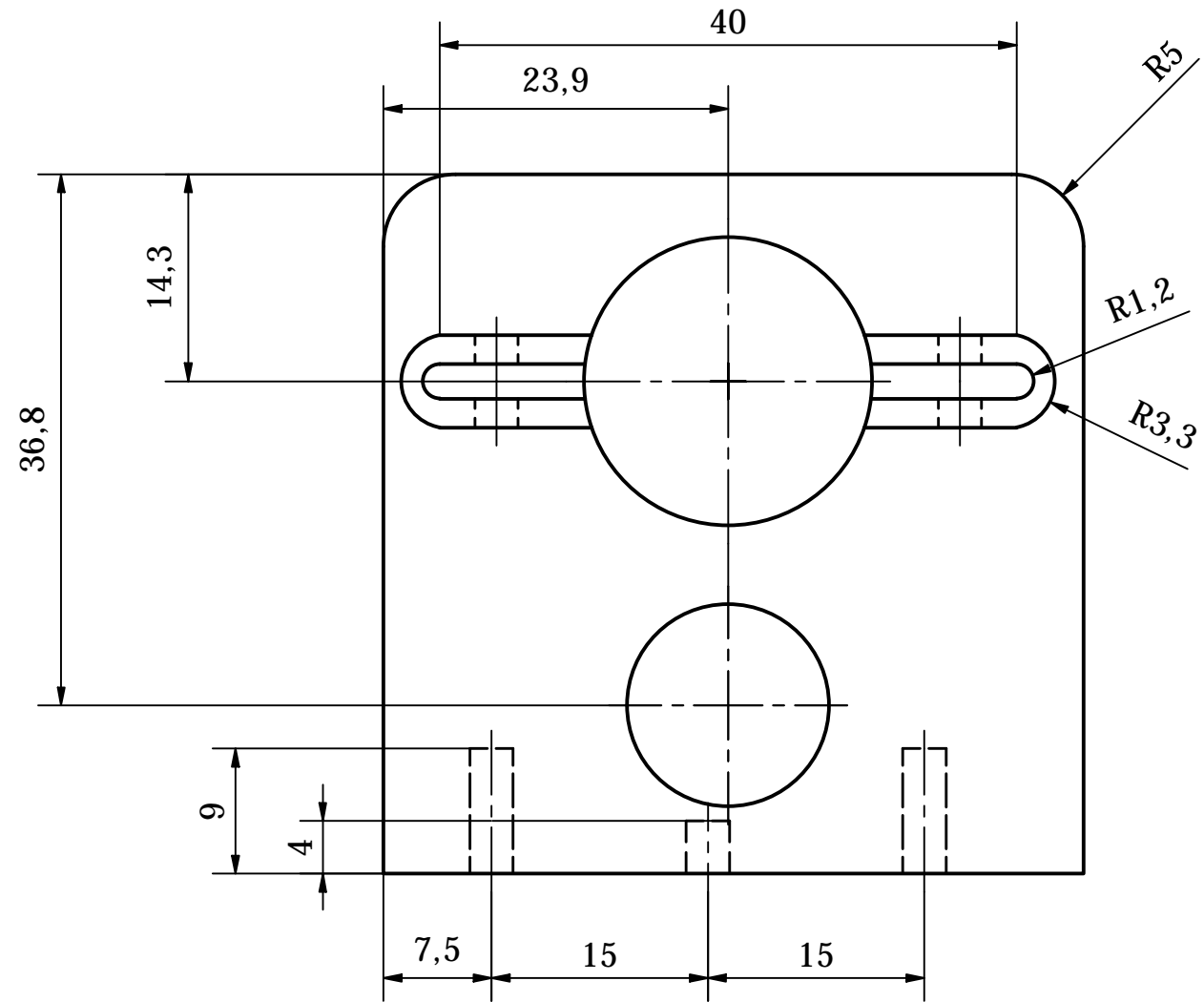
ACABADO SUPERFICIAL ✓	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERIA - ING. MECATRONICA		
METODO DE PROYECCION ⊕ ▭	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO B	ESCALA 1:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.07.17
		PLANO: A3.D04



*ESPEJOR DE 14 mm
 AGUJEROS UBICADOS EN EL CENTRO
 DE LA CARA LATERAL*

TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

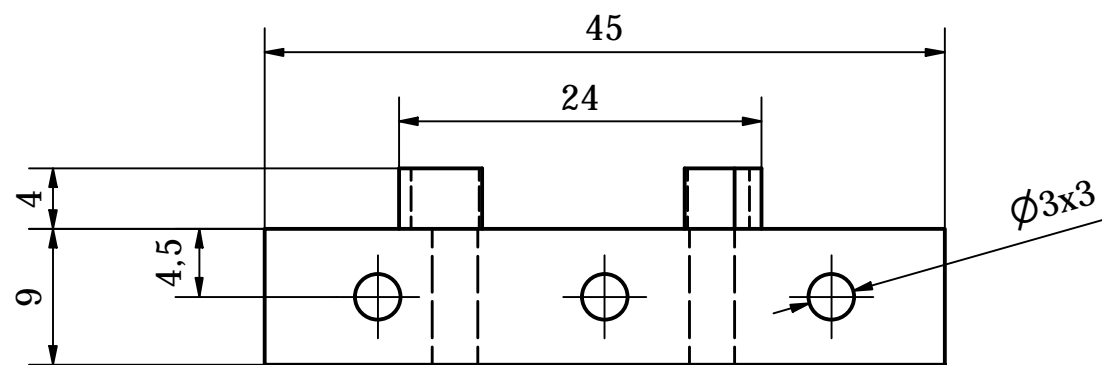
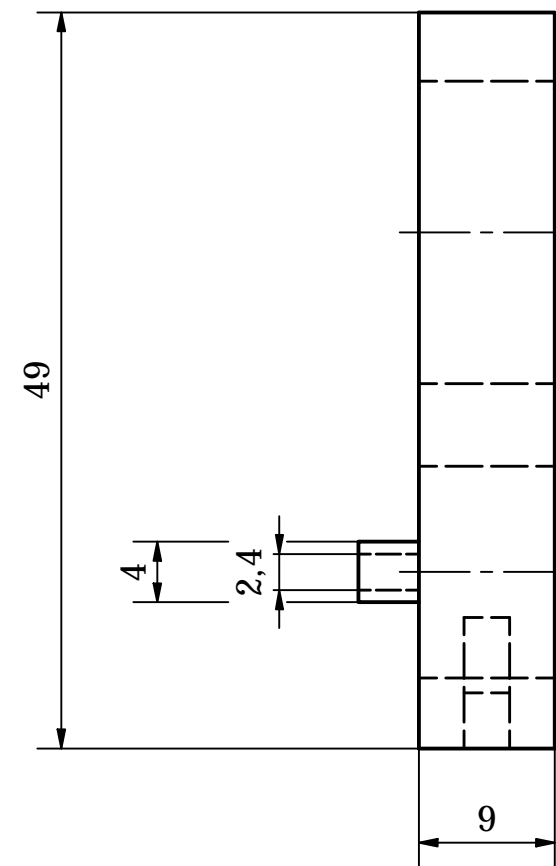
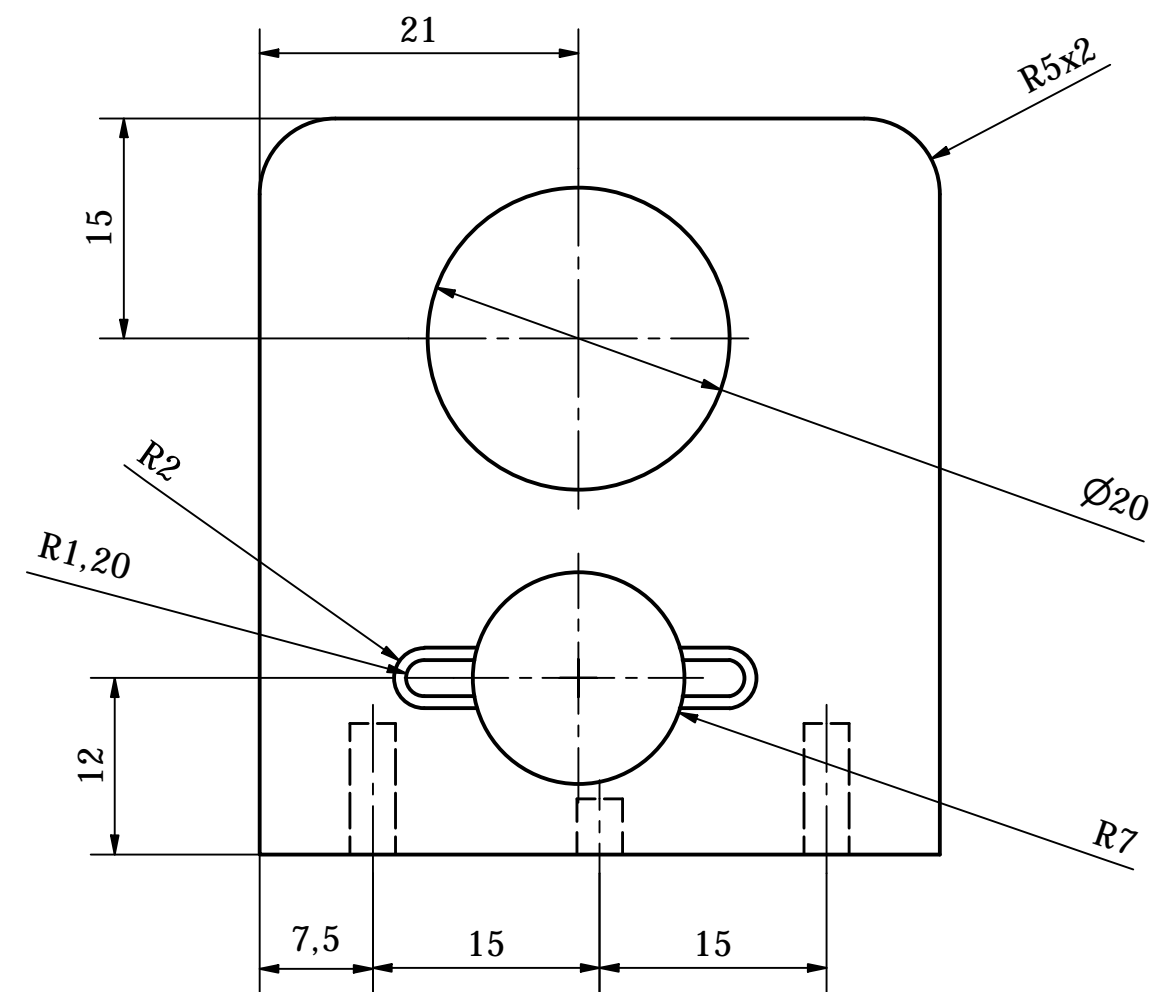
ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO C	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.01
		PLANO: A4.D05



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

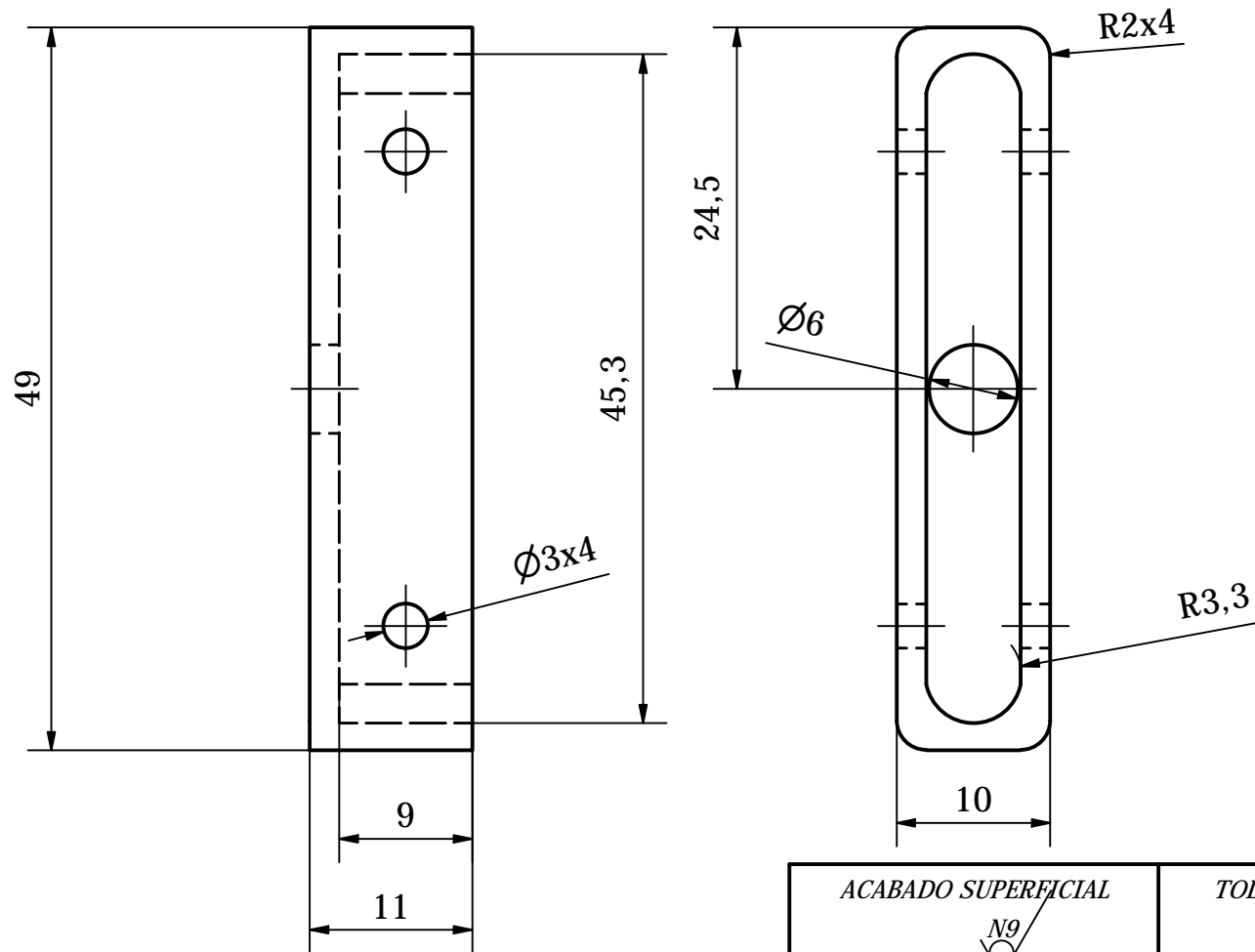
ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
---------------------------	--------------------------------	------------------------

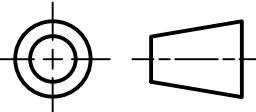
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO MOTOR A	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.04.03
		PLANO: A3.D06



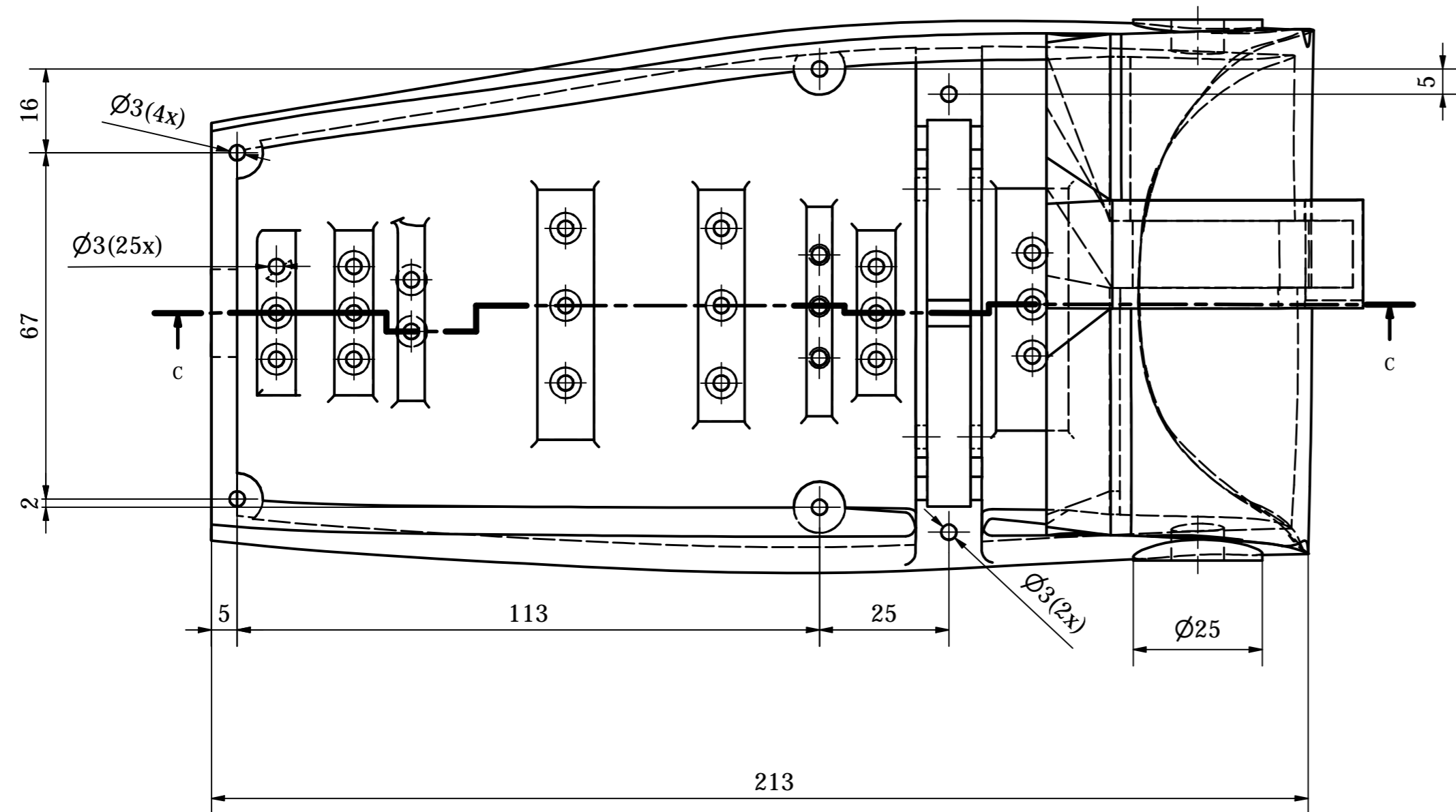
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO MOTOR B	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.01
		PLANO: A3.D07

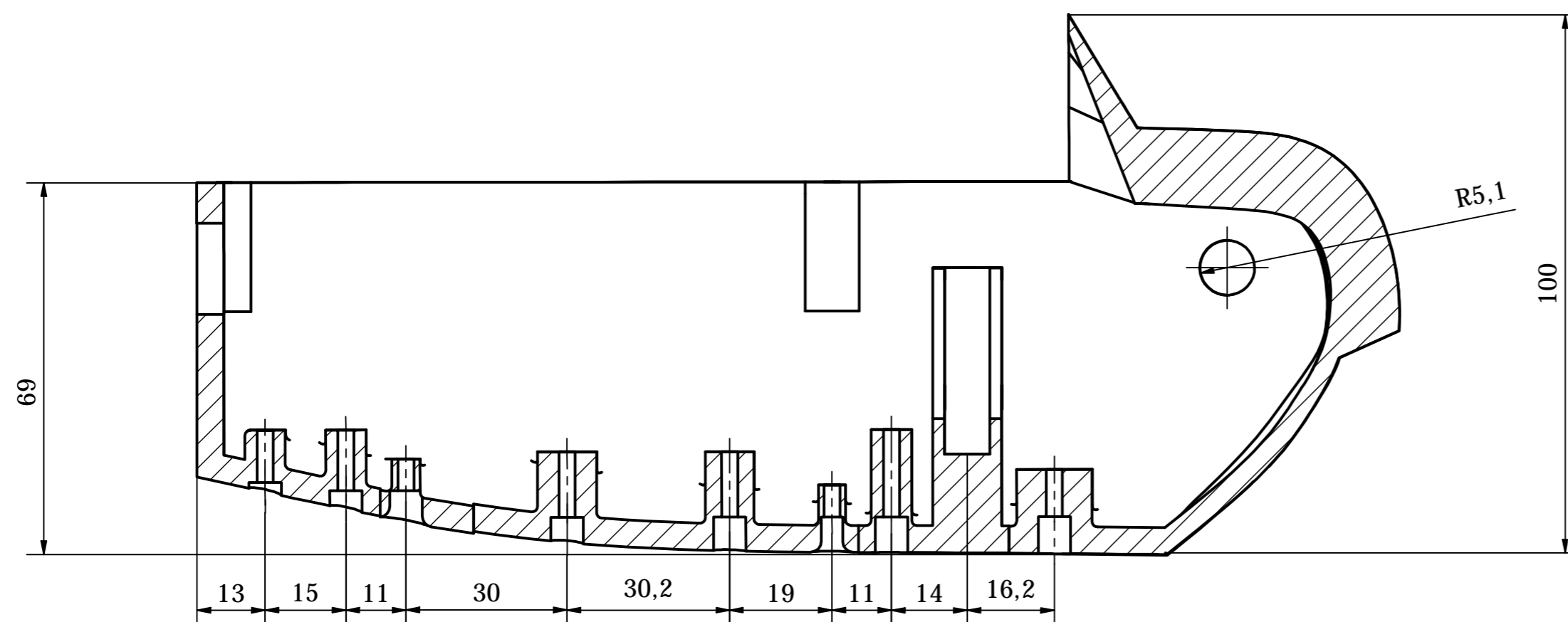
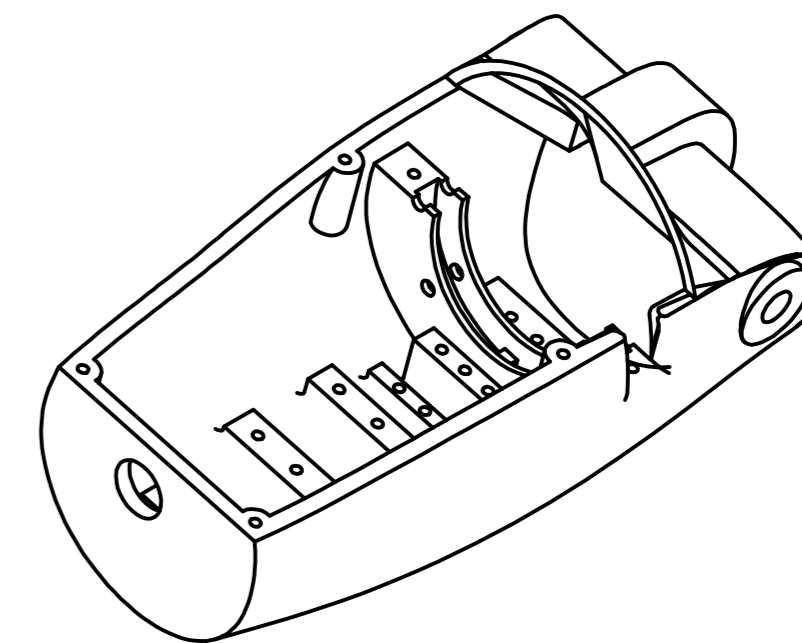


ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO APOYO RODAMIENTO A	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.02
		PLANO: A4.D08

TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

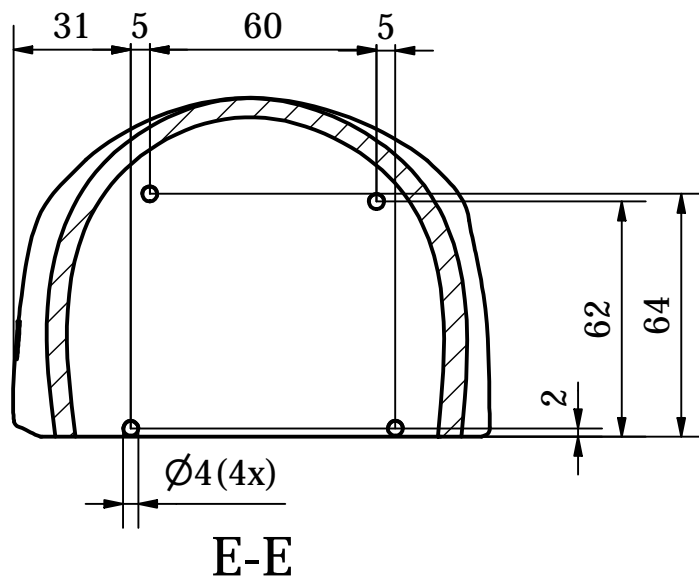
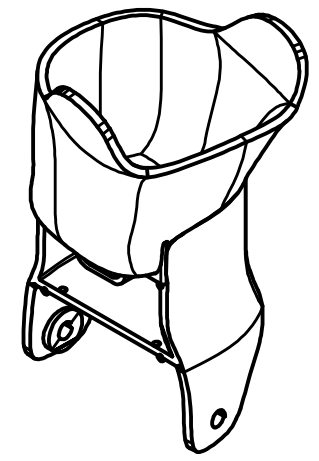
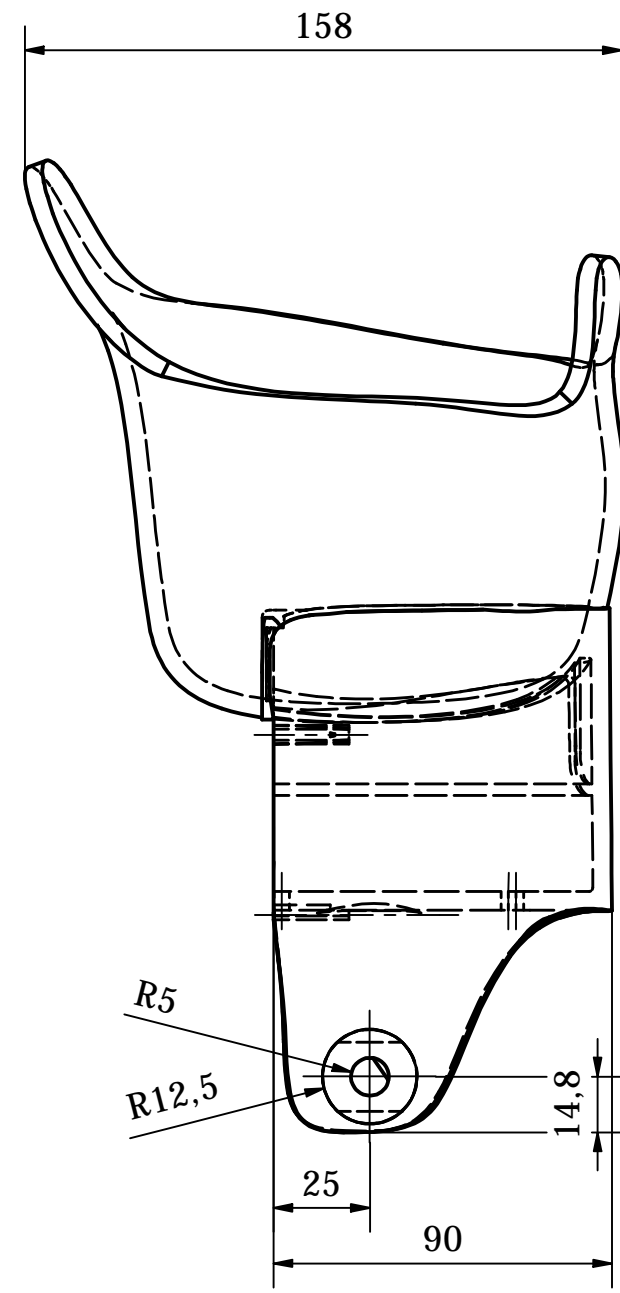
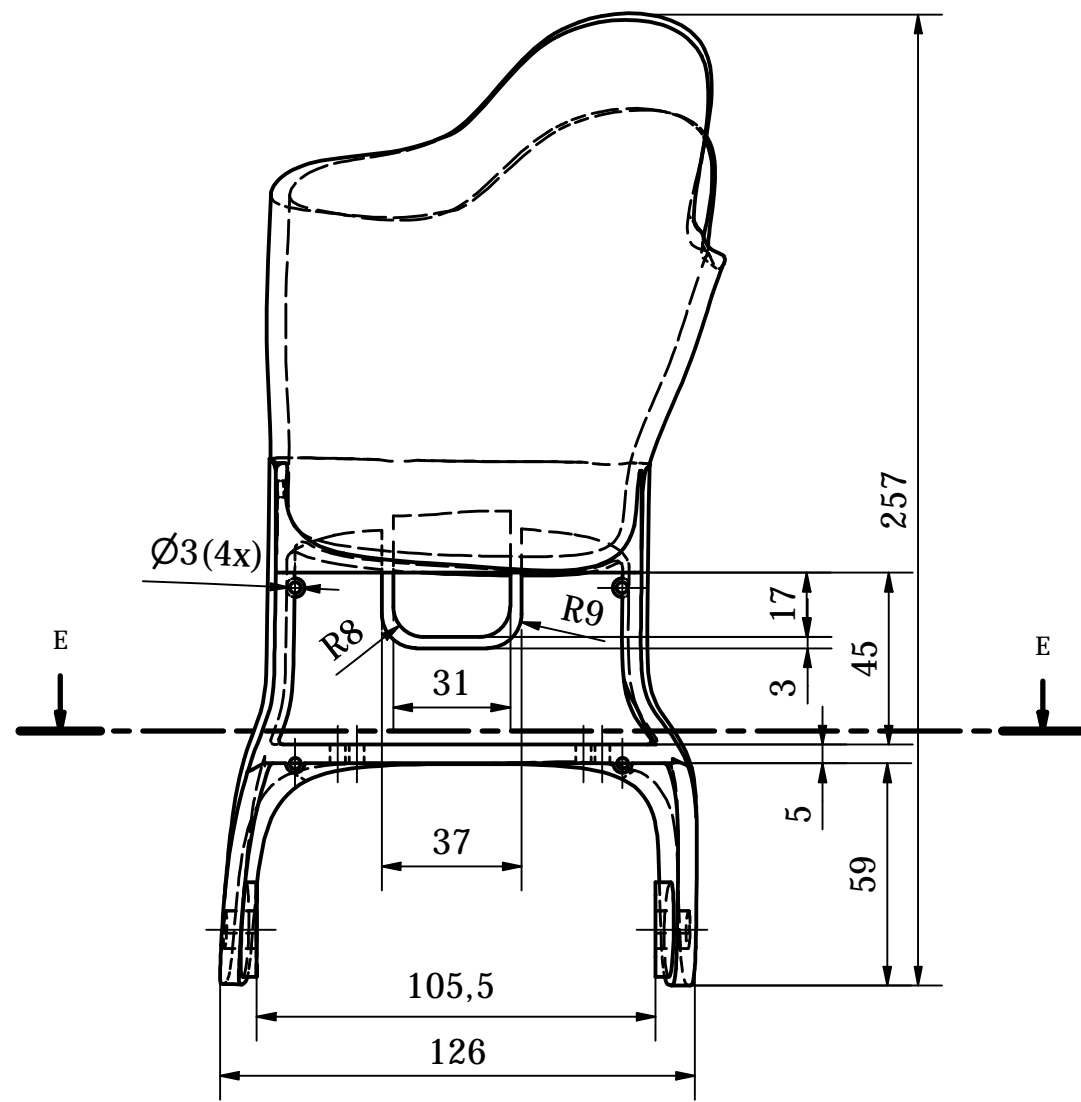


C-C (1:1)



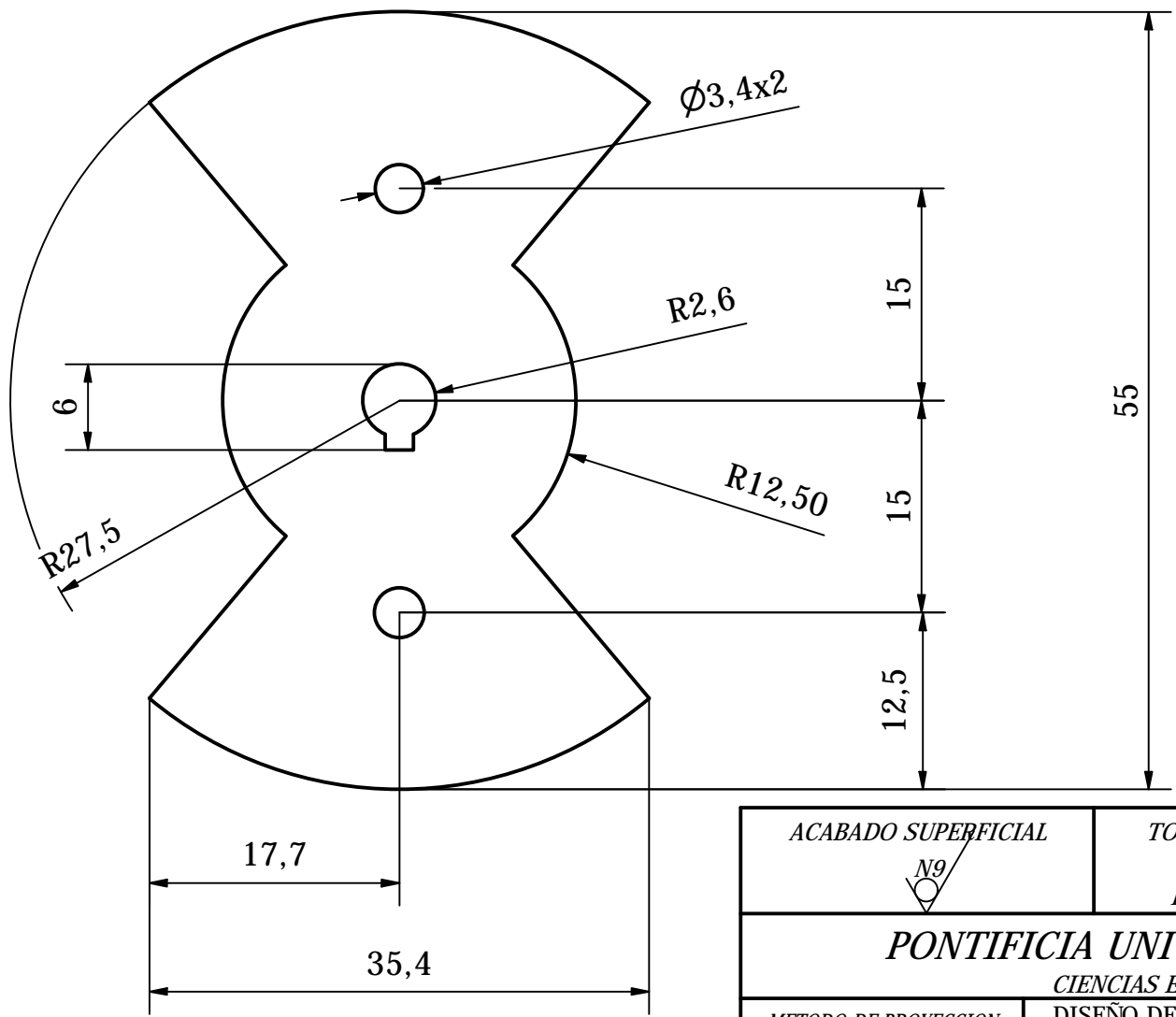
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

ACABADO SUPERFICIAL Nº	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO	ESCALA
	ANTEBRAZO	1:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ACOSTA	FECHA: 2023.03.02
		PLANO: A2.D09



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

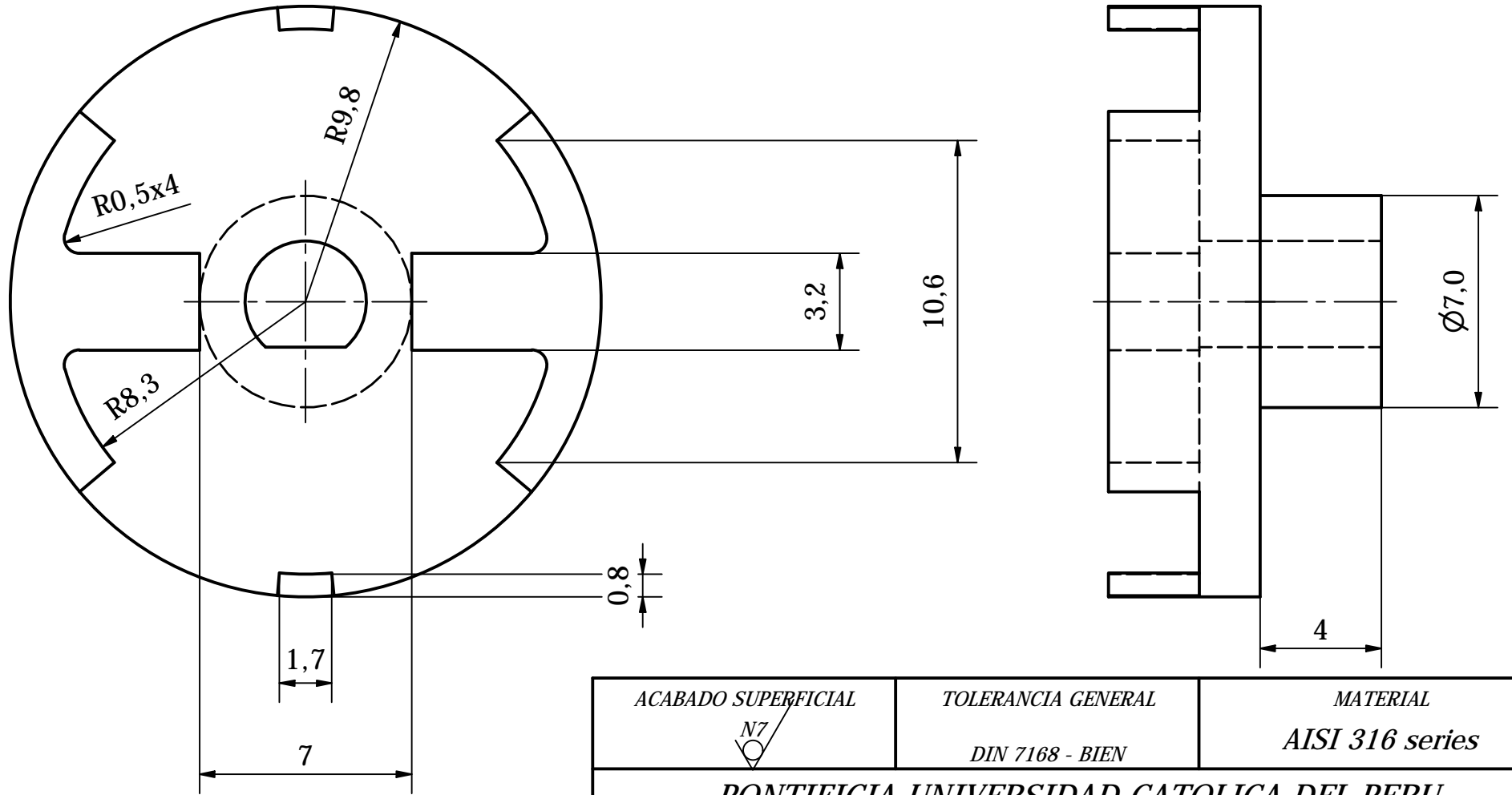
ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO SOCKET	ESCALA 1:2
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.04.01
		PLANO: A3.D10



ESPESOR DE 3 mm

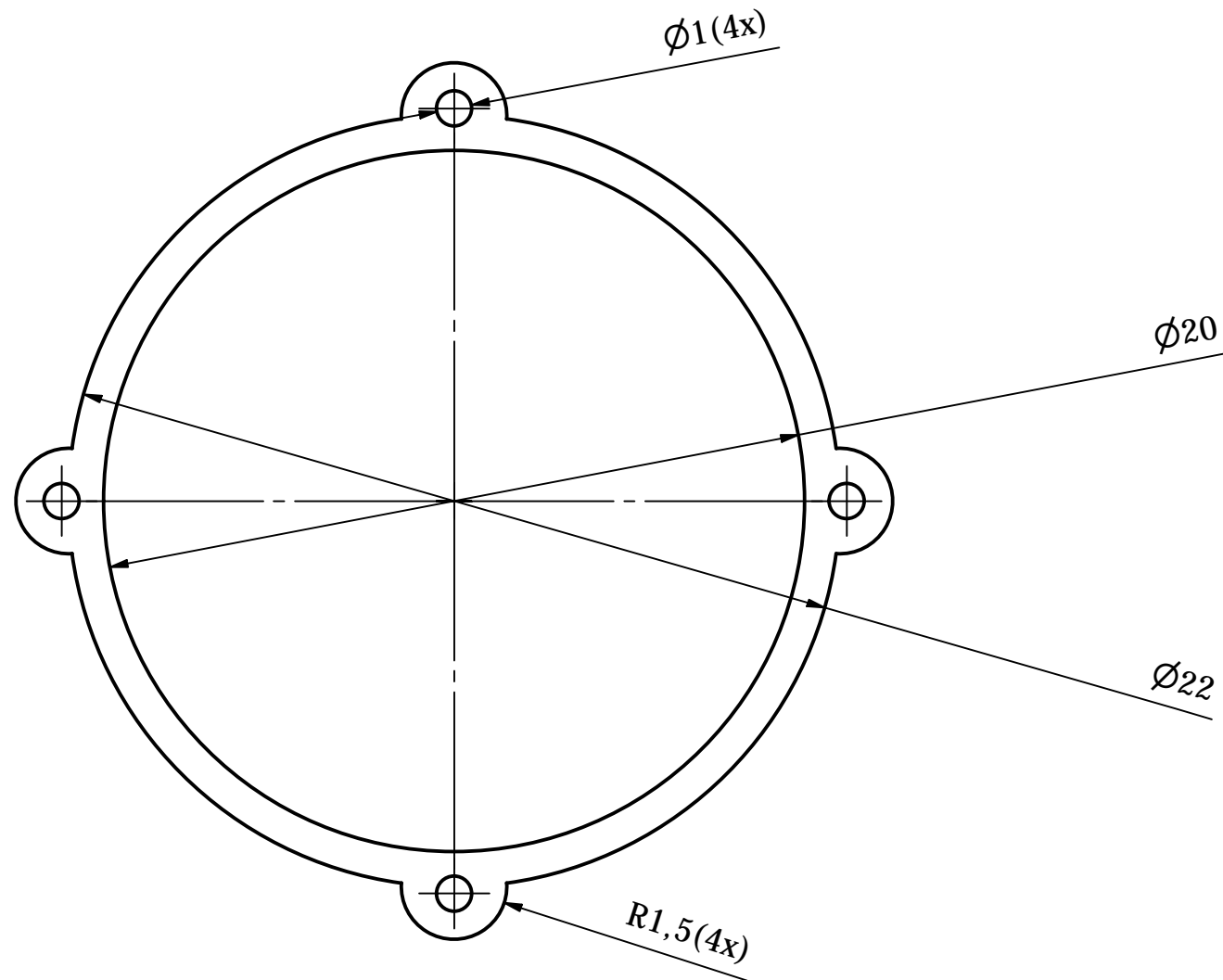
ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL 30Mn5
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO ACOPLE MECÁNICO	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.04.01
		PLANO: A4.D11

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
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5



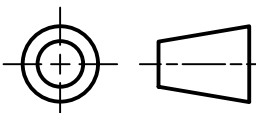
ACABADO SUPERFICIAL N7	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - BIEN	MATERIAL AISI 316 series
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO EMBRAGUE PARTE 1	ESCALA 5:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.02
		PLANO: A4.D12

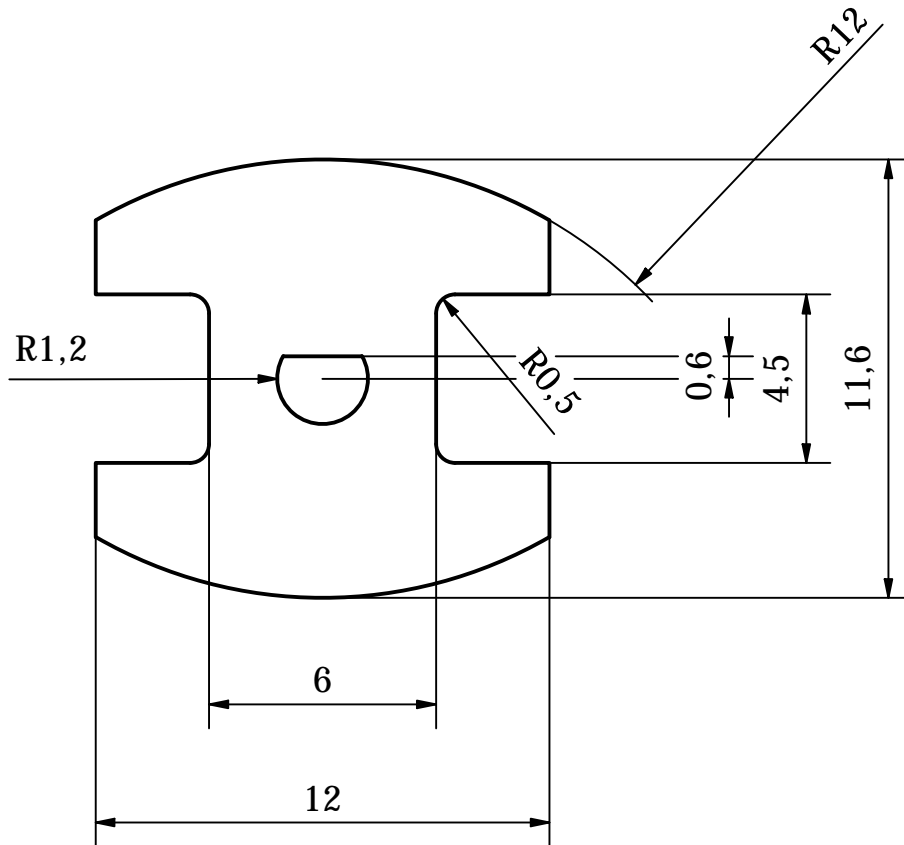
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5



ESPESOR DE 5 mm

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
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5

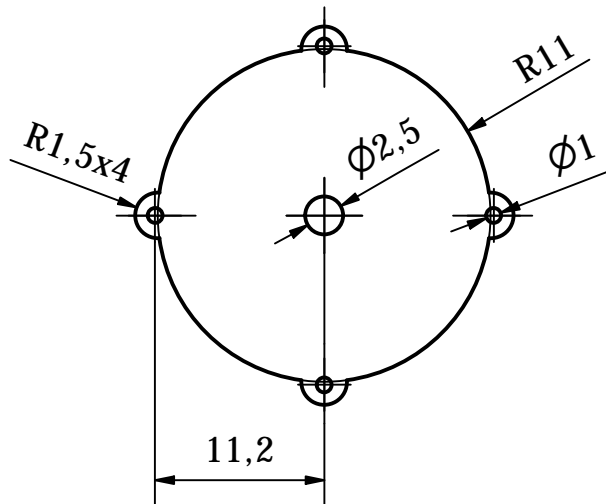
ACABADO SUPERFICIAL N7	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - BIEN	MATERIAL AISI 316 series
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO EMBRAGUE PARTE 2	ESCALA 5:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.03.02
		PLANO: A3.D13



ESPESOR DE 3 mm

<p><i>ACABADO SUPERFICIAL</i></p> <p><i>N7</i></p>		<p><i>TOLERANCIA GENERAL</i></p> <p><i>DIN 7168 - BIEN</i></p>	<p><i>MATERIAL</i></p> <p><i>AISI 316 series</i></p>
<p>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU</p> <p><i>CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRÓNICA</i></p>			
<p><i>METODO DE PROYECCION</i></p>		<p>DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO</p> <p style="text-align: center;"><i>EMBRAGUE PARTE 3</i></p>	<p><i>ESCALA</i></p> <p style="text-align: center;"><i>5:1</i></p>
<p><i>20171560</i></p>		<p><i>ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO</i></p>	<p><i>FECHA:</i></p> <p style="text-align: center;"><i>2023.03.01</i></p>
			<p><i>PLANO:</i></p> <p style="text-align: center;"><i>A4.D14</i></p>

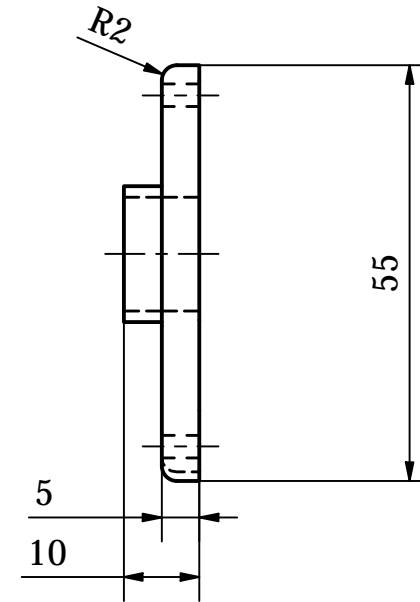
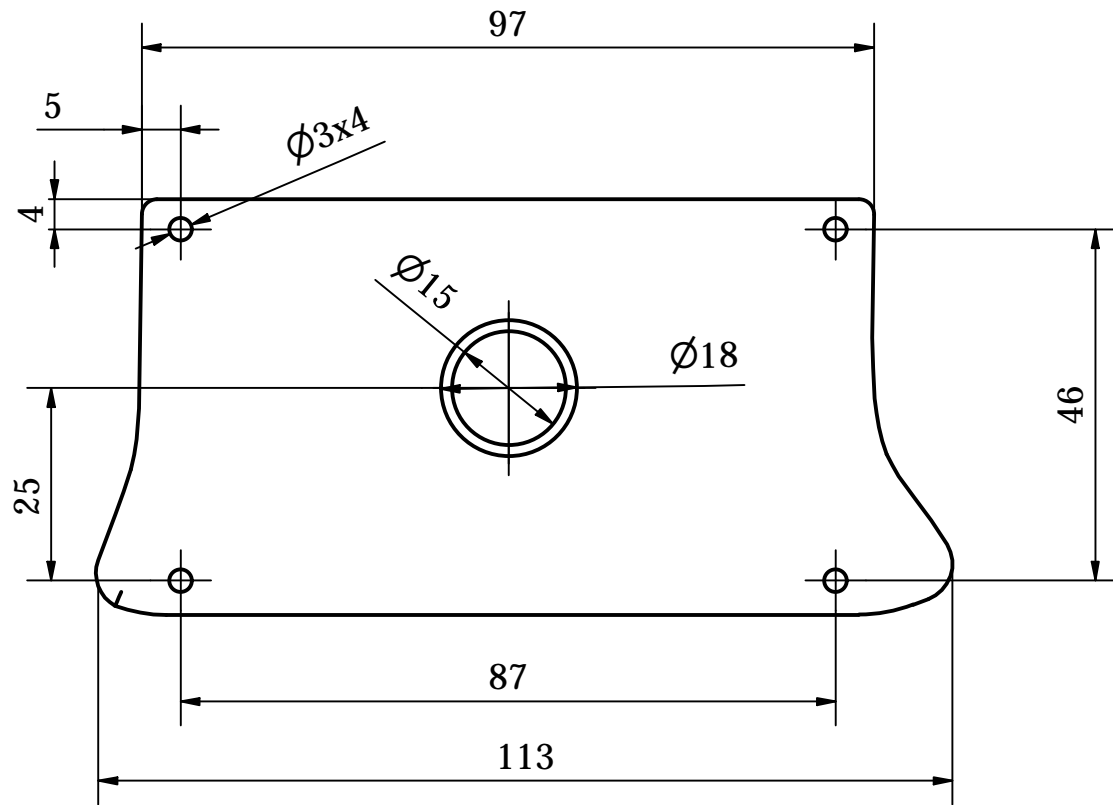
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5



ESPESOR DE 1.5 mm

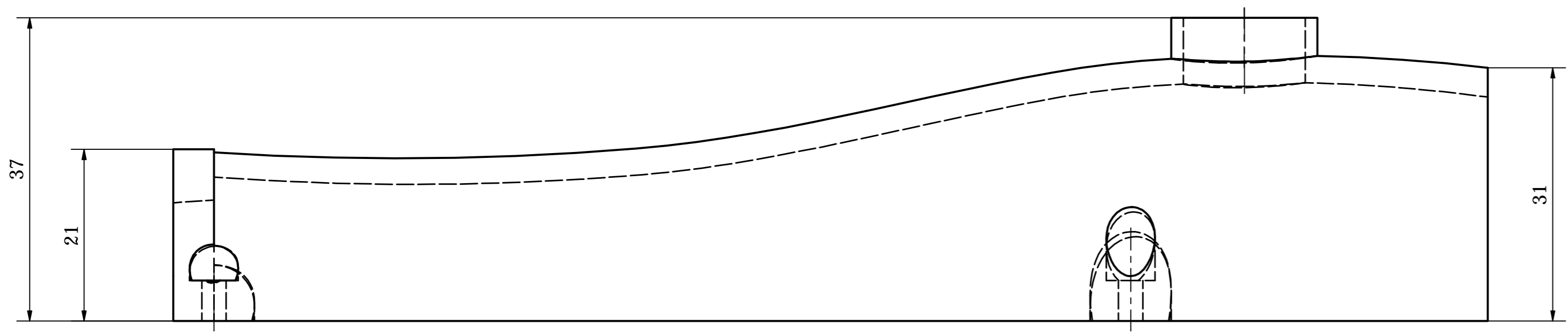
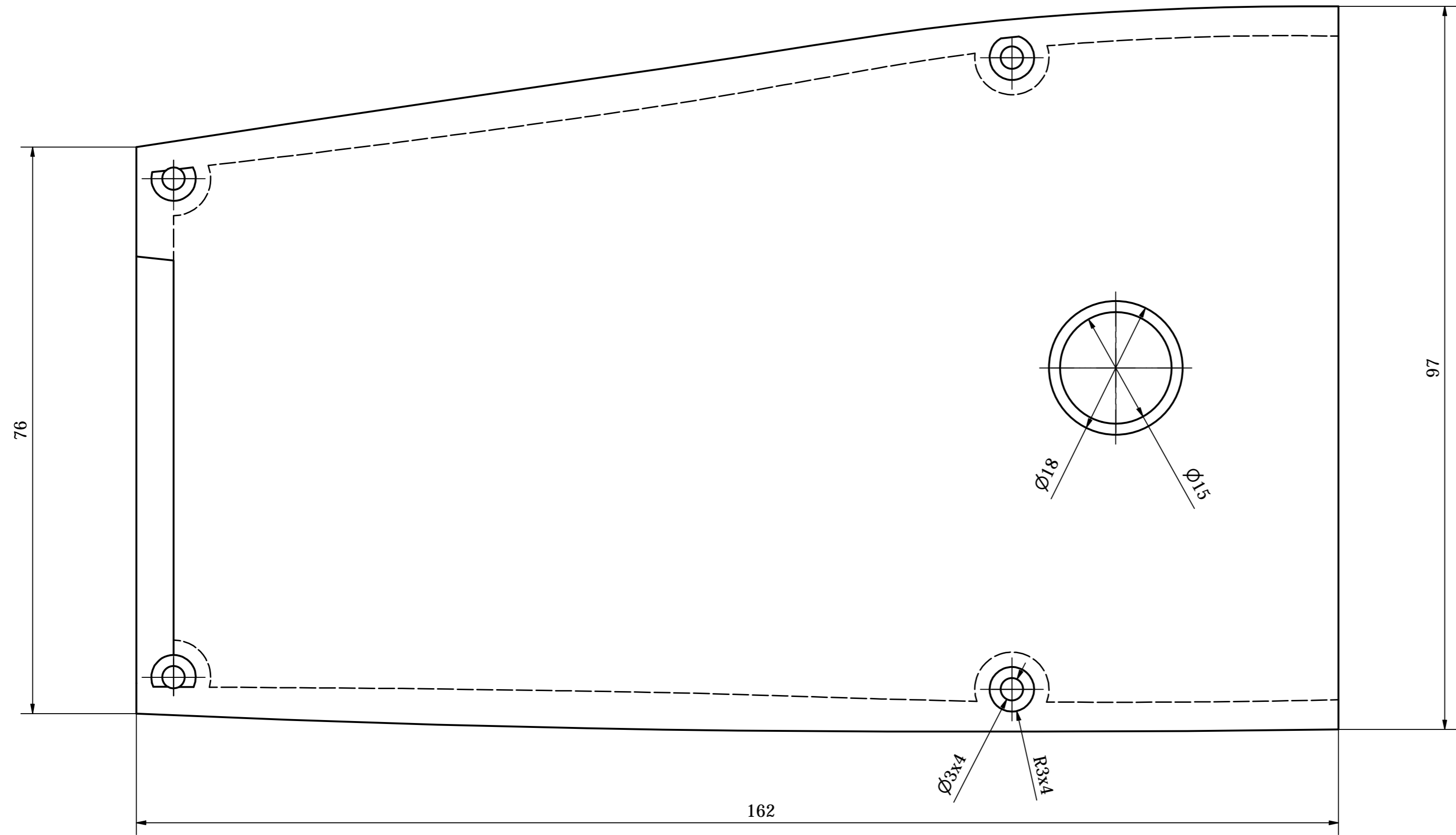
<p><i>ACABADO SUPERFICIAL</i></p> <p>N9</p>		<p><i>TOLERANCIA GENERAL</i></p> <p>DIN 7168 - BIEN</p>	<p><i>MATERIAL</i></p> <p>AISI 326 series</p>
<p>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU</p> <p>CIENCIAS E INGENIERIA - ING. MECATRONICA</p>			
<p><i>METODO DE PROYECCION</i></p>		<p>DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO</p> <p style="text-align: center;">TAPA DE EMBRAGUE</p>	<p><i>ESCALA</i></p> <p style="text-align: center;">2:1</p>
<p>20171560</p>		<p>ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO</p>	
			<p><i>FECHA:</i></p> <p>2023.08.01</p>
			<p><i>PLANO:</i></p> <p>A4.D15</p>

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
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5

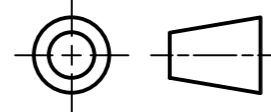


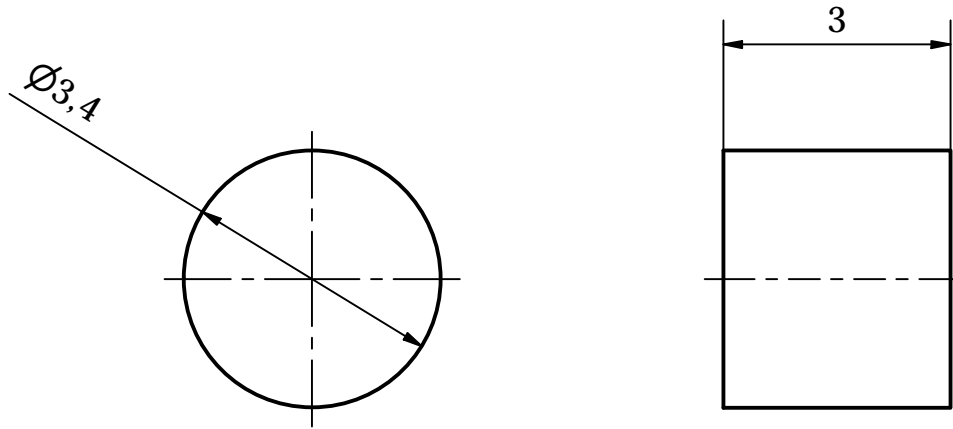
ACABADO SUPERFICIAL N9		TOLERANCIA GENERAL ISO 1101		MATERIAL ASTM D4673	
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERIA - ING. MECATRONICA					
METODO DE PROYECCION 		DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO TAPA DE SOCKET			ESCALA 1:1
20171560		ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO			FECHA: 2023.07.15
					PLANO: A4.D16

TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8



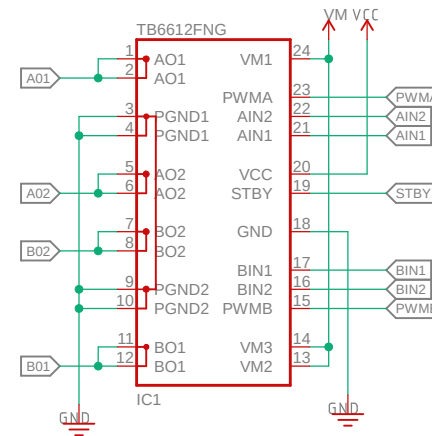
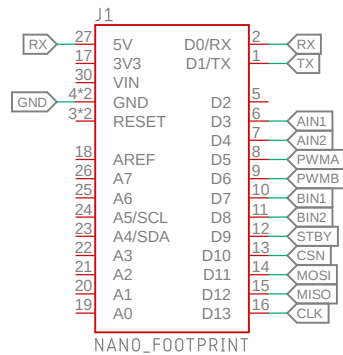
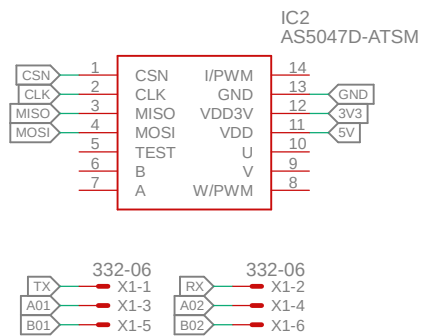
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGUN ISO 1101					
GRADO DE EXACTITUD	Hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5	+0,8 -0,8

ACABADO SUPERFICIAL Nº	TOLERANCIA GENERAL ISO 1101	MATERIAL ASTM D4673
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERIA - ING. MECATRONICA		
METODO DE PROYECCION 	DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO TAPA DE ANTEBRAZO	ESCALA 2:1
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	FECHA: 2023.08.01
		PLANO: A2.D17



<p><i>ACABADO SUPERFICIAL</i></p>		<p><i>TOLERANCIA GENERAL</i> DIN 7168 - BIEN</p>	<p><i>MATERIAL</i> ASTM B505</p>
<p>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU CIENCIAS E INGENIERIA - ING. MECATRONICA</p>			
<p><i>METODO DE PROYECCION</i></p>		<p>DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO</p> <p>CILINDRO DE EMBRAGUE</p>	<p><i>ESCALA</i> 10:1</p>
<p>20171560</p>		<p>ACOSTA TRAVERSO, SEBATHIAN ALONSO</p>	
			<p><i>FECHA:</i> 2023.08.02</p> <p><i>PLANO:</i> A4.D18</p>

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
MEDIO	+0,1 -0,1	+0,1 -0,1	+0,2 -0,2	+0,3 -0,3	+0,5 -0,5



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRONICA

DISEÑO DE PRÓTESIS MIOLÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO

ESCALA:

TARJETA ELECTRÓNICA DE CONTROL

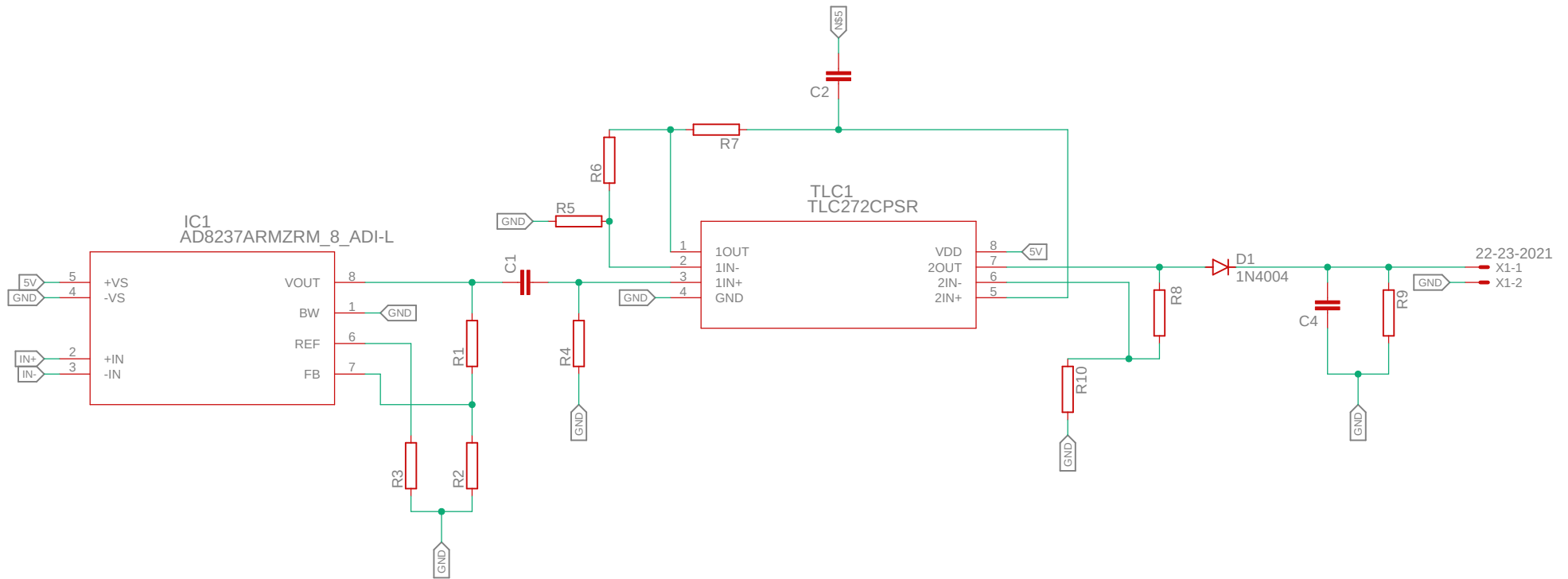
S/E

FECHA:
2023.11.04

20171560

ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO

PLANO:
A4.EL01



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - ING. MECATRONICA		
DISEÑO DE PRÓTESIS MIOLÉCTRICA DE CODO QUE PERMITA EMULAR LOS MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO		ESCALA: S/E
<h1>SENSOR EMG</h1>		FECHA: 2023.11.04
20171560	ACOSTA TRAVERSO, SEBASTIAN ALONSO	PLANO: A4.EL02