

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UNA MUÑECA PROTÉSICA DE TRES GRADOS DE
LIBERTAD PARA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL DE
BAJO COSTO**

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO

AUTOR

Daniel Steven Narvaez Jacome

ASESOR

Dr. Dante Elías Giordano

Lima, agosto del 2021

RESUMEN

Las prótesis de muñeca actuales ofrecen grados de libertad limitados, lo que ocasiona que la persona amputada se vea con la necesidad de realizar movimientos compensatorios que causan problemas como dolor musculoesquelético principalmente en la espalda y hombro. El desarrollo de este trabajo aborda el diseño de una muñeca protésica que permiten realizar los movimientos de pronación-supinación, abducción-aducción y flexión-extensión para así mejorar la capacidad para realizar una actividad del usuario mediante la orientación espacial de la prótesis mioeléctrica transradial. En el presente documento se describe el sistema mecatrónico diseñado bajo la metodología VDI2206. El sistema cuenta con un único motor y un mecanismo diferencial para la transmisión de potencia y movimiento controlado de pronación-supinación y flexión-extensión. Con el fin de validar el diseño, se realiza simulación por elementos finitos, así como de control y prueba de tolerancia y presión de ajuste en elementos fabricados mediante tecnología aditiva (impresión 3D) de material plástico PET. Con los resultados satisfactorios obtenidos, se puede concluir que se consigue un diseño de muñeca protésica de tres grados de libertad modular para poder ser implementada en una prótesis mioeléctrica transradial con un ahorro de consumo energético de batería (21% de la capacidad de la batería) y un costo reducido de diseño de S/. 3,900 y de fabricación de S/. 2,550.

ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
LISTADO DE FIGURAS	iv
LISTADO DE TABLAS	vii
INTRODUCCIÓN	1
1. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	3
1.1. Antecedentes	3
1.1.1 Contexto histórico	4
1.1.2 Causas de amputación	4
1.1.3 Niveles de amputación	4
1.2. Fisiología del miembro superior	5
1.2.1 Hombro	5
1.2.2 Codo	5
1.2.3 Antebrazo	6
1.2.4 Muñeca	6
1.3. Biomecánica de muñeca	7
1.3.1 Rango de movimiento	7
1.3.2 Pérdida de muñeca	8
1.3.3 Fuerzas y torques	8
1.4. Patentes de prótesis de muñeca	9
1.4.1 Muñeca Protésica – US 8795387 B1	9
1.4.2 Prótesis de muñeca multifuncional actuada por el cuerpo	11
1.5. Prótesis de muñeca en desarrollo académico	11
1.5.1 Prótesis de muñeca compacta y reconfigurable	11
1.5.2 Prótesis pasiva de dos grados de libertad con rigidez	12
1.5.3 Prótesis de muñeca activa de dos grados de libertad	13
1.5.4 Prótesis de muñeca neumática de dos grados de libertad	13
1.5.5 Prótesis de muñeca sub-actuado basado en sinergias	14
1.5.6 Prótesis de muñeca con tres grados de libertad	15
1.6. Prótesis de muñeca comerciales	16
1.6.1 Sistema Protésico Axon-Bus	16
1.6.2 Sistema Protésico Myo Bock	17
1.6.3 Prótesis de muñeca Movo	17
1.6.4 Muñeca eléctrica rotadora	18
1.6.5 Muñeca de fricción	18
2. DISEÑO CONCEPTUAL	20
2.1. Requerimientos del sistema	20
2.2. Estructura de funciones	25
2.3. Matriz Morfológica	28
2.4. Conceptos de solución	30
2.5. Evaluación de soluciones	34
3. DISEÑO MECÁNICO	37
3.1. Cálculos preliminares	37
3.2. Acople entre mano y muñeca protésica	38
3.3. Movimiento de abducción-aducción	41
3.4. Movimiento de flexión-extensión	46
3.5. Movimiento de pronación-supinación	53
3.6. Diferencial	57
3.7. Soporte de cargas	60

3.8. Selección de motor	63
3.9. Dimensionamiento general	64
4. DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL Y ELECTRÓNICO	67
4.1. Señales de control	67
4.2. Algoritmo de control	68
4.3. Selección de dispositivos electrónicos para el sistema de control	70
4.4. Selección de sensores	73
4.5. Arquitectura de control	75
4.6. Diagrama de conexiones	76
4.7. Simulación por software	77
4.8. Consumo energético	79
5. PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS	81
5.1. Planos	81
5.2. Estimación de costos	82
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	85
CONCLUSIONES	87
BIBLIOGRAFÍA	89
ANEXOS	
Anexo A: Análisis dinámico para cálculo de torques de la muñeca protésica	
Anexo B: Tablas y gráficas para cálculos de pernos	
Anexo C: Tablas y gráficas para cálculos de resistencia de engranajes	
Anexo D: Modelamiento de la planta	
Anexo E: Hojas de datos y cotizaciones	
Anexo F: Planos del sistema	

LISTADO DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Niveles de amputación en extremidades superiores	5
Figura 1.2 Movimientos del hombro, codo y antebrazo	6
Figura 1.3 Movimientos de la muñeca	6
Figura 1.4 Amplitud de movimientos de la muñeca	7
Figura 1.5 Pronación y supinación permisible en miembros con amputación trans-radial respecto a diferentes tamaños del muñón residual	8
Figura 1.6 <i>Prosthetic wrist</i>	10
Figura 1.7 <i>Prosthetic wrist</i> : vista explosionada	10
Figura 1.8 Prótesis de muñeca multifuncional de Rouse	11
Figura 1.9 Muñeca protésica compacta y reconfigurable	12
Figura 1.10 Prototipo de muñeca mecanizada	12
Figura 1.11 Prótesis de muñeca activa de dos grados de libertad	13
Figura 1.12 Prótesis de muñeca neumática de dos grados de libertad	14
Figura 1.13 Prótesis de muñeca sub-actuado basado en sinergias adaptativas	14
Figura 1.14 Prótesis de tres grados de libertad	15
Figura 1.15 Prótesis comercial de mano <i>Michelangelo</i> con el Sistema Protésico <i>Axon-Bus</i>	16
Figura 1.16 Unidad <i>AxonFlexion Adapter</i> y <i>AxonRotation Adapter</i>	16
Figura 1.17 Muñeca <i>10V51 Myolino</i> , <i>10V38 MyoWrist</i> y <i>10V40 MyoWrist</i>	17
Figura 1.18 Muñeca <i>10V39 MovoWrist Flex</i>	17
Figura 1.19 Muñeca <i>10S17 Electric Wrist Rotator</i>	18
Figura 1.20 Muñeca <i>WWP-38</i>	18
Figura 2.1 Componentes de una prótesis de miembro superior	21
Figura 2.2 Diagrama de funciones de toda la prótesis mioeléctrica transradial	26
Figura 2.3 Concepto de Solución 1	31
Figura 2.4 Concepto de Solución 2	32
Figura 2.5 Concepto de Solución 3	33
Figura 2.6 Gráfica de Evaluación técnico-económico	36
Figura 2.7 Esquema de mecanismo de transmisión de muñeca protésica de 3 GDL	36
Figura 3.1 Antebrazo derecho en posición 45°, 0° y 90° de flexión	38
Figura 3.2 Dimensiones de la distribución de los pernos del acople entre la mano y muñeca protésica	39
Figura 3.3 Fuerzas externas sobre los pernos en la posición más crítica	39
Figura 3.4 Verificación de cálculo de pernos del acople entre la mano y la muñeca protésica	40
Figura 3.5 Elemento 3D impreso a base de plástico PET para determinar ajuste y juego a diferentes niveles de tolerancia	41
Figura 3.6 Prueba para determinar presión de ajuste	43
Figura 3.7 Mecanismo para movimiento de abducción-aducción	43
Figura 3.8 Configuración de malla para análisis de elementos finitos en mm	44
Figura 3.9 Distribución de cargas y restricciones para análisis de esfuerzos en acople del mecanismo de abducción-aducción	45
Figura 3.10 Análisis de esfuerzos en acople del mecanismo de abducción-aducción; factor de seguridad y deformaciones	45
Figura 3.11 Mecanismo para movimiento de flexión-extensión	46

Figura 3.12 Transmisión de potencia en el mecanismo para movimiento de flexión-extensión	47
Figura 3.13 Cargas y esfuerzos en el diente de un engranaje	48
Figura 3.14 Verificación de cálculo de resistencia en engranajes cónicos	49
Figura 3.15 Verificación de cálculo de resistencia en engranajes rectos	49
Figura 3.16 Distribución de esfuerzos en una chaveta	50
Figura 3.17 Representación de esfuerzos en los ejes debido a momento torsor	51
Figura 3.18 Distribución de cargas y restricciones para análisis de esfuerzos en eje de flexión-extensión	52
Figura 3.19 Análisis de esfuerzos en eje de flexión-extensión; factor de seguridad y deformaciones	52
Figura 3.20 Mecanismo para movimiento de pronación-supinación	53
Figura 3.21 Fuerzas externas sobre los pernos en la posición más crítica	54
Figura 3.22 Verificación de cálculo de pernos del acople del mecanismo de pronación-supinación	5
Figura 3.23 Distribución de cargas para análisis de esfuerzos en acople de mecanismo de pronación-supinación	56
Figura 3.24 Análisis de esfuerzos en acople de mecanismo de pronación-supinación; factor de seguridad y deformaciones	56
Figura 3.25 Mecanismo diferencial	57
Figura 3.26 Distribución de cargas para análisis de esfuerzos en árbol de transmisión de diferencial	58
Figura 3.27 Análisis de esfuerzos en árbol de transmisión de diferencial; deformaciones y factor de seguridad	58
Figura 3.28 Aplicación de esfuerzos en rodamientos rígidos de bola en engranajes satélites	59
Figura 3.29 Elementos de mecanismo retráctil para bloqueo/desbloqueo del movimiento de pronación-supinación	60
Figura 3.30 Posiciones del pin de bloqueo fijadas por el freno	61
Figura 3.31 Solenoide <i>CPM-0054</i>	61
Figura 3.32 Verificación de cálculo de resorte del mecanismo retráctil	62
Figura 3.33 Aplicación de cargas para análisis de esfuerzos en pin de bloqueo	63
Figura 3.34 Análisis de esfuerzos en pin de bloqueo; deformaciones y factor de seguridad	63
Figura 3.35 <i>Maxon motor DCX19S</i> y reducción planetaria <i>GPX22</i>	64
Figura 3.36 Dimensiones generales de la muñeca protésica	65
Figura 4.1 Diagrama de bloques del sistema de control	68
Figura 4.2 Máquina de elementos finitos del control de la muñeca protésica	68
Figura 4.3 Configuraciones de puente H para control de motor DC	69
Figura 4.4 Configuraciones de conexión típica de drivers para solenoide	70
Figura 4.5 Configuraciones de puente H para activación de un solenoide	70
Figura 4.6 <i>TI DRV8835</i>	71
Figura 4.7 <i>Arduino Nano</i>	72
Figura 4.8 <i>Railwayscenics 219-312</i>	73
Figura 4.9 <i>Ams AS5047D</i>	74
Figura 4.10 Arquitectura de muñeca protésica	74
Figura 4.11 Esquema general de conexiones entre el sistema de control y los sensores y actuadores de la muñeca protésica	75
Figura 4.12 Implementación de la planta en Simulink	76

Figura 4.13 Controlador PID en la planta	76
Figura 4.14 Ubicación física del sensor de posición del movimiento de pronación-supinación	77
Figura 4.15 Respuesta de la planta a los valores proporcional y derivativo del controlador	77
Figura 4.16 Respuesta del mecanismo de muñeca protésica con control proporcional frente a una entrada escalón unitario; posición y velocidad angular	78
Figura 4.17 Batería Li-ion 18650 Ultrafire 4200mAh Recargable	79



LISTADO DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Especificaciones de prótesis de muñeca desarrolladas académicamente	15
Tabla 1.2 Especificaciones de prótesis de muñecas comerciales	19
Tabla 2.1 Resumen de requerimientos de la prótesis de muñeca de tres grados de libertad	25
Tabla 2.2 Matriz morfológica para funciones mecánicas	29
Tabla 2.3 Matriz morfológica para funciones electrónicas y de control	30
Tabla 2.4 Peso relativo	34
Tabla 2.5 Valores de escala de Likert	34
Tabla 2.6 Evaluación técnica de los conceptos de solución	35
Tabla 2.7 Evaluación económica de los conceptos de solución	35
Tabla 2.8 Coeficientes técnico y económico de las soluciones	35
Tabla 3.1 Momentos máximos para cada movimiento de muñeca	38
Tabla 3.2 Datos físicos y mecánicos de transmisión de potencia en mecanismo para movimiento de flexión-extensión	47
Tabla 3.3 Verificación de resistencia de chavetas	50
Tabla 3.4 Verificación de resistencia de ejes	51
Tabla 3.5 Comparación de motores DC	64
Tabla 3.6 Características físicas de los componentes de la muñeca protésica	65
Tabla 4.1 Comparación de drivers puente H	72
Tabla 4.2 Comparación de tarjetas de microcontroladores	73
Tabla 4.3 Comparación de sensores de contacto	74
Tabla 4.4 Comparación de tipos de sensores de posición angular	74
Tabla 4.5 Comparación de sensores de posición angular	75
Tabla 4.6 Consumo de corriente de los componentes electrónicos	80
Tabla 5.1 Relación de planos	82
Tabla 5.2 Costos de componentes del sistema electrónico y de control	83
Tabla 5.3 Costos de componentes del sistema mecánico	83
Tabla 5.4 Estimación de costos del desarrollo de la muñeca protésica	84

INTRODUCCIÓN

En el Perú el índice de amputaciones del miembro superior es el 21,9% de los pacientes amputados, según estadísticas dadas por el Instituto Nacional de Rehabilitación “Adriana Rebaza Flores” (INR) [Farro, 2012]. Esta condición en las personas se ha convertido en una problemática social ya que la mayoría de los afectados no cuentan con recursos económicos para adquirir algún tipo de prótesis biomecánica debido a los elevados costos que estos tienen y, además, el 82,5% de los amputados son de condición socioeconómica entre pobre y pobre extremo.

La orientación espacial de un efector final, como una mano o una pinza, está estrechamente relacionada con su capacidad para realizar una tarea. La función de la muñeca humana es permitir que la mano alcance un gran número de orientaciones mediante 2 grados de libertad (DoF¹) sin reorientar significativamente las partes más proximales del brazo [Bajaj, 2018]. A pesar de ello, las prótesis de muñeca actuales ofrecen grados de libertad limitados, lo que ocasiona que la persona amputada se vea con la necesidad de realizar movimientos compensatorios que causan problemas como dolor musculoesquelético principalmente en la espalda y hombro [Ostlie, 2011]. Por ejemplo, la ausencia de flexión de la muñeca da como resultado movimientos compensatorios mayores en el hombro y el torso [Bertels, 2009].

Cabe resaltar que los amputados a nivel transradial² experimentan, según el lugar de la amputación, pérdida de función en su capacidad para realizar los movimientos de pronación-supinación de su antebrazo, por lo que se agrega un grado de libertad a la muñeca protésica [Taylor, 1955]. Siendo los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción y pronación-supinación los encargados del posicionamiento de la mano y limitantes de los movimientos compensatorios [Bertels, 2009] [Carey, 2008]. En un estudio sobre los rangos de movimientos, y su relación con la frecuencia de uso en actividades diarias, se muestra que la pronación-supinación presenta mayor rango de movimiento y frecuencia. Comparando la abducción-aducción y la flexión-extensión, los primeros movimientos presentan mayor frecuencia cerca a la posición neutral, mientras que, el otro par de movimientos presentan mayor rango [Fan, 2016].

¹ DOF: Degrees of Freedom (Grados de libertad, en inglés)

² Nivel de amputación que se realiza en medio del antebrazo conservando la articulación del codo.

En la actualidad, al menos uno de tres usuarios de manos protésicas usa prótesis pasivas³ y sobre todo aquellos que tienen deficiencia solo en una de las extremidades y requieren este tipo de prótesis para funciones limitadas [Maat, 2017]. Comercialmente existen muchas prótesis de muñecas pasivas que ofrecen múltiples grados de libertad, sin embargo, los rangos de movimiento y el peso son características a mejorar. Además, existen prótesis comerciales activas⁴ cuyos costos son elevados debido a la cantidad de actuadores necesarios para poder realizar los movimientos.

Por lo tanto, en el presente trabajo se propone diseñar una muñeca protésica de tres grados de libertad para una prótesis mioeléctrica⁵ transradial. El desarrollo de este trabajo aborda el diseño de los mecanismos que permitan los movimientos de pronación-supinación, abducción-aducción y flexión-extensión, satisfaciendo las necesidades dinámicas propuestas. Así mismo, se seleccionan los materiales y componentes de accionamiento y control que cumplen con los requerimientos ergonómicos de uso. Por último, se estiman los costos de diseño y fabricación que posibilitan la evaluación de la implementación de la muñeca protésica.

El diseño de la muñeca protésica forma parte del proyecto: “Diseño, desarrollo e implementación de prótesis mioeléctricas personalizadas de una mano con retroalimentación háptica empleando tecnologías de fabricación digital en filamentos de plástico PET de bajo costo”⁶ con el fin de preservar la capacidad de los amputados de realizar tareas cotidianas con un efecto limitado en los movimientos compensatorios. De esta forma, se genera una alternativa cuyo rendimiento práctico mejora la funcionalidad y destreza en el uso de prótesis de mano. Finalmente, la implementación de una prótesis de muñeca reducirá la necesidad de tener una mano protésica con múltiples grados de libertad y permitirá obtener una funcionalidad comparable, basándonos en el estudio realizado por Montagnani, el cual invita a los ingenieros a centrarse en el desarrollo de nuevas arquitecturas de muñeca artificial con el fin de acercarnos más a la construcción de una prótesis con función motora equivalente a la de la mano humana [Montagnani, 2015].

³ Tipo de prótesis cuya función básica y principal es la estética o cosmética y su movimiento depende de la ayuda del miembro contralateral

⁴ Tipo de prótesis funcionales con mecanismos de accionamiento

⁵ Tipo de prótesis controladas por medio de señales de la actividad eléctrica de un músculo

⁶ Proyecto financiado por FONDECYT (N° 59-2018-fondecyt) y DGI PUCP (ID N° 681)

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

La pérdida parcial o total del miembro superior varía en cuanto al nivel de amputación y las causas que lo producen. Las diferencias antropomórficas de cada individuo aumentan la variabilidad en la pérdida de la locomoción y cambios en la realización de sus actividades diarias, por lo que se debe delimitar la población a la que se quiere estudiar a fin de definir sus requerimientos. En el presente capítulo se presentará, a manera de antecedente, datos cuantitativos y estadísticos asociados a la amputación de miembros superiores. Posteriormente, se introduce la fisiología relacionada a la amputación de miembros superiores con énfasis en la biomecánica de la muñeca. Finalmente, se muestran y comparan los diversos mecanismos y métodos de control en prótesis de muñeca presentes en el sector académico como en el comercial. La información recopilada servirá para realizar un modelo óptimo que cumpla con los requerimientos.

1.1. Antecedentes

Se presenta la evolución cuantitativa y estadística de personas con amputaciones de miembros superiores, tanto sus causas como los niveles de amputación.

1.1.1 Contexto histórico

En Estados Unidos, en el año 1996, existían aproximadamente 350 mil personas con amputaciones, de los cuales 30% tenían pérdida del miembro superior [ISHN, 2014]. El *National Center for Health Statistics* informó que la cantidad de personas con amputaciones aumentaría 50 mil anualmente. Durante el 2005, 541 mil personas sufrían de diferentes niveles de amputación de miembro superior y se estimó que la cifra se duplicaría para el año 2050 [Ziegler-Graham, 2008]. En una conferencia en Stanford, en el año 2008, se propuso una fórmula para estimar la cantidad de personas con brazos amputados por país y, así mismo, se designó los porcentajes por nivel de amputación del brazo [Leblanc, 2008]. Tomando en cuenta la fórmula anteriormente mencionada y conociendo que la población del Perú representa el 0.42% de la población mundial, entonces la cantidad de personas con brazos amputados en el país sería de aproximadamente 14,500 actualmente.

1.1.2 Causas de amputación

La amputación traumática⁷ es la principal causa, predominando en los hombres, seguido de neoplasia y enfermedades vasculares o infecciosas [ISHN, 2014]. En el Perú, según estadísticas dadas por el Instituto Nacional de Rehabilitación “Adriana Rebaza Flores” (INR) en el año 2012, las amputaciones traumáticas representan un 45,3%; mientras que, la principal causa no-traumática es la angiopatía diabética⁸ (42,3%), seguido de neoplasia⁹ (19,6%) y enfermedades vasculares, infecciosas y congénitas (16,4%, 11,5% y 10,2% respectivamente) [Farro, 2012].

1.1.3 Niveles de amputación

Durante el año 2016, se reportó, en Italia y el Reino Unido, la incidencia de los diferentes niveles de pérdida del miembro superior en donde se obtuvieron los siguientes porcentajes: 2% interescapulo-torácico, 3% desarticulación de hombro, 16% trans-humeral, 1% desarticulación de codo, 12% trans-radial, 2% desarticulación de muñeca, 61% amputación parcial de mano y 3% pérdida bilateral¹⁰ de la extremidad [Cordella, 2016]. En la figura 1.1 se muestran los niveles indicados.

⁷ Pérdida de una parte del cuerpo como resultado de un accidente o lesión

⁸ Enfermedad de los vasos sanguíneos relacionada con el curso crónico de la diabetes mellitus

⁹ Formación anormal de tejido tumoral, benigno o maligno

¹⁰ Pérdida ambos miembros: derecho e izquierdo

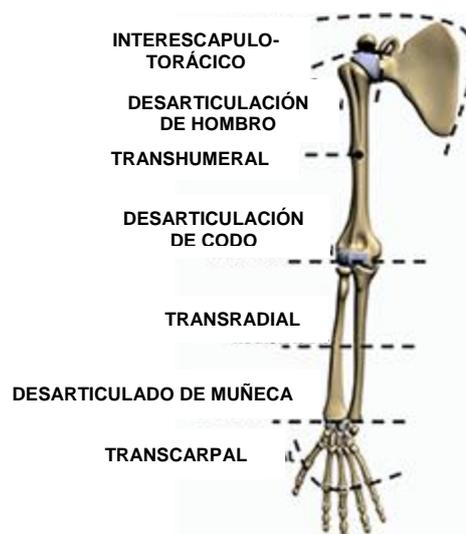


Figura 1.1 Niveles de amputación en extremidades superiores [Cordella, 2016].

1.2. Fisiología del miembro superior

A continuación, se describe el comportamiento anatómico y los tipos de movimientos realizados por la muñeca, el antebrazo, el codo y el hombro ya que estos permiten la ubicación espacial de la mano.

1.2.1 Hombro

La articulación del hombro es la articulación escapulo-humeral (o glenohumeral), situada entre la escápula y la cabeza del húmero, es una articulación esférica y está reforzada por varios ligamentos. Los movimientos de la articulación del hombro pueden ser muy amplios debido a su naturaleza anatómica; sin embargo, la fuerza es proveniente de los músculos que la rodean y dando la capacidad al hombro a realizar los movimientos de flexión-extensión, aducción-abducción y rotación interna (o medial) y rotación externa (o lateral) del brazo. Así mismo, la combinación de los movimientos mencionados origina el movimiento de circunducción, como se puede ver en la Figura 1.2a.

1.2.2 Codo

La articulación del codo está compuesta por tres articulaciones diferentes procedentes del húmero, el radio y el cúbito. Los movimientos que realiza el codo son la flexión-extensión del antebrazo, como se puede visualizar en la Figura 1.2b [Reiriz, 2015].

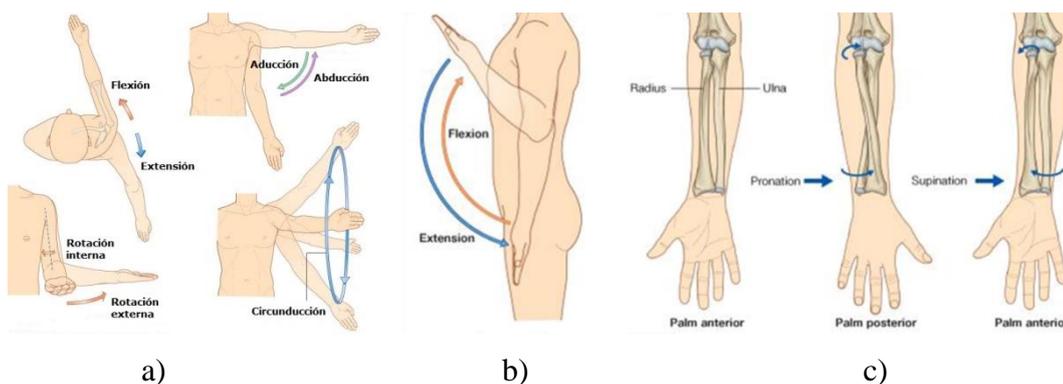


Figura 1.2 Movimientos del a) hombro, b) codo y c) antebrazo [Drake, 2015]

1.2.3 Antebrazo

El antebrazo es un segmento importante, ya que en él se encuentran los músculos encargados de la rotación del radio sobre el cúbito permitiendo los movimientos de pronación y supinación de la muñeca y mano, como se puede ver en la Figura 1.2c [Reiriz, 2015].

1.2.4 Muñeca

La articulación de la muñeca es la articulación radiocarpiana, situada por un lado entre el radio y ligamento triangular y, por el otro, la fila superior de los huesos del carpo. Los músculos que actúan sobre la articulación de la muñeca dependen de los movimientos a realizar. Los flexores destacan disminuyendo el ángulo entre las dos partes de la articulación para producir la flexión y como contraparte los extensores aumentan el ángulo entre las dos partes de la articulación para producir la extensión. Los flexores y extensores radiales alejan la muñeca del cuerpo para producir la abducción (o desviación radial) a diferencia de los flexores y extensores cubitales que producen la aducción (o desviación cubital). En la Figura 1.3 se muestran los movimientos de la muñeca descritos previamente [Reiriz, 2015].

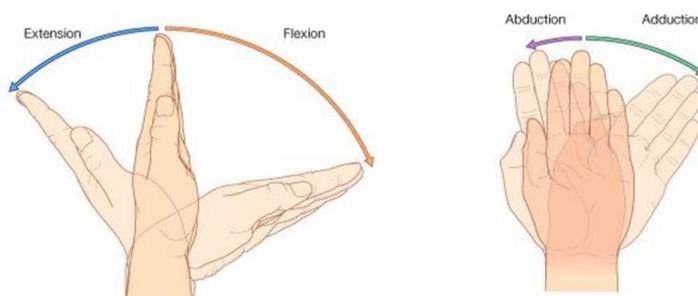


Figura 1.3 Movimientos de la muñeca [Drake, 2015]

1.3. Biomecánica de muñeca

En el presente acápite se presentan los rangos de movimientos y la cinética necesaria para la realización de las actividades diarias, a fin de estudiar los requerimientos en el desarrollo del diseño de prótesis de muñeca.

1.3.1 Rango de movimiento

La amplitud de movimientos de abducción-aducción es medida a partir de la posición anatómica¹¹ y la prolongación del eje del antebrazo. La amplitud de aducción es de 45° cuando el antebrazo se encuentra en supinación; mientras que, en pronación la amplitud de aducción no sobrepasa los 10°. La amplitud de la abducción no es mayor a los 15°. La amplitud de la flexión y extensión activa¹² es de 85°, estos son máximos cuando la mano no está ni en abducción ni en aducción. Además, la amplitud de la flexión y extensión pasiva¹³ es mayor a 90°, siendo 100° en pronación y 95° en supinación [Kapandji, 2012]. En la Figura 1.4 se muestran los rangos de movimientos de la muñeca.

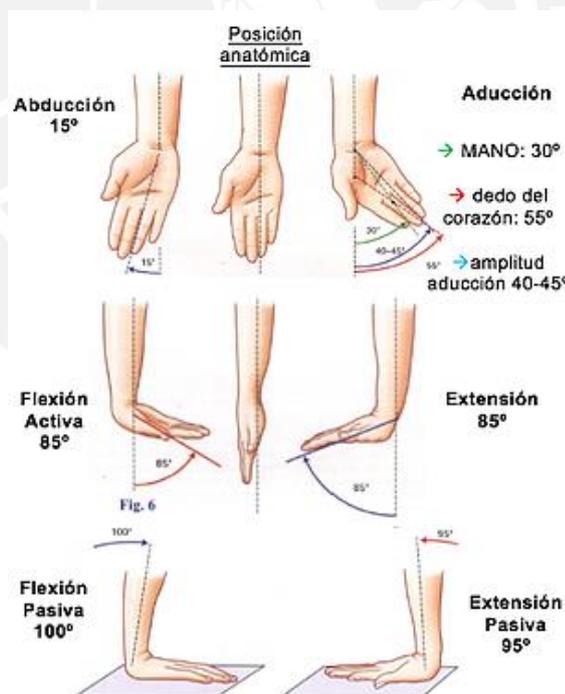


Figura 1.4 Amplitud de movimientos de la muñeca [Miranda, 2018]

¹¹ Posición referencial del cuerpo humano, erguido con las palmas de las manos hacia adelante (supinadas). Ver Figura 1.4.

¹² Rango de movimiento en el que la persona puede mover su propia articulación

¹³ Rango de movimiento en el que se puede mover externamente la articulación cuando esta se encuentra completamente relajada

1.3.2. Pérdida de muñeca

Los movimientos compensatorios realizados por las personas amputadas para superar la pérdida de función de la muñeca producen el uso de un grado de libertad distinto de otra articulación del brazo para lograr sus objetivos. Por ejemplo, una abducción exagerada del hombro para compensar una muñeca estática. Este tipo de movimientos compensatorios son notorios a menudo durante pruebas con prótesis que no cuentan con un mecanismo de muñeca, dejando claro que la pérdida de la función de esta articulación provoca una importante necesidad de ajuste, que a menudo genera tensión en otras partes del cuerpo.

La muñeca es una articulación biaxial con dos grados de libertad. Sin embargo, la pronación y supinación también se atribuye a la muñeca. Los amputados trans-radiales experimentan, según el lugar de la amputación, una pérdida de función en su capacidad para realizar los movimientos de pronación-supinación, por lo que se agrega este grado de libertad a la muñeca protésica. En la Figura 1.5 se muestra los grados de rotación residual en amputados trans-radiales en comparación con los grados de rotación natural del antebrazo.

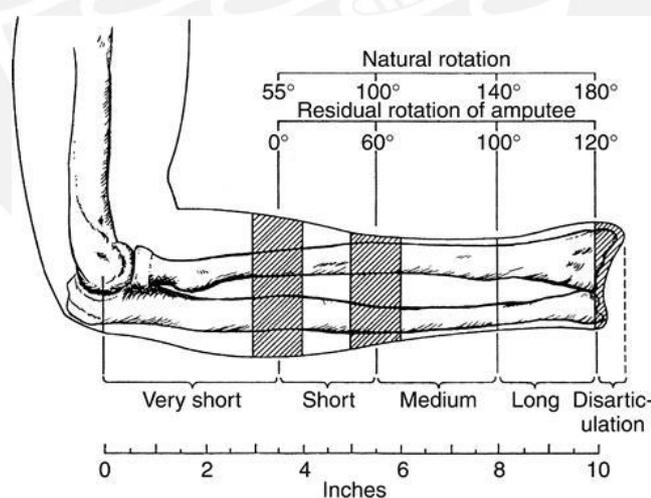


Figura 1.5 Pronación y supinación permisible en miembros con amputación trans-radial respecto a diferentes tamaños del muñón residual [Taylor, 1955].

1.3.3. Fuerzas y torques

Realizar las actividades diarias requiere generar la suficiente fuerza en los músculos involucrados en los movimientos de la muñeca, así como, el suficiente torque, debido a que dichos movimientos son de naturaleza rotacional.

En un estudio sobre las fuerzas de los músculos de la muñeca presentes en 25 actividades cotidianas, como higiene o preparación de alimentos, dio como resultado que la fuerza promedio ejercida por los flexores radiales y cubitales es de 70 N, mientras que, los extensores radiales y cubitales ejercen una fuerza promedio de 125 N y 65 N, respectivamente [Pando, 2013]. El mismo estudio señala que se aplica mayor torque en los movimientos de abducción-aducción que en los de flexión-extensión. Además, indica que el torque promedio es de 2 N-m, siendo el torque más frecuente de 0.3 N-m, y el máximo de 12 N-m.

Además, en un estudio diferente, se midió los torques de flexión y extensión de muñeca en 10 hombres y 10 mujeres, reportando que el torque promedio de flexión de muñeca es de 8.2 N-m, mientras que, el torque promedio de extensión es de 5.6 N-m [Morse, 2006].

Por último, otro estudio sobre los torques en los movimientos de pronación y supinación dan como resultado torques promedios de 6.4 N-m y 7.9 N-m para cada tipo de movimiento, respectivamente [Timm, 1993]. Estos valores fueron resultados de analizar el torque en tres tipos de maniobras diferentes: movimiento cilíndrico, destornillador y perilla de puerta.

1.4. Patentes de prótesis de muñeca

En esta sección se presentan dos patentes de mecanismos de muñecas mecánicas de múltiples grados de libertad, sin embargo, la primera es pasiva y la segunda es activa (actuada con energía del cuerpo).

1.4.1. Muñeca Protésica –US 8795387 B1

Este diseño fue patentado en el 2014 bajo el nombre original, en inglés, “*Prosthetic wrist*” [Razink, 2014]. Esta prótesis de muñeca se une entre una prótesis de brazo y un dispositivo protésico terminal como se puede ver en la Figura 1.6. Comprende tres secciones principales: una sección proximal¹⁴ que une la prótesis de muñeca con el brazo, una sección central que está unida de forma pivotante a la sección proximal, y una sección distal¹⁵ que se une a la sección central de manera pivotante.

¹⁴ Más cercano del centro (tronco del cuerpo) o del punto de unión con el cuerpo

¹⁵ Lo opuesto a proximal

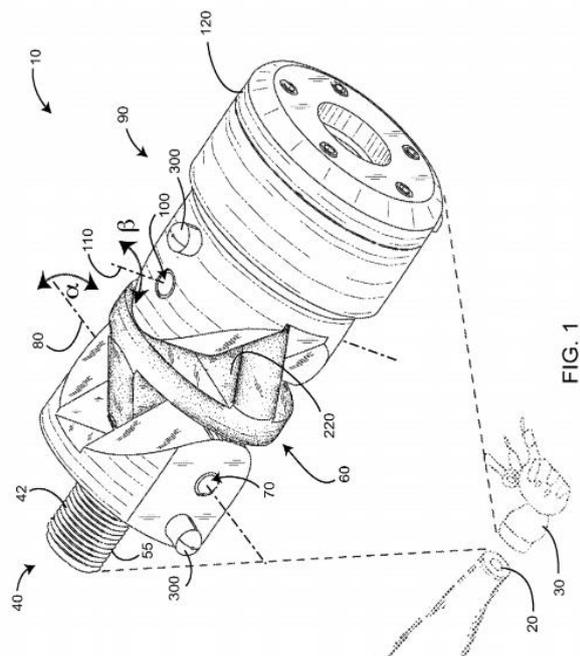


Figura 1.6. Prosthetic wrist [Razink, 2014]

Cabe resaltar que la segunda articulación (la sección distal) incluye un segundo giro que es ortogonal y no se intersecta con el primer eje de giro. La sección distal incluye, además, un mecanismo de fijación con el dispositivo terminal.

Por otro lado, cada articulación incluye una porción proximal, una porción distal, un pivote y un mecanismo de bloqueo adaptado para permitir la selección angular entre las porciones proximales y distales, como se puede ver en la Figura 1.7.

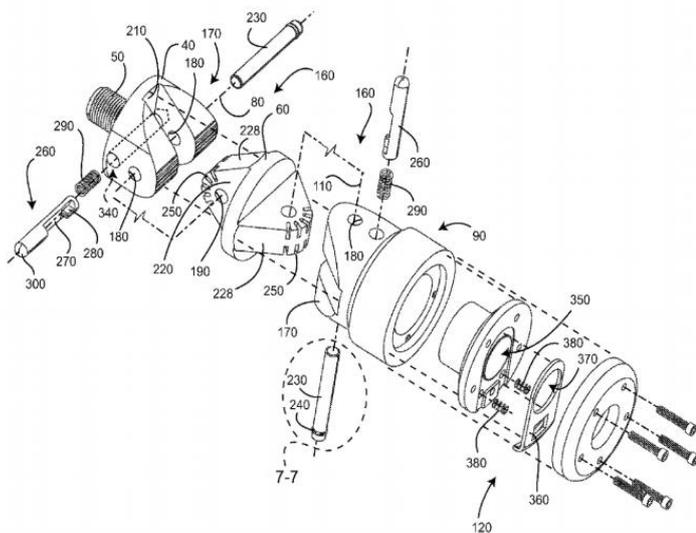


Figura 1.7. Prosthetic wrist: vista explosionada [Razink, 2014]

1.4.2. Prótesis de muñeca multifuncional actuada por el cuerpo – US 7048768

Este diseño fue patentado en el 2006 bajo el nombre original, en inglés, “*Multi-function body-powered prosthetic wrist unit and method*” [Rouse, 2006]. Esta prótesis de muñeca se puede conectar al extremo de una prótesis de brazo y proporciona 270° de pronación-supinación con bloqueo de rotación, flexión-extensión de 0° a 50° con tres posiciones de bloqueo, y una conexión y desconexión rápida para dispositivos terminales. El control de las rotaciones está dado mediante tracción de cables accionada por el cuerpo a través de un arnés y permiten funciones de bloqueo momentáneo o alternante (jalar para retraer o liberar). En la Figura 1.8 se muestra el diseño de esta prótesis de muñeca.

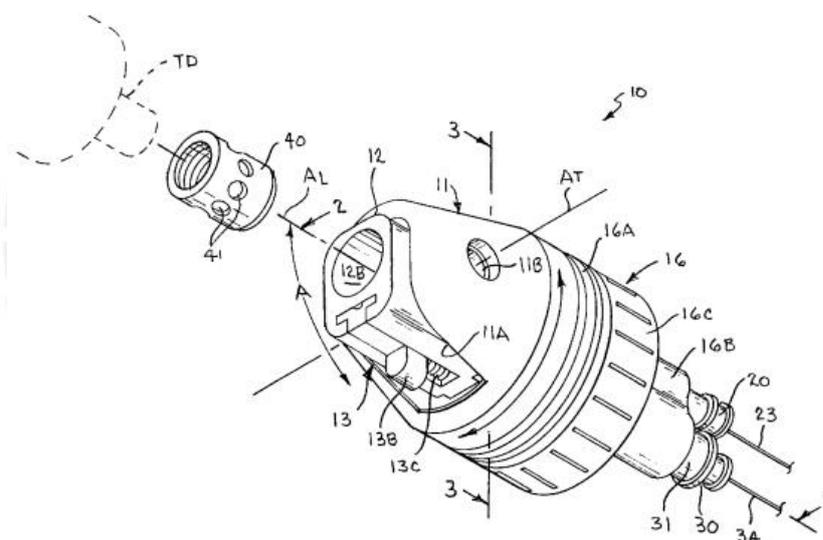


Figura 1.8 Prótesis de muñeca multifuncional de Rouse [Rouse, 2006]

1.5. Prótesis de muñeca en desarrollo académico

En esta sección se presentan publicaciones académicas en congresos, revistas y tesis con relación a prótesis de muñeca. Las investigaciones llevadas a cabo fueron trabajadas en conjunto en universidades, centros de investigación y centros médicos.

1.5.1. Prótesis de muñeca compacta y reconfigurable.

Muchos actuadores protésicos de muñeca se enfocan solo en los movimientos de pronación-supinación debido a que es fácil de controlar un grado de libertad. El diseño mecánico de esta prótesis de muñeca (Figura 1.9) se basa en un dispositivo de rotación

de un solo grado de libertad y ajustable a diferentes orientaciones de plano oblicuo [Zinck, 2012]. Toda la muñeca encaja dentro de una esfera con un diámetro total de 45,5 mm, con ranuras de ajuste en ambos extremos para permitir el cambio de orientación del plano de rotación.

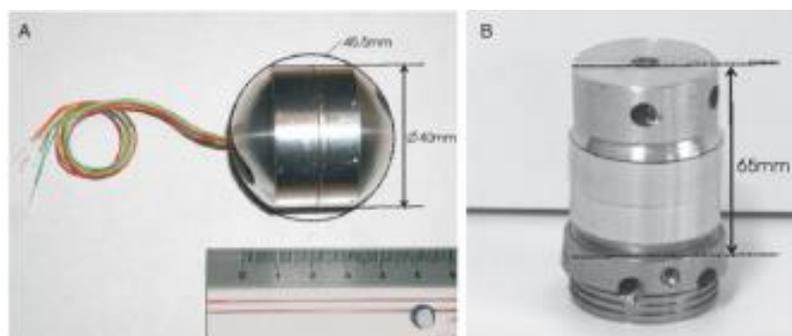


Figura 1.9 Muñeca protésica compacta y reconfigurable [Zinck, 2012].

1.5.2. Prótesis pasiva de dos grados de libertad con rigidez conmutable

En el siguiente prototipo de una prótesis de muñeca pasiva con 2 grados de libertad (Figura 1.10) se busca reducir los movimientos compensatorios que se producen con el uso de prótesis de mano que cuentan con muñeca rígida [Montagnani, 2013]. Debido a que se trata de un prototipo, los componentes fueron sobredimensionados para una facilidad de fabricación y permitir modificaciones durante las pruebas. El mecanismo se desarrolla utilizando resortes de compresión elastómeros, los cuales presentan una característica no lineal que está más cercano al comportamiento de las articulaciones humanas en comparación con los resortes lineales; además, estos elastómeros son de bajo costo y poseen una alta relación torque-espesor.



Figura 1.10: Prototipo de muñeca mecanizada [Montagnani, 2013]

1.5.3. Prótesis de muñeca activa de dos grados de libertad

En este diseño se buscó un mecanismo de muñeca de 2 grados de libertad que ocupara el menor espacio posible en el antebrazo y que al mismo tiempo aumente los rangos de movimiento comunes en las prótesis [Kyberd, 2011]. El mecanismo emplea un sistema de engranaje diferencial, que se muestra en la Figura 1.11, para vincular la salida de dos motores eléctricos a dos ejes comunes, uno para pronación-supinación y otro para flexión-extensión. Al girar los motores a lo largo, o uno contra el otro, el mecanismo giraría sobre uno u otro eje. El mecanismo puede alcanzar orientaciones excepcionales y su posición puede ser leída por potenciómetros. El autor propone que los aspectos a mejorar son el torque en los ejes y su peso.

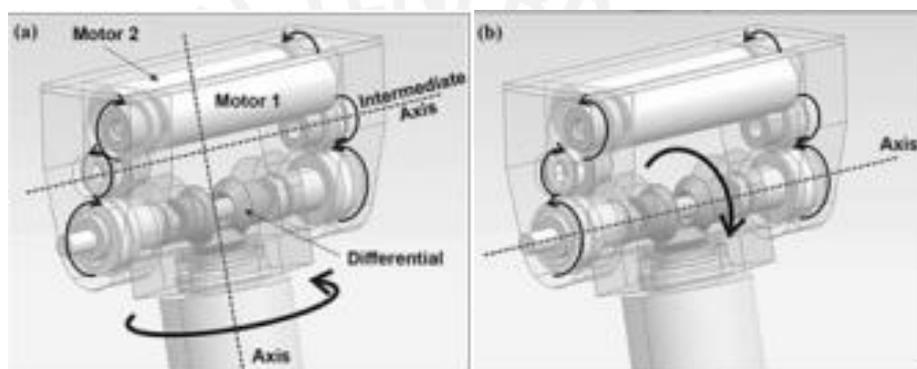


Figura 1.11: Prótesis de muñeca activa de dos grados de libertad [Kyberd, 2011]

1.5.4. Prótesis de muñeca neumática de dos grados de libertad

El siguiente diseño (Figura 1.12) se basa en un mecanismo de muñeca de 2 grados de libertad basado en pistones neumáticos. Estos ofrecen una alternativa liviana a los motores eléctricos al mismo tiempo que mantienen la fuerza y la destreza [Roose, 2014]. La prótesis de muñeca de dos grados de libertad permite rangos de movimiento de 42° para los movimientos de flexión-extensión y 51° en los movimientos de pronación-supinación. La muñeca también utiliza dos mecanismos de bloqueo, cada uno de ellos posee un conjunto de trinquetes¹⁶ que bloquean un engranaje, el cual soporta 797.5 N-mm. El actuador que realiza el movimiento de flexión-extensión proporciona un torque de 320.9 N-mm a 1,2 MPa, lo cual es suficiente para emplear una prótesis de 500 g.

¹⁶ Mecanismo que permite a un engranaje girar hacia un lado, peor le impide hacerlo en sentido contrario

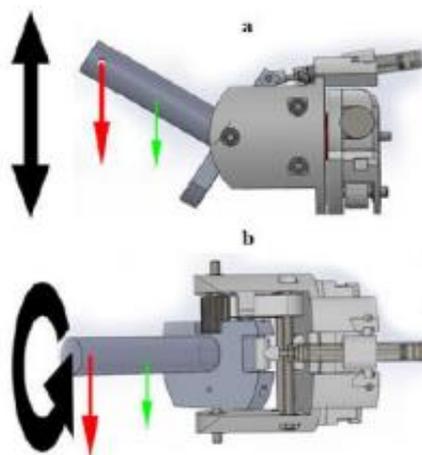


Figura 1.12: Prótesis de muñeca neumática de dos grados de libertad [Roose, 2014]

1.5.5. Prótesis de muñeca sub-actuado basado en sinergias¹⁷ adaptativas.

La siguiente prótesis (Figura 1.13) se centra en el desarrollo de una muñeca de dos grados de libertad accionados por un solo motor. A través de un mecanismo de transmisión compacto, compuesto por engranajes, resortes y fajas, el torque del motor también se aplica a la junta, de modo que el motor puede girar el mecanismo en conjunto realizando los movimientos de pronación-supinación y la junta simultáneamente [Casini, 2017]. Dependiendo de la orientación de la mano, la articulación funciona como flexión-extensión, desviación radial-cubital o algún eje diagonal. Tanto la salida del motor en pronación-supinación como la orientación de la junta están restringidas por un conjunto de resortes. Al variar la constante elástica de los conjuntos de dos resortes, la fuerza de salida del motor dará como resultado diferentes equilibrios con respecto a la orientación de la muñeca. De esta manera, un motor puede tener una salida oblicua de la muñeca entre la pronación-supinación y el segundo eje.

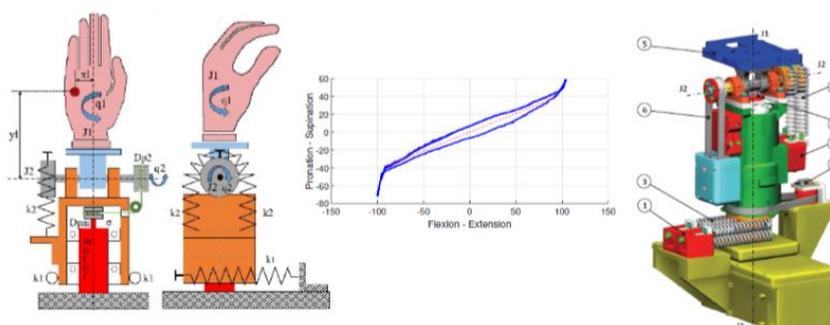


Figura 1.13: Prótesis de muñeca sub-actuado basado en sinergias adaptativas [Casini, 2017]

¹⁷ Acción coordinada de dos o más partes cuyo efecto es mayor a la suma de efectos individuales.

1.5.6. Prótesis de muñeca con tres grados de libertad

El siguiente diseño se centra en el desarrollo de una muñeca de tres grados de libertad accionados por tres motores independientes [Mahmoud, 2011]. Como se puede observar en la Figura 1.14 la prótesis puede realizar movimientos en los ejes X, Y y Z. El motor 1 permite movimiento en el eje X en un rango de -85° a 90° , el cual sería equivalente al movimiento de flexión- extensión. El motor 2 reconoce movimiento en el eje Y en un rango de -9.3° a 9.3° , el cual sería análogo al movimiento de abducción- aducción de la mano. Finalmente, el motor 3 admite movimiento en el eje Z en el rango de -133° a 133° , el cual sería semejante al movimiento de pronación-supinación.

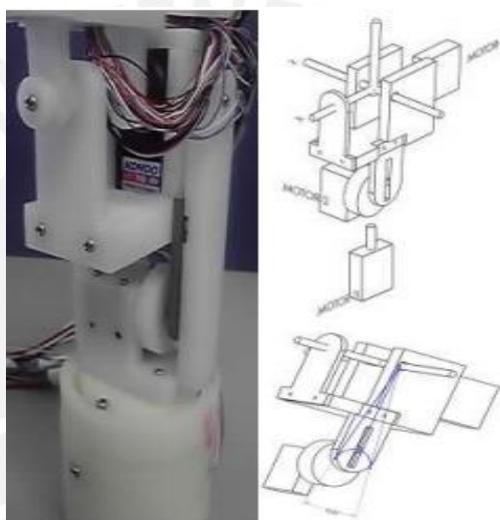


Figura 1.14: Prótesis de tres grados de libertad [Mahmoud, 2011]

En la Tabla 1.1 se muestra la comparación entre las prótesis de muñeca anteriormente descritas: números de grados de libertad, forma de actuación, geometría, peso, velocidad y torque.

Tabla 1.1: Especificaciones de prótesis de muñeca desarrolladas académicamente

Autor, Año	# GDL	Actuación (Pasivo/Activo)	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Peso (g)	Velocidad (rad/s)	Torque (mNm)
Zinck, 2012	1	Activo	40	65	87	4.3	59.6
Montagnani, 2013	2	Pasivo	--	65	450	--	--
Kyberd, 2011	2	Activo	60	50	200	1.4	73
Roose, 2014	2	Activo	52.8	--	95.4	--	797.5
Casini, 2017	2	Activo	70	107	710	3.6	1031
Mahmoud, 2011	3	Activo	--	--	--	--	216

1.6. Prótesis de muñeca comerciales

En esta sección se presentan prótesis comerciales de múltiples grados de libertad con mecanismos y configuraciones diferentes. El desarrollo de estas muñecas comerciales fue propuesto debido a la necesidad que se resaltaba en las investigaciones de prótesis y la destreza que puede contribuir la incorporación de una muñeca a la capacidad de manipulación.

1.6.1. Sistema Protésico Axon-Bus

Las siguientes unidades protésicas son parte del sistema de prótesis modular Axon-Bus [Ottobock, 2013], facilitan el ajuste con un componente de agarre Axon-Bus, por ejemplo, la mano Michelangelo 8E500 (Figura 1.15). Por un lado, el modelo 9S500 AxonFlexion Adapter (Figura 1.16a) permite la flexión-extensión pasiva en un rango de movimiento de 75° para la flexión, mediante 4 posiciones de bloqueo, y en un rango de 45° para la extensión mediante 3 posiciones de bloqueo. Por otro lado, el modelo 9S501 AxonRotation Adapter (Figura 1.16b) permite la pronación-supinación pasiva de 360° mediante 24 posiciones de trinquete de 15° cada uno y su activación se realiza mediante un momento externo mayor a 2 Nm.



Figura 1.15 Prótesis comercial de mano Michelangelo con el Sistema Protésico Axon-Bus



Figura 1.16 Unidad a) AxonFlexion Adapter y b) AxonRotation Adapter¹⁸

¹⁸ Sistema protésico Axon-Bus en catálogo Otto Bock de prótesis de miembro superior. Revisado 08 de abril del 2019. <https://shop.ottobock.us/media/pdf/2013_Prosthetics_Upper_Limb_Global_Catalog.pdf>

1.6.2. Sistema Protésico MyoBock

Los siguientes mecanismos son parte del sistema de prótesis modular MyoBock [Ottobock, 2013], facilitan el posicionamiento de la mano. Por un lado, el mecanismo pasivo 10V51 Myolino Wrist 2000 (Figura 1.17a) es una esfera mecánica con fricción ajustable que junto a la mano eléctrica 2000 8E51 ayudan a eliminar compensaciones no naturales del brazo. Por otro lado, el mecanismo pasivo transcarpal 10V38 MyoWrist (Figura 1.17b) permite la flexión-extensión en un rango de movimiento de -40° a 40° mediante 5 posiciones de bloqueo; además, la pronación-supinación puede ser ofrecida gracias a su fácil conexión en combinación con la muñeca rotadora eléctrica 10S17. Por último, el mecanismo pasivo de 2 grados de libertad 10V40 MyoWrist (Figura 1.17c) permite la flexión-extensión en un rango de movimiento de -40° a 40° incrementando la posición cada 20° , así como la rotación es posible a través del bloqueo de muñeca; sin embargo, la rotación puede ser activa en combinación con MyoRotronic 13E205.



Figura 1.17 Muñeca a) 10V51 Myolino, b) 10V38 MyoWrist y c) 10V40 MyoWrist¹⁹

1.6.3. Prótesis de muñeca Movo

El siguiente mecanismo, 10V39 MovoWrist Flex (Figura 1.18), permite la flexión-extensión activado por cable o pasivo en el rango de -15° a 45° mediante el bloqueo en 5 posiciones y, además, la rotación de 360° en 20 diferentes posiciones.



Figura 1.18 Muñeca 10V39 MovoWrist Flex²⁰

¹⁹ Sistema protésico MyoBock en catálogo Otto Bock de prótesis de miembro superior. Revisado 08 de abril del 2019.

²⁰ Muñeca Movo en catálogo Otto Bock de prótesis de miembro superior. Revisado 08 de abril del 2019.

<https://shop.ottobock.us/media/pdf/2013_Prosthetics_Upper_Limb_Global_Catalog.pdf>

1.6.4. Muñeca eléctrica rotadora

La prótesis eléctrica de la empresa Otto Bock, 10S17 Electric Wrist Rotator (Figura 1.19), provee rotación activa de muñeca de manera eléctrica. Requiere una fuente de voltaje entre 6 y 7.2 Voltios y corriente sin carga de 150 mA y hasta 1000 mA. El movimiento se realiza a 81 grados sexagesimales por segundo y en un rango de 360°.



Figura 1.19 Muñeca 10S17 Electric Wrist Rotator

1.6.5. Muñeca de fricción

La siguiente prótesis de muñeca, WWP-38 (Figura 1.20), provee rotación pasiva a la mano pasiva Wilmer [Delft Institute of Prosthetics and Orthotics]. El movimiento se realiza al vencer la fuerza de fricción ajustable de la prótesis. Es resistente a la arena, el agua y la suciedad.



Figura 1.20 Muñeca WWP-38²¹

²¹ WILMER Friction Wrist en prótesis del Delft Institute of Prosthetics and Orthosis. Revisado 08 de abril del 2019. <<https://www.tudelft.nl/en/3me/departments/biomechanical-engineering/research/biomechatronics-human-machine-control/delft-institute-of-prosthetics-and-orthotics/products/prostheses/wilmer-friction-wrist/>>

En la Tabla 1.2 se muestra la comparación entre las prótesis comerciales anteriormente mencionadas, la forma de actuación, geometría, peso y rango de movimientos. Además, en un estudio aún más detallado se puede observar que no existe una prótesis de muñeca en el mercado actual que ofrezca tres grados de libertad [Bajaj, 2018].

Tabla 1.2: Especificaciones de prótesis de muñecas comerciales

Modelo y Nombre	# GDL	Actuación (Pasivo/Activo)	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Peso (g)	Rango de movimiento (°)
9S500 AxonFlexion Adapter	1	Pasivo	--	--	90	75, 45 (Flexión, Extensión)
9S501 AxonRotation Adapter	1	Pasivo	--	--	90	360 (Pronación-Supinación)
10V51 Myolino Wrist 2000	2	Pasivo	40	40	50	--
10V38 MyWrist Transcarpal	1	Activo	36	24.7	89	40, 40 (Flexión, Extensión)
10V40 Myowrist 2Act	2	Pasivo	36	26	55	40, 40 (Flexión, Extensión)
10V39 MovoWrist Flex	2	Pasivo/Activo	45	33	--	60 (Flexión-Extensión) 360 (Pronación-Supinación)
10S17 Electric Wrist Rotator	1	Activo	--	--	96	360 (Pronación-Supinación)
WWP-38 Wilmer Friction Wrist	1	Pasivo	38	13	20	360 (Pronación-Supinación)

En comparación con la información proporcionada por los trabajos académicos en el desarrollo de prótesis de muñeca, las prótesis comerciales no proporcionan detalles de configuraciones mecánicas, electrónicas ni sistemas de control en el desarrollo de sus productos.

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se expondrán los requerimientos del mecanismo de prótesis de muñeca, así como las consideraciones que se tomaron en cuenta para su diseño. Posteriormente, se propone la estructura de funciones y conceptos de solución que cumplan con lo anterior. Finalmente, se realiza una evaluación de soluciones con el fin de seleccionar la mejor alternativa, y a partir de ello desarrollar la propuesta de concepto óptimo. Para el desarrollo de este capítulo se empleará la metodología de diseño de sistemas mecatrónicos, norma alemana VDI2206 [Asociación de Ingenieros Alemanes, 2006].

2.1 Requerimientos del sistema

El principal requerimiento del sistema es el diseño de una prótesis de muñeca de tres grados de libertad considerando las características y movimientos de una muñeca real y cuya función principal sea la ubicación espacial de una mano protésica a fin de evitar movimientos compensatorios del miembro superior de pacientes con amputación de brazo de nivel transradial.

La muñeca protésica a desarrollar forma parte de los componentes de una prótesis de miembro superior, como se muestra en la Figura 2.1. Por ello, debido a su integración con la prótesis de mano mioeléctrica y con el encaje protésico, se deben considerar las exigencias que se impone por quien diseñe tanto el encaje como la palma de la mano protésica, así como de la fuente de alimentación para los actuadores de la muñeca protésica.

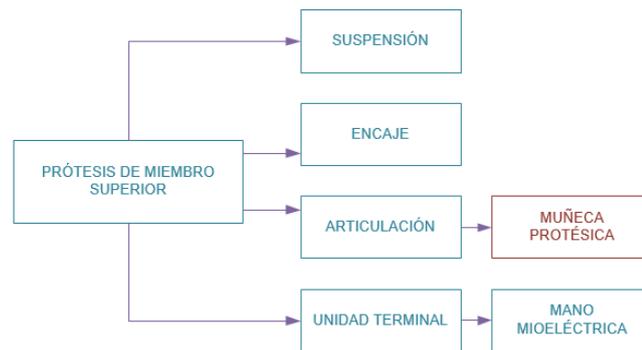


Figura 2.1 Componentes de una prótesis de miembro superior

Geometría

La geometría de la prótesis se debe establecer acorde a las dimensiones del paciente, para así facilitar un diseño antropomorfo de la prótesis. Se tomará en cuenta las dimensiones de las prótesis académicas y comerciales revisadas en el Capítulo 1, cuyas longitudes varían desde 13 mm hasta 107 mm, siendo requerimiento del diseñador del encaje y mano protésica, que el largo de la prótesis no exceda los 100 mm. Por otro lado, el diámetro de la muñeca no puede ser mayor a la anchura de la palma de la mano de 7,6 cm [Ávila, 2007].

Cinemática

Los movimientos de la prótesis deben de alcanzar los rangos naturales de una muñeca humana enunciada en la sección de rangos de movimiento del Capítulo 1. Además, los movimientos de pronación-supinación deben tener una velocidad máxima de $60^\circ/s$, usando como referencia las velocidades del exosqueleto²² ARMin [Nef, 2007]. Los movimientos de flexión-extensión, así como los de abducción-aducción, no deben exceder dicha velocidad.

²² Armazón externo que lleva puesto una persona

Cinética

En el Capítulo 1 se muestran las fuerzas y torques de una muñeca natural; sin embargo, para el diseño se estimarán los torques que se deben ejercer en la muñeca protésica, para los movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión, tomando en cuenta el peso de la prótesis de mano y la carga máxima a levantar, los cuáles se establecieron para el presente diseño, el valor de 500 g para cada uno.

Energía

La fuente de energía de la prótesis de muñeca será la batería que se seleccione para todo el conjunto protésico transradial, el cual debe brindar autonomía durante 8 horas continuas (promedio de horas de uso de prótesis [Pylatiuk, 2007]), ser portable, lo más liviana y pequeña posible, y que sea recargable con una fuente de alimentación de una red domiciliaria convencional (220V – 60 Hz). Por lo tanto, se requiere que el consumo energético de la prótesis de muñeca sea el menor posible para que no sea un inconveniente en la selección de la batería.

Señales

Los sensores, actuadores y tarjetas electrónicas que se vayan a emplear en el sistema deben utilizar niveles comerciales de voltaje acorde con la fuente de energía, y así sea sencillo el suministro de energía. Se debe procesar la señal de intención de movimiento del usuario enviado al controlador local de la muñeca, así como, señales para el control de movimiento angular de la prótesis.

Control

Dado que el control de la muñeca protésica será un control local dentro del control jerárquico de toda la prótesis mioeléctrica transradial, esta debe recibir a través de los EMG la intención y el tipo de movimiento a realizar mediante el gesto²³ del usuario. Mediante este procesamiento se podrá controlar de manera activa y retroalimentada el ángulo de pronación-supinación y la posición de flexión-extensión al recibir, del controlador local de la muñeca, la señal de referencia del movimiento. Además, de manera pasiva se podrá obtener la ubicación de abducción-aducción.

²³ Movimiento de una parte del cuerpo con el que se expresa algo.

Ergonomía

Se debe asegurar la comodidad del usuario para evitar molestias durante el uso de la prótesis, evitando movimientos compensatorios del hombro o del codo. Asimismo, el mecanismo debe ser fácil de asegurar, usar y retirar por los usuarios a fin de evitar generarles estrés u otro malestar. Por otro lado, el diseño y la selección de materiales deben facilitar la aireación y el confort, para así disminuir la sudoración. Por último, otro factor ergonómico a tomar en cuenta es el peso de la prótesis, el cuál no debe ser mayor a 200 gramos, debido a que el peso promedio de la mano y muñeca de una persona es de 700 gramos [Lefton, 2009].

Seguridad

Debido a que se trata de un dispositivo con interacción física con el usuario, las cantidades de corriente no deben exceder el máximo permitido por el cuerpo humano (50 mA DC, pérdida de control motor) [Socorro, 2015] asegurando conexiones correctamente aisladas, dicha corriente máxima se aplica para aquellas conexiones que se encuentren en contacto directo con el usuario. Además, para disminuir el riesgo de raspones se debe tener en cuenta el uso de carcasas con perfiles ovaladas. Por otro lado, se debe considerar mantener la prótesis de muñeca en un ambiente con humedad entre 40-60%, con poco o nada de exposición al calor y a los rayos UV, a fin de mantener las propiedades físicas y mecánicas. En caso de un mal funcionamiento debe de contar con un interruptor de parada de emergencia proveniente de la prótesis mioeléctrica.

Materiales

El dispositivo debe estar hecho de materiales livianos, pero a su vez resistentes, y deben ser materiales que garanticen protección eléctrica al usuario y antialérgicos. Además, debido a que se encontrará expuesto al ambiente, debe estar hecho de materiales anticorrosivos.

Fabricación

El diseño debe garantizar una fácil fabricación para que pueda ser manufacturado en talleres del país, y con materiales que se puedan encontrar en el mercado local a fin de evitar inconvenientes de importación o de fabricación a medida y de bajo costo.

Montaje

Se debe asegurar un montaje y desmontaje rápido, ya que se usará modularmente con una prótesis de mano y un encaje protésico. Se requiere que las conexiones de los componentes electrónicos puedan ser revisadas sin requerir demasiado tiempo.

Uso

El entrenamiento para el correcto uso del dispositivo debe ser simple para todo aquel que tenga contacto con la prótesis. Una vez energizada la prótesis de muñeca, debe poder ser utilizada por el usuario sin necesidad de configurar parámetros previos. El uso principalmente debe darse en espacios bajo techo, a fin de evitar exposición a los rayos UV, humedad controlada (40-60%) y no exponerlo a fuentes de calor con temperaturas mayores a 40 °C.

Mantenimiento

Los sensores y actuadores del sistema de retroalimentación deben contar con fichas técnicas en las que se haga mención al correcto trato que se deba dar para realizar mantenimiento sobre los componentes. Debido al uso continuo de la prótesis, se espera que se cuente siempre con repuestos y que se pueda realizar de manera rápida el cambio de componentes. Adicionalmente, se debe considerar que la relación entre el costo de mantenimiento y el valor de la prótesis se encuentre entre el 10 – 20%.

En la Tabla 2.1 se muestra enlistado los requerimientos de la prótesis de muñeca que se tendrán en cuenta durante el diseño de los mecanismos, la selección de materiales y componentes, y la evaluación de los conceptos de solución a fin de llegar al diseño óptimo.

Tabla 2.1: Resumen de requerimientos de la prótesis de muñeca de tres grados de libertad

Consideración	Requerimientos
Geometría	Diámetro: < 7,6 cm Largo: <= 10 cm
Cinemática	Velocidad angular: < 60°/s Rango de movimiento pronación- supinación: 180° Rango de movimiento flexión-extensión: -85° a 85° Rango de movimiento abducción-aducción: -15° a 45°
Cinética	Torque pronación- supinación: >= 0.82 N-m Torque flexión-extensión: >= 1.20 N-m Torque abducción-aducción: >= 1.10 N-m
Energía	Minimizar el consumo energético de la batería seleccionada para todo el conjunto protésico transradial. Tiempo de trabajo diario: >= 8 horas
Señales	Entrada: Señal de intención de movimiento, señal de tipo de movimiento, señal de posición final Salida: Señal de fin de movimiento Control: Señal de sensor de posición angular, señal de actuación sobre el dispositivo
Control	Control de posición de la prótesis mediante la retroalimentación de la posición angular de la pronación-supinación, posición de flexión o extensión y movimiento pasivo de abducción-aducción. Adicionalmente, contar con mecanismos autobloqueantes para mantener la posición de referencia.
Ergonomía	Garantizar confort del usuario Evitar movimientos compensatorios del hombro o codo Disminuir o evitar sudoración excesiva Peso: <= 200 g.
Seguridad	Corriente máxima: 50 mA DC en caso esté en contacto con la persona. Conexiones eléctricas debidamente aisladas al contacto Perfiles de carcasas ovaladas Ante un eventual mal funcionamiento se debe de parar todos los movimientos
Materiales	Livianos, resistentes, aislantes, antialérgicos y anticorrosivos
Fabricación	Emplear tecnologías de fabricación por control numérico computarizado Realizar procesos de manufactura convencionales Usar materiales disponibles en mercado local y componentes de bajo costo
Montaje	Sencillo de montar y retirar del brazo del usuario Diseño modular del sistema
Uso	Entrenamiento de uso simple e intuitivo Funcionamiento directo una vez energizada la prótesis Fácil de asegurar, usar y retirar Uso en ambiente con humedad entre 40-60% Exposición a calor y rayos UV limitado.
Mantenimiento	Fichas documentadas de sensores y actuadores Cambio sencillo de componentes Costo de mantenimiento: 10-20% del valor total de la prótesis mioeléctrica

2.2 Estructura de funciones

Debido a que el desarrollo de la muñeca protésica forma parte de un sistema más general, el cual es el desarrollo de la prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo, se presenta en la Figura 2.2 el diagrama de funciones de la prótesis mioeléctrica transradial en la cual se resaltan las funciones de la prótesis de muñeca.

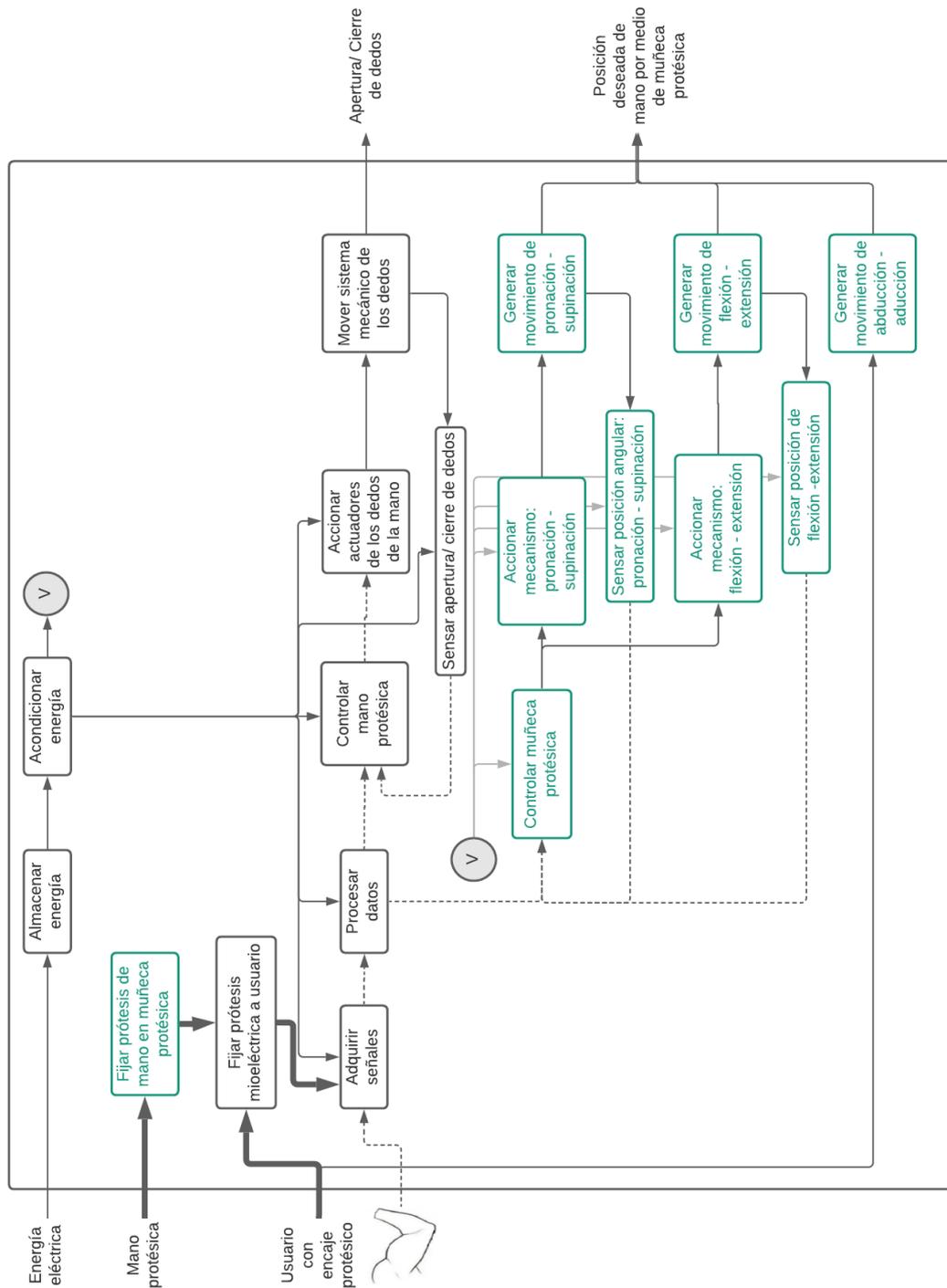


Figura 2.2 Diagrama de funciones de toda la prótesis mioeléctrica transradial

Acondicionar energía

La energía eléctrica ingresa al sistema como suministro de voltaje y corriente para el funcionamiento de la prótesis de muñeca. Esta energía eléctrica proviene del almacenamiento de energía total de la prótesis mioeléctrica transradial.

Fijar muñeca a mano protésica

Debido a que se requiere la orientación espacial de la mano protésica, esta debe fijarse a la muñeca protésica, la cual será realizadas por el técnico protesista o el usuario.

Controlar muñeca protésica

El controlador de la muñeca protésica debe ser capaz de procesar las señales y datos de referencia enviados por el controlador general de la prótesis mioeléctrica y accionar los actuadores de los movimientos activos: pronación-supinación y flexión-extensión. La posición obtenida mediante la generación de los dos movimientos mencionados anteriormente es retroalimentada mediante los sensores al controlador local de la muñeca protésica a fin de alcanzar la posición final deseada por el usuario hasta que el controlador general envíe una nueva posición requerida.

Accionar mecanismos de muñeca (pronación–supinación y flexión-extensión)

La función de los actuadores es transmitir al mecanismo mecánico la potencia necesaria para realizar los movimientos activos de la prótesis de muñeca de acuerdo a la señal que mande el sistema de control.

Generar movimiento de pronación-supinación y flexión-extensión

Los sistemas mecánicos de la muñeca protésica para los movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión son los encargados de ubicar activamente la mano protésica de acuerdo a la potencia de entrada proveniente de los actuadores.

Sensar posición de pronación-supinación y flexión-extensión

Las funciones de los sensores es principalmente medir la posición en la que se ubica la prótesis producto de los movimientos activos de los mecanismos y así poder enviar las señales de posición al controlador para que este pueda comparar respecto a la posición de referencia.

Generar movimiento de abducción - aducción

El movimiento de abducción-aducción debe ser realizado pasivamente acomodándose a la necesidad del usuario de ubicar la prótesis de mano espacialmente de acuerdo a las fuerzas externas con las que interactúa.

2.3 Matriz Morfológica

De acuerdo a la metodología de diseño que se escogió para el desarrollo del proyecto (VDI 2206) se realiza la matriz morfológica que permita resolver cada función. Para ello, se establecen alternativas de solución las cuales, tras ser combinadas permiten encontrar posibles conceptos de solución y así establecer la alternativa óptima.

A continuación, se presentan las Tablas 2.2 y 2.3 las cuales muestran las funciones definidas para el sistema de acuerdo al rubro al que pertenecen: mecánica, electrónica y control.

Tabla 2.2 Matriz morfológica para funciones mecánicas

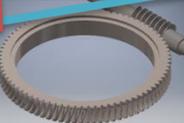
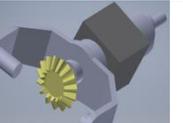
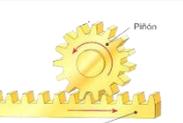
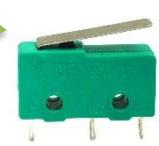
Funciones mecánicas	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Fijar prótesis de mano en muñeca protésica	 Tipo garra	 Tipo Bayoneta	 Por pines o pernos
Generar movimiento de pronación-supinación	 Engranaje planetario	 Tornillo sinfín - corona	 Engranaje
Generar movimiento de flexión-extensión	 Polea	 Engranaje cónico	 Piñón cremallera
Generar movimiento de abducción-aducción	 Mecanismo flexible	 Polea	 Fricción
Solución	S1	S2	S3

Tabla 2.3 Matriz morfológica para funciones electrónicas y de control

Funciones electrónicas y de control	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Acondicionar energía	 Reductor de voltaje DC-DC	 Elevador de voltaje DC-DC	 Reductor elevador de voltaje DC-DC
Controlar muñeca protésica (hardware)	 Arduino Lilypad	 Raspberry Pi	 Arduino Nano
Controlar muñeca protésica (software)	Control PID multivariable	Control robusto multivariable,	Control inteligente multivariable
Accionar mecanismo para movimiento de pronación-supinación	 Motor DC	 Motor Paso a paso	 Servomotor
Sensar posición angular: pronación-supinación	 Sensor de efecto Hall	 Potenciómetro	 Encoder Absoluto
Accionar mecanismo para movimiento de flexión-extensión	 Motor DC	 Motor Paso a paso	 Servomotor
Sensar posición de flexión-extensión	 Controlador para motor paso a paso	 Potenciómetro	 Limit switch
Solución	S1	S2	S3

2.4 Conceptos de solución

Los conceptos de solución se muestran en las Figuras 2.4, 2.5 y 2.6; además se proporciona una pequeña descripción de cada concepto de solución.

Solución 1

A continuación, en la Figura 2.3, se muestra el diseño preliminar del mecanismo resultante como primer concepto de solución. Este mecanismo cuenta con un solo motor DC con encoder absoluto el cual transmite velocidad y torque al movimiento de pronación-supinación y auto bloqueante por medio de un tornillo sinfín a una corona helicoidal interna y externa. Además, cuenta con dos pares de poleas las cuales simulan el movimiento natural de los tendones, por ejemplo, si un par de poleas se juntan (contraen), en el extremo opuesto el otro par de poleas se separan (extienden). Este tipo de mecanismo sería usado activamente mediante un servomotor para controlar el movimiento de flexión-extensión, midiendo el ángulo de giro a través del potenciómetro interno. El mismo mecanismo de poleas sería usado pasivamente para ajustar el movimiento de abducción-aducción, regresando a su posición de equilibrio cuando no se aplique alguna fuerza externa. El control de la muñeca protésica está dado por una Raspberry Pi3, el cual actúa sobre el driver del motor DC y del servomotor, midiendo los valores sensados por el encoder y las señales del servomotor. Todos los componentes son energizados por la batería seleccionada para el conjunto de prótesis mioeléctrica transradial y acondicionado por un elevador de voltaje, de acuerdo a los datos recibidos del controlador general.

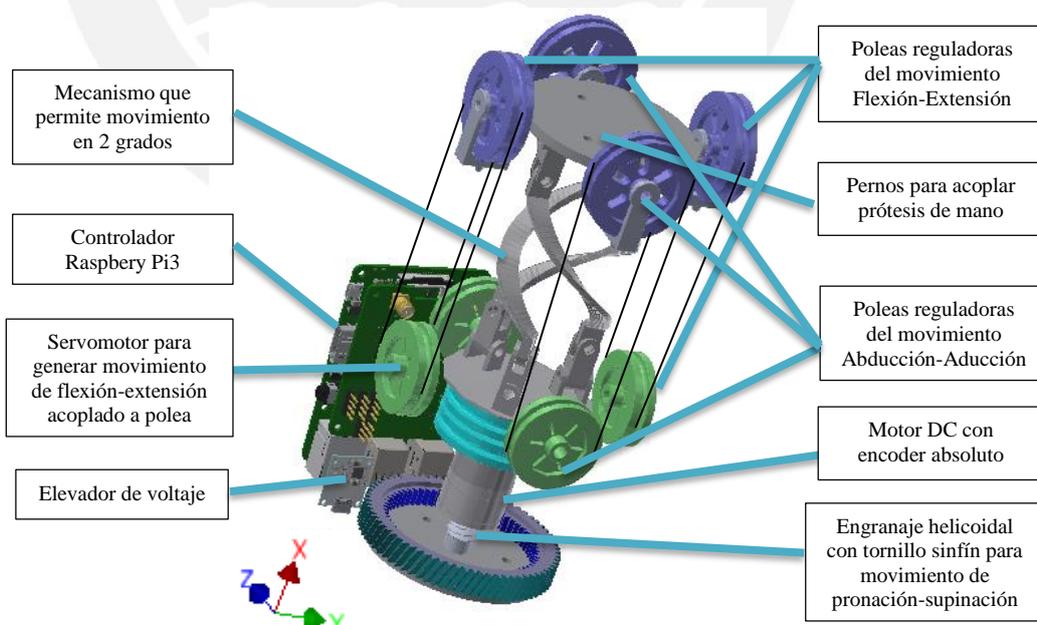


Figura 2.3 Concepto de solución 1

Solución 2

A continuación, en la Figura 2.4, se muestra el diseño preliminar del mecanismo resultante como segundo concepto de solución. Este mecanismo cuenta con un solo servomotor el cual transmite velocidad y torque al movimiento de pronación-supinación y auto bloqueante por medio de un tornillo sinfín. Además, cuenta con un par de trinquetes accionados manualmente, los cuales permiten al usuario elegir el sentido de giro de los engranajes que permiten el movimiento activo de flexión-extensión por medio de un motor paso a paso. Por último, el movimiento de abducción-aducción, se produce mediante fuerzas que interactúen con la mano protésica y la cual es regulada por un mecanismo flexible que devuelve a la posición de equilibrio a la mano protésica. El acople entre la muñeca y la mano protésica es de tipo garra o forma. El control está dado por un controlador Arduino Nano, el cual actúa sobre los drivers del servomotor y motor paso a paso. La muñeca protésica es energizada por la batería seleccionada para el conjunto de prótesis mioeléctrica transradial y acondicionado por un reductor-elevador de voltaje.

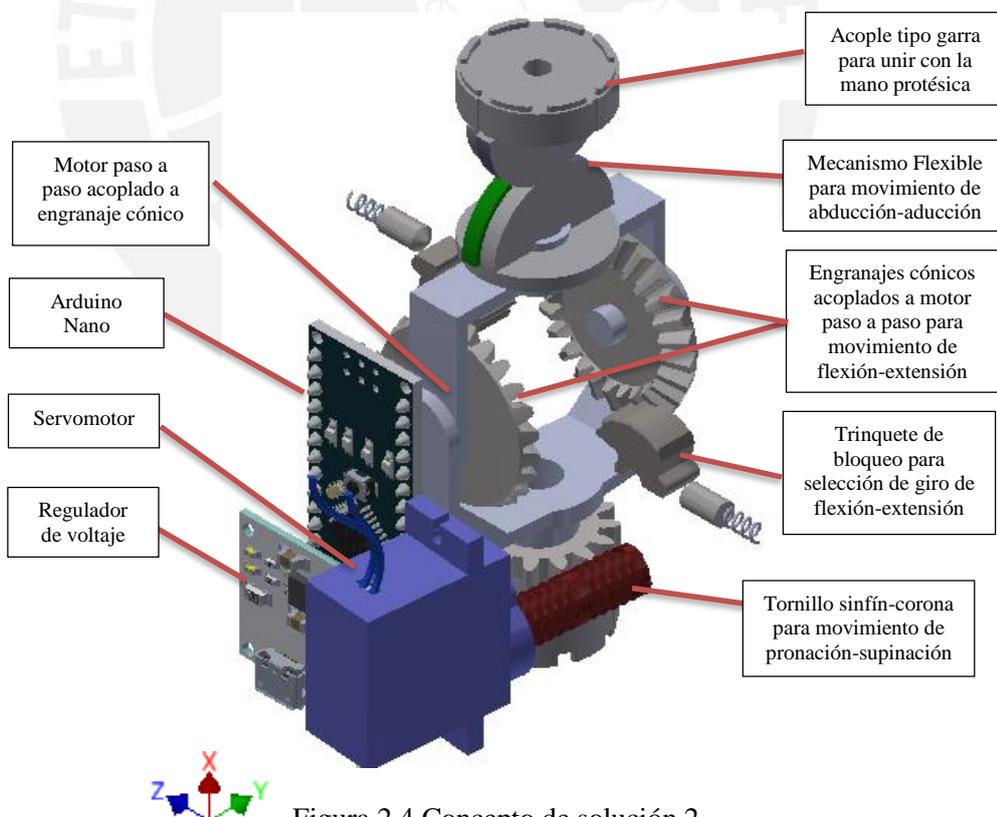


Figura 2.4 Concepto de solución 2

Solución 3

A continuación, en la Figura 2.5, se muestra el diseño preliminar del mecanismo resultante como tercer concepto de solución. Este mecanismo cuenta con un solo motor DC el cual transmite velocidad y torque a dos grados de libertad (pronación-supinación y flexión-extensión) por medio de un tornillo sinfín y un diferencial. Además, se cuenta con un mecanismo automático que permite elegir el tipo de movimiento que se desea controlar. El ángulo de giro del movimiento de pronación- supinación se sensa mediante el sensor tipo Hall y la posición de flexión-extensión mediante un par de limit switch. Por otro lado, el movimiento de abducción-aducción es regulado mediante fricción. El acople entre la muñeca y la mano protésica es mediante pines o pernos. El control sería dado por un controlador Arduino Nano, el cual actuaría sobre el driver del motor, de acuerdo a las señales y datos recibidos del controlador principal. La configuración daría la libertad de mover cada GDL independientemente.

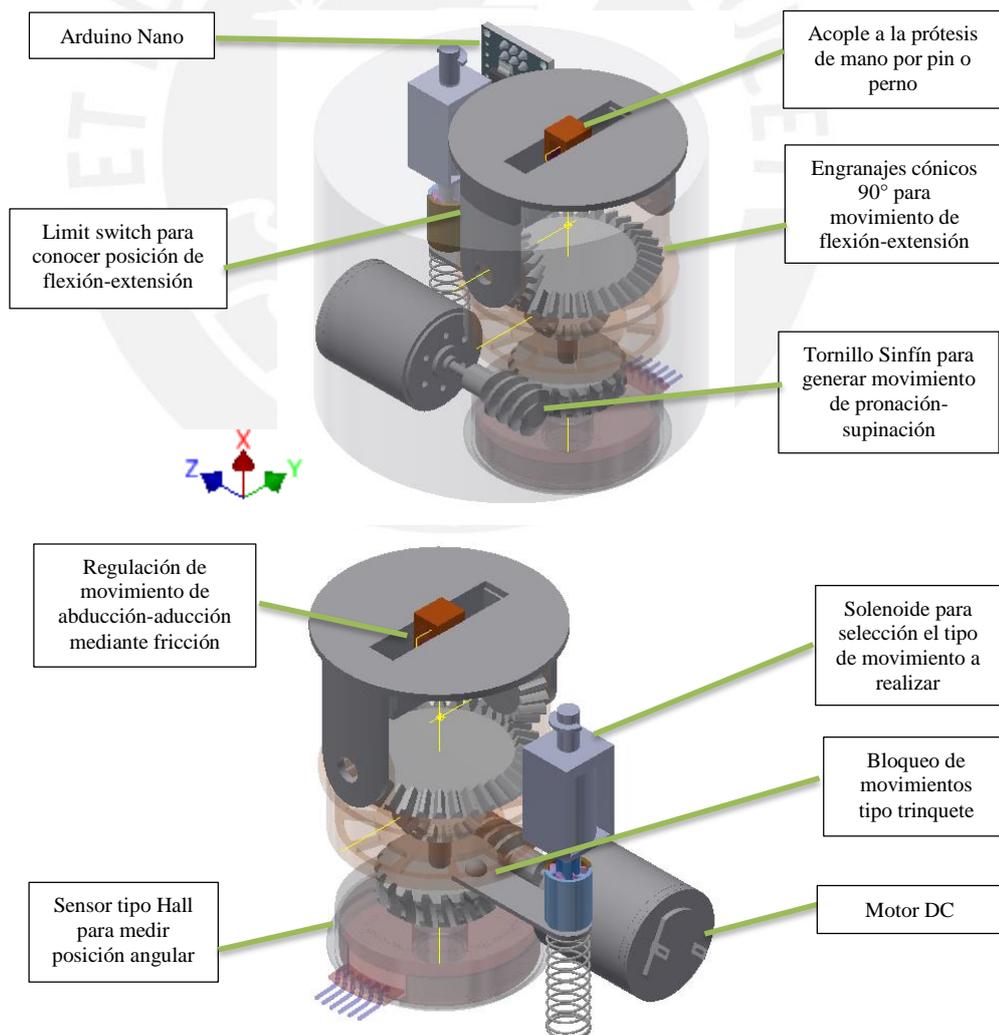


Figura 2.5 Concepto de solución 3

2.5 Evaluación de soluciones

La evaluación de soluciones se realiza por medio de un análisis en función de criterios técnicos y criterios económicos. Así, es posible elegir la solución óptima. A cada uno de los criterios se le asigna un peso relativo, dándole más importancia a algunos criterios sobre otros. La Tabla 2.4 muestra los pesos relativos utilizados en esta evaluación.

Tabla 2.4 Peso relativo

Valor	Definición
1	Poco Importante
2	Importante
3	Muy Importante
4	Bastante Importante

Además, cada solución se califica por medio de un criterio conocido como la escala Likert. Ésta consiste en cuantificar el grado de cumplimiento del concepto solución para cada criterio. La Tabla 2.5 muestra la escala de Likert utilizada.

Tabla 2.5 Valores de escala de Likert

Valor	Definición
1	Malo
2	Regular
3	Bueno
4	Muy Bueno
5	Excelente

Posteriormente se realiza la suma ponderada para analizar cada concepto de solución. La Tabla 2.6 muestra la evaluación técnica, mientras que la Tabla 2.7 muestra la evaluación económica. Realizados ambos análisis, en la Tabla 2.8 se muestra el resumen de los coeficientes técnicos y económicos de las tres propuestas de solución.

Tabla 2.6 Evaluación técnica de los conceptos de solución

Criterio	Peso Relativo (Pi)	Conceptos de solución (Ci)					
		Solución 1		Solución 2		Solución 3	
		Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado
Rango de movimientos	2	3	6	4	8	4	8
Fuerzas y torques	3	2	6	2	6	3	9
Tamaño	3	2	6	3	9	4	12
Peso	4	3	12	4	16	3	12
Facilidad de uso	3	1	3	2	6	4	12
Seguridad	4	3	12	3	12	3	12
Fabricación	2	2	4	3	6	4	8
Montaje	1	2	2	3	3	3	3
Tiempo de uso	2	3	6	3	6	2	4
Mantenimiento	1	3	3	2	2	4	4
Puntaje Total (PT) = $\sum(Pi \cdot Ci)$		----	60	----	74	----	84
Coefficiente Técnico (CT) = $(PT/Ideal) \cdot 100$ [%]		----	48	----	59	----	67

Tabla 2.7 Evaluación económica de los conceptos de solución

Criterio	Peso Relativo (Pi)	Conceptos de solución (Ci)					
		Solución 1		Solución 2		Solución 3	
		Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado
Mantenimiento	2	3	6	4	8	4	8
Fabricación	3	2	6	2	6	3	9
Materiales	3	2	6	3	9	4	12
Ensamble	4	3	12	4	16	3	12
Costos indirectos	2	2	4	3	6	3	6
Puntaje Total (PT) = $\sum(Pi \cdot Ci)$		----	34	----	45	----	47
Coefficiente Técnico (CT) = $(PT/Ideal) \cdot 100$ [%]		----	49	----	64	----	67

Tabla 2.8 Coeficientes técnico y económico de las soluciones

Conceptos de solución	Coefficiente Técnico (CT)	Coefficiente Económico (CE)
Solución 1	48	49
Solución 2	59	64
Solución 3	67	67

La Figura 2.6 muestra la ubicación de cada solución planteada en función de la línea de solución óptima en un plano técnico - económico. A partir de esta figura se puede elegir el concepto de solución óptimo. Éste será aquel que se encuentre posicionado más cercano a la curva ideal, así como más cercano al extremo derecho superior.

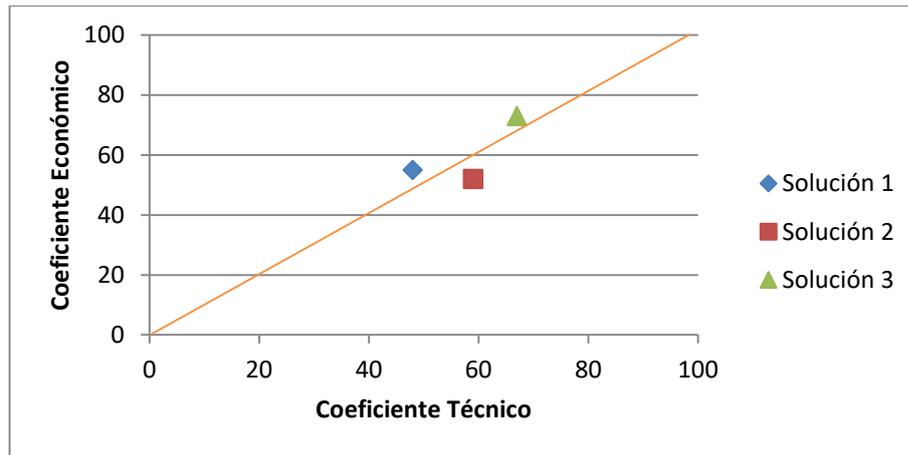


Figura 2.6 Gráfica de Evaluación técnico – económico

De acuerdo a la gráfica, se observa que la solución 3 es la óptima, ya que presenta la mejor relación entre los resultados obtenidos de los criterios técnicos y económicos.

La Figura 2.7 muestra el esquema de mecanismo de transmisión del concepto de solución más óptimo para el desarrollo de la muñeca protésica de 3 GDL. Por un lado, el movimiento de abducción-aducción será pasivo, limitado físicamente por los toques de la carcasa; mientras que, los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación serán transmitidos por un mecanismo diferencial y actuados por un único motor. La selección del tipo de movimiento será determinada por un solenoide y un mecanismo de trinquete, los cuales permitirán que se produzcan ambos movimientos simultáneamente o solo el movimiento de flexión-extensión. La posición de flexión o extensión se da mediante los limit switch y el ángulo de pronación-supinación es medido por un sensor hall. El desarrollo de la ingeniería de detalle del concepto de solución más óptimo se presenta en los siguientes capítulos 3 y 4 para el sistema mecánico y de control y electrónico, respectivamente.

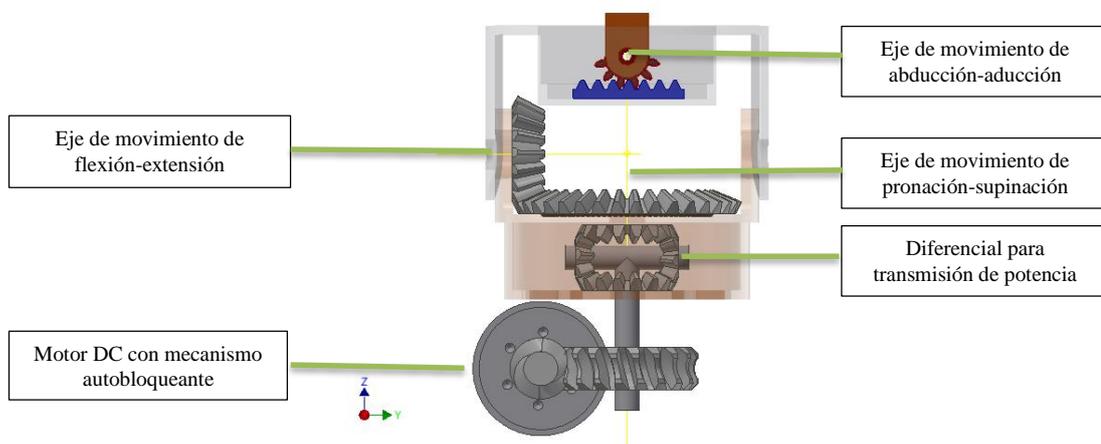


Figura 2.7 Esquema de mecanismo de transmisión de muñeca protésica de 3 GDL

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECÁNICO

En el presente capítulo se realiza el diseño mecánico de la muñeca protésica de tres grados de libertad a fin de cumplir con los requerimientos de la prótesis. En primer lugar, se realizan los cálculos preliminares para la determinación de las velocidades y torques requeridos en los movimientos de la muñeca protésica. Posteriormente se procede a realizar la selección de materiales, dimensionamiento y verificación de resistencia mecánica y/o al desgaste de los engranajes, ejes, rodamientos, carcasas y resortes. Por último, se procede a la selección de los actuadores del sistema.

3.1 Cálculos preliminares

Debido a la complejidad del análisis dinámico, se determinan los torques necesarios para cada movimiento mediante el uso del software Autodesk Inventor Professional 2019[®], en donde se realiza la simulación en el entorno dinámico de los movimientos de la muñeca protésica teniendo como cargas el peso de la mano protésica y el peso máximo que podrá sujetar; así como referencia la velocidad máxima definida como requerimiento (60°/s). Además, se toma en cuenta las propiedades definidas de centro de masa e inercia de la mano protésica con la cual se integrará la muñeca protésica. En la Figura 3.1 se muestra las posiciones de extensión del antebrazo en el que se evaluaron los movimientos de la muñeca.

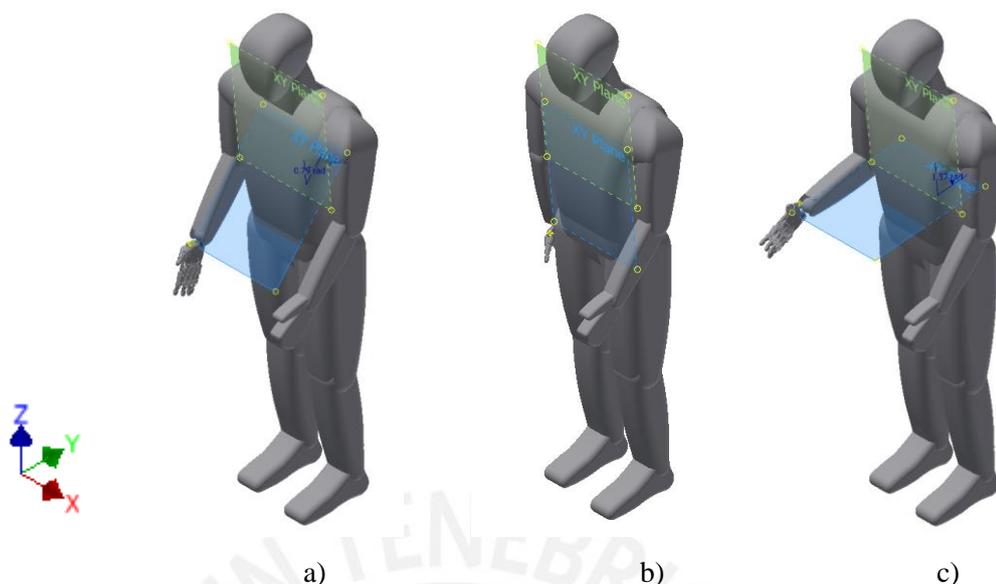


Figura 3.1 Antebrazo derecho en posición a) 45°, b) 0° y c) 90° de flexión

La Tabla 3.1 muestra los momentos máximos obtenidos mediante la simulación en el entorno dinámico de Inventor para cada movimiento de la muñeca en tres posiciones de flexión del antebrazo: 0°, 45° y 90° de. A partir de dichos momentos obtenidos para cada eje se asocia al movimiento a realizar por la muñeca protésica.

Tabla 3.1 Momentos máximos para cada movimiento de muñeca (N-mm)

Movimientos de la muñeca	Flexión del antebrazo		
	90°	45°	0°
Pronación-supinación	438	412.8	820.6
Flexión-extensión	1198.5	537	78.1
Abducción-aducción	1095.5	412.8	111.9

Por lo tanto, los torques necesarios para realizar los movimientos de pronación-supinación, flexión-extensión y abducción-aducción son 820.6 N-mm, 1198.5 N-mm y 1095.5 N-mm, respectivamente.

3.2 Acople entre mano y muñeca protésica

Debido a que se debe garantizar que no haya separación entre la mano y la muñeca protésica, se procede a analizar la unión atornillada, la cual fue escogida en el concepto óptimo. Para ello, se debe garantizar la resistencia de los pernos, así como, verificar la presión superficial entre las placas a unirse, según la distribución y dimensiones de los pernos que se muestran en la Figura 3.2.

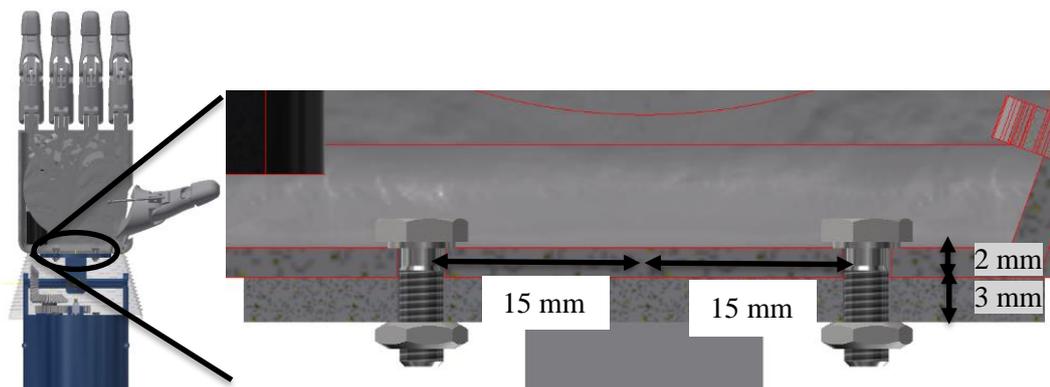


Figura 3.2 Dimensiones de la distribución de los pernos del acople entre la mano y muñeca protésica

Se analizará el caso más crítico el cual se da cuando el antebrazo se encuentra flexionado 90° , según los resultados obtenidos en los cálculos preliminares. En la Figura 3.3 se muestra las fuerzas sobre los pernos debido al peso de la mano protésica y el peso máximo a sujetar. El momento flector produce sobre los pernos esfuerzos normales (tracción y compresión), mientras que, la fuerza de la suma de pesos de la carga produce sobre los pernos esfuerzos cortantes.

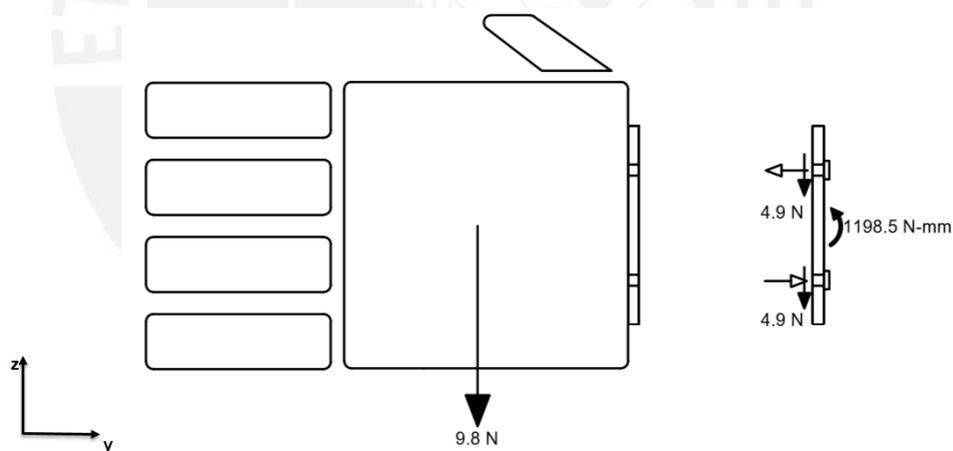


Figura 3.3 Fuerzas externas sobre los pernos en la posición más crítica

La verificación de la resistencia de los pernos se realiza mediante el uso del software Autodesk Inventor Professional 2019[®]: Design Accelerator, el cuál usa la norma ANSI para su cálculo. Para ello, se deben introducir como datos de fuerza máxima axial (F_a) y tangencial (F_t), así como, los factores de apriete (k), entrada de fuerza (n), fricción entre las placas (f) y de seguridad requerido (k_s). El material seleccionado es el acero bajo de carbono SAE 1015 debido a que es de los más usados en la fabricación de pernos. Los pernos seleccionados son DIN 24017 (antes DIN 933) M3x8, con tuercas DIN 24035/28675 (antes DIN 439-2) M3.

La fuerza máxima axial es 79.9 N, calculada a partir del momento flector máximo. La fuerza máxima tangencial es 9.8 N, la cual es producida por los pesos de la mano y el peso máximo a sujetar. El factor de apriete seleccionado es 1.5, factor de seguridad frente a superficie de mala calidad, siendo el valor mínimo recomendado es 1.2. El factor de entrada de fuerza es 0.5, siendo la relación entre la longitud cargada por la fuerza de funcionamiento y la longitud total del perno. El factor de fricción entre las placas es 0.2, la cual corresponde al coeficiente de fricción del plástico PET y hallada por medio del ensayo ASTM D1894/DIN 53375. Por último, el factor de seguridad requerido es de 1.5, según la VDI lo recomendado es de 1.2.

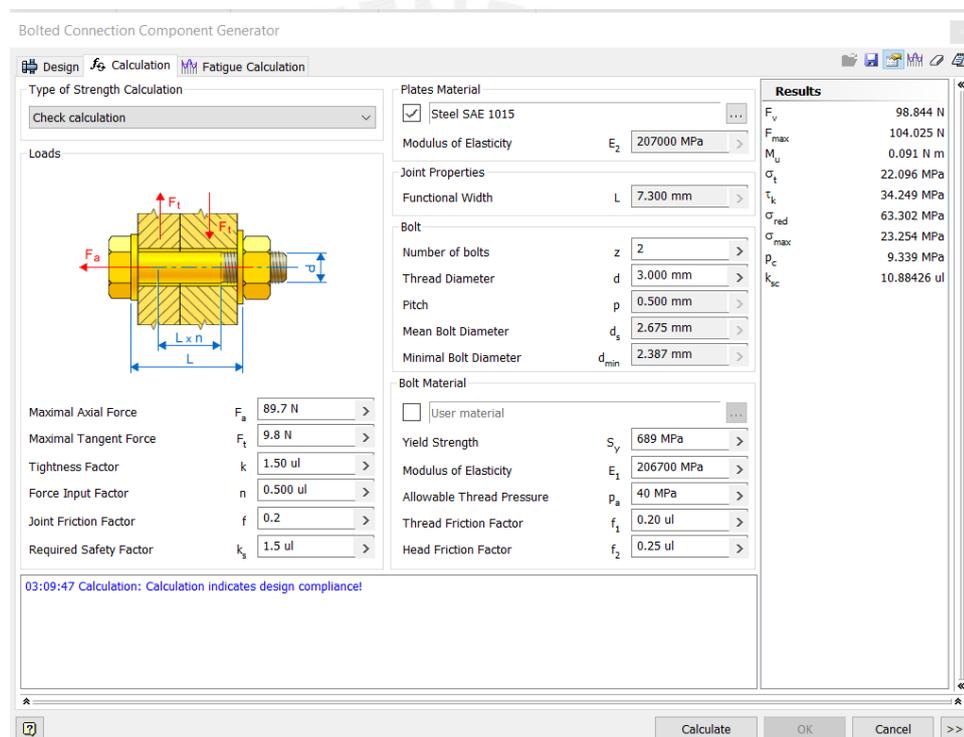


Figura 3.4 Verificación de cálculo de pernos del acople entre la mano y la muñeca protésica

La figura 3.4 muestra los datos introducidos para la verificación de cálculo de los pernos del acople entre la mano y la muñeca protésica, también, se muestra el mensaje de conformidad del diseño, dando como factor de seguridad de 10.9 mucho mayor al recomendado.

Por otro lado, se debe verificar la presión superficial en la placa, el cual es dado por la fuerza máxima en el tornillo (F_{max}) y el área de contacto entre la tuerca o perno y la placa (A_k). Esta presión en la placa debe ser menor a la presión admisible (P_G), según la relación 3.1

$$p = \frac{F_{max}}{A_k} < P_G \quad (3.1)$$

Dado que el perno seleccionado es DIN 933 M3x8 y según lo obtenido como resultado de verificación de cálculo, la fuerza máxima en el tornillo es 104 N y el área de contacto entre la tuerca o perno y la placa es 4.9 mm². La presión admisible para el plástico PET es 76 MPa. Entonces, la presión superficial resulta 21.2 MPa, obteniendo como resultado un factor de seguridad de 3.5, mayor al recomendado de 1.5.

3.3 Movimiento de abducción-aducción

El movimiento de abducción-aducción, según la solución óptima, se propone que sea movimiento pasivo restringido mediante fricción. Por lo cual, debe garantizar que el mecanismo soporte las cargas del peso de la mano y peso máximo a sujetar sin generar movimiento a menos que el usuario ejerza una fuerza externa.

Debido a que se requiere el uso de PET reciclado e impresión 3D para la fabricación de la prótesis mioeléctrica transradial y así poder tener una muñeca protésica de bajo costo, se realizan pruebas para determinar la tolerancia de la impresión y también determinar la fricción entre los elementos manufacturados por plástico PET.



Figura 3.5 Elemento 3D impreso a base de plástico PET para determinar ajuste y juego a diferentes niveles de tolerancia

En la Figura 3.5 se muestra un elemento hecho en una impresora 3D Prusa MK3S con resolución de +/- 0.127 mm a base de plástico PET para determinar el ajuste y juego a

diferentes niveles de tolerancia en milímetros. Teniendo como resultado una tolerancia idónea para ejes y cubo con ajuste prensado de 0.1 mm, es decir, transmisión de momento torsor sin deslizamiento entre eje y cubo mediante la fricción. Por otro lado, la tolerancia ideal para que haya deslizamiento entre el eje y cubo sin que se produzca un juego elevado es de 0.2 mm.

Dado el resultado de tolerancia de 0.1 mm entre eje y cubo con ajuste prensado, se procede a encontrar experimentalmente la presión mínima de ajuste (p), el cual garantizará la transmisión de momento torsor sin deslizamiento entre eje y cubo. Para ello se realiza el montaje de prueba según lo que se muestra en la Figura 3.6 y teniendo en cuenta la ecuación 3.2, donde T es el momento torsor, μ el coeficiente de fricción del material, d el diámetro nominal del eje y L la longitud de contacto entre las caras del eje y el cubo prensados.

$$T = \frac{\mu \pi d^2 p L}{2} \quad (3.2)$$

La prueba experimental para determinar la presión mínima de ajuste tiene como datos el momento torsor de 57.5 N-mm, producido por la fuerza de 2.3 N y el brazo de palanca de 25 mm. El coeficiente de fricción para el plástico PET es 0.2^{24} , hallado mediante ensayos según norma ASTM D1894/ DIN 53375. El diámetro nominal del eje es de 4 mm, su longitud es de 2.5 mm y la tolerancia entre eje y cubo es de 1 mm.

²⁴ Mexpolímeros: mexpolimeros.com/coeficientes%20de%20friccion.html

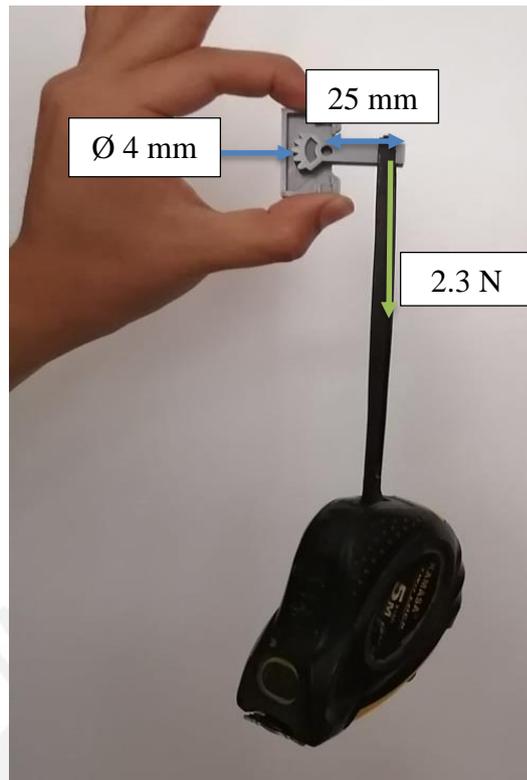


Figura 3.6 Prueba para determinar presión de ajuste

La Figura 3.6 muestra los elementos involucrados en la prueba experimental. Con esta prueba se determina que la presión mínima de ajuste es de 4.58 MPa.

El mecanismo para el movimiento de abducción-aducción está diseñado para ser capaz de soportar el torque máximo (1095.5 N-mm) hallado para dicho movimiento en el acápite 3.1: Cálculos preliminares.

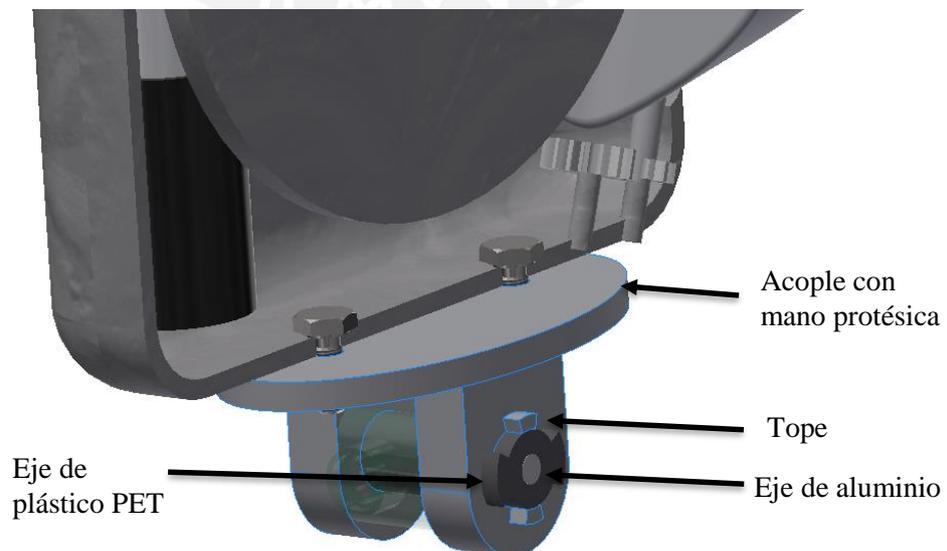


Figura 3.7 Mecanismo para movimiento de abducción-aducción

Dado que el material seleccionado para el mecanismo de abducción-aducción es el mismo que en la prueba experimental: plástico PET ($\mu = 0.2$), el diámetro nominal del eje es de 8 mm, su longitud es de 6 mm y la tolerancia entre eje y cubo es de 1 mm ($p = 4.58 \text{ MPa}$), se calcula según la ecuación 3.2 que el momento torsor máximo para que no haya deslizamiento entre eje y cubo será de 552.5 N-mm. Sin embargo, debido a la forma que tiene el acople, como se muestra en la Figura 3.7, se produce fricción en ambos lados simétricamente, por lo tanto, el momento torsor máximo será el doble: 1105 N-mm, el cual cumple con el requerimiento de diseño.

Por último, con el propósito de validar y comprobar el funcionamiento y la resistencia del acople diseñado para la unión entre la mano y muñeca protésica, así como resistir el movimiento de abducción-aducción, se realiza el análisis de esfuerzos a través del software Autodesk Inventor Professional 2019[®]. Este software permite realizar un análisis a través del método de elementos finitos y obtener resultados respecto a esfuerzos, deformaciones y factores de seguridad. La configuración del tipo de mallado se puede ver en la Figura 3.8.

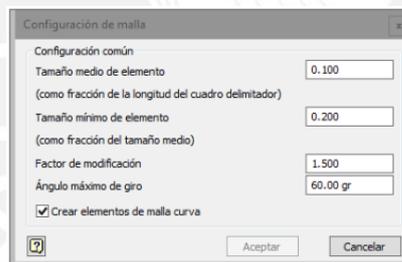


Figura 3.8 Configuración de malla para análisis de elementos finitos en mm

El análisis de esfuerzos requiere representar la carga y restricciones de movimiento al que estará sometido el elemento. En este caso, se tomará la condición más crítica en la que interactúan en conjunto la oposición al momento torsor del movimiento de abducción-aducción (1095.5 N-mm), así como el momento producido por la unión entre la mano y muñeca protésica (1198.5 N-mm). Por otro lado, se representan las reacciones debido a estas cargas como fuerzas tanto en las posiciones de los pernos (40 N) y en los topes (100 N) que restringen el ángulo máximo de abducción-aducción. Por último, se toma como restricción de tipo fijo las paredes internas y tipo pin los soportes donde se producirá el movimiento del acople sobre el eje. Estas cargas se muestran en la Figura 3.9.

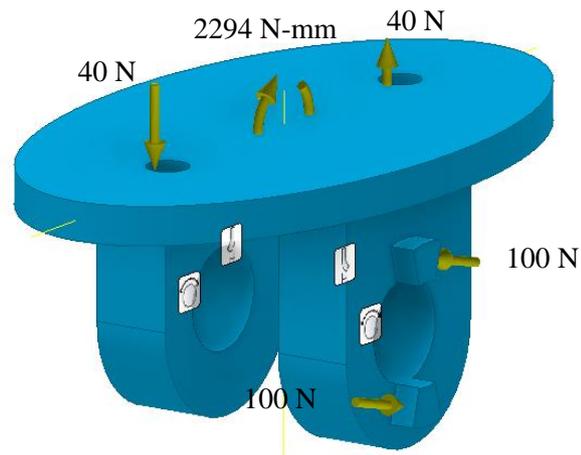


Figura 3.9 Distribución de cargas y restricciones para análisis de esfuerzos en acople del mecanismo de abducción-aducción

Como se puede apreciar en la Figura 3.10, el análisis de esfuerzos muestra que se tiene un factor de seguridad mínimo de 2.05, mayor al deseado de 1.5; además, una deformación máxima de 0.03 mm, lo que representa al 1% de la longitud inicial, por lo cual es considerado no significativo.

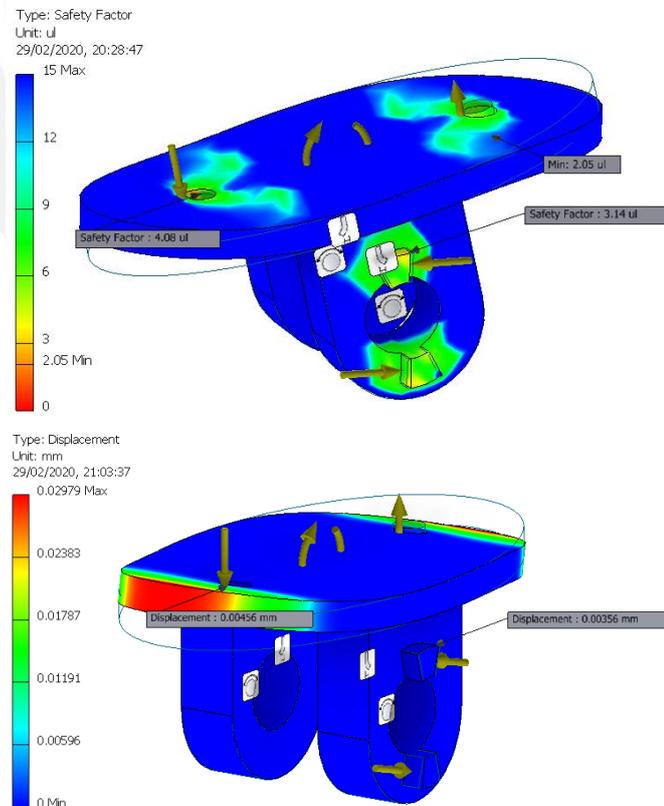


Figura 3.10 Análisis de esfuerzos en acople del mecanismo de abducción-aducción; factor de seguridad y deformaciones

3.4 Movimiento de flexión-extensión

El movimiento de flexión-extensión se produce debido a la transmisión de potencia a través de un par de engranajes rectos y posteriormente, al cambio de dirección dado por un par de engranajes cónicos que forman un ángulo de 90° . La potencia de entrada se transmite a través de uno de los ejes palier del diferencial, el cual se explicará con mayor detalle en la sección 3.6.

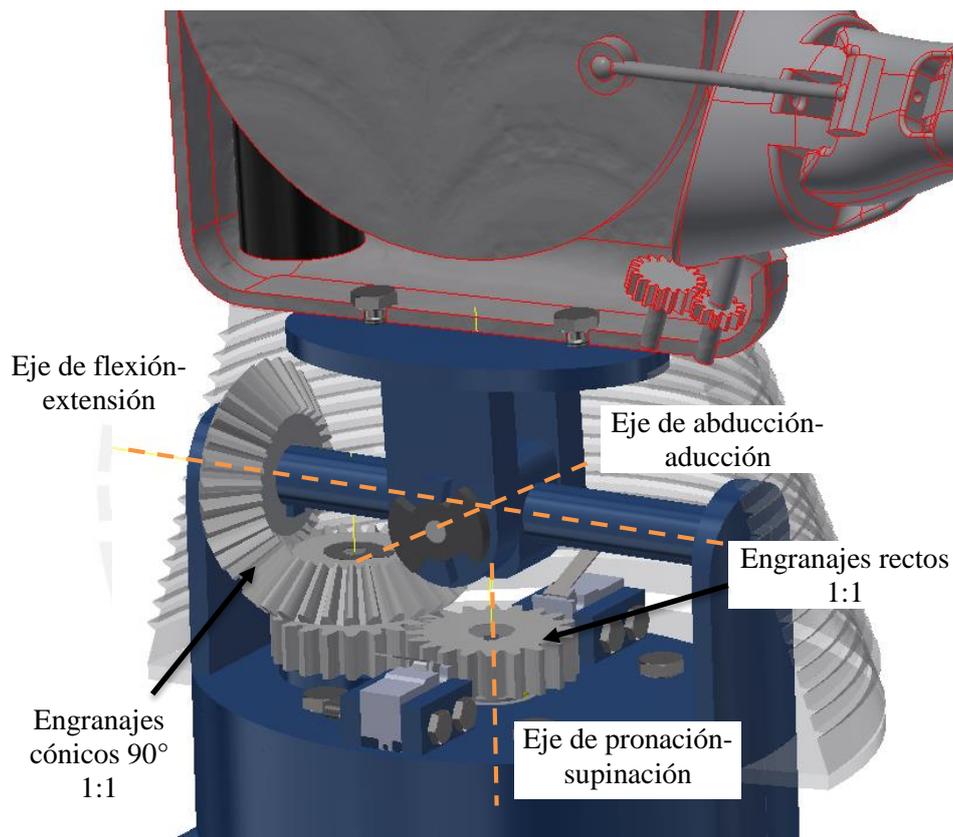


Figura 3.11 Mecanismo para movimiento de flexión-extensión

Dado el requerimiento de torque de $1198.5 \text{ N}\cdot\text{mm}^{25}$, necesario para producir el movimiento de flexión-extensión y la velocidad angular máxima de $60^\circ/\text{s}$, se analizarán los elementos que conforman el mecanismo que se muestra en la Figura 3.11.

²⁵ Hallado en el acápite 3.1: Cálculos preliminares (Ver Tabla 3.1)

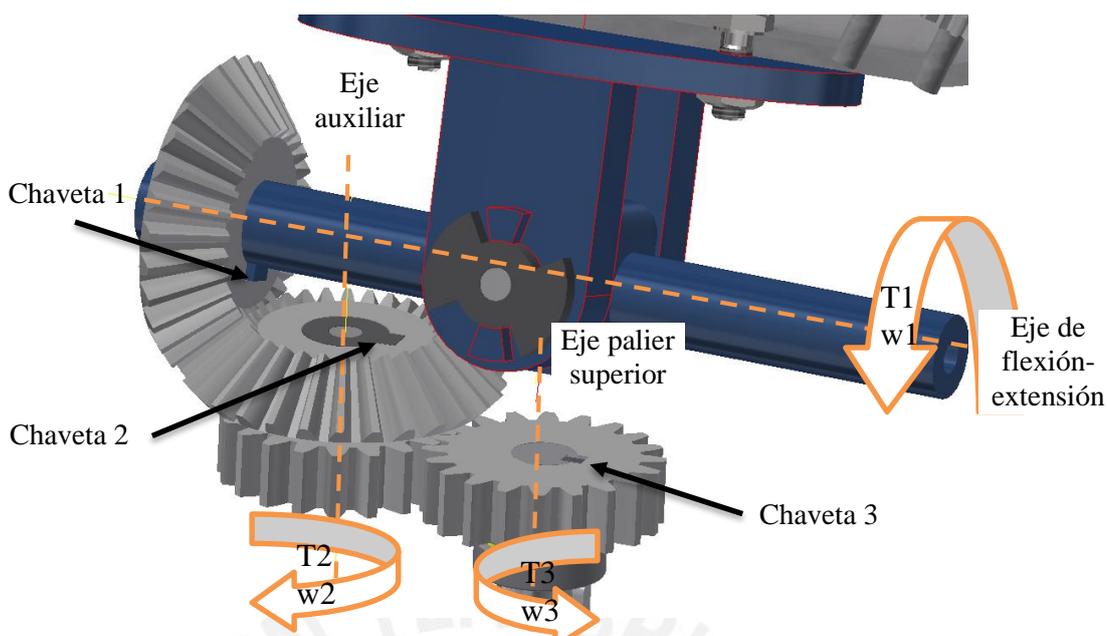


Figura 3.12 Transmisión de potencia en el mecanismo para movimiento de flexión-extensión

La Figura 3.12 muestra la transmisión de potencia en el mecanismo para generar el movimiento de flexión-extensión de la muñeca protésica, se evaluará la resistencia de los engranajes rectos y cónicos y el dimensionamiento de las chavetas. Para ello, en la Tabla 3.2 se detallan los datos físicos y mecánicos de los elementos de transmisión.

Se tiene en cuenta que debido a la existencia de rozamiento entre los dientes de los engranajes, se produce pérdida de potencia. Teniendo en cuenta que se fabriquen los engranajes correctamente y con un dentado de buena calidad, el rendimiento será de 0.98 [Campabadal, 1969].

Tabla 3.2 Datos físicos y mecánicos de transmisión de potencia en mecanismo para movimiento de flexión-extensión

Datos	Ejes de movimiento		
	Flexión-Extensión	Auxiliar	Palier superior
Torque (N-mm)	1198.5	1223.3	1248.2
Velocidad angular (°/s)	60	60	60
Potencia (W)	1.255	1.281	1.307
Diámetro de eje (mm)	8	8	6
Tipo de engranaje	Cónico	Cónico/Recto	Recto
Módulo de engranaje (mm)	1	1	1
Número de dientes	28	-	20
Tipo de chaveta	Ranurada	Ranurada	Paralela
Dimensiones de chaveta (mm)	3x3x7 DIN 6885	3x3x6 DIN 6885	2x2x6 DIN 6885

Las cargas y esfuerzos que a los que se somete un diente de engranaje son fricción en la superficie de contacto, presión de contacto y esfuerzo de flexión que originan fallas por desgaste en la superficie de contacto, fatiga por contacto (picaduras) y deformaciones o roturas en los flancos del engranaje, respectivamente. En la Figura 3.13 se representa visualmente las cargas y esfuerzos en el diente de los engranajes.

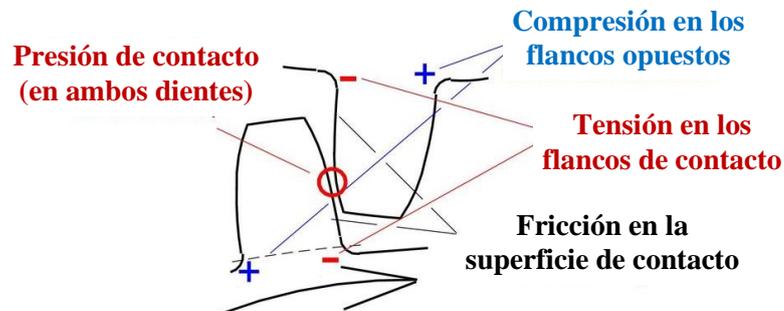


Figura 3.13 Cargas y esfuerzos en el diente de un engranaje [Sachs, 2014]

La verificación de la resistencia de los engranajes se realiza mediante el uso del software Autodesk Inventor Professional 2019[®]: Design Accelerator, el cuál usa la norma ANSI/AGMA 2001-D04:2005 para su cálculo y diseño. Para ello, se deben introducir como datos la Potencia (P), velocidad angular (n), rendimiento (η), material y tiempo de vida requerido (L_h). El material seleccionado es un acero de cementación²⁶ DIN 16MnCr5, material muy empleado por su tenacidad en el núcleo y alta resistencia superficial. El material escogido tiene como propiedades mecánicas el esfuerzo de flexión admisible de 448 MPa, esfuerzo de contacto permisible de 1380 MPa y módulo de elasticidad de 206 GPa. Por otro lado, se requiere un tiempo de trabajo de 8 horas diarias, lo cual por un periodo de 20 años da un tiempo de vida requerido aproximado de 60,000 horas.

La figura 3.14 muestra los datos introducidos para la verificación de cálculo de resistencia en los engranajes cónicos, el cual da como resultado el mensaje de conformidad del diseño y obteniendo como factor de seguridad a la fatiga por contacto de 2.4 y a la fatiga por flexión de 5.3, mayor al recomendado por la norma ANSI/AGMA 2001-D04:2005 de 1.2. Por otro lado, la Figura 3.15 muestra los resultados de cálculo de resistencia en los engranajes rectos, obteniéndose como factor de seguridad a la fatiga por contacto de 1.5 y a la fatiga por flexión de 6.7.

²⁶ El tratamiento de cementación es necesario debido a los grandes esfuerzos y rozamientos a los que estarán sometidos los engranajes en relación con su reducido tamaño.

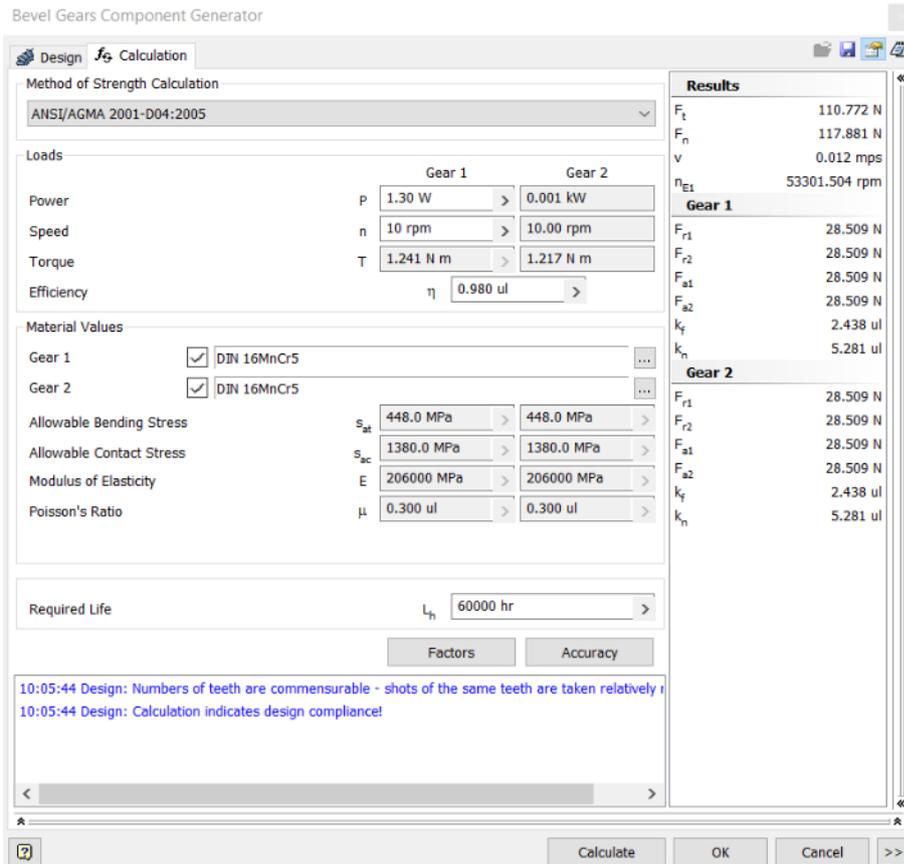


Figura 3.14 Verificación de cálculo de resistencia en engranajes cónicos

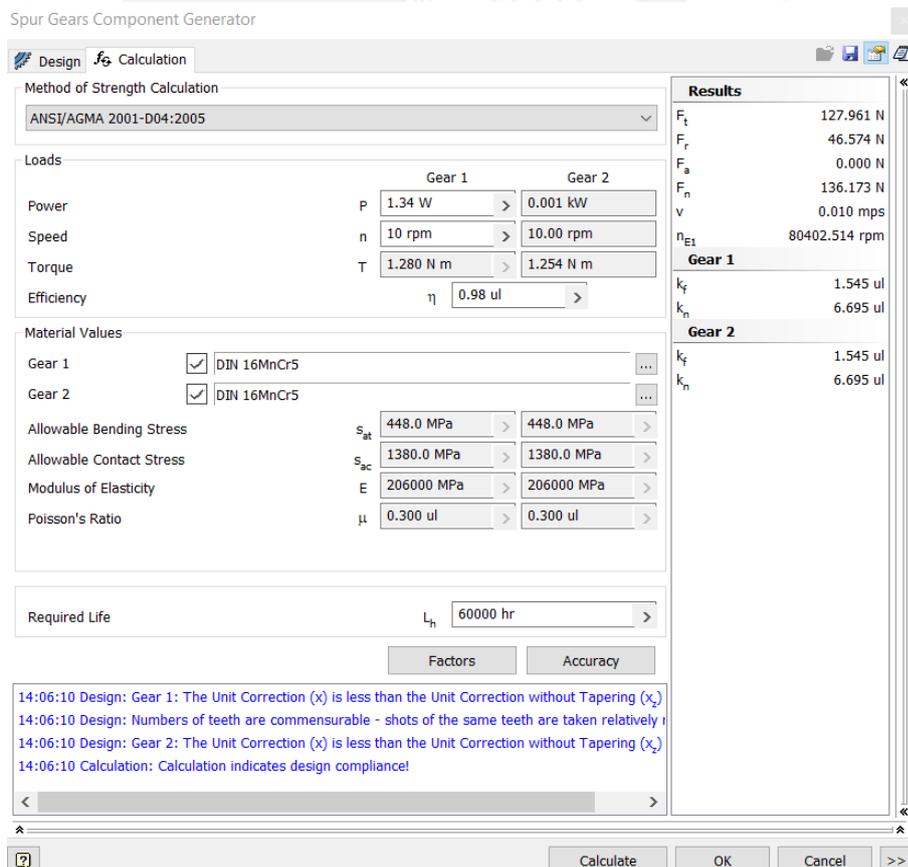


Figura 3.15 Verificación de cálculo de resistencia en engranajes rectos

El dimensionamiento de las chavetas se realiza tomando como referencia la norma DIN 6885. Las posibles fallas que pueda presentar la chaveta son principalmente por cizallamiento o aplastamiento, debido a la distribución de esfuerzos mostrados en la Figura 3.16. Para evaluar la resistencia es necesario calcular el esfuerzo cortante y presión de aplastamiento en cada una de las chavetas, según las ecuaciones 3.3 y 3.4, respectivamente. En las ecuaciones M es el momento a transmitir, D es el diámetro del eje, l es la longitud de la chaveta y b y h son las dimensiones de la cara de la chaveta.

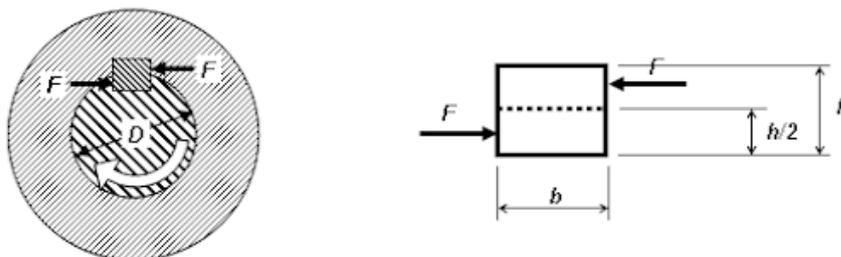


Figura 3.16 Distribución de esfuerzos en una chaveta

$$\tau = \frac{2M}{Dlb} \quad (3.3)$$

$$\sigma_{ap} = \frac{4M}{Dlh} \quad (3.4)$$

Tabla 3.3 Verificación de resistencia de chavetas

Datos	Chaveta 1	Chaveta 2	Chaveta 3
Dimensiones de chaveta $b \times h \times l$ (mm)	3x3x7	3x3x6	2x2x6
Torque M (N-mm)	1198.5	1223.3	1248.2
Diámetro de eje D (mm)	8	8	6
Esfuerzo cortante τ (MPa)	14.3	17	34.7
Presión de aplastamiento σ_{ap} (MPa)	28.5	34	69.3
Material	PET	PET	Acero al carbono
Esfuerzo cortante admisible (MPa)	27.7	27.7	175
Presión de aplastamiento admisible (MPa)	110.2	110.2	840
Factor de seguridad	1.94	1.63	5.04

En la Tabla 3.3 se puede ver los factores de seguridad mínimos frente a posibles fallas por cizallamiento o aplastamiento en las chavetas. Siendo estos factores de seguridad mayores al 1.5 recomendado por norma.

Por último, se determinan los factores de seguridad en los ejes debido a su resistencia a esfuerzos cortantes. Así mismo, mediante el análisis de elementos finitos se determinan las deformaciones presentes en el eje de flexión-extensión debido a que es el más crítico. Para ello se toma en cuenta la ecuación 3.5 para el cálculo de esfuerzo cortante en el eje (τ), donde T es el momento torsor que se muestra en la Figura 3.17, D es el diámetro del eje y K_f es el factor de concentración de esfuerzos debido al canal chavetero el cual es 1.3 por ser tipo perfil.

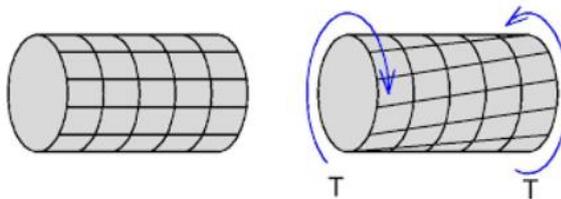


Figura 3.17 Representación de esfuerzos en los ejes debido a momento torsor

$$\tau = K_f \left(\frac{16T}{\pi D^3} \right) \quad (3.5)$$

Tabla 3.4 Verificación de resistencia de ejes

Datos	Eje flexión-extensión	Eje auxiliar	Eje palier superior
Momento torsor T (N-mm)	1198.5	1223.3	1248.2
Diámetro de eje D (mm)	8	8	6
Esfuerzo cortante τ (MPa)	15.5	15.8	38.3
Material	PET	PET	Acero al carbono
Esfuerzo cortante admisible (MPa)	27.7	27.7	175
Factor de seguridad	1.79	1.75	4.57

En la Tabla 3.4 se puede ver los factores de seguridad de los ejes frente a posible falla por esfuerzo cortante. Siendo estos factores de seguridad mayores al 1.5 recomendado por norma.

El análisis de esfuerzos requiere representar la carga y restricciones de movimiento al que estará sometido el elemento. Se procede a analizar la condición más crítica en la que interactúa la transmisión de potencia del engranaje cónico sobre el eje (1198.5 N-mm). Además, debido a que este momento se aplica sobre la unión chavetera del eje, se coloca la fuerza que se aplica sobre una de sus caras (300N). Por último, se toma como restricción de tipo pin los soportes donde se producirá el movimiento del acople sobre el eje. Estas cargas se muestran en la Figura 3.18.

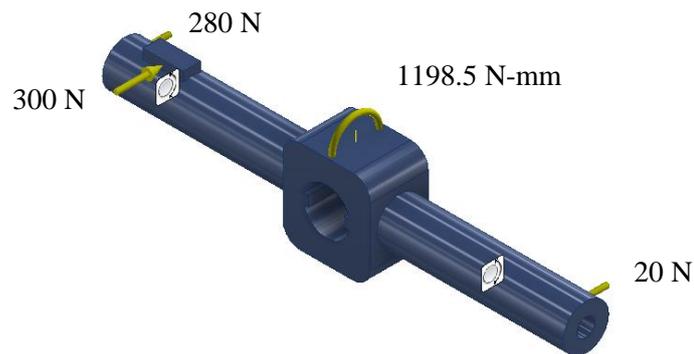


Figura 3.18 Distribución de cargas y restricciones para análisis de esfuerzos en eje de flexión-extensión

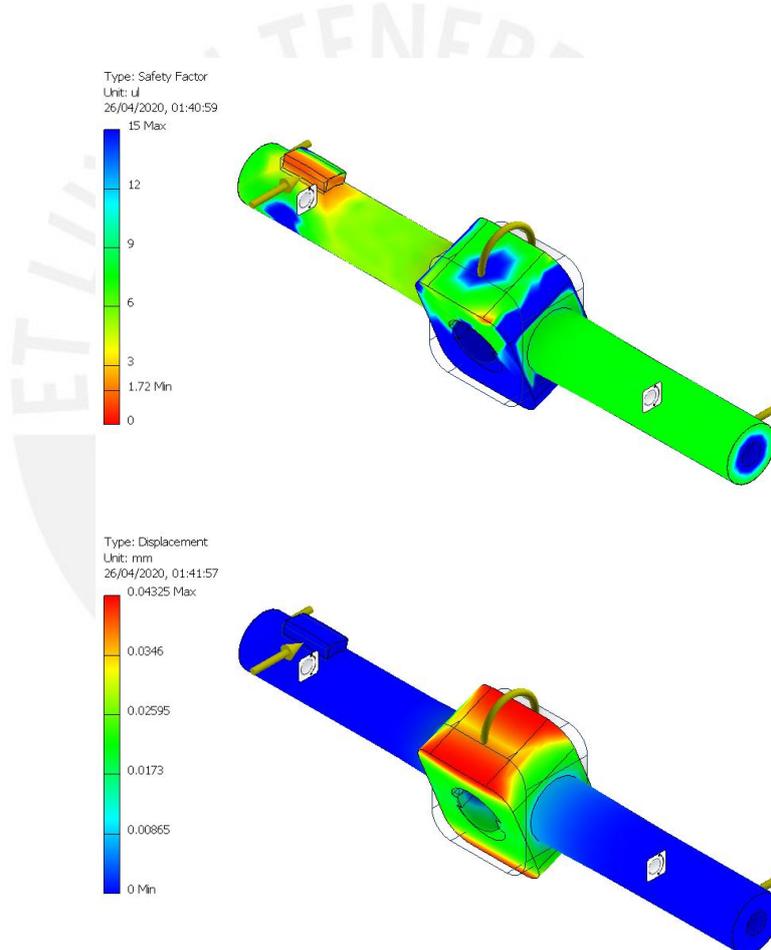


Figura 3.19 Análisis de esfuerzos en eje de flexión-extensión; factor de seguridad y deformaciones

Como se puede apreciar en la Figura 3.19, el análisis de esfuerzos muestra que se tiene un factor de seguridad mínimo de 1.72, superior al deseado de 1.5; además, una deformación máxima de 0.043 mm, lo que representa al 1% de la longitud inicial, por lo cual es considerado no significativo.

3.5 Movimiento de pronación-supinación

El movimiento de pronación-supinación se produce debido a la transmisión de potencia a través del eje palier inferior del diferencial mediante una unión ranurada hacia el soporte, el cual produce el movimiento de pronación-supinación de los mecanismos anteriormente descritos por medio de uniones atornilladas. Estos elementos se muestran en la Figura 3.20.

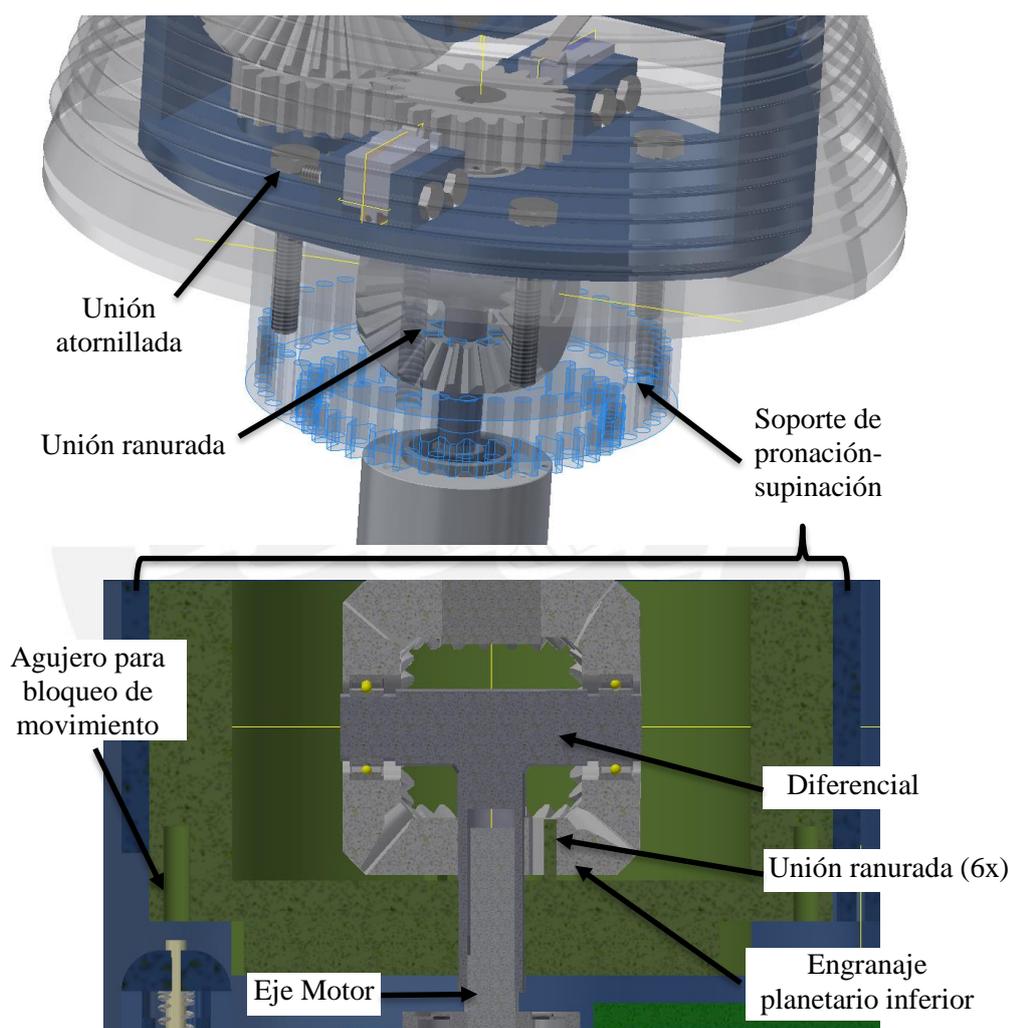


Figura 3.20 Mecanismo para movimiento de pronación-supinación

El dimensionamiento de la unión ranurada se realiza tomando como referencia la norma ISO14: 1982 – UNE18072: 1984. Las posibles fallas que pueda presentar son principalmente por cizallamiento o aplastamiento. La evaluación de resistencia de la unión ranurada requiere del cálculo del esfuerzo cortante y presión de aplastamiento en cada una de las ranuras, según las ecuaciones 3.3 y 3.4, respectivamente, dividiéndolo entre el número de ranuras que en este caso es 6.

El material seleccionado es PET, el torque a transmitir es 820.6 N-mm ²⁷ según el requerimiento cinético, las dimensiones son $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 4.5 \text{ mm}$ y el diámetro es 8 mm . Dando como esfuerzo cortante 8.5 MPa y presión de aplastamiento 17.1 MPa , lo cual muestra factor de seguridad mínimo de 3.3 , mayor a 1.5 recomendado.

Se analiza el caso más crítico el cual se da cuando el antebrazo se encuentra flexionado 0° , según los resultados obtenidos en los cálculos preliminares. En la Figura 3.21 se muestra las fuerzas sobre los pernos debido al peso de la mano protésica y el peso máximo a sujetar. El momento torsor produce sobre los pernos esfuerzos cortantes, mientras que, la fuerza de la suma de pesos de la carga produce sobre los pernos esfuerzos normales de tracción.

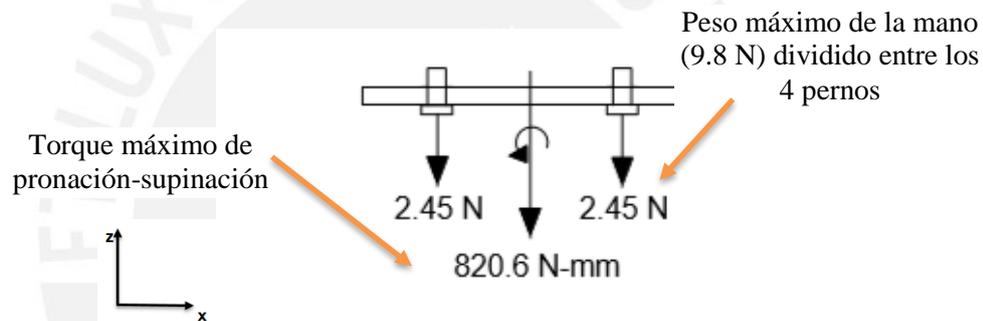


Figura 3.21 Fuerzas externas sobre los pernos en la posición más crítica (antebrazo en posición de 0° de flexión)

La verificación de la resistencia de los pernos se realiza mediante el uso del software Autodesk Inventor Professional 2019[®]: Design Accelerator, el cuál usa la norma ANSI para su cálculo. Para ello, se deben introducir como datos de fuerza máxima axial (F_a) y tangencial (F_t), así como, los factores de apriete (k), entrada de fuerza (n), fricción entre las placas (f) y de seguridad requerido (k_s). El material seleccionado es el acero bajo de carbono SAE 1015 debido a que es de los más usados en la fabricación de pernos. Los pernos seleccionados son DIN 24017 (antes DIN 933) M3x8, con tuercas DIN 24035/28675 (antes DIN 439-2) M3.

La fuerza máxima axial es 9.8 N , la cual es producida por los pesos de la mano y el peso máximo a sujetar. La fuerza máxima tangencial es 37.3 N , calculada a partir del momento torsor máximo. El factor de apriete seleccionado es 1.5 , factor de seguridad

²⁷ Hallado en el acápite 3.1: Cálculos preliminares (Ver Tabla 3.1)

frente a superficie de mala calidad, siendo el valor mínimo recomendado es 1.2. El factor de entrada de fuerza es 0.5, siendo la relación entre la longitud cargada por la fuerza de funcionamiento y la longitud total del perno. El factor de fricción entre las placas es 0.2, la cual corresponde al coeficiente de fricción del plástico PET y hallada por medio del ensayo ASTM D1894/DIN 53375. Por último, el factor de seguridad requerido es de 1.5, según la VDI lo recomendado es de 1.2.

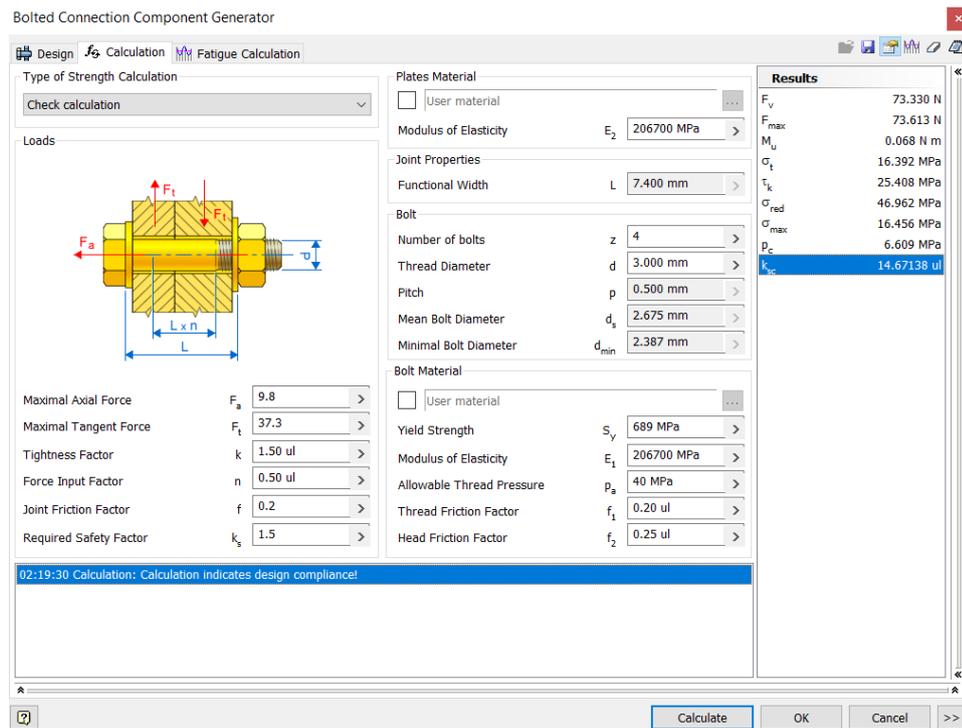


Figura 3.22 Verificación de cálculo de pernos del acople del mecanismo de pronación-supinación

La figura 3.22 muestra los datos introducidos para la verificación de cálculo de los pernos del acople del mecanismo de pronación-supinación, también, se muestra el mensaje de conformidad del diseño, dando como factor de seguridad de 14.7, el cual resulta mayor al recomendado de 1.2 según la VDI.

Por último, se evalúa la resistencia del acople del mecanismo de pronación-supinación mediante el análisis de elementos finitos y así determinar las deformaciones presentes y su factor de seguridad.

El análisis de esfuerzos requiere poder representar la carga y restricciones de movimiento al que estará sometido el elemento. Se procede a analizar la condición

más crítica en la que interactúa la transmisión de potencia del engranaje sobre la unión ranurada a fin de obtener el torque requerido ($820.6 \text{ N}\cdot\text{mm}^{28}$) y la fuerza axial producida por los tornillos (2.45 N). Además, debido a que este momento se aplica sobre las caras de la unión ranurada, se coloca la fuerza que se aplica sobre una de sus caras (17.1 N). Estas cargas se muestran en la Figura 3.23.

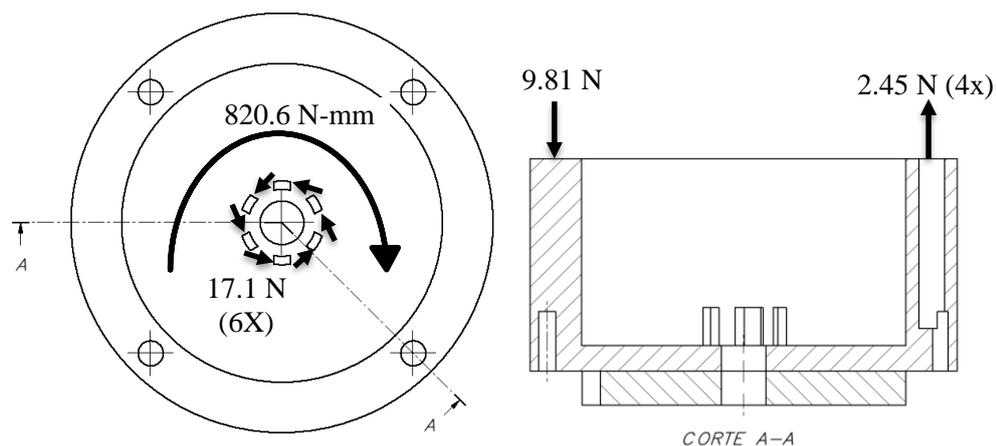


Figura 3.23 Distribución de cargas para análisis de esfuerzos en acople de mecanismo de pronación-supinación

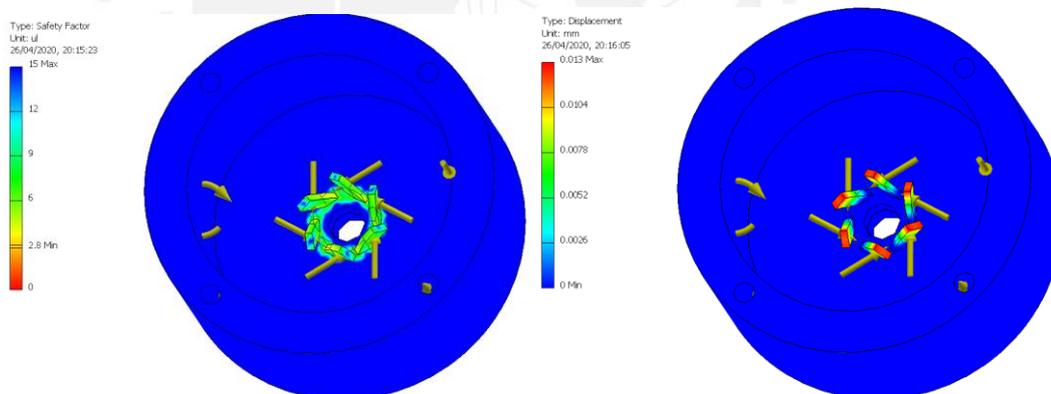


Figura 3.24 Análisis de esfuerzos en acople de mecanismo de pronación-supinación; factor de seguridad y deformaciones

Como se puede apreciar en la Figura 3.24, el análisis de esfuerzos muestra que se tiene un factor de seguridad mínimo de 2.8, mayor al deseado de 1.5; además, una deformación máxima de 0.013 mm , lo que representa al 1% de la longitud inicial, por lo cual es considerado no significativo.

²⁸ Hallado en el acápite 3.1: Cálculos preliminares (Ver Tabla 3.1)

3.6 Diferencial

La característica más importante del diseño de la muñeca protésica desarrollada es la posibilidad de generar movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación pertenecientes a dos grados de libertad mediante un solo actuador. Para ello, se hace uso de un mecanismo diferencial, el cual se muestra en la Figura 3.25, produciendo dos tipos de movimiento. El primero es el movimiento en conjunto y transmisión de potencia hacia el eje palier superior e inferior para producir los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación al mismo tiempo. El segundo es el movimiento únicamente del eje palier superior para producir el movimiento de flexión-extensión, este tipo de movimiento se da debido al bloqueo de movimiento del planetario inferior y que los satélites giren sobre su propio eje a través de los rodamientos en su interior.

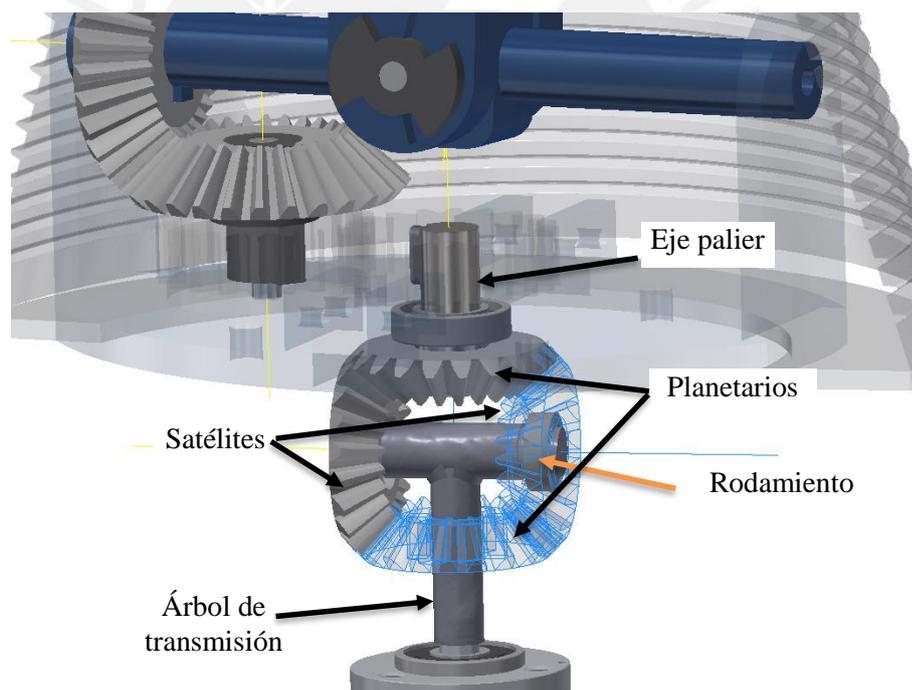


Figura 3.25 Mecanismo diferencial

El tipo de movimiento más crítico y el cuál se tomará en cuenta para la verificación de resistencia del árbol de transmisión es el movimiento en conjunto de ambos ejes palier. Para ello se tomará como momento torsor máximo al doble del máximo momento torsor de los ejes palier (2496.4 N-mm). Debido a que este momento torsor se aplica sobre los extremos del árbol de torsión, se distribuye dicha carga (178.3 N) para el análisis de elementos finitos en la posición de reacción los engranajes satélites.

Además, la posición más crítica se da cuando el antebrazo se encuentra flexionado 90°; por ello, se aplica una carga perteneciente al peso de la mano más el peso máximo a soportar (9.8 N) en la zona central, como se muestra en la Figura 3.26. El material del árbol de transmisión del diferencial es acero inoxidable soldado.

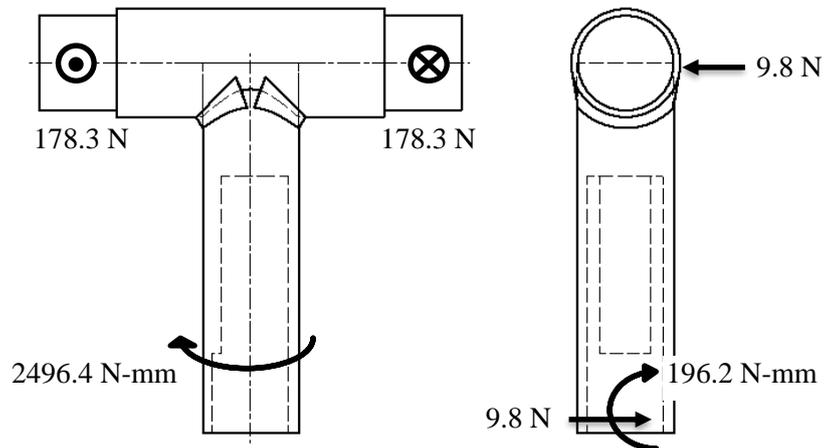


Figura 3.26 Distribución de cargas para análisis de esfuerzos en árbol de transmisión de diferencial

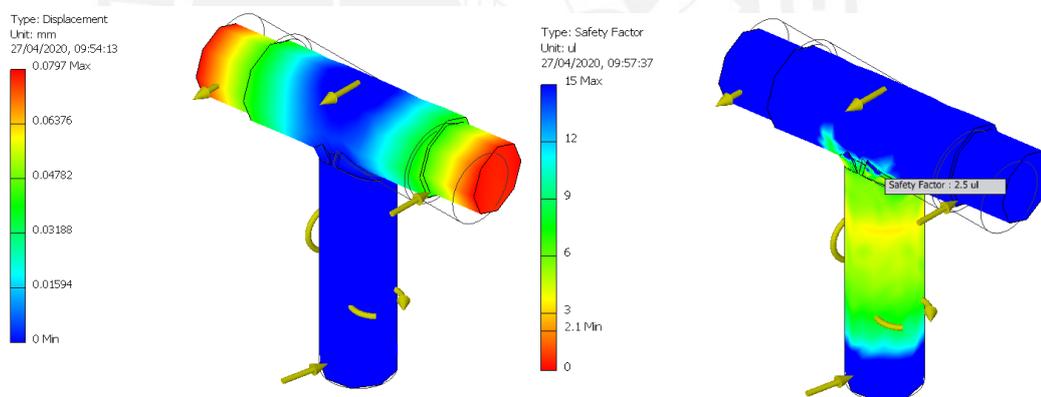


Figura 3.27 Análisis de esfuerzos en árbol de transmisión de diferencial; deformaciones y factor de seguridad

Como se puede apreciar en la Figura 3.27, el análisis de esfuerzos muestra que se tiene un factor de seguridad mínimo de 2.1, mayor al deseado de 1.5; además, una deformación máxima de 0.08 mm, lo que representa al 1.6% del tamaño inicial, por lo cual es considerado no significativo. Además, la unión soldada tiene un factor de seguridad de 2.5, mayor al deseado de 2, recomendado para soldaduras con carga de corte.

Debido al tipo de cargas que soportan los rodamientos de los engranajes satélites, tanto esfuerzos axiales como radiales, se seleccionan rodamientos rígidos de bola. En las posiciones más críticas, la carga axial es de 9.8 N correspondiente al peso máximo a soportar y la carga radial es de 178.3 N correspondiente a la reacción normal que realiza el árbol de transmisión del diferencial.

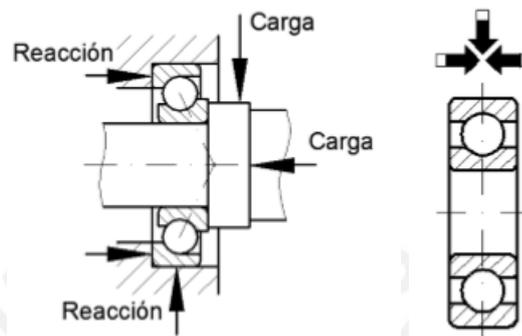


Figura 3.28 Aplicación de esfuerzos en rodamientos rígidos de bola de engranajes satélites

La selección de los rodamientos toma en cuenta tanto las cargas que soportan como sus dimensiones máximas debido a su lugar de alojamiento. Por ello, se seleccionan los rodamientos SKF W637/4, cuyo diámetro externo es de 10 mm, diámetro interno de 4 mm y ancho de 3 mm. Así mismo, se toma en cuenta la capacidad de carga tanto dinámica ($C = 0.553 \text{ kN}$) como estática ($C_0 = 0.245 \text{ kN}$) para determinar sus factores de seguridad. Debido a que la relación entre la carga axial respecto a la carga radial es menor al límite de relación de carga²⁹ dada por el fabricante de los rodamientos, se toma como carga dinámica (P) y estática (P_0) equivalente a la producida únicamente por la carga radial (0.178 kN).

El análisis estático verifica que la carga axial no sea mayor al 25% de la capacidad de carga estática del rodamiento sino se reduciría considerablemente su vida útil. Se tiene como resultado que la carga axial no supera el 4% de la capacidad de carga estática axial. Además, se obtiene que el factor de seguridad estático (C_0/P_0) es de 1.38, mayor al recomendado por el fabricante.

El análisis dinámico da como resultado que el factor de seguridad dinámico (C/P) es de 3.1, mayor al recomendado por el fabricante. Además, según ISO 281 se calcula la vida nominal de 30 millones de revoluciones antes de que se produzca falla por fatiga.

²⁹ <https://www.skf.com/uy/products/bearings-units-housings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/loads/index.html>

3.7 Soporte de cargas

La muñeca protésica una vez llegada a la posición deseada, tras los movimientos de los mecanismos, debe ser capaz de resistir las fuerzas externas producidas por la actividad a realizar por la mano protésica, por ello se debe asegurar que el mecanismo sea irreversible³⁰. Además, debido al mecanismo diferencial se debe contar con un mecanismo de bloqueo de movimiento de pronación-supinación para el caso en el que solo se requiera el movimiento de flexión-extensión.

El mecanismo seleccionado es irreversible mediante el uso de engranajes planetarios como parte de la reducción del motor, cuya selección se verá en la sección 3.8. Por otro lado, para el bloqueo del movimiento de pronación-supinación, se dispone de un pin que se aloje en uno de los 45 agujeros del acople de pronación-supinación, como se muestra en la Figura 3.29. Con ello se puede obtener posiciones angulares discretas separadas cada 8°.

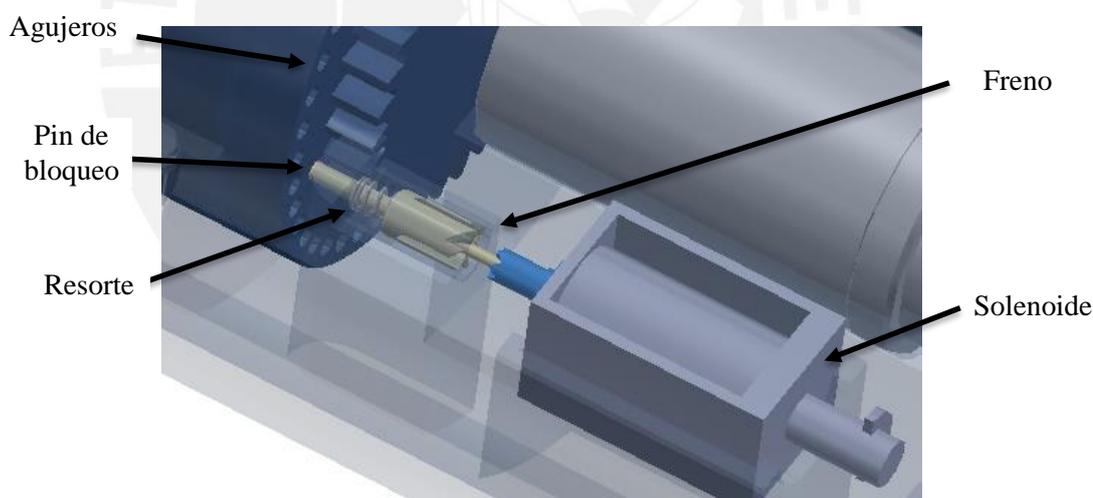


Figura 3.29 Elementos de mecanismo retráctil para bloqueo/desbloqueo del movimiento de pronación-supinación

³⁰ No es posible aplicar fuerza y movimiento en la salida y obtener resultados en la entrada del mecanismo

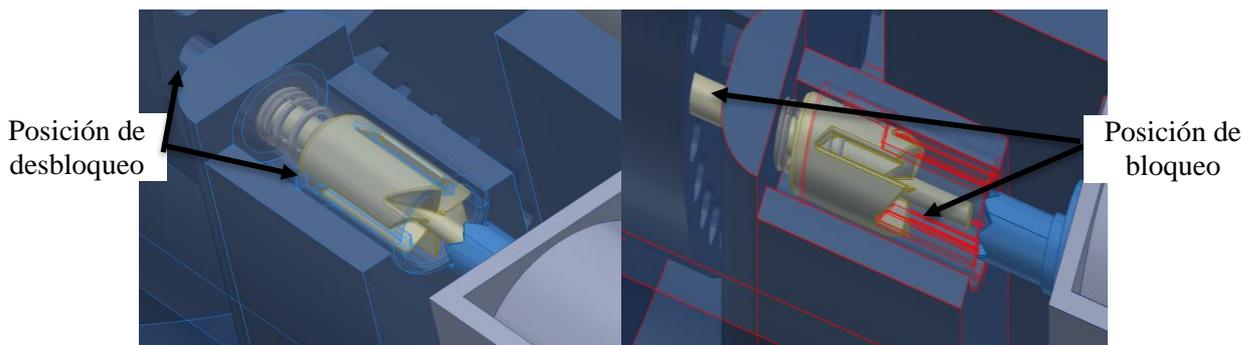


Figura 3.30 Posiciones del pin de bloqueo fijadas por el freno

El pin de bloqueo se desplaza linealmente mediante la activación y desactivación de un solenoide. La selección del solenoide es dada satisfaciendo los requerimientos de ser de menor dimensión y peso; así como, ser el más comercial y que requiera menos energía (5V) para su funcionamiento³¹.



Figura 3.31 Solenoide CPM-0054

Además, se cuenta con un resorte que permite ubicar el pin en algunas de las posiciones fijadas por el freno, como se muestra en la Figura 3.30. El diseño del resorte se realiza mediante el uso del software Autodesk Inventor Professional 2019®: Design Accelerator, el cuál usa la norma ANSI para su cálculo. Para ello, se deben introducir como datos de fuerza de compresión, la cual es brindada por el solenoide seleccionado (0.78N – 1.176 N).

³¹ ALIBABA DC 5V Mini Electric Open Frame Solenoid Pull&Push. Revisado 18 de febrero del 2020. <https://www.alibaba.com/product-detail/DC-5V-Mini-Electric-Open-Frame_62420800939.html?spm=a2700.7724857.normalList.83.b1c76a27dmg0bq>

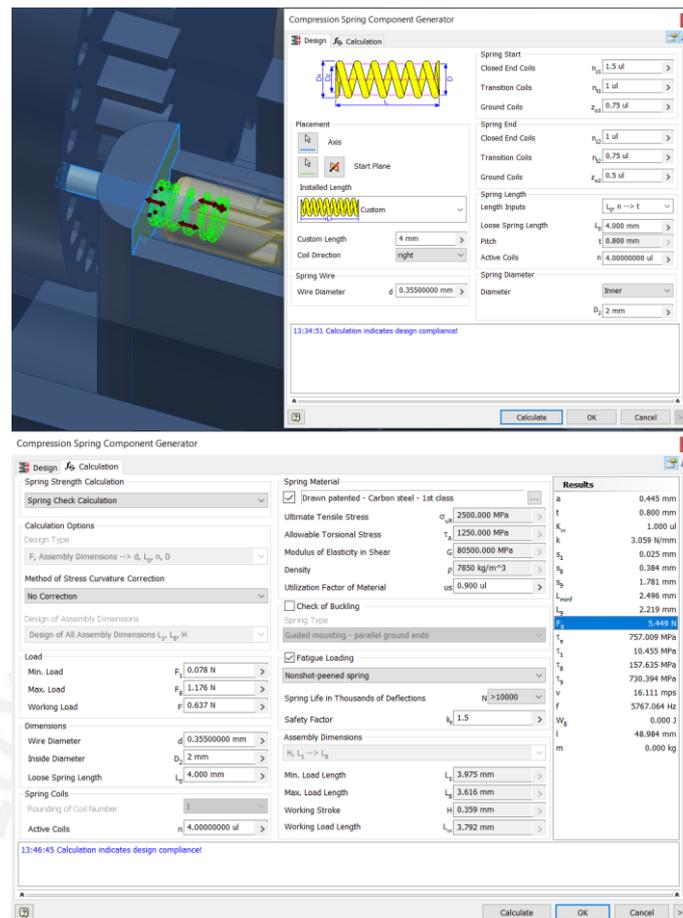


Figura 3.32 Verificación de cálculo de resorte del mecanismo retráctil

La figura 3.32 muestra los datos introducidos para la verificación de cálculo del resorte, se muestra también el mensaje de conformidad del diseño indicando que la fuerza máxima de compresión que puede soportar es 5.45 N, dando como factor de seguridad de 4.6 mucho mayor al deseado de 1.5.

Además, se evalúa la resistencia del pin de bloqueo mediante el análisis de elementos finitos y así determinar deformaciones y su factor de seguridad. El material seleccionado para el pin es el acero inoxidable debido principalmente a su resistencia a la picadura, aumentado la vida útil del elemento y además es un material ecológico al poder ser totalmente reciclable. Se aplica sobre la cara del pin una carga de 35.7 N, producto de evitar el momento torsor del movimiento de pronación-supinación (820.6 N-mm) mediante el pin de bloqueo ubicado a 23mm del eje de movimiento. Dicha carga se muestra en la Figura 3.33.

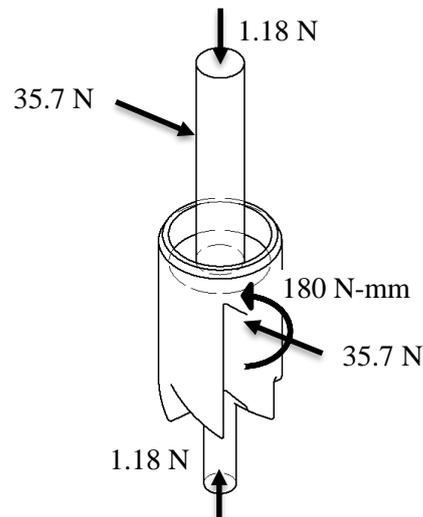


Figura 3.33 Aplicación de cargas para análisis de esfuerzos en pin de bloqueo.

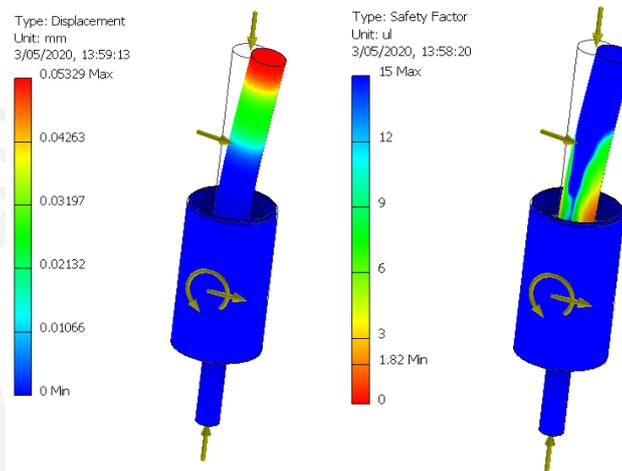


Figura 3.34 Análisis de esfuerzos en pin de bloqueo; deformaciones y factor de seguridad

Como se puede apreciar en la Figura 3.34, el análisis de esfuerzos muestra que se tiene un factor de seguridad mínimo de 1.82, mayor al deseado de 1.5; además, una deformación máxima de 0.05 mm, lo que representa al 3.3% del tamaño inicial, por lo cual es considerado no significativo.

3.8 Selección de motor

Los criterios de selección del motor son principalmente el torque y la velocidad. La velocidad del motor no debe ser mayor a $60^\circ/s$ y el torque mínimo debe ser de 2496.4 N-mm determinados en la sección del diferencial. En la Tabla 3.5 se muestra la comparación entre posibles opciones que satisfacen los requerimientos determinados.

Tabla 3.5 Comparación de motores DC

Criterios de selección	Requisitos	Maxon motor DCX 19S	45 mm PMDC Planetary
Torque (N-mm)	>2496.4	2500	2500
Velocidad (rpm)	<10	3	51
Voltaje de alimentación (V)	<12	6	12
Corriente de consumo (A)	< 0.05	0.34	2
Reducción	-	1526:1	51:1
Diámetro (mm)	<50	22	45
Longitud (mm)	<20	74.7	146
Peso (kg)	<0.170	0.112	1.1

Figura 3.35 Maxon motor DCX19S y reducción planetaria GPX22³²

Se opta por elegir el motor *Maxonmotor DCX 19 S* y su reducción de engranajes planetarios *GPX22* debido a que cumple con los requisitos mecánicos. Sin embargo, su tamaño y peso son características a mejorar.

3.9 Dimensionamiento general

El diseño de la muñeca protésica consta de tres mecanismos modulares descritos anteriormente; además, se tiene una carcasa general que servirá para el acople entre la muñeca protésica y el encaje protésico que irá en el brazo del usuario. Por otro lado, para proteger los elementos de la muñeca protésica se hace uso de una proporción de tubo flexible. Las dimensiones generales de la muñeca protésica se muestran en la Figura 3.36.

³² Maxon motor DCX 19 S and Gearhead GPX22: <https://www.maxongroup.com/camroot/pdf/b7b888768cf4_5.pdf>

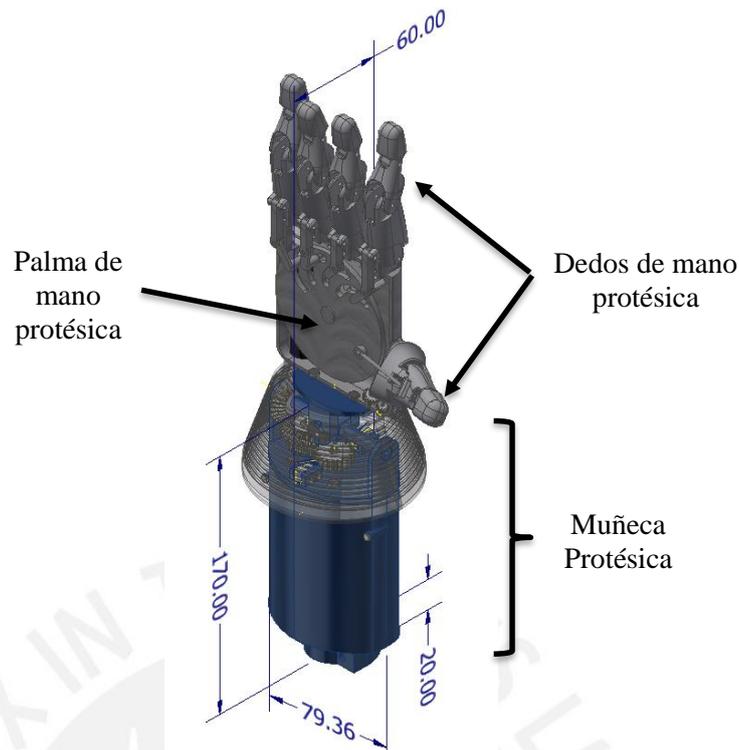


Figura 3.36 Dimensiones generales de la muñeca protésica

En la Tabla 3.6 se muestran las características físicas de tamaño y peso de los módulos de la muñeca protésica.

Tabla 3.6 Características físicas de los componentes de la muñeca protésica

Módulo	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Masa (g)
Abducción-Aducción	54	23	17.5
Flexión-Extensión	79.36	28.5	117.5
Pronación-Supinación	50	29	71.8
Carcasa general	79.36	118.5	123
Actuadores	22	74.7	142
Total muñeca protésica	79.36	170	471.8

Los requerimientos geométricos de diámetro y longitud son de 76 y 100 mm, respectivamente. Según el diseño presentado se tiene una muñeca protésica de diámetro y longitud de 79.36 y 170, respectivamente. Por lo tanto, se tiene un exceso de medidas a lo requerido de 4.42% en diámetro y 70% en longitud. Además, el peso total de la muñeca protésica es de 471.8 gramos, superior al deseado de 200 gramos, presentando un exceso de 135.9% en peso. Por lo cual, se propone que en futuros trabajos se pueda optimizar las dimensiones y masas reduciendo los factores de seguridad.

Por otro lado, se cumplen con los requerimientos mecánicos, tanto como con los rangos de movimientos como no exceder la velocidad angular máxima. Así mismo, el diseño de la muñeca protésica es fácil de montar debido a su diseño modular. Por último, los materiales y tecnologías de fabricación se encuentran disponibles en el mercado local.



CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL Y ELECTRÓNICO

En el presente capítulo se realiza el diseño en detalle del sistema de control: se presentan las señales a controlar, diagrama de flujo del algoritmo de control y la arquitectura de control general de la muñeca protésica. Además, se describen y seleccionan los componentes electrónicos a emplear, y así concluir con el diagrama de conexiones entre los sensores, actuadores y controladores. Por último, se realiza la evaluación de consumo energético de la prótesis de muñeca.

4.1 Señales de control

Las señales de entrada de la muñeca protésica provenientes del controlador general de la prótesis mioeléctrica transradial son los datos de posiciones de pronación-supinación y flexión-extensión seleccionado por el usuario, así como, la señal de activación de movimiento, la cual será la misma que activará tanto a la muñeca como a la mano protésica.

La muñeca protésica comunicará al controlador general de la prótesis mioeléctrica transradial la información de haber completado los movimientos para alcanzar la posición deseada. Se vuelve a esperar la señal de la siguiente posición para poder realizar los movimientos de la muñeca protésica.

Las señales internas son aquellas provenientes de los sensores de la muñeca protésica tanto como de posición angular para poder medir si se llegó a la posición de P-S³³ de referencia, así como las señales provenientes de los sensores de contacto para corroborar si se alcanzó la posición de F/E³⁴. Con dichas señales, se debe controlar la activación y desactivación de los actuadores, tanto del único motor DC, como del solenoide que selecciona si se realizará un movimiento únicamente de P-S o si se realizará un movimiento conjunto de P-S y F/E, según la lógica de control. En la Figura 4.1 se muestra el diagrama de bloques del sistema de control de la muñeca protésica donde se muestran las señales descritas anteriormente.

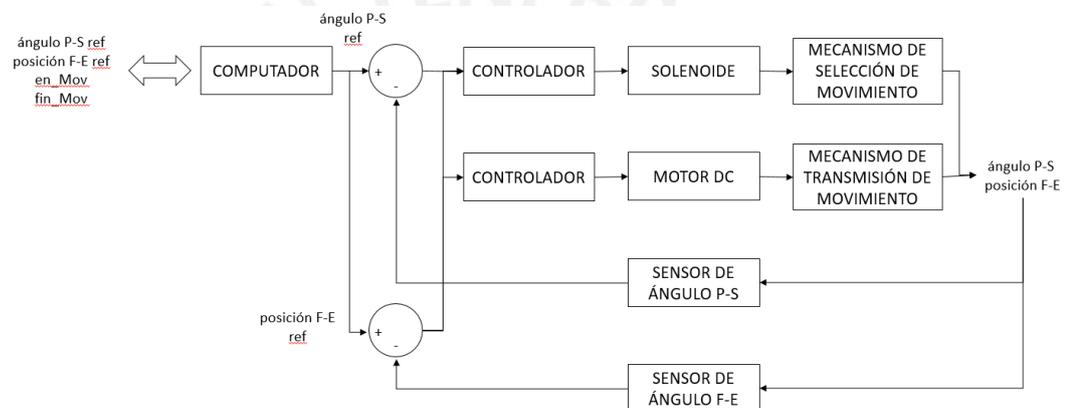


Figura 4.1 Diagrama de bloques del sistema de control

4.2 Algoritmo de control

En la Figura 4.2 se encuentra el diagrama de máquina de estados finitos, que opera en un círculo de sensado continuo, puesto que la prótesis en todo momento se encuentra funcionando hasta que se apague. Así, se empieza en el estado de comunicación de variables de posición hasta que se activa la señal de intención de movimiento. El siguiente estado inicia desbloqueando el movimiento de P-S (se permite el movimiento junto al de F/E debido al mecanismo del diferencial). A continuación, se realiza el giro del motor DC, verificando los parámetros de ángulo de P-S y de posición de F/E mediante sus respectivos sensores. De alcanzarse primero la posición de F/E, se procede a bloquear el movimiento de P-S e invertir el giro hasta que se obtenga la posición contraria de F/E. Luego, se vuelve a desbloquear el movimiento de P-S y se procede a volver a invertir el giro del motor a fin de que se busque conseguir el ángulo

³³ P-S: Abreviatura de pronación-supinación

³⁴ F/E: Abreviatura de flexión o extensión

de P-S deseado. Una vez alcanzada la posición de P-S de referencia se bloquea el movimiento de P-S y se busca la posición deseada de F/E. Por último, se envía mediante comunicación serial hacia el controlador general de la prótesis mioeléctrica que se alcanzaron los valores del ángulo de P-S y posición de F/E deseados.

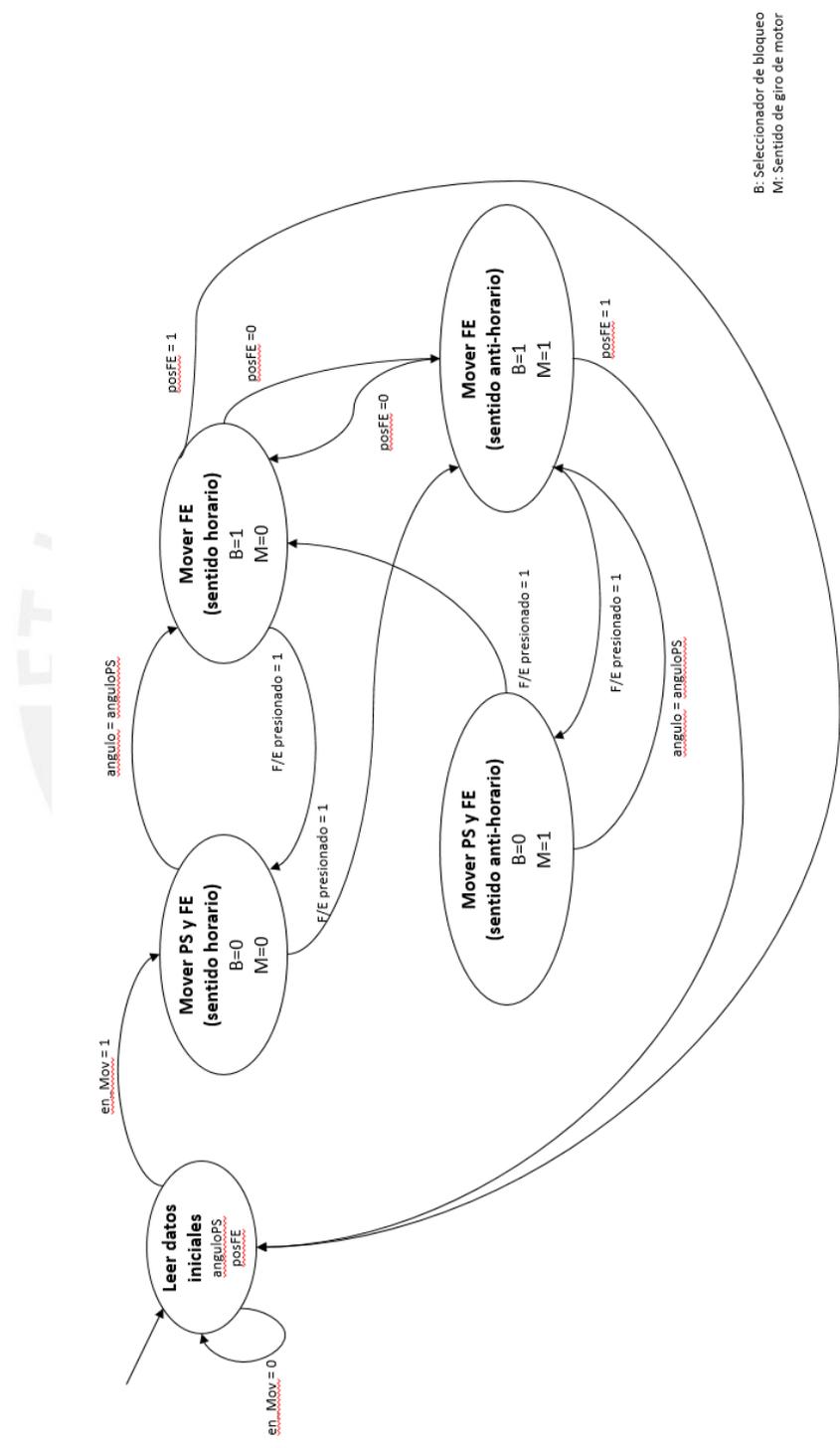


Figura 4.2 Máquina de elementos finitos del control de la muñeca protésica

4.3 Selección de dispositivos electrónicos para el sistema de control

Se requiere controlar la interrupción del movimiento de pronación-supinación mediante la activación (ON/OFF) de un solenoide y, además, controlar el giro del motor DC. Para ello se contará con un sistema embebido conformado por un microcontrolador que permita controlar los elementos de entrada/salida, que funcionará como una mini PC a fin de automatizar y procesar la información de las señales. Además, será necesario contar con drivers que puedan administrar las potencias que se le otorga a cada componente y no sobrecargar al microcontrolador.

El driver por excelencia para un motor DC es un puente H que no solo se usa para invertir el giro del motor, sino también para frenar de manera brusca en caso de ser necesaria una parada de emergencia. En la Figura 4.3 se muestra la configuración típica de conexión de puente H para el manejo de motor.

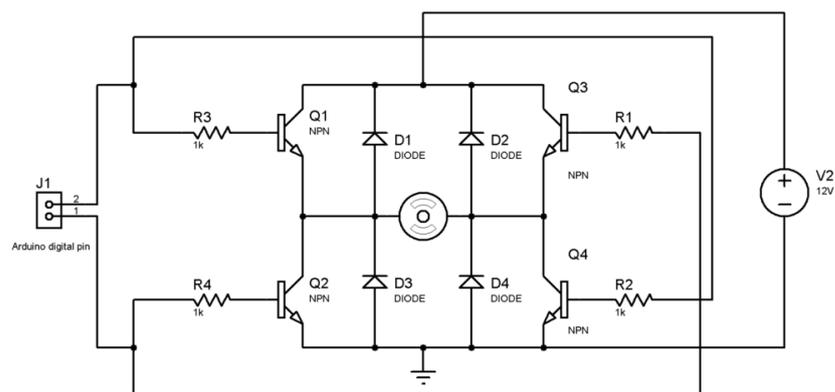


Figura 4.3 Configuraciones de puente H para control de motor DC

Por otro lado, el driver típico para un solenoide es el uso de un solo MOSFET con suficiente manejo de corriente para conducir la carga y un diodo de marcha libre que permita que la corriente fluya a través del solenoide hasta que decaiga a cero. Las configuraciones de conexiones básicas de driver para solenoide se muestran en la Figura 4.4.

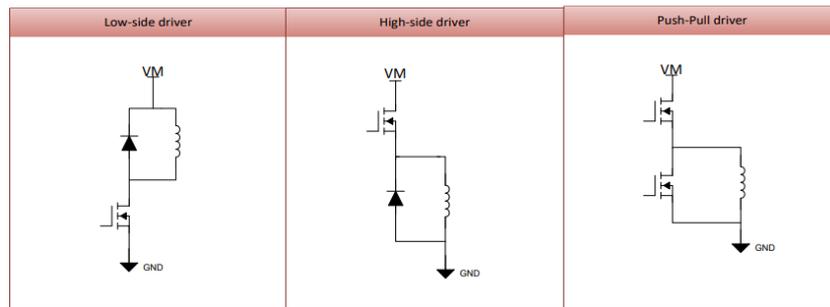


Figura 4.4 Configuraciones de conexión típica de drivers para solenoide [Texas Instruments, 2019]

Sin embargo, también es posible realizar el manejo de la activación (ON/OFF) del solenoide mediante el uso de un puente H. Además, comercialmente existen integrados con dos puentes H. Por lo tanto, el uso de estos integrados para el manejo del motor DC y el solenoide presenta ventajas tanto como el menor uso de componentes y reducción de costos.

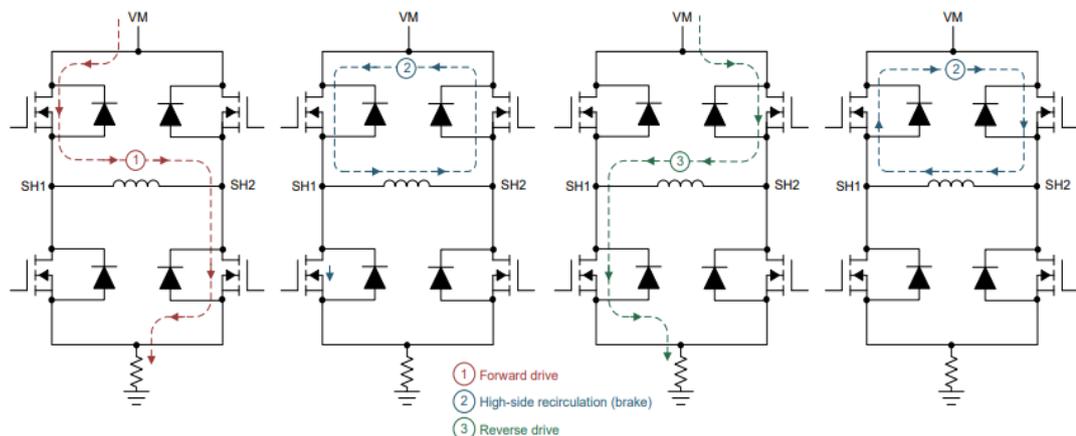


Figura 4.5 Configuraciones de puente H para activación de un solenoide [Texas Instruments, 2019]

Las configuraciones que se muestran en la Figura 4.5 permiten la activación y circulación de corriente a través del solenoide mediante el uso de un puente H.

Los criterios para la selección del driver con dos canales de puente H son principalmente el voltaje de potencia, voltaje de operación, capacidad de corriente y dimensiones. En la Tabla 4.1 se muestran posibles opciones que satisfacen los requerimientos determinados.

Tabla 4.1 Comparación de drivers puente H

Criterios de selección	Requisitos	DRV-L298N	TI DRV8835	TB6612FNG
Voltaje de potencia	6 V	5 – 35V	0 -11 V	5 – 15 V
Voltaje de operación	5 V	5 V	2 – 11 V	2.7 – 5.5 V
Capacidad de corriente	>1 A	2-3 A	1.5 A	1.2 – 3 A
Dimensiones	Lo mínimo posible	43x43x27 mm	10.2x12.7x1.5 mm	20.4x20.4x1.6 mm

Se opta por elegir el driver TI DRV8835 debido a que cumple con los requisitos eléctricos determinados para el driver, principalmente destacando su menor dimensión.

Figura 4.6 TI DRV8835³⁵

Los criterios para la selección del microcontrolador son la cantidad de puertos I/O (3), cantidad de salidas PWM (4), voltaje de entrada, tamaño y peso. Se decide optar por el uso de un microcontrolador comercial puesto que el costo sería menor a que si se tratara de diseñar un circuito integrado programable con unidades propias de memoria, interfaces de comunicación y manejo de interrupciones. Además, para fines prácticos de programación, la interfaz open-source de Arduino resulta ventajosa frente a otros microcontroladores. En la Tabla 4.2 se muestran posibles opciones que satisfacen los requerimientos impuestos.

Tabla 4.2 Comparación de tarjetas de microcontroladores

Criterios de selección	Requisitos	Arduino Nano	Arduino Lilypad USB
Microcontrolador	ATmega328P	ATmega328P	ATmega328P
Voltaje de entrada	5 V	5 V	3.8 – 5 V
Canales PWM	2	6	4
Puertos I/O	8	8	9
Consumo de corriente	50 mA	40 mA	40 mA
Dimensiones	Lo mínimo posible	45x18x5 mm	50x50x6.5 mm

³⁵ TI DRV8835: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv8835.pdf>

Se opta por elegir el microcontrolador Arduino Nano debido a que cumple con los requisitos dados por el diseñador del control de la prótesis mioeléctrica completa, principalmente destacando sus dimensiones, forma y requisitos eléctricos.



Figura 4.7 Arduino Nano³⁶

4.4 Selección de sensores

El sistema de control de posición deseada contempla el uso de sensores de contacto y un sensor de posición angular. Es por este motivo que se establecen criterios de selección para cada tipo de sensor, con el fin de elegir el más óptimo.

Los criterios para la selección del sensor de contacto es que sea binario, interruptor de tres terminales, tamaño y peso. En la Tabla 4.3 se muestran dos opciones que cumplen los criterios de búsqueda.

Tabla 4.3 Comparación de sensores de contacto

Criterios de selección	Requisitos	TEMCo CN0099	Railwayscenics 219-312
Dimensiones (mm)	< 15x8x15	20x6.6x14.5	12.8x5.8x10.5
Vida mecánica (# de operaciones anuales)	10 ⁶	3x10 ⁷	10 ⁶
Peso (g)	< 30	27	15
Capacidad de corriente (A)	> 0.5	5	1

Se opta por elegir el sensor de contacto *Railwayscenics 219-312* debido a sus reducidas dimensiones y peso en comparación con la otra alternativa.

³⁶ Arduino Nano: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>

Figura 4.8 Railwayscenics 219-312³⁷

Por otro lado, para la selección del sensor de posición angular se tienen diferentes tipos, los cuales se comparan en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4 Comparación de tipos de sensores de posición angular.

Tipos	Ventajas	Desventajas
Potenciómetro	Bajo costo Sencillo Compacto Ligero	Desgaste Vibración No apto para temperaturas extremas
Magnéticos	Robusto Histéresis Resistencia al polvo y líquidos	No apto para todos los materiales
Capacitivos	Compacto Baja potencia	Difícil instalación Sensible a materias extrañas
Inductivos	Robusto Alta precisión Apto para entornos extremos	Alto costo Voluminoso Pesado

El tipo de sensor a usar será magnético, debido principalmente a su robustez y por no estar en contacto directo con las partes móviles, ya que dicho contacto provocaría desgaste o vibración en el sensor. A partir de ello, los criterios para la selección del sensor se muestran en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5 Comparación de sensores de posición angular

Criterios de selección	Requisitos	CJM CU-1335	Ams AS5047D
Comunicación	SPI	I2C / SPI	SPI
Fuente de alimentación	5V	3.3 – 5 V	5V
Tiempo de muestreo	El menor posible	32 us	250 ns
Resolución	El mayor posible	12 bits	14 bits

Se opta por elegir el sensor de posición angular de efecto Hall *Ams AS5047D* debido a que cumple con los requisitos determinados para el sensor, principalmente destacando su resolución.

³⁷ Railwayscenics 219-312: <https://www.railwayscenics.com/sub-miniature-microswitch-spdt-long-arm-18mm-p-3015.html>



Figura 4.9 Ams AS5047D³⁸

4.5 Arquitectura de hardware

En la Figura 4.10 se muestra el esquema general de la arquitectura del sistema de control de la muñeca protésica. Se aprecia el sistema de control basado en el método *Master-slave*, así como las conexiones de los actuadores del dispositivo con el sistema de control y alimentación. Esta arquitectura de control sirve para luego poder realizar el diagrama de conexiones.

Cabe resaltar que el acondicionamiento de energía la proveerá el circuito general de la prótesis mioeléctrica. Por lo tanto, se otorgará hacia el sistema local de control de la muñeca protésica fuentes de voltaje acondicionadas de 5 y 6 V.

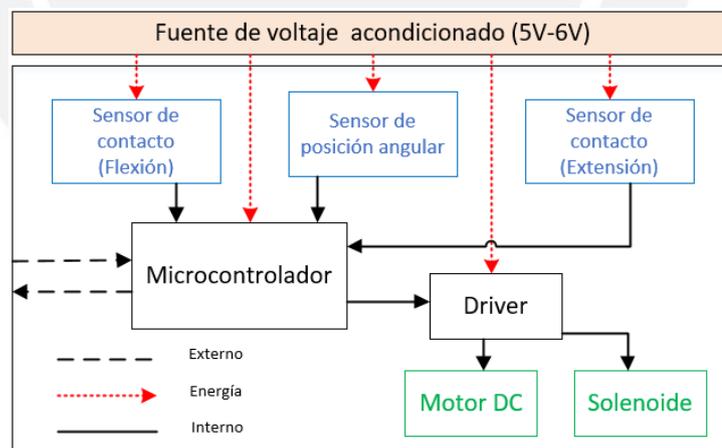


Figura 4.10 Arquitectura de hardware de muñeca protésica

³⁸ Ams AS5047D: <https://ams.com/as5047d>

4.6 Diagrama de conexiones

Una vez seleccionados los dispositivos electrónicos de la muñeca protésica, se establecen las conexiones de los sensores y actuadores con el sistema de control y alimentación. Dicho esquema general de conexiones se muestra en la Figura 4.11.

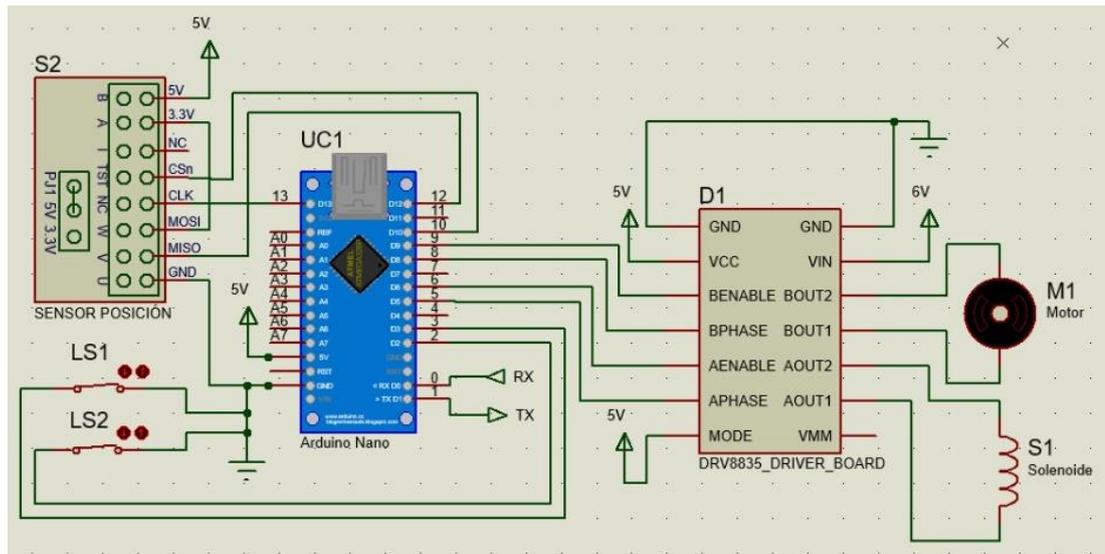


Figura 4.11 Esquema general de conexiones entre el sistema de control y los sensores y actuadores de la muñeca protésica

La fuente de voltaje de 6V será usada principalmente para suministrar potencia a los actuadores, mientras que los sensores y microcontrolador serán energizados mediante la fuente de voltaje de 5V.

4.7 Simulación por software de parámetros de control

A fin de determinar los parámetros de control de movimiento es necesario obtener el modelo matemático de la muñeca protésica. Para ello, se obtienen las ecuaciones diferenciales de cada parte. El proceso utilizado para obtener el modelo de la planta se describe en el Anexo D, en la cual se considera tanto la carga externa máxima y el peso de la mano protésica. La ecuación 4.1 muestra el modelo matemático obtenido del mecanismo de transmisión de movimiento junto al motor DC.

$$(0.028)\ddot{\theta}_4 = 9.249 V + 0.82\text{sen}(\theta_4) - 127.32\dot{\theta}_4 \quad (4.1)$$

En la Figura 4.12 se visualiza el diagrama de control utilizando el entorno Simulink de Matlab 2019®.

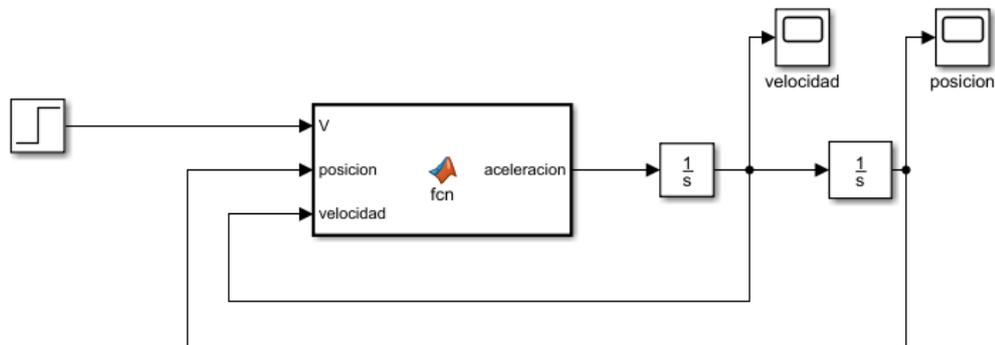


Figura 4.12 Implementación de la planta en Simulink

Dada la planta en Simulink, se procede al desarrollo del control de posición mediante un controlador PID, para ello se agrega el bloque “PID Controller” a la planta, como se muestra en la Figura 4.13. La retroalimentación de posición con valor de ganancia de 0.5, debido a la relación de transmisión hacia el sensor que se encuentra ubicado físicamente en la muñeca protésica, como se muestra en la Figura 4.14 La señal de entrada a la planta es de tipo escalón de magnitud igual a 180, ángulo de giro máximo de P-S, que se representa en la ecuación 4.1 mediante el ángulo de giro de θ_4 . Así mismo, la ecuación 4.1 afecta al movimiento F-E por la configuración del diseño.

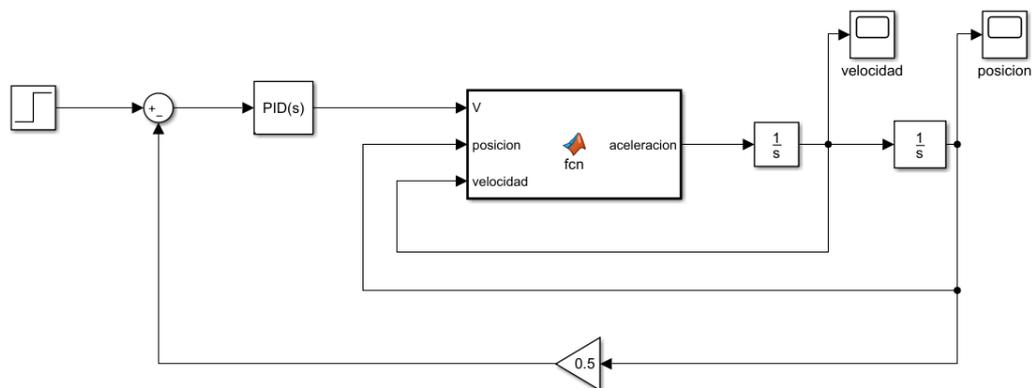


Figura 4.13 Controlador PID en la planta

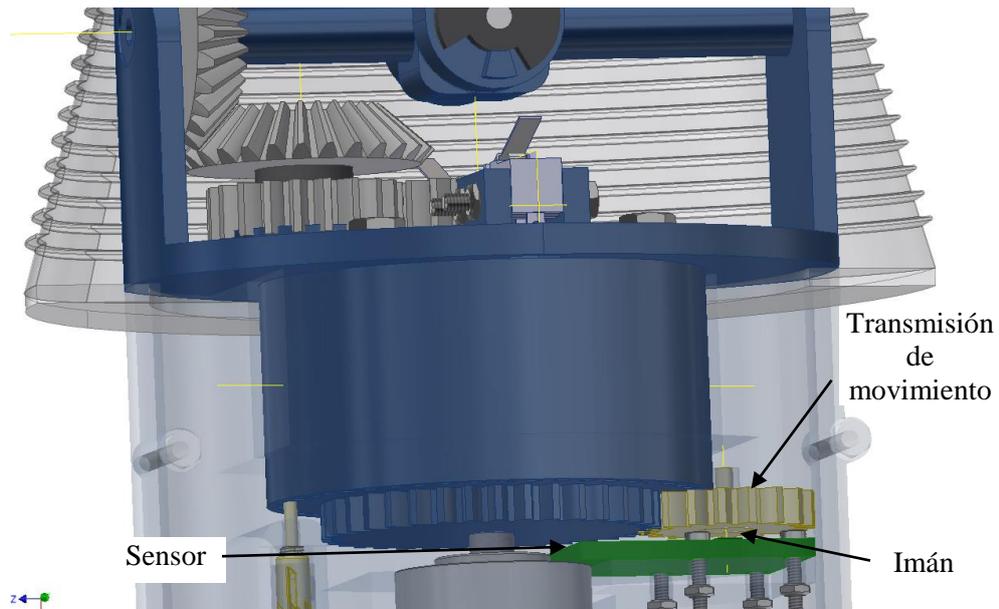


Figura 4.14 Ubicación física del sensor de posición del movimiento de pronación-supinación

Además, el control a usar será de tipo PD. Se hace uso de la herramienta “Tune” para obtener los valores de los parámetros del controlador PD, a partir de los requerimientos del tiempo de respuesta (2.25 segundos), valor final (error de 1%) y tiempo de estabilización (4.31 segundos). El parámetro proporcional (P) y derivativo (D) obtenidos son 27.1 y 0, respectivamente, por lo tanto, se establece que el controlador será proporcional.

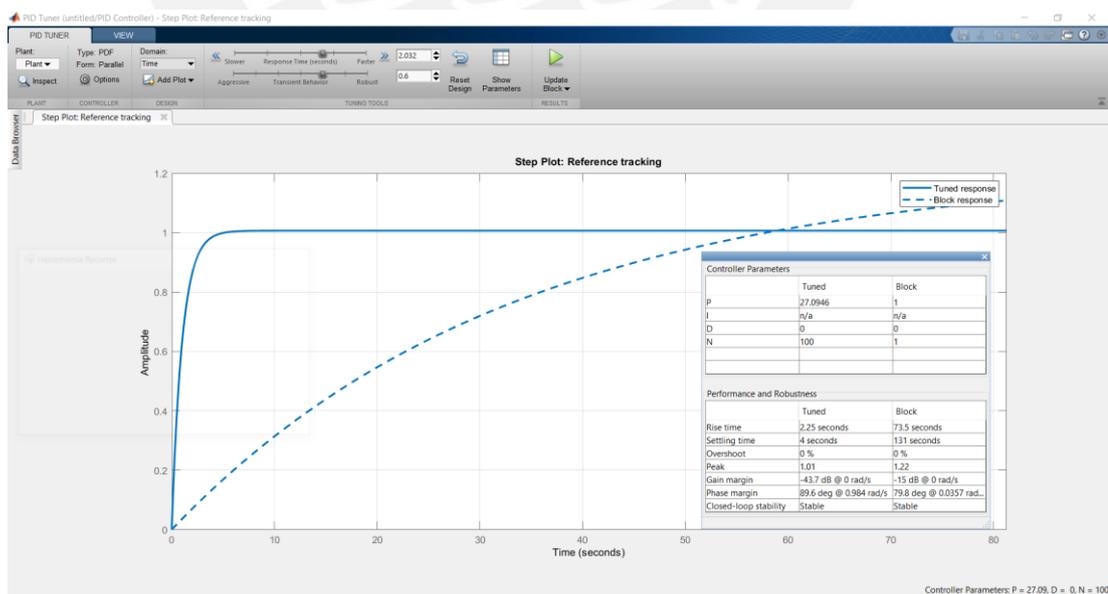


Figura 4.15 Respuesta de la planta, para realizar movimiento conjunto de P/S y F-E, a los valores proporcional y derivativo del controlador

La respuesta de la planta ante una entrada escalón unitario se muestra en la Figura 4.15. Se observa que la planta ante un escalón unitario, sin ningún controlador, cuenta

con un tiempo de respuesta de 73.5 segundos, tiempo de estabilización de 131 segundos, con valor final 1.22 (error de 22% mayor a la unidad de entrada).

Finalmente, la comprobación de los valores introducidos al controlador de la planta de la muñeca protésica, se muestra en la Figura 4.16, al obtener la respuesta de la posición y velocidad angular del movimiento de P/S y de acuerdo al arreglo geométrico se puede obtener F-E, del mecanismo mencionado con los valores de controlador obtenidos.

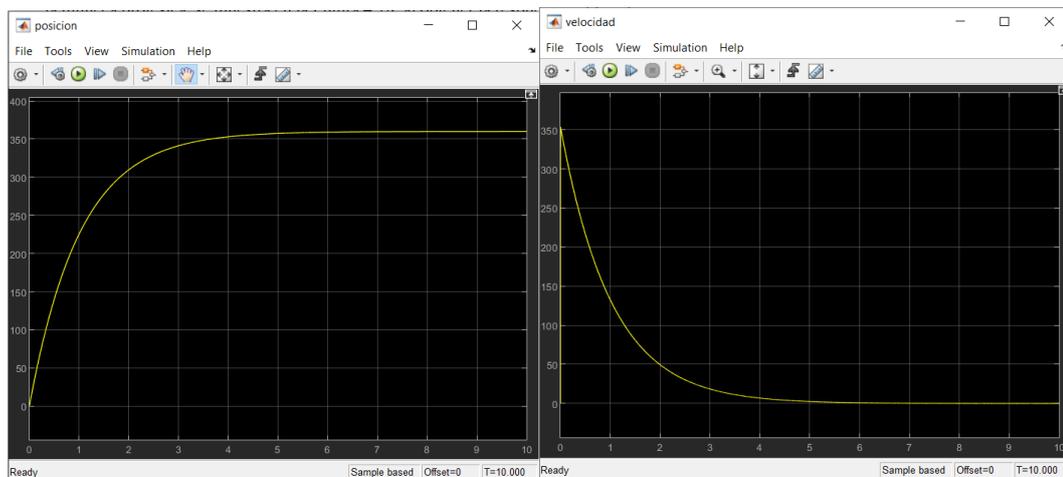


Figura 4.16 Respuesta del mecanismo de muñeca protésica con control proporcional frente a una entrada escalón de voltaje (6V); posición y velocidad angular.

Los resultados mostrados en la Figura 4.16, indican que se produce la estabilización en un tiempo aproximado de 5 segundos, tiempo de respuesta de aproximadamente 3 segundos, sin sobre impulsos. El controlador a implementar será solo del tipo proporcional de valor 27.1. Debido a que el controlador a usar tiene un temporizador de 8 bits, la ganancia no supera el 10% del rango de señal, evitando errores de control.

4.8 Consumo energético

Se debe tener en cuenta el consumo en mA de todos los componentes electrónicos de la muñeca protésica que son alimentados por la batería del sistema de prótesis mioeléctrica. En la Tabla 4.6 se muestra el consumo de corriente, y su tiempo de uso para hallar el consumo total de la muñeca protésica. Se tiene como referencia para el cálculo, usos de la muñeca en periodos de 10 minutos por un total de 8 horas diarias. Se obtiene como resultado el consumo total de 867 mAh para la muñeca protésica.

Tabla 4.6 Consumo de corriente de los componentes electrónicos

Componente electrónico	Corriente (mA)	Tiempo de uso diario	Consumo (mAh)
Motor DC	340	480 s	362.7 mAh
Solenoides	737	96 s	157.2 mAh
Arduino Nano	40	8 h	320 mAh
Puente H DRV8835	2	576 s	2.6 mAh
Sensor Ams AS5047D	20	480 s	21.3 mAh
Sensor de contacto ³⁹ (2x)	15	96 s	3.2 mAh
Total	1169	---	867 mAh

Se seleccionó para toda la prótesis mioeléctrica una batería recargable de iones de litio (Li-ion) que proporciona 4200 mAh. Dado que el consumo de la muñeca protésica es de 867 mAh, este consumo representa el **20.6%** del total de la capacidad de la batería.

Figura 4.17 Batería Li-ion 18650 Ultrafire 4200 mAh Recargable⁴⁰

La corriente total que circula por los circuitos de la muñeca protésica es de **1169 mA**, menor a la corriente máxima de descarga de la batería seleccionada (4200 mA), hallado a través de su tasa de descarga (1C). Por último, durante el periodo de inactividad, solo se consume la corriente del Arduino Nano (40 mA).

³⁹ Paso de corriente a través de los sensores de contacto cuando se detecta objeto

⁴⁰ Ultrafire Li-ion 18650: < https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-434309987-bateria-li-ion-18650-ultrafire-4200-mah-recargable-_JM?quantity=1>

CAPÍTULO 5

PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En este capítulo se muestra la relación de planos de despieces y ensambles de la muñeca protésica. Así mismo, se realiza la estimación de costos del proyecto.

5.1 Planos

Los planos de la muñeca protésica se encuentran en el Anexo F. Sin embargo, en la Tabla 5.1 se muestra la relación correspondiente entre planos de despiece y ensamble. Se codificaron los planos según las siguientes características: Tamaño de la hoja, tipo de plano y el correlativo correspondiente. El formato para la codificación se muestra a continuación:

AA.TXXX

- AA: Tamaño de la hoja
- T: Tipo de plano (D: despiece, E: ensamble; C: conexiones electrónicas)
- XXX: Número correlativo del plano

Tabla 5.1 Relación de planos

Concepto	Código
Ensamble General	A0.E001
Sub Ensamble 1	A1.E002
Acople General	A1.D001
Pin de bloqueo y Émbolo	A4.D002
Acople Pronación-Supinación	A4.D003
Engranaje Posición Angular	A4.D004
Árbol de Transmisión	A3.D005
Engranajes del diferencial	A2.D006
Acople General 2	A2.D007
Sub Ensamble 2	A2.E003
Acople Flexión-Extensión	A4.D008
Eje Palier Superior	A4.D009
Engranajes Rectos	A4.D010
Chaveta eje auxiliar	A4.D011
Engranajes Cónicos	A3.D012
Eje Flexión-Extensión	A4.D013
Acople Abducción-Aducción	A4.D014
Eje Abucción-Aducción	A4.D015
Plano Electrónico	A3.C001

5.2 Estimación de costos

La estimación de costos se distribuye en dos categorías: costos directos e indirectos. Asimismo, los costos directos se distribuyen en dos sub-categorías: costos de diseño y de fabricación.

En el caso del costo de fabricación, se considera el tipo de cambio de dólares a soles de 3.3 y de euro a soles de 3.8. También se designa un tiempo de 40 horas para el ensamble y las pruebas correspondientes. En las Tablas 5.2 y 5.3 se muestran los costos de los componentes del sistema de control y mecánico, respectivamente.

Por otro lado, el cálculo del costo de diseño se basa en el costo horas-hombre por la investigación del Estado del Arte, Diseño Conceptual e Ingeniería de Detalle. En total el tiempo en el que se realizó todo el proceso fue de 480 horas (3 meses) y se considera el pago mensual de 1300 soles mensuales, de acuerdo al pago del mercado local para un practicante profesional.

La estimación de costos totales para el desarrollo de la muñeca protésica, además de considerar los gastos directos generados por los costos de diseño y fabricación, se tiene en cuenta los gastos indirectos producidos por movilidad, impresiones de plano, contingencia principalmente frente al tipo de cambio e impuestos. Dicha estimación se muestra en la Tabla 5.4.

Tabla 5.2 Costos de componentes del sistema electrónico y de control

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
1	Solenoides CPM-0054	20.90	20.90
1	Motor DCX19S-GPX22 1526:1	1024.63	1024.63
2	Microswitch SDPT 219-312	2.85	5.70
1	Sensor AS5047D	58.66	58.66
1	Puente H DRV8835	2.45	2.45
1	Arduino Nano	20.00	20.00
1	Cables y borneras	5.00	5.00
Subtotal (S/.)			1137.34
IGV (18%)			204.72
Importación (11%)			136.48
Total (S/.)			1478.54

Tabla 5.3 Costos de componentes del sistema mecánico

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
22	Pernos	1.00	22.00
12	Tuercas	0.50	6.00
2	Impresión 3D de Acople General	90.00	180.00
3	Rodamiento de bolas	10.64	31.92
4	Engranajes de Diferencial	20.00	80.00
1	Árbol de transmisión	22.00	22.00
1	Acople Pronación-Supinación	55.00	55.00
1	Resorte	1.00	1.00
1	Impresión 3D de émbolo	4.50	4.50
1	Pin de bloqueo	7.00	7.00
1	Varilla de Aluminio 3mm x 50 cm	9.00	9.00
1	Impresión 3D de Eje Flexión-Extensión	30.00	30.00
2	Engranajes Cónicos	25.00	50.00
3	Chavetas	12.00	36.00
2	Engranajes Rectos	18.00	36.00
1	Eje Palier	32.00	32.00
1	Impresión 3D de Acople Flexión-Extensión	28.00	28.00
Subtotal (S/.)			630.42
IGV (18%)			113.48
Total (S/.)			743.90

Tabla 5.4 Estimación de costos del desarrollo de la muñeca protésica

Estimación del costo	Monto (S/.)
1) Gastos Directos	
a) Costos de Diseño	3,900.00
- Documentación: Estado del Arte	260.00
- Documentación: Alternativas de solución	520.00
- Diseño mecánico: Planos y Simulaciones	2,340.00
- Diseño electrónico y de control: Lógica y Simulaciones	780.00
b) Costos de Fabricación	2,547.44
- Componentes del sistema electrónico y de control	1,478.54
- Componentes del sistema mecánico	743.90
- Ensamble y pruebas	325.00
2) Gastos Indirectos	300.00
- Movilidad	250.00
- Impresión de Planos	50.00
Sub Total (S/.)	6,747.44
Contingencia (5%)	337.56
Total (S/.)	7,085.00

La estimación de costos totales del diseño de la muñeca protésica indica que el desarrollo de esta será de S/. 7,085.00. Sin embargo, considerando el retorno de la inversión generados por los gastos directos de diseño en la fabricación de 15 unidades, el costo total de manufactura de cada muñeca protésica sería de S/. 2,850.00. Este costo resulta significativamente menor al que actualmente ofrece el mercado, el cual oscila alrededor de USD 6,000⁴¹ (dólares americanos) para el caso de muñecas y mano estéticas; resaltando que comercialmente no existe una muñeca protésica con las características que se muestra en el presente diseño.

⁴¹ DIANCEHT: <<http://www.manosydedos.com/precios.html>>

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- La muñeca protésica está diseñada para poder funcionar en conjunto con la prótesis mioeléctrica transradial diseñada como parte del proyecto “Diseño, desarrollo e implementación de prótesis mioeléctricas personalizadas de una mano con retroalimentación háptica empleando tecnologías de fabricación en filamentos de plástico PET de bajo costo” por lo cual no se seleccionó ni el sensor de activación de movimiento ni el modo de adquisición de entradas de selección de tipo de movimiento, debido al hecho de que estos datos provendrían del controlador general de la prótesis. Añadir dichos elementos, requerirían mayor profundidad en el desarrollo del control e interacción de la muñeca protésica con el usuario.
- Con respecto al cumplimiento de los requerimientos del diseño de muñeca protésica, se logra desempeñar los rangos de movimiento establecidos sin exceder la velocidad límite propuesto y satisfaciendo los torques de cada movimiento, ya que estos fueron los principales referentes en el diseño, mediante la información de voltaje entregado al sistema. Además, el diseño modular de la muñeca protésica permite un fácil montaje y desmontaje para su respectivo uso y mantenimiento.
- Los materiales seleccionados en el diseño de la muñeca protésica son principalmente el uso de plástico PET para las impresiones 3D, aluminio para reforzamiento en caso se requiera a algún eje impreso en 3D y acero para la transmisión de potencia, cumpliendo los requerimientos establecidos para los materiales.
- Se puede notar que el tamaño y peso exceden en un 70% y 136%, respectivamente, a los requerimientos geométricos y de ergonomía planteados. Siendo el principal motivo de dicho exceso, el dimensionamiento y la masa del motor DC seleccionado. Por lo tanto, la optimización de las dimensiones y masas es un punto de mejora en el diseño, el cual se puede lograr reduciendo los factores de seguridad.

- Dadas las simulaciones mediante software en el comportamiento de los elementos en las condiciones más críticas del uso de la muñeca protésica, se puede notar el cumplimiento de la resistencia y los factores de seguridad establecidos para cada caso.
- Se observa que se implementa el controlador proporcional a fin de que se reduzca el tiempo de estabilización de la muñeca protésica diseñada, disminuyendo dicho tiempo de 131 segundos a 5 segundos y con error 0, lo cual disminuye el consumo de la batería seleccionada para el proyecto.
- No se hace uso, ni se implementa una tarjeta adicional para las conexiones electrónicas, debido a que se seleccionaron componentes electrónicos comerciales. Esto reduce el costo directo de diseño notablemente.



CONCLUSIONES

- Empleando la metodología de diseño de sistemas mecatrónicos, VDI2206, se consigue el diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad, que permite el movimiento pasivo de abducción-aducción y los movimientos activos de flexión-extensión y pronación-supinación mediante el uso de un único motor y un mecanismo diferencial, los cuales mejorarían la funcionalidad y destreza en el uso de la prótesis mioeléctrica transradial desarrollada en el proyecto: “Diseño, desarrollo e implementación de prótesis mioeléctricas personalizadas de una mano con retroalimentación háptica empleando tecnologías de fabricación digital en filamentos de plástico PET de bajo costo”, con la finalidad de poder evitar movimientos compensatorios del hombro o codo.
- Los rangos de movimiento de pronación-supinación (180°), flexión-extensión (-85° a 85°) y abducción-aducción (-15° a 45°), así como, la velocidad angular y los torques requeridos fueron los principales requerimientos y siempre tomados en consideración durante el desarrollo del diseño de la muñeca protésica, concluyendo en un diseño que satisface los mencionados requerimientos.
- Así mismo, el uso del plástico PET reciclado para las impresiones 3D de los componentes que lo requieren genera un gran impacto ambiental tanto en el proceso de reciclaje para obtener la materia prima, así como, la posibilidad de alargamiento del ciclo de vida de la muñeca protésica mediante la factibilidad de reemplazo de componentes y evitando la adquisición de un producto completo otra vez. Por último, la forma de fabricación aditiva (impresión 3D) aumentaría las opciones de adquisición de la muñeca protésica diseñada en zonas descentralizadas sin aumentar los costos de producción.
- Dada la geometría del diseño de la muñeca protésica, su uso se aplicaría para pacientes con un nivel de amputación transradial con un tamaño de muñón corto (movimiento de pronación-supinación nulo). Sin embargo, debido al diseño modular de la muñeca protésica, se podría adaptar para aquellos

pacientes con un muñón medio (movimiento de pronación-supinación entre 60° a 100°) teniendo solo dos grados de libertad: flexión-extensión y abducción-aducción.

- El uso de engranajes planetarios y el mecanismo diferencial que permiten que los movimientos de la muñeca protésica sean autobloqueantes permitiendo mejorar la seguridad del usuario, así como, la implementación del controlador proporcional, reduce considerablemente el consumo energético de la batería seleccionada para la prótesis mioeléctrica general del proyecto, permitiendo que se pueda alargar el periodo de uso de la prótesis antes de la recarga de batería.
- Debido al uso de un solenoide en lugar de dos motores para la realización de los dos movimientos activos de la prótesis se concluye que se ahorra espacio y costos. Dando así lugar a que el costo de desarrollo del diseño de la muñeca protésica sea de S/. 3,900.00 y el costo de producción total del producto sea de S/. 3,100.00, dando la suma un total estimada de S/. 7,000.00, costo de diseño y fabricación significativamente menor al de las prótesis de muñeca comerciales con un nivel de funcionalidad menor al planteado en el presente diseño. Se contribuye así a un ahorro en el costo total de la prótesis mioeléctrica transradial desarrollado en el proyecto anteriormente mencionado.
- Realizar la validación del desempeño y funcionamiento de la muñeca protésica requeriría la implementación del diseño planteado y las pruebas deben realizarse con una mano protésica y encaje protésico para comprobar el nivel de satisfacción del usuario.

BIBLIOGRAFÍA

- [Ávila, 2007]
 ÁVILA, R., & Prado, L. & González, E. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile. 2007.
- [Bajaj, 2018]
 BAJAJ, N. M., & Dollar, A. M. Design and Preliminary Evaluation of a 3-DOF Powered Prosthetic Wrist Device. En *7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*. 2018.
- [Bajaj, 2018]
 Bajaj, N. M., Spiers, A. J. and Dollar, A. M. “State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices”. En *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2015, pp. 331-338.
- [Bertels, 2009]
 BERTELS, T., Schmalz, T., & Ludwigs, E. Objectifying the functional advantages of prosthetic wrist flexion. En *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2009, 21(2), 74-78.
- [Campabadal, 1969]
 CAMPABADAL, M. J. (1969). Engranajes. Esplugas de Llobregat: Ariel, S.A.
- [Carey, 2008]
 CAREY, S. L., Highsmith, M. J., Maitland, M. E., & Dubey, R. V. Compensatory movements of transradial prosthesis users during common tasks. En *Clinical Biomechanics*, 2008, 23(9), 1128-1135.
- [Casini, 2017]
 CASINI, S., Tincani, V., Averta, G., Poggiani, M., Della Santina, C. Battaglia, E., Catalano, M. G., Bianchi, M., Grioli, G. and Bicchi A., Design of an under-actuated wrist based on adaptive synergies. En *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, 2017, pp. 6679–6686.
- [Cordella, 2016]
 CORDELLA, F. Cianco, A., Sacchetti, R., Davalli, A., Cutti A. G., Guglielmelli E., Zollo L. “Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users”. 2016.
- [Drake, 2015]
 DRAKE, R et al. Gray's Anatomy for Students. Ed. Elsevier, Philadelphia: Churchill Livingstone. 2015.
- [Fan, 2016]
 FAN, S., Jiang, L., & Liu, H. A design of a miniaturized prosthetic wrist based on repetition rate of human wrist daily tasks. En *Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE International Conference*, 2016, pp. 1643-1648.

- [Farro, 2012]
FARRO, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R., Iriarte, H. “Características clínicas y demográficas del paciente amputado”. En *Revista Médica Herediana*, 2012, Vol. 23 No. 3, pp.240- 243.
- [ISHN, 2014]
INDUSTRIAL SAFETY & HYGIENE NEWS (ISHN). “Statistics on hand and arm loss”. 2014. Consultado: 10 de marzo del 2019. <<https://www.ishn.com/articles/97844-statistics-on-hand-and-arm-loss>>.
- [Kapandji, 2012]
KAPANDJI A,I. Fisiología articular. España. En *Ed. Médica Panamericana*, 2012, Tomo I, 6ª.ed, pag. 146-151.
- [Kyberd, 2011]
KYBERD, P. J., Lemaire, E. D., Scheme, E., MacPhail, C., Goudreau, L., Bush, G. y Brookesshaw, M. Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist. En *J. Rehabil. Res. Dev.*, 2011, vol. 48, no. 6, p. 609.
- [Leblanc, 2008]
LEBLANC, Maurice. “Estimates of Amputee Population”. En “*Give Hope – Give a Hand*”. 2008. Consultado: 27 de marzo del 2019. <<https://web.stanford.edu/class/engr110/2011/LeBlanc-03a.pdf>>
- [Lefton, 2009]
LEFTON, J., Malone, A. Anthropometric Assessment. En *Pocket Guide to Nutrition Assessment*, 2009, pp 160-161.
- [Maat, 2017]
MAAT, B., Smit, G., Plettenburg, D., & Breedveld, P. “Passive prosthetic hands and tools: A literature review”. En *Prosthetics and Orthotics International*, 2017, 42(1), pp 66–74.
- [Mahmoud, 2011]
MAHMOUD, R., Ueno, A., Tatsumi, S. “Dexterous mechanism design for an anthropomorphic artificial hand”. En *IEEE-RAS Conference on Humanoid Robot*, 2011, pp 180–185.
- [Miranda, 2018]
MIRANDA, F. Muñeca: Movimientos y amplitudes. En *Fisioterapia Miranda*. 2018. Consultado: 12 de marzo de 2019. <<https://www.mirandafisioterapia.com/single-post/2018/01/11/Muneca-Movimientos-y-amplitudes>>
- [Montagnani, 2013]
Montagnani, F., Controzzi, M., Cipriani, C. “Preliminary design and development of a two degrees of freedom passive compliant prosthetic wrist with switchable stiffness”. En *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2013, pp. 310-315.

[Montagnani, 2015]

Montagnani, F., Controzzi, M., Cipriani, C. "Is it finger or wrist dexterity that is missing in current hand prostheses?". En *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2015, Vol. 23 No. 4, pp. 600- 609.

[Morse, 2006]

MORSE, J. L., Jung, M. C., Bashford, G. R., & Hallbeck, M. S. Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. En *Applied Ergonomics*, 2006, 37(6), 737-742.

[Nef, 2007]

T. NEF, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Perndl, R. Muller and R. Riener, "ARMin - Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients," *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, 2007, pp. 68-74.

[Ostlie, 2011]

ØSTLIE, K., Franklin, R. J., Skjeldal, O. H., Skrondal, A., & Magnus, P. Musculoskeletal pain and overuse syndromes in adult acquired major upper-limb amputees. En *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2011, 92(12), 1967-1973

[Ottobock]

OTTOBOCK. Catálogo de prótesis del miembro superior. Consultado: 30 de marzo de 2019. < <http://www.ottobock.com>>

[Pando, 2013]

PANDO, A., Charles, S. Characterization of Wrist Kinetics during Activities of Daily Living. En *Journal of Undergraduate Research*. 2013. Consultado: 14 de marzo de 2019. < jur.byu.edu/?p=4296>

[Pons, 2004]

PONS, J. L., Rocon, E., Ceres, R., Reynaerts, D., Saro, B., Levin, S. and Van Moorleghem, W. The MANUS-HAND dextrous robotics upper limb prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects. En *Auton. Robots*, 2004, vol. 16, pp. 143-163.

[Pylatiuk, 2007]

PYLATIUK, C., Schulz, S., & Döderlein, L. (2007). Results of an Internet survey of myoelectric prosthetic hand users. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(4), 362–370.

[Razink, 2014]

RAZINK, M.W. Prosthetic wrist. US8795387. 2014.

[Reiriz, 2015]

REIRIZ, Julia. Extremidad superior. En *Col·legi Oficial d'Infermeres i Infermers de Barcelona*. 2015. Consultado: 18 de marzo de 2019. <https://www.infermeravirtual.com/esp/actividades_de_la_vida_diaria/ficha/extremidad_superior/sistema_locomotor#musculo_hombro>

[Roose, 2014]

ROOSE, C. Pneumatically powered wrist prosthesis. 2014.

[Rouse, 2006]

ROUSE, R et al. Multi-function body-powered prosthetic wrist unit and method. US7048768. 2006.

[Sachs, 2014]

SACHS, N. W. (2014). Practical plant failure analysis : A guide to understanding machinery deterioration and improving equipment reliability.

[Socorro, 2015]

SOCORRO, A. ¿Cuánto resistimos? SciLogs: Investigación y Ciencia. Consultado: 18 de marzo de 2019. <<https://www.investigacionyciencia.es/blogs/tecnologia/50/posts/cunto-resistimos-12851>>

[Taylor, 1955]

TAYLOR, CI. The biomechanics of control in upper extremity prosthetics. En *Orthot Prosthet* 1981; 35:20.

[Timm, 1993]

TIMM, W. N., O'Driscoll, S. W., Johnson, M. E., & AN, K. N. Functional comparison of pronation and supination strengths. En *Journal of hand therapy*, 1993, 6(3), 190-193.

[Ziegler-Graham, 2008]

ZIEGLER-GRAHAM, K., Mackensie, E. J., Ephraim, P. L., Trivison, T. G., and Brookmeyer, R. "Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050". En *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2008; 89: 422-429.

[Zinck, 2012]

ZINCK, A., Stavadahl, O., Biden, E., and Kyberd, P.J. Design of a compact, reconfigurable prosthetic wrist. En *Appl. Bionics Biomech*, 2012, vol. 9, no. 1, pp. 117-124.

ANEXOS

1. ANEXO A: ANÁLISIS DINÁMICO PARA CÁLCULO DE TORQUES NECESARIOS DE LA MUÑECA PROTÉSICA
2. ANEXO B: TABLAS Y GRÁFICAS PARA CÁLCULOS DE PERNOS
3. ANEXO C: TABLAS Y GRÁFICAS PARA CÁLCULOS DE RESISTENCIA DE ENGRANAJES
4. ANEXO D: MODELAMIENTO DE LA PLANTA
5. ANEXO E: HOJAS DE DATOS Y COTIZACIONES
6. ANEXO F: PLANOS DEL SISTEMA



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**

**DISEÑO DE UNA MUÑECA PROTÉSICA DE TRES GRADOS DE
LIBERTAD PARA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL DE
BAJO COSTO**

ANEXOS

AUTOR

Daniel Steven Narvaez Jacome

ASESOR

Dr. Dante Elías Giordano

Lima, agosto del 2021

ANEXO A: ANÁLISIS DINÁMICO PARA CÁLCULO DE TORQUES NECESARIOS DE LA MUÑECA PROTÉSICA

El análisis dinámico se hace mediante el uso del software Inventor Professional® en donde se realiza la simulación dinámica de los movimientos de la muñeca protésica en la posición horizontal (90° de flexión), vertical (0° de flexión) y a 45° de flexión del antebrazo, como se muestra en la Figura A.1.

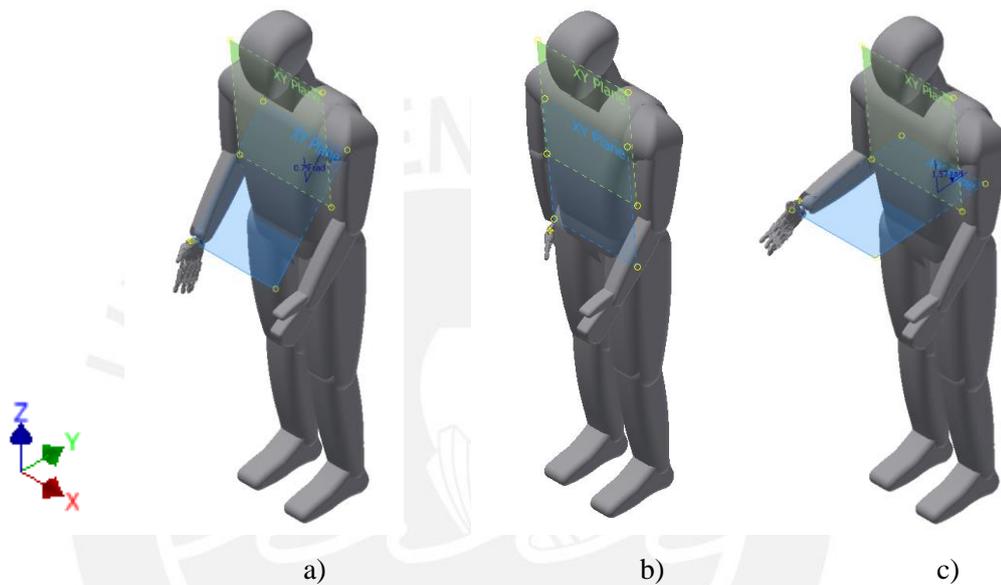


Figura A.1 Antebrazo derecho en posición a) 45°, b) 0° y c) 90° de flexión

Se toma como referencia en la simulación dinámica, la carga máxima de 500 g, la masa de la mano de aprox. 500 g. y las propiedades definidas de centro de masa e inercia en el centro de masa⁴² que se muestran en la Figura A.2, las cuales varían de acuerdo a la posición del antebrazo.

Centro de masa		Matriz de inercia en el centro de masa			
X:	-7.104 mm	Ixx:	1049.122 kg mm ²	Ixy:	-6.842 kg mm ²
Y:	-87.919 mm	Iyy:	493.554 kg mm ²	Ixz:	-74.608 kg mm ²
Z:	-8.251 mm	Izz:	1057.209 kg mm ²	Iyz:	35.635 kg mm ²

Figura A.2 Propiedades físicas de la prótesis de mano mioeléctrica

⁴² Valor definido por el diseñador de la mano protésica

En las Figuras A.5, A.6 y A.7 se muestran las gráficas de los momentos respecto al tiempo, tomando como referencia la velocidad máxima de $60^\circ/\text{s}$, generados por los movimientos de la muñeca en las posiciones del antebrazo a 90° , 45° y 0° de flexión, respectivamente.

A fin de medir los momentos de cada eje para cada movimiento según la posición en que se encuentre el antebrazo se realiza la simulación en el entorno dinámico según la referencia de la Figura A.3 y la carga a la que está sometida.

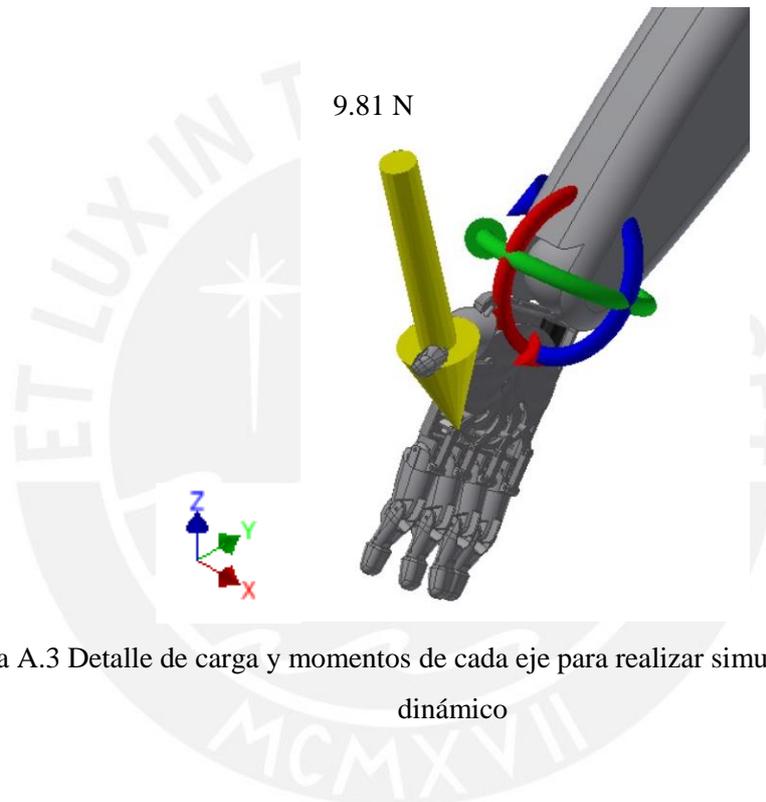


Figura A.3 Detalle de carga y momentos de cada eje para realizar simulación en entorno dinámico

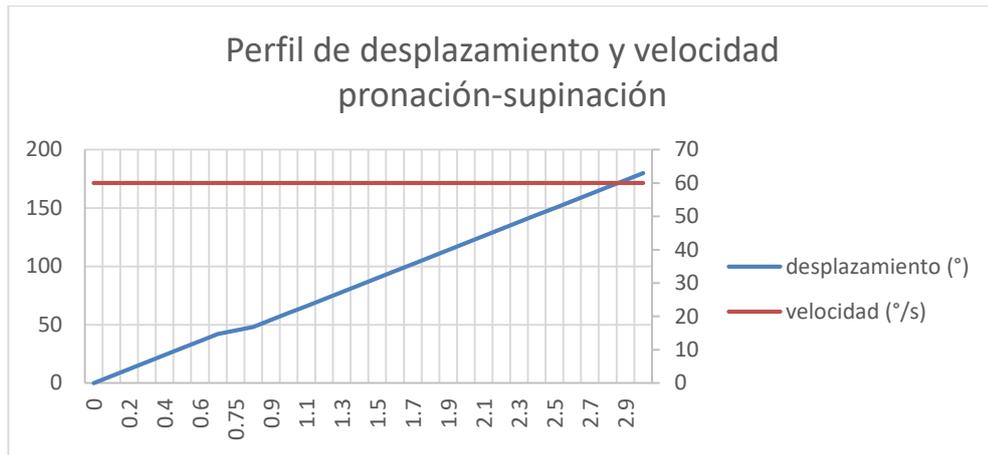


Figura A.4 Perfil de desplazamiento y velocidad de acuerdo a cada movimiento simulado

CASO 1: FLEXIÓN 90°

Debido al sistema de coordenadas elegido, los momentos respecto a los ejes X, Y y Z corresponden a los torques necesarios para realizar los movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación y abducción-aducción, respectivamente.

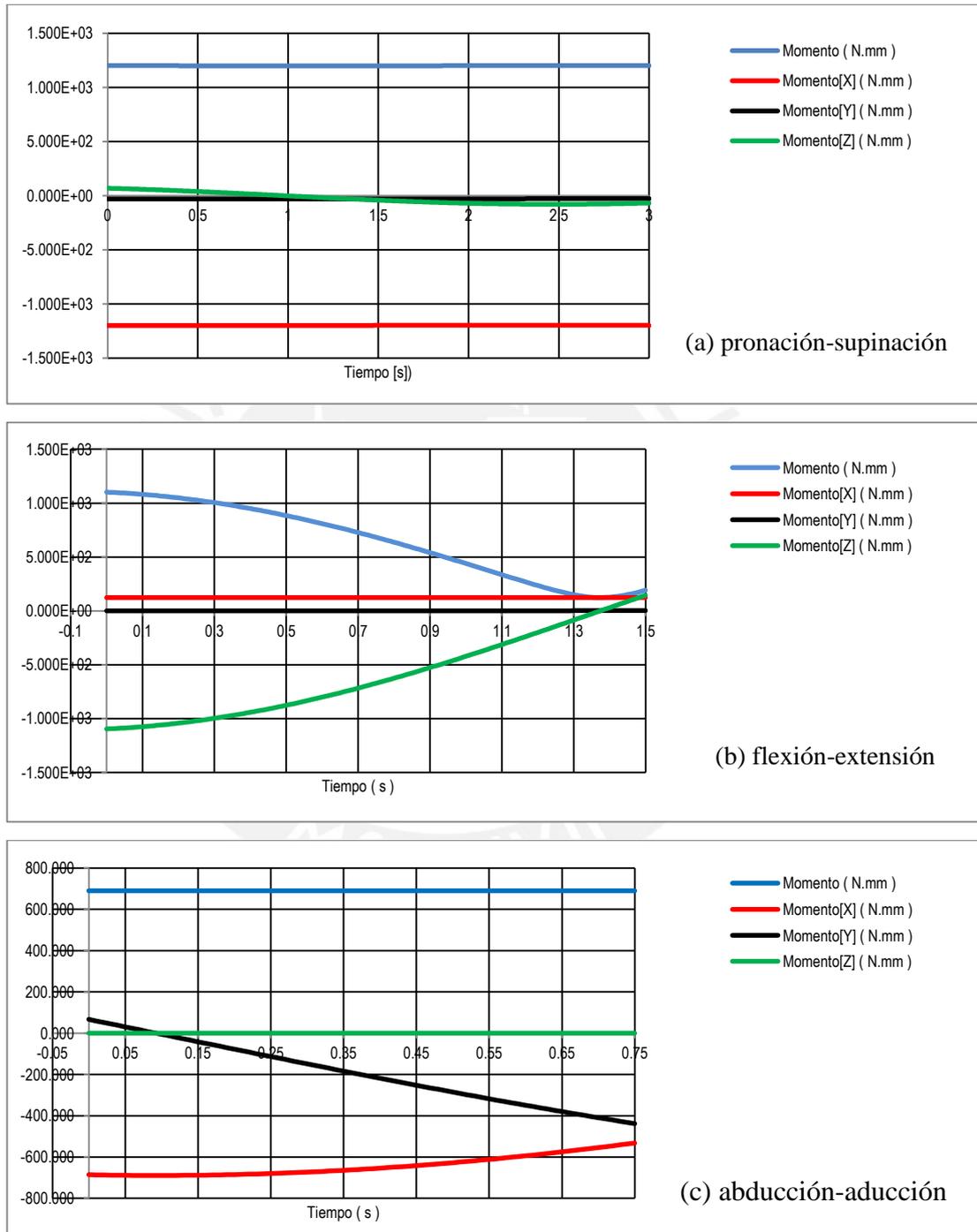


Figura A.5 Momentos generados por los movimientos de la muñeca en antebrazo en posición de 90° de flexión

CASO 2: FLEXIÓN 45°

Los momentos X, Y y Z corresponden a los torques necesarios para realizar los movimientos de flexión-extensión, sin embargo, se necesita realizar una transformación de rotación de ejes a 45° para poder hallar los torques de pronación-supinación y abducción-aducción.

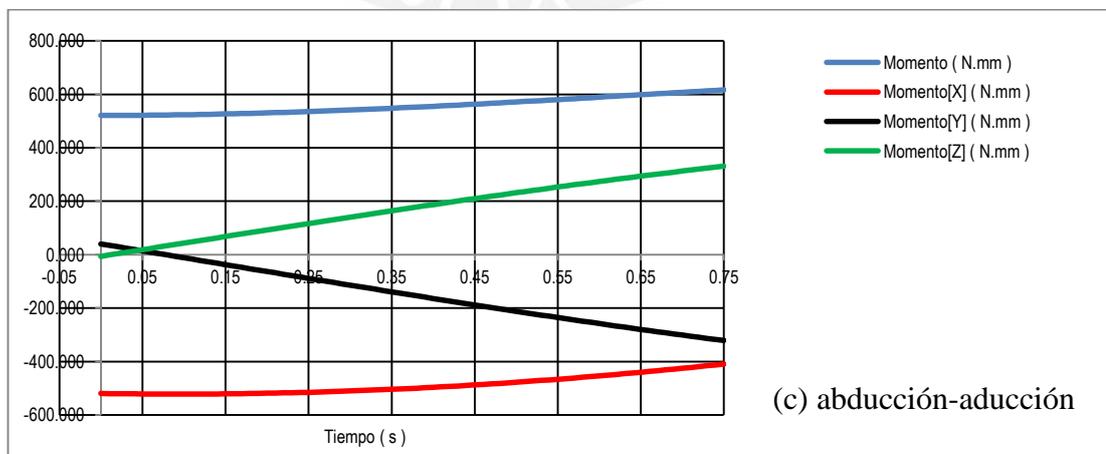
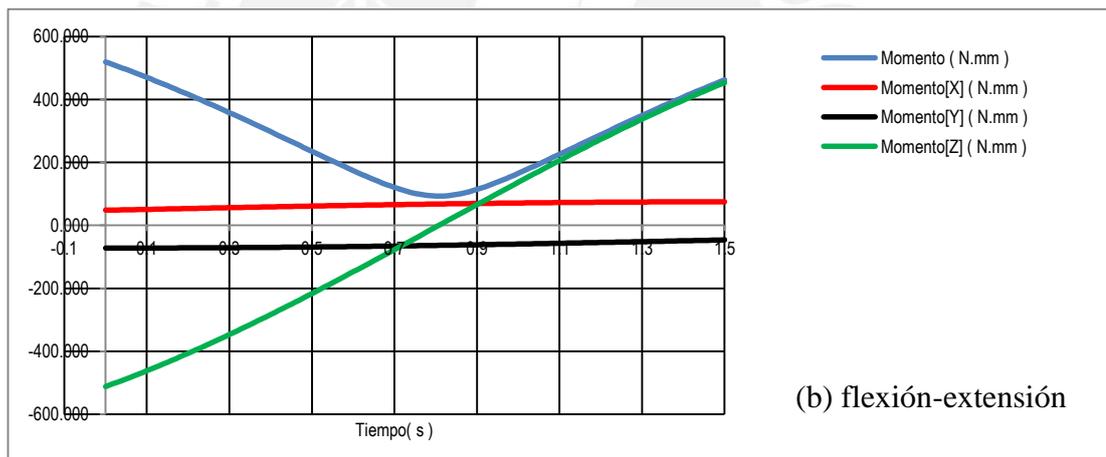
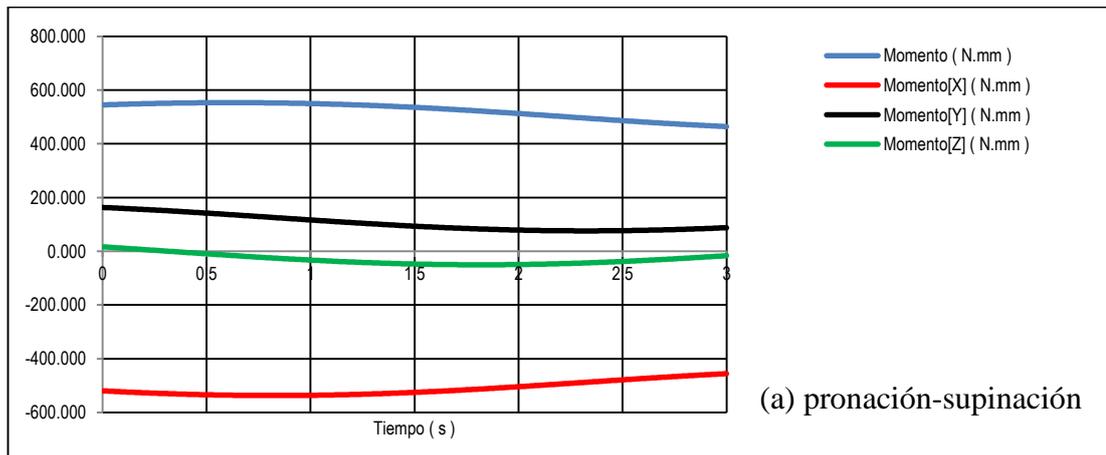


Figura A.6 Momentos generados por los movimientos de la muñeca en antebrazo en posición de 45° de flexión

CASO 3: FLEXIÓN 0°

En el último caso, los momentos X, Y y Z corresponden a los torques necesarios para realizar los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción y pronación-supinación, respectivamente.

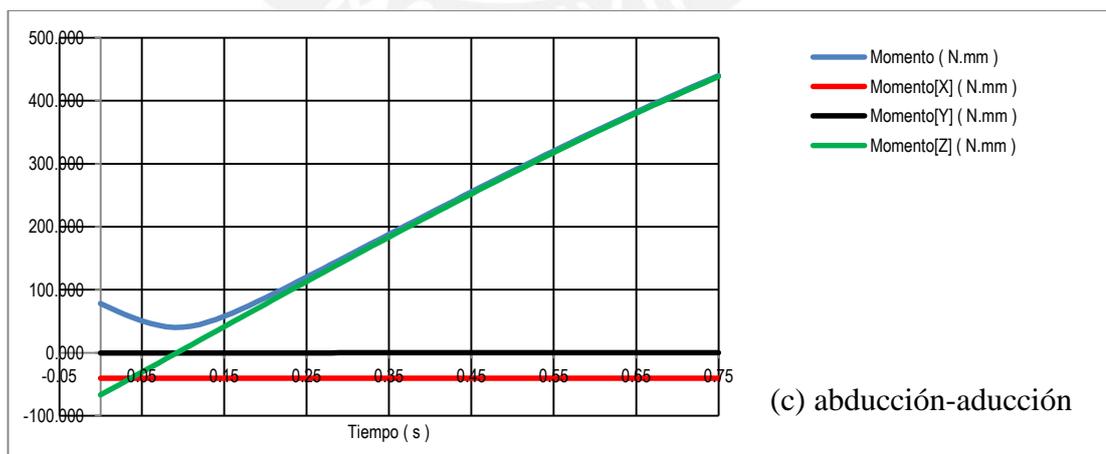
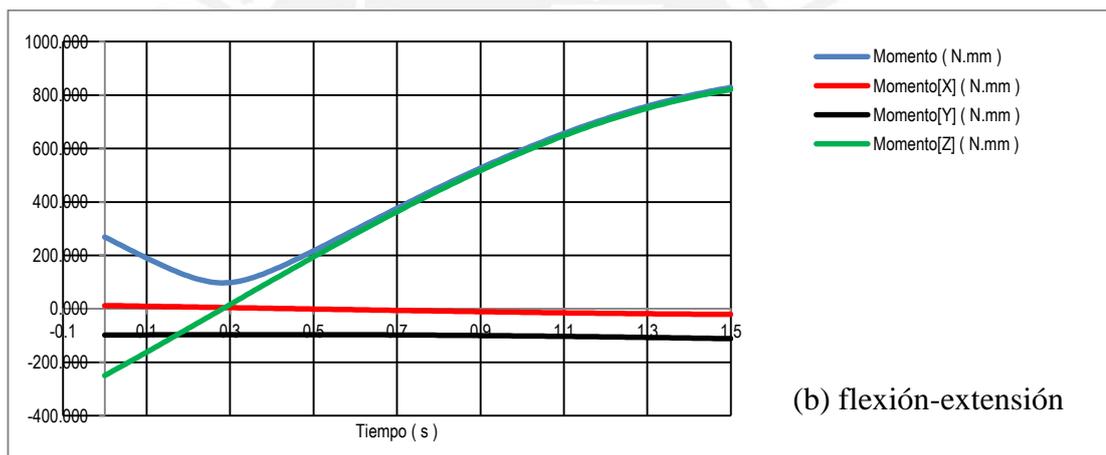
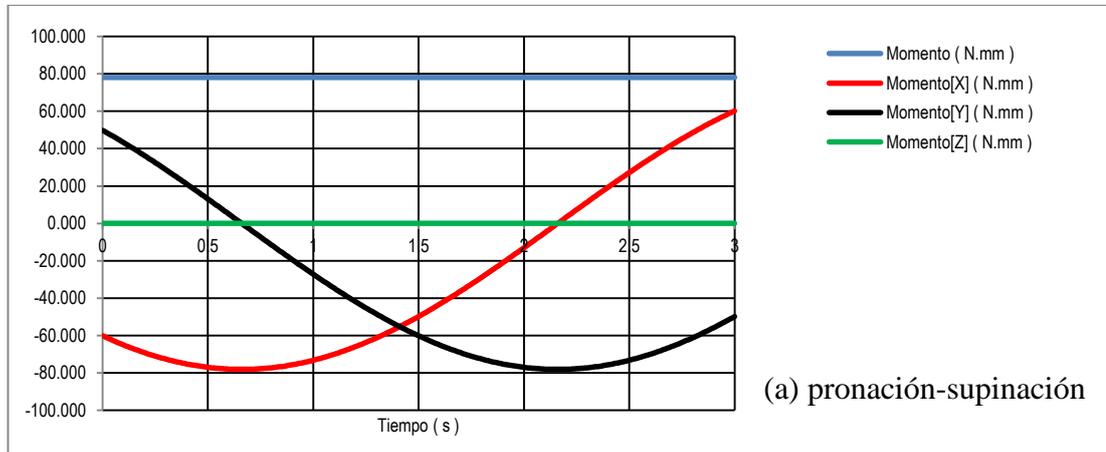


Figura A.7 Momentos generados por los movimientos de la muñeca en antebrazo en posición de 0° de flexión

ANEXO B: TABLAS Y GRÁFICAS PARA CÁLCULOS PERNOS



Tornillos de cabeza hexagonal DIN 933

Material: Acero
Clase de resistencia: 8.8
Superficie: Cincado
Tipo: Rosca entera

Ref. N° 0057



Todas las dimensiones en mm

d	M 3	M 4	M 5	M 6	M 8	M 10	M 12	M 14	M 16	M 20	M 24
k	2	2,8	3,5	4	5,5	7	8	9	10	13	15
s	5,5	7	8	10	13	17	19	22	24	30	36
Long.											
6	•		•								
8	•	•	•	•							
10	•	•	•	•	•						
12		•	•	•	•	•					
14			•	•	•	•					
16	•	•	•	•	•	•	•				
18			•	•	•	•	•				
20	•	•	•	•	•	•	•	•			
22			•	•	•	•	•	•			
25		•	•	•	•	•	•	•	•		
30		•	•	•	•	•	•	•	•	•	
35		•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
40		•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
45		•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
50		•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
55			•	•	•	•	•	•	•	•	•
60			•	•	•	•	•	•	•	•	•
65				•	•	•	•	•	•	•	•
70				•	•	•	•	•	•	•	•
75				•	•	•	•	•	•	•	•
80				•	•	•	•	•	•	•	•
90				•	•	•	•	•	•	•	•
100					•	•	•	•	•	•	•
110						•	•	•	•	•	•
120							•	•	•	•	•
130								•	•	•	•
140									•	•	•
150										•	•
160											•

Figura B.1 Tornillos de cabeza hexagonal DIN 933

	$n = 1$ ($L_F = L$)	$n = 0,75$ ($L_F = 0,75 L$)	$n = 0,5$ ($L_F = 0,5 L$)	$n = 0,25$ ($L_F = 0,25 L$)

Figura B.2 Factor de carga de fuerza

ANEXO C: TABLAS Y GRÁFICAS PARA CÁLCULOS DE RESISTENCIA DE ENGRANAJES

Bevel Gears Component Generator

Design
Calculation

Method of Strength Calculation
ANSI/AGMA 2001-D04:2005

Loads

	Gear 1	Gear 2
Power	P 1.30 W	0.001 kW
Speed	n 10 rpm	10.00 rpm
Torque	T 1.241 N m	1.217 N m
Efficiency	η 0.980 ul	

Material Values

Gear 1 DIN 16MnCr5

Gear 2 DIN 16MnCr5

Allowable Bending Stress	s_{at} 448.0 MPa	448.0 MPa
Allowable Contact Stress	s_{ac} 1380.0 MPa	1380.0 MPa
Modulus of Elasticity	E 206000 MPa	206000 MPa
Poisson's Ratio	μ 0.300 ul	0.300 ul

Required Life L_h 60000 hr

Factors Accuracy

10:05:44 Design: Numbers of teeth are commensurable - shots of the same teeth are taken relatively
10:05:44 Design: Calculation indicates design compliance!

Results

F_t 110.772 N

F_n 117.881 N

v 0.012 mps

n_{Et} 53301.504 rpm

Gear 1

F_{r1} 28.509 N

F_{r2} 28.509 N

F_{a1} 28.509 N

F_{a2} 28.509 N

k_f 2.438 ul

k_n 5.281 ul

Gear 2

F_{r1} 28.509 N

F_{r2} 28.509 N

F_{a1} 28.509 N

F_{a2} 28.509 N

k_f 2.438 ul

k_n 5.281 ul

Calculate OK Cancel >>

Factors

	Gear 1	Gear 2
Overload Factor	K_o 1.200 ul	
Dynamic Factor	K_v 1.004 ul	
Size Factor	K_s 1.000 ul	1.000 ul
Reliability Factor	K_r 1.000 ul	
Temperature Factor	K_t 1.000 ul	
Load Distribution Factor	K_m 1.157 ul	1.157 ul
Lead Correction Factor	C_{mc} 1.000 ul	1.000 ul
Mesh Alignment Correction Factor	C_e 1.000 ul	
Pinion Proportion Modifier	C_{pm} 1.000 ul	
Mesh Alignment Factor	C_{ma} Commercial Enclosed Gear Units	

Factors for Contact

Surface Condition Factor	C_f 1.000 ul	1.000 ul
Stress Cycle Factor	Z_N 0.931 ul	0.931 ul
Hardness Ratio Factor	C_H 1.000 ul	1.000 ul
Geometry Factor	I 0.113 ul	

Factors for Bending

Reverse Loading Factor	Y_s 1.000 ul	1.000 ul
Rim Thickness Factor	K_B 1.000 ul	1.000 ul
Stress Cycle Factor	Y_N 0.959 ul	0.959 ul
Geometry Factor	J 0.300 ul	0.300 ul

User Factors

OK Cancel

Results

C_p 2285.933 ul

Gear 1

k_f 2.438 ul

k_n 5.281 ul

Gear 2

k_f 2.438 ul

k_n 5.281 ul

Figura C.1 Verificación de cálculo de engranajes cónicos

Spur Gears Component Generator

Design **f_s** Calculation

Method of Strength Calculation
ANSI/AGMA 2001-D04:2005

Loads

	Gear 1	Gear 2
Power	P 1.34 W	0.001 kW
Speed	n 10 rpm	10.00 rpm
Torque	T 1.280 N m	1.254 N m
Efficiency	η 0.98 ul	

Material Values

Gear 1 DIN 16MnCr5
Gear 2 DIN 16MnCr5

	Gear 1	Gear 2
Allowable Bending Stress	S_{at} 448.0 MPa	448.0 MPa
Allowable Contact Stress	S_{ac} 1380.0 MPa	1380.0 MPa
Modulus of Elasticity	E 206000 MPa	206000 MPa
Poisson's Ratio	μ 0.300 ul	0.300 ul

Required Life L_h 60000 hr

Factors Accuracy

14:06:10 Design: Gear 1: The Unit Correction (x) is less than the Unit Correction without Tapering (x_2)
 14:06:10 Design: Numbers of teeth are commensurable - shots of the same teeth are taken relatively
 14:06:10 Design: Gear 2: The Unit Correction (x) is less than the Unit Correction without Tapering (x_2)
 14:06:10 Calculation: Calculation indicates design compliance!

Calculate OK Cancel >>

Results

F_t	127.961 N
F_r	46.574 N
F_a	0.000 N
F_n	136.173 N
v	0.010 mps
n_{E1}	80402.514 rpm
Gear 1	
k_f	1.545 ul
k_n	6.695 ul
Gear 2	
k_f	1.545 ul
k_n	6.695 ul

Factors

Common Factors

	Gear 1	Gear 2
Overload Factor	K_o 1.200 ul	
Dynamic Factor	K_v 1.004 ul	
Size Factor	K_s 1.000 ul	1.000 ul
Reliability Factor	K_R 1.000 ul	
Temperature Factor	K_T 1.000 ul	
Load Distribution Factor	K_m 1.156 ul	1.156 ul
Lead Correction Factor	C_{mc} 1.000 ul	1.000 ul
Mesh Alignment Correction Factor	C_e 1.000 ul	
Pinion Proportion Modifier	C_{pm} 1.000 ul	
Mesh Alignment Factor	C_{ma} Commercial Enclosed Gear Units	

Factors for Contact

Surface Condition Factor	C_f 1.000 ul	1.000 ul
Stress Cycle Factor	Z_N 0.931 ul	0.931 ul
Hardness Ratio Factor	C_H 1.000 ul	1.000 ul
Geometry Factor	I 0.077 ul	

Factors for Bending

Reverse Loading Factor	Y_a 1.000 ul	1.000 ul
Rim Thickness Factor	K_B 1.000 ul	1.000 ul
Stress Cycle Factor	Y_N 0.959 ul	0.959 ul
Geometry Factor	J 0.462 ul	0.462 ul

User Factors

OK Cancel

Results

C_p	2285.933 ul
Gear 1	
k_f	1.545 ul
k_n	6.695 ul
Gear 2	
k_f	1.545 ul
k_n	6.695 ul

Figura C.2 Verificación de cálculo de engranajes rectos

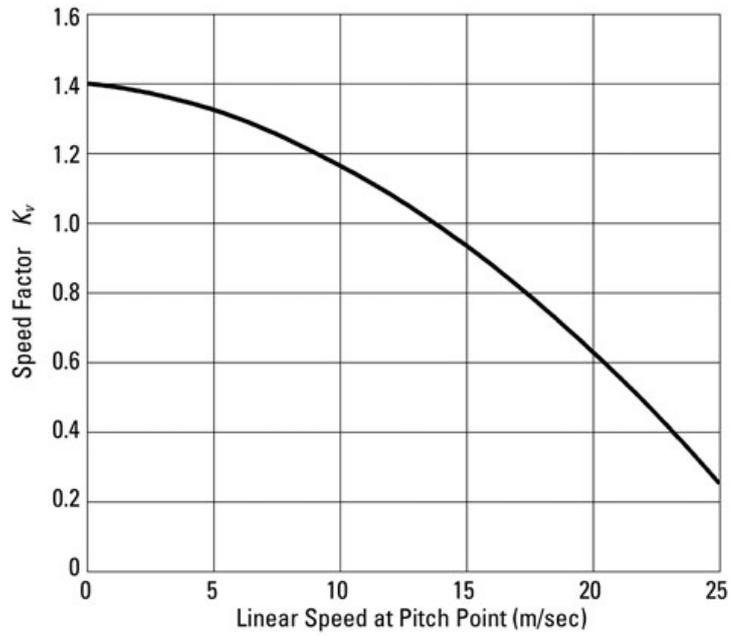


Figura C.3 Factor de Velocidad (K_v) [DuPont, 2000]

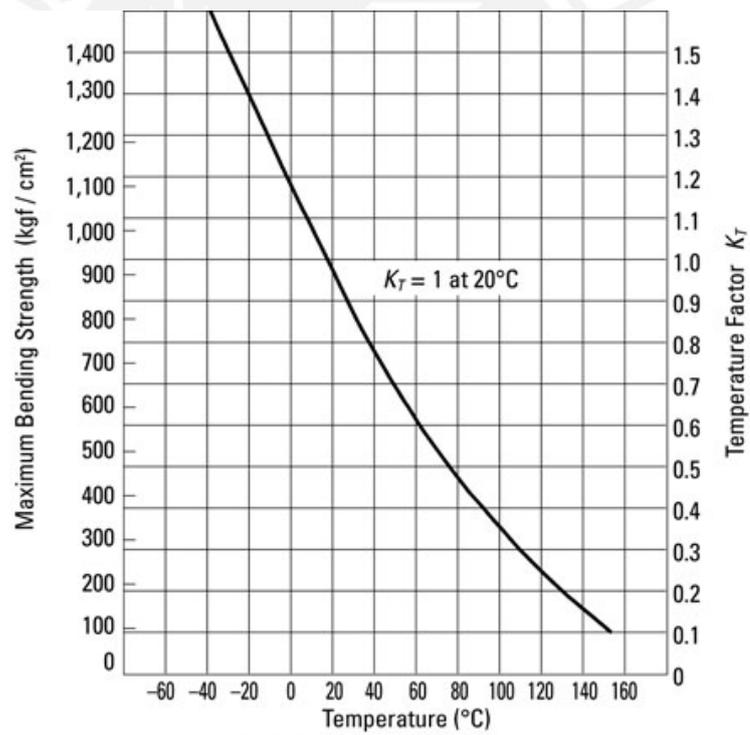


Figura C.4 Factor de temperatura (K_T) [DuPont, 2000]

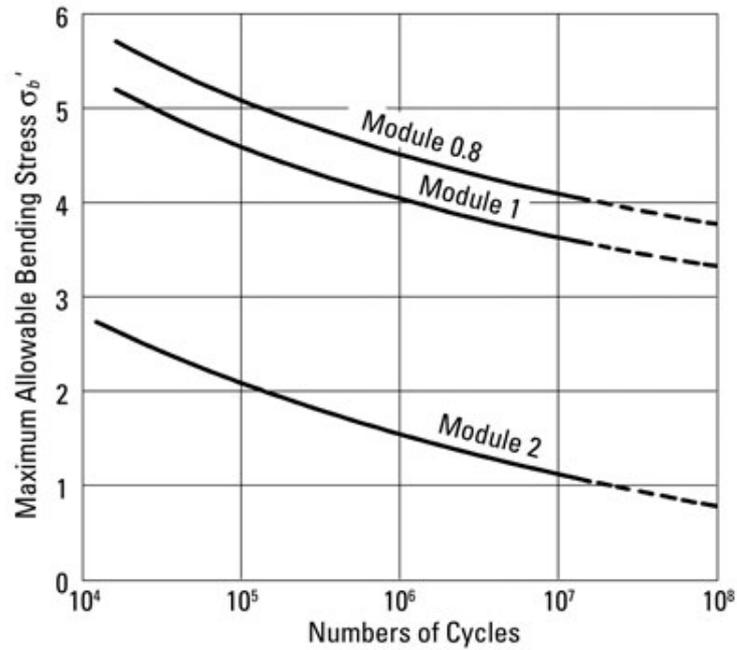


Figura C.5 Resistencia máxima a la fatiga (kgf/mm²) [DuPont, 2000]

Tabla C.1 Factor de Forma de Lewis [DuPont, 2000]

Number of Teeth	Form Factor		
	14.5°	20° Standard Tooth	20° Stub Tooth
12	0.355	0.415	0.496
14	0.399	0.468	0.540
16	0.430	0.503	0.578
18	0.458	0.522	0.603
20	0.480	0.544	0.628
22	0.496	0.559	0.648
24	0.509	0.572	0.664
26	0.522	0.588	0.678
28	0.535	0.597	0.688
30	0.540	0.606	0.698
34	0.553	0.628	0.714
38	0.565	0.651	0.729
40	0.569	0.657	0.733
50	0.588	0.694	0.757
60	0.604	0.713	0.774
75	0.613	0.735	0.792
100	0.622	0.757	0.808
150	0.635	0.779	0.830
300	0.650	0.801	0.855
Rack	0.660	0.823	0.881

Tabla C.2 Factor de trabajo (C_s) [DuPont, 2000]

Types of Load	Daily Operating Hours			
	24 hrs./day	8-10 hrs./day	3 hrs./day	0.5 hrs./day
Uniform Load	1.25	1.00	0.80	0.50
Light Impact	1.50	1.25	1.00	0.80
Medium Impact	1.75	1.50	1.25	1.00
Heavy Impact	2.00	1.75	1.50	1.25

Tabla C.3 Factor de Lubricación (K_L) [DuPont, 2000]

Lubrication	K_L
Initial Grease Lubrication	1
Continuous Oil Lubrication	1.5-3.0

Tabla C.4 Factor de Material (K_M) [DuPont, 2000]

Lubrication	K_M
Plastic vs. Metal	1
Plastic vs. Plastic	0.75



ANEXO D: MODELAMIENTO DE LA PLANTA

El modelo de la planta está conformado por el motor DC, la reducción de engranajes planetarios, la transmisión a través del árbol del diferencial, engranajes y la mano protésica.

Parámetros del motor DC:

V: Voltaje de entrada del motor

Ra: Resistencia del terminal (1.47 Ω)

La: Inductancia del rotor (82.3×10^{-6} H)

Tm: Par del motor

Jm: Inercia del rotor (0.268×10^{-6} kg m²)

Bm: Constante de fricción del motor (0.054×10^{-3} Nm s)

Tl: Par de carga

Kb: Constante de fuerza contra electromotriz (8.88×10^{-3} V s⁻¹)

Km: Constante de torque (8.91×10^{-3} Nm A⁻¹)

Θ : Ángulo de giro del motor

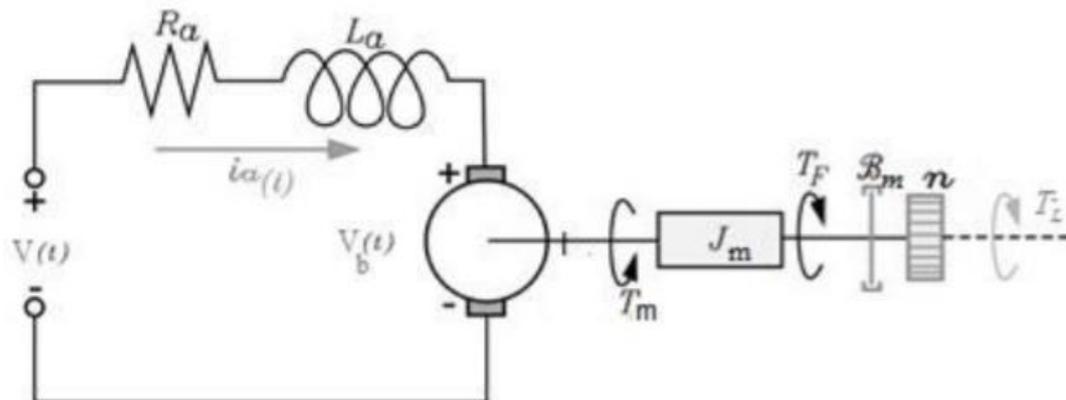


Figura D.1 Esquema del motor DC

Ecuación diferencial del motor:

$$\frac{K_m}{R_a * J_m} V - \frac{1}{J_m} T_l = \ddot{\theta} + \left(\frac{K_b * K_m}{R_a * J_m} + \frac{B_m}{J_m} \right) \dot{\theta}$$

Ahora considerando una reducción de $n:1$, en la Figura D.2, se muestra el esquema del mecanismo de reducción que viene dado por una transmisión de engranajes planetarios. El mecanismo de reducción se conecta al eje del motor DC.

Parámetros de la reducción de engranajes planetarios:

n : Relación de reducción (1526)

J_1 : Inercia del engranaje de entrada del reductor

J_2 : Inercia del engranaje de salida del reductor + árbol de transmisión
($0.216 \times 10^{-6} \text{ kg m}^2$)

B_1 : Constante de fricción del engranaje de entrada del reductor ($0.043 \times 10^{-3} \text{ Nm s}$)

B_2 : Constante de fricción del engranaje de salida del reductor + árbol de transmisión

θ_2 : Ángulo de giro de salida del eje del reductor

T_l : Par del motor

T_j : Par de carga

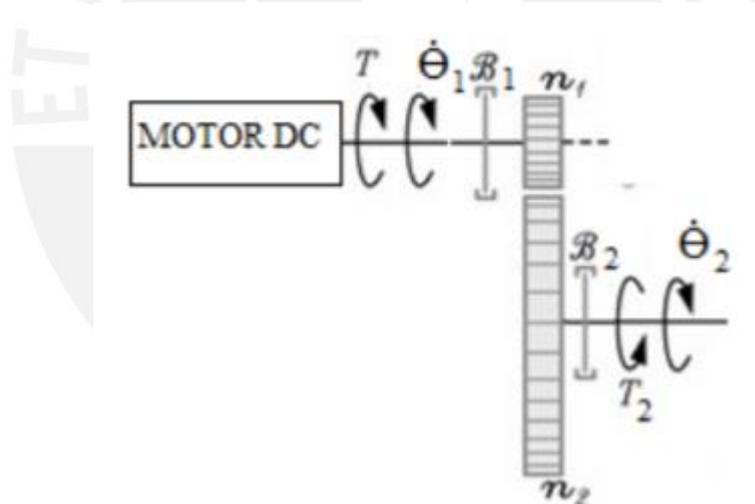


Figura D.2 Esquema de referencia de reducción de engranajes planetarios

Ecuación diferencial del reductor de engranajes:

$$(J_2 + n^2 J_1) \ddot{\theta}_2 + (B_2 + n^2 B_1) \dot{\theta}_2 = n T_l - T_j$$

Además, en la Figura D.3 se muestra el esquema del mecanismo del diferencial y cambio de dirección de dirección mediante engranajes. Este mecanismo tiene como entrada la potencia a través del árbol de transmisión.

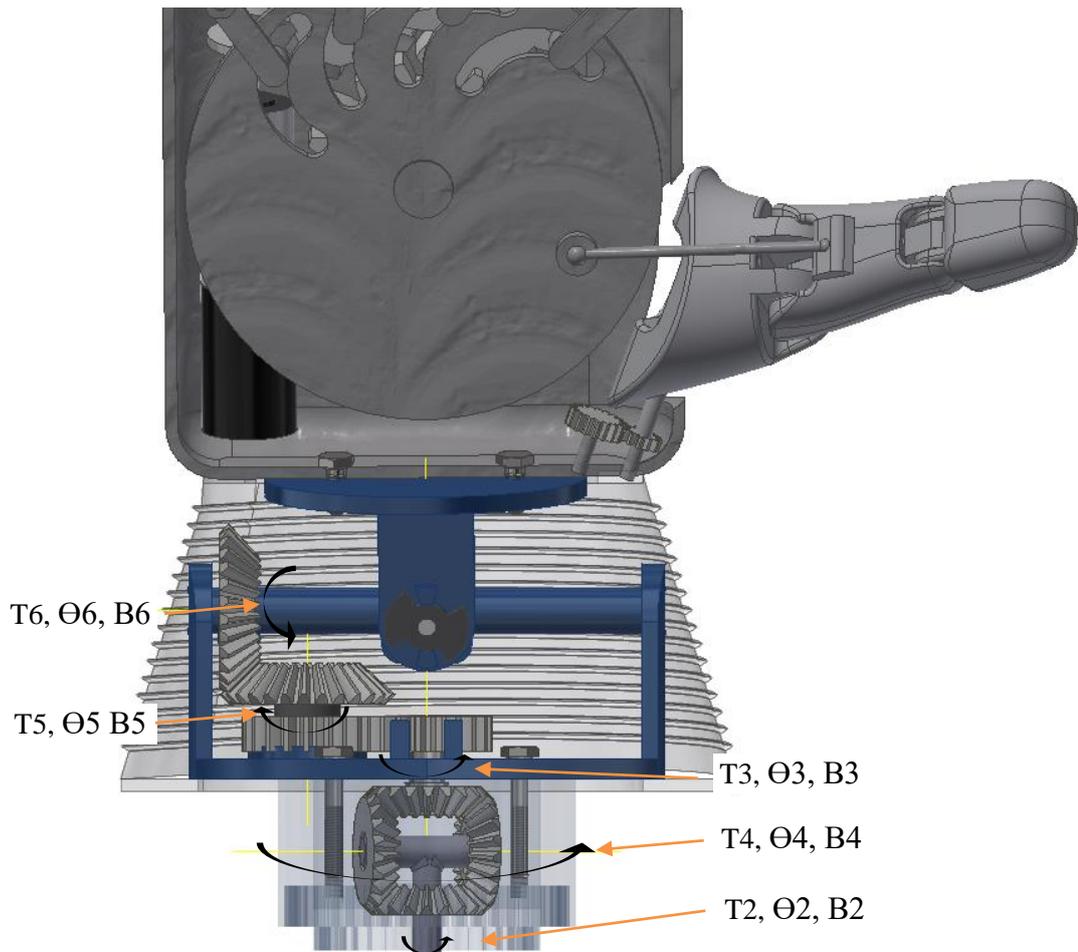


Figura D.3 Esquema de mecanismo diferencial y cambio de dirección

La relación de velocidades del diferencial es la siguiente:

$$\dot{\theta}_2 = \frac{\dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_4}{2}$$

Parámetros del diferencial:

J3: Inercia del eje palier superior ($1.057 \times 10^{-6} \text{ kg m}^2$)

J4: Inercia del movimiento de pronación-supinación ($9428.54 \times 10^{-6} \text{ kg m}^2$)

B3: Constante de fricción del eje palier superior ($0.212 \times 10^{-3} \text{ Nm s}$)

B4: Constante de fricción del movimiento de pronación-supinación (1.893 Nm s)

Ø3: Ángulo de giro de eje palier superior

Ø4: Ángulo de giro de movimiento de pronación-supinación

Tk: Par del eje palier superior

Tj: Par de árbol de transmisión

Th: Par de movimiento de pronación-supinación

Ecuación diferencial de la transmisión a través del diferencial:

$$(J_4\ddot{\theta}_4 + B_4\dot{\theta}_4 + Th)\dot{\theta}_4 + (J_3\ddot{\theta}_3 + B_3\dot{\theta}_3 + Tk)\dot{\theta}_3 = T_j\left(\frac{\dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_4}{2}\right)$$

Parámetros para cálculo aproximado de par de movimiento de pronación-supinación:

M_T : Masa Total de muñeca protésica + mano protésica + Carga (2.5 kg)

R: Radio de giro (40 mm)

Ecuación para cálculo aproximado de par de movimiento de pronación-supinación:

$$Th = \left(\frac{M_T * R^2}{2}\right) * \ddot{\theta}_4$$

Parámetros de mecanismo de cambio de dirección:

J5: Inercia del engranaje recto (2.253×10^{-6} kg m²)

J6: Inercia del engranaje cónico (3.482×10^{-6} kg m²)

B5: Constante de fricción del engranaje recto (0.452×10^{-3} Nm s)

B6: Constante de fricción del engranaje cónico (0.699×10^{-3} Nm s)

θ_5 : Ángulo de giro del eje de engranaje recto

θ_6 : Ángulo de giro del eje de engranaje cónico

Tk: Par del eje palier superior

Tf: Par del eje de movimiento de flexión-extensión

Ecuación diferencial de mecanismo de cambio de dirección:

$$(J_5 + J_6)\ddot{\theta}_6 + (B_5 + B_6)\dot{\theta}_6 = Tk - Tf$$

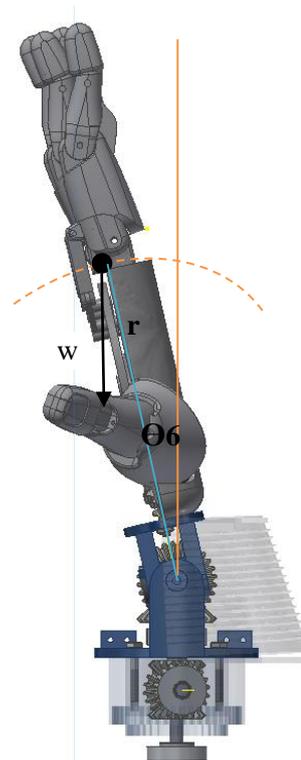


Figura D.4 Esquema de mecanismo de movimiento flexión-extensión

Parámetros de movimiento de flexión-extensión:

M: Masa de mano protésica (1 kg)

r: Radio de circunferencia que describe el C.M. (83.66×10^{-3} m)

w: Peso de mano protésica (9.8 N)

J7: Inercia de mano protésica (9383.7×10^{-6} kg m²)

B7: Constante de fricción de la mano protésica (1884.3×10^{-3} Nm s)

Ecuación diferencial del movimiento de flexión-extensión, cuando se bloquea el movimiento de P-S:

$$(J7 + Mr^2)\ddot{\theta}_6 + B7\dot{\theta}_6 = Tf + wrsen(\theta_6)$$

Por último, teniendo en cuenta las siguientes relaciones de velocidad:

$$\dot{\theta} = n\dot{\theta}_2$$

$$\dot{\theta}_2 = \dot{\theta}_3 = \dot{\theta}_4$$

$$\dot{\theta}_4 = \dot{\theta}_6$$

Se obtiene de las ecuaciones anteriores, la ecuación diferencial de la planta, teniendo en cuenta que según la configuración del mecanismo la rotación θ_6 se tiene una rotación similar a θ_4 :

$$\begin{aligned} & \left(n^2 J_m + n^2 J_1 + J_2 + J_3 + J_4 + J_5 + J_6 + J_7 + M r^2 + \frac{M_T * R^2}{2} \right) \ddot{\theta}_4 \\ & = n \frac{K_m}{R a} V - T h + w r \text{sen}(\theta_4) - \left(n^2 \frac{K_b K_m}{R a} + n^2 B_m + n^2 B_1 + B_2 \right. \\ & \quad \left. + B_3 + B_4 + B_5 + B_6 + B_7 \right) \dot{\theta}_4 \end{aligned}$$

La obtención de los parámetros necesarios para la obtención del modelo de la planta, se muestran en las fichas técnicas o son calculados mediante el uso del software Autodesk Inventor 2019. Con ello, reemplazando los valores en la ecuación diferencial de la planta, que permite controlar el movimiento de P-S (que afecta a la F-E por la configuración del diseño), se obtiene lo siguiente:

$$(0.028) \ddot{\theta}_4 = 9.249 V + 0.82 \text{sen}(\theta_4) - (127.32) \dot{\theta}_4$$

PARÁMETROS DE COMPONENTES DE MUÑECA PROTÉSICA

DCX19S EB SL 6V



Product specification

Values at nominal voltage

Nominal voltage	6 V
No load speed	6340 min ⁻¹
No load current	60.4mA
Nominal speed	4540 min ⁻¹
Nominal torque (max. continuous torque)	10.2 mNm
Nominal current (max. continuous current)	1.2 A
Stall torque	36.3 mNm
Stall current	4.07 A
Max. efficiency	77.4 %

Characteristics

Max. output power continuous	7.55 W
Terminal resistance	1.47 Ω
Terminal inductance	0.0823 mH
Torque constant	8.91 mNm A ⁻¹
Speed constant	1070 min ⁻¹ V ⁻¹
Speed/torque gradient	177 min ⁻¹ mNm ⁻¹
Mechanical time constant	4.98ms
Rotor inertia	2.68 gcm ²

GPX22 C 1526:1



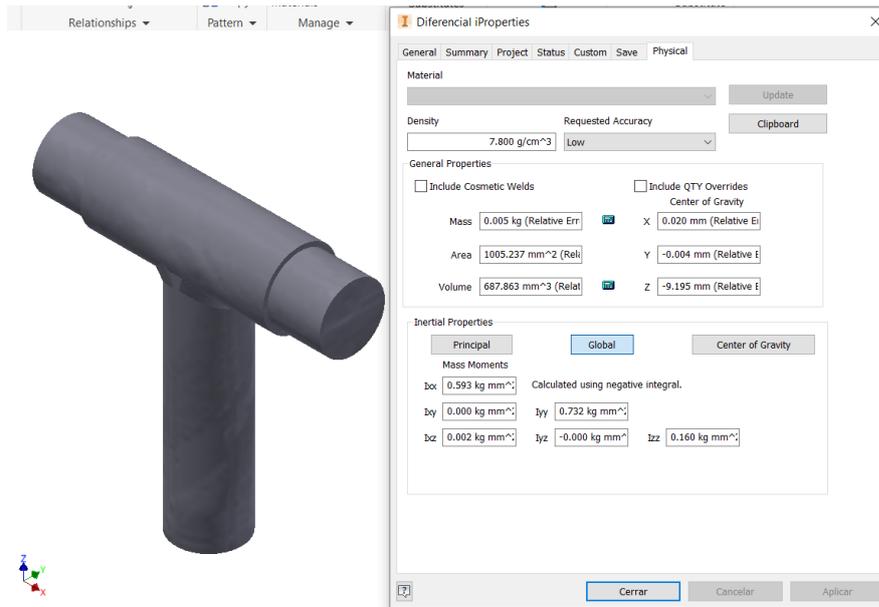
Product specification

Gearhead data

Reduction	1526:1
Absolute reduction	19837224/13000
Number of stages	4
Max. continuous torque	2.00 Nm
Max. intermittent torque	2.5 Nm
Direction of rotation, drive to output	=
Max. efficiency	66 %
Average backlash no-load	1.4 °
Mass inertia	0.56 gmc ²
Max. transmittable power (continuous)	2 W
Max. short-time transferable output	2.5 W

Technical data

Output shaft bearing	Wälzlager
Max. radial play, 5 mm from flange	max. 0.2 mm
Axial play	0...0.2 mm
Max. permissible radial load, 10 mm from flange	120 N
Max. permissible axial load	40 N
Max. permissible force for press fits	100 N
Max. continuous input speed	12000 min ⁻¹
Max. intermittent input speed	15000 min ⁻¹
Recommended temperature range	-40...100 °C



Diferencial iProperties

General Summary Project Status Custom Save Physical

Material: [Dropdown] Update

Density: 7.800 g/cm³ Requested Accuracy: Low Clipboard

General Properties

Include Cosmetic Welds Include QTY Overrides

Center of Gravity

Mass: 0.005 kg (Relative Err) X: 0.020 mm (Relative E)

Area: 1005.237 mm² (Rel) Y: -0.004 mm (Relative E)

Volume: 687.863 mm³ (Relat) Z: -9.195 mm (Relative E)

Inertial Properties

Principal Global Center of Gravity

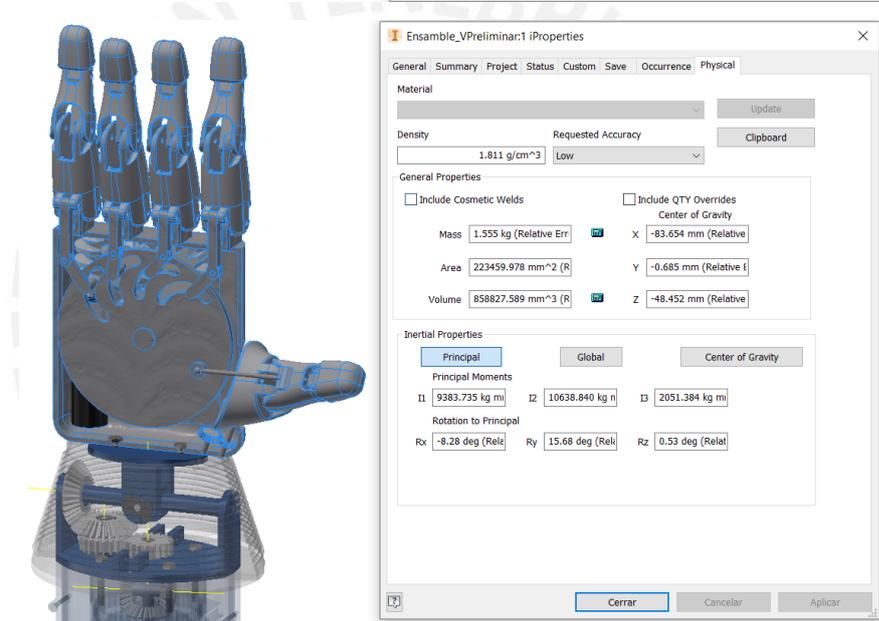
Mass Moments

Calculated using negative integral.

Ixx: 0.593 kg mm² Iyy: 0.732 kg mm²

Izz: 0.002 kg mm² Iyz: -0.000 kg mm² Izz: 0.160 kg mm²

Cerrar Cancelar Aplicar



Ensamble_VPreliminar:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Material: [Dropdown] Update

Density: 1.811 g/cm³ Requested Accuracy: Low Clipboard

General Properties

Include Cosmetic Welds Include QTY Overrides

Center of Gravity

Mass: 1.555 kg (Relative Err) X: -83.654 mm (Relative)

Area: 223459.978 mm² (R) Y: -0.685 mm (Relative E)

Volume: 858827.589 mm³ (R) Z: -48.452 mm (Relative)

Inertial Properties

Principal Global Center of Gravity

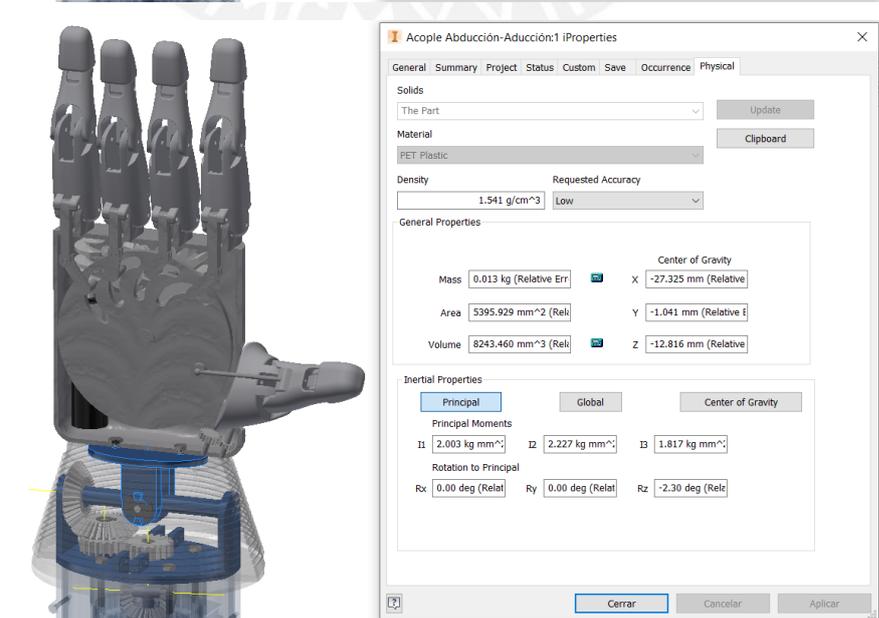
Principal Moments

I1: 9383.735 kg m² I2: 10638.840 kg m² I3: 2051.384 kg m²

Rotation to Principal

Rx: -8.28 deg (Rel) Ry: 15.68 deg (Rel) Rz: 0.53 deg (Relat)

Cerrar Cancelar Aplicar



Acople Abducción-Aducción:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids: The Part Update

Material: PET Plastic Clipboard

Density: 1.541 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

Center of Gravity

Mass: 0.013 kg (Relative Err) X: -27.325 mm (Relative)

Area: 5395.929 mm² (Rel) Y: -1.041 mm (Relative E)

Volume: 8243.460 mm³ (Rel) Z: -12.816 mm (Relative)

Inertial Properties

Principal Global Center of Gravity

Principal Moments

I1: 2.003 kg mm² I2: 2.227 kg mm² I3: 1.817 kg mm²

Rotation to Principal

Rx: 0.00 deg (Relat) Ry: 0.00 deg (Relat) Rz: -2.30 deg (Rel)

Cerrar Cancelar Aplicar



Soporte FE:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids: The Part [Update]

Material: PET Plastic [Clipboard]

Density: 1.541 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

Mass	0.007 kg (Relative Err)	X	-13.312 mm (Relative)
Area	3434.958 mm ² (Rel)	Y	-1.041 mm (Relative)
Volume	4437.219 mm ³ (Rel)	Z	-12.608 mm (Relative)

Inertial Properties

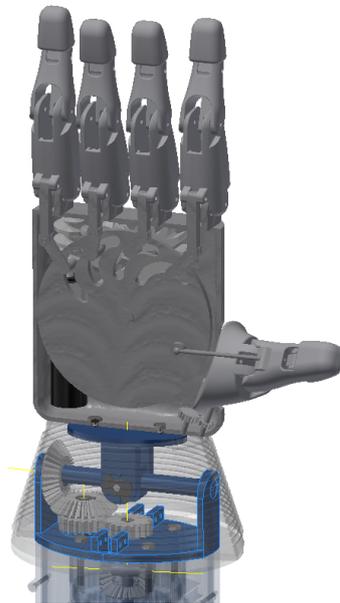
Principal Moments

I1	2.676 kg mm ²	I2	2.723 kg mm ²	I3	0.128 kg mm ²
----	--------------------------	----	--------------------------	----	--------------------------

Rotation to Principal

Rx	0.00 deg (Relat)	Ry	-0.14 deg (Rel)	Rz	0.00 deg (Relat)
----	------------------	----	-----------------	----	------------------

[Cerrar] [Cancelar] [Aplicar]



Acople Flexion-Extension:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids: The Part [Update]

Material: PET Plastic [Clipboard]

Density: 1.541 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

Mass	0.027 kg (Relative Err)	X	9.259 mm (Relative)
Area	12027.955 mm ² (Rel)	Y	-1.041 mm (Relative)
Volume	17545.031 mm ³ (Rel)	Z	-12.117 mm (Relative)

Inertial Properties

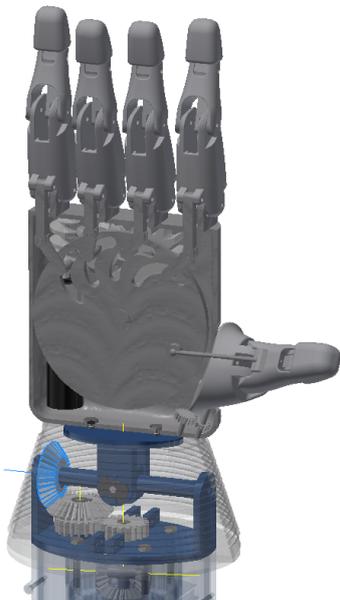
Principal Moments

I1	22.186 kg mm ²	I2	19.183 kg mm ²	I3	6.589 kg mm ²
----	---------------------------	----	---------------------------	----	--------------------------

Rotation to Principal

Rx	0.00 deg (Relat)	Ry	-0.10 deg (Rel)	Rz	0.00 deg (Relat)
----	------------------	----	-----------------	----	------------------

[Cerrar] [Cancelar] [Aplicar]



Bevel Gear:1:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids: The Part [Update]

Material: Steel, Mild [Clipboard]

Density: 7.850 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

Mass	0.018 kg (Relative Err)	X	-13.392 mm (Relative)
Area	2038.913 mm ² (Rel)	Y	-1.041 mm (Relative)
Volume	2278.782 mm ³ (Rel)	Z	19.400 mm (Relative)

Inertial Properties

Principal Moments

I1	0.806 kg mm ²	I2	0.802 kg mm ²	I3	1.511 kg mm ²
----	--------------------------	----	--------------------------	----	--------------------------

Rotation to Principal

Rx	0.00 deg (Relat)	Ry	0.03 deg (Relat)	Rz	0.00 deg (Relat)
----	------------------	----	------------------	----	------------------

[Cerrar] [Cancelar] [Aplicar]



Bevel Gear2:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids
The Part

Material
Steel, Mild

Density 7.850 g/cm³ Requested Accuracy Low

General Properties

Mass	0.018 kg (Relative Err)	X	-0.155 mm (Relative E)
Area	2038.913 mm ² (Rel)	Y	-1.026 mm (Relative E)
Volume	2278.782 mm ³ (Rel)	Z	7.231 mm (Relative E)

Inertial Properties

Principal Moments

I1	1.511 kg mm ²	I2	0.802 kg mm ²	I3	0.806 kg mm ²
----	--------------------------	----	--------------------------	----	--------------------------

Rotation to Principal

Rx	17.83 deg (Rel)	Ry	0.03 deg (Rel)	Rz	0.00 deg (Rel)
----	-----------------	----	----------------	----	----------------



Spur Gear1:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids
The Part

Material
Steel

Density 7.850 g/cm³ Requested Accuracy Low

General Properties

Mass	0.012 kg (Relative Err)	X	7.479 mm (Relative E)
Area	1442.713 mm ² (Rel)	Y	-1.018 mm (Relative E)
Volume	1543.133 mm ³ (Rel)	Z	7.255 mm (Relative E)

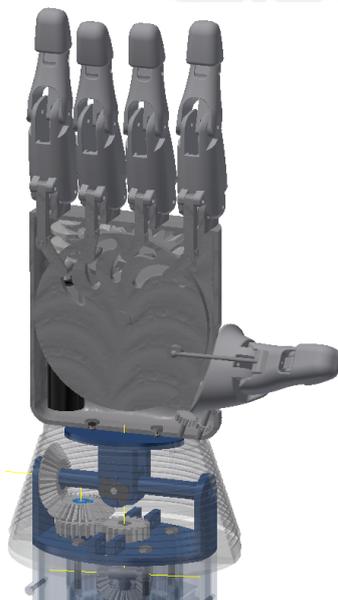
Inertial Properties

Principal Moments

I1	0.729 kg mm ²	I2	0.399 kg mm ²	I3	0.403 kg mm ²
----	--------------------------	----	--------------------------	----	--------------------------

Rotation to Principal

Rx	17.83 deg (Rel)	Ry	0.00 deg (Rel)	Rz	0.00 deg (Rel)
----	-----------------	----	----------------	----	----------------



Transmission 1:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids
The Part

Material
PET Plastic

Density 1.541 g/cm³ Requested Accuracy Low

General Properties

Mass	0.001 kg (Relative Err)	X	3.479 mm (Relative E)
Area	707.549 mm ² (Rel)	Y	-1.137 mm (Relative E)
Volume	723.240 mm ³ (Rel)	Z	6.886 mm (Relative E)

Inertial Properties

Principal Moments

I1	0.013 kg mm ²	I2	0.023 kg mm ²	I3	0.021 kg mm ²
----	--------------------------	----	--------------------------	----	--------------------------

Rotation to Principal

Rx	17.83 deg (Rel)	Ry	0.00 deg (Rel)	Rz	0.00 deg (Rel)
----	-----------------	----	----------------	----	----------------



Spur Gear2:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids: The Part [Update]

Material: Steel [Clipboard]

Density: 7.850 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

Mass	0.013 kg (Relative Err)	X	7.479 mm (Relative E)
Area	1447.518 mm ² (Rel)	Y	-1.026 mm (Relative E)
Volume	1688.726 mm ³ (Rel)	Z	-12.834 mm (Relative)

Inertial Properties

Principal Moments: I1: 0.745 kg mm², I2: 0.412 kg mm², I3: 0.413 kg mm²

Rotation to Principal: Rx: -40.78 deg (Re), Ry: 0.00 deg (Relat), Rz: 0.00 deg (Relat)

[Cerrar] [Cancelar] [Aplicar]



Eje 1:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids: The Part [Update]

Material: Steel, Carbon [Clipboard]

Density: 7.850 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

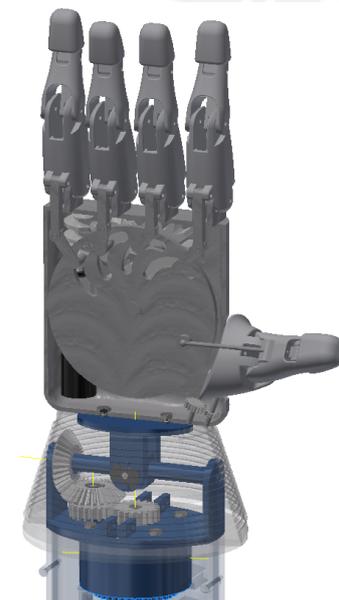
Mass	0.004 kg (Relative Err)	X	13.752 mm (Relative I)
Area	449.490 mm ² (Relat)	Y	-0.963 mm (Relative E)
Volume	536.583 mm ³ (Relat)	Z	-12.906 mm (Relative)

Inertial Properties

Principal Moments: I1: 0.023 kg mm², I2: 0.111 kg mm², I3: 0.112 kg mm²

Rotation to Principal: Rx: -40.78 deg (Re), Ry: 0.13 deg (Relat), Rz: 0.00 deg (Relat)

[Cerrar] [Cancelar] [Aplicar]



Acople PS:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Material: [Update]

Density: 1.541 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

Include Cosmetic Welds Include QTY Overrides

Mass	0.042 kg (Relative Err)	X	31.352 mm (Relative I)
Area	17241.453 mm ² (Re)	Y	-0.715 mm (Relative E)
Volume	27356.879 mm ³ (Re)	Z	-11.884 mm (Relative)

Inertial Properties

Principal Moments: I1: 17.686 kg mm², I2: 12.546 kg mm², I3: 11.420 kg mm²

Rotation to Principal: Rx: 19.34 deg (Rel), Ry: -4.16 deg (Rel), Rz: -0.00 deg (Rel)

[Cerrar] [Cancelar] [Aplicar]



Bevel Gear2:1 iProperties

General Summary Project Status Custom Save Occurrence Physical

Solids: The Part [Update]

Material: Steel, Mild [Clipboard]

Density: 7.850 g/cm³ Requested Accuracy: Low

General Properties

		Center of Gravity	
Mass	0.006 kg (Relative Err)	X	35.286 mm (Relative)
Area	1190.002 mm ² (Rel)	Y	-1.041 mm (Relative)
Volume	788.162 mm ³ (Relat)	Z	-12.816 mm (Relative)

Inertial Properties

Principal Global Center of Gravity

Principal Moments

I1	0.289 kg mm ²	I2	0.153 kg mm ²	I3	0.153 kg mm ²
----	--------------------------	----	--------------------------	----	--------------------------

Rotation to Principal

Rx	-44.01 deg (Rel)	Ry	0.00 deg (Relat)	Rz	0.00 deg (Relat)
----	------------------	----	------------------	----	------------------

[Cerrar] [Cancelar] [Aplicar]



ANEXO E: HOJAS DE DATOS Y COTIZACIONES



Buscar productos...

PRODUCTOS POR
Categoría

[Novedades](#) [Ofertas](#) [Blog](#) [Contacto](#)

ENVÍO PE
SUPERIOR

[Inicio](#) [Componentes](#) [Solenoides 5v](#)



Solenoides 5v

CPM-0054

Pequeño solenoide que funciona a 5V

✓ **Pídelo antes de las 16:00 y recíbelo mañana.**

5,50 €

Con IVA: 6,66 €

Envíos desde 4.78€ y **GRATIS** para pedidos superiores a 110€

Cantidad

1

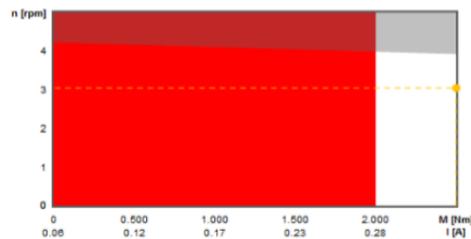
En stock

Añadir al carrito

★★★★★ 2 Reseñas

maxon

Drive disposition



■ Continuous operation range ■ Out of voltage range
 Short-term operating range ■ Not recommended range
● Selected operating point ■ Continuous operation range at reduced thermal resistance Rth2 50%

Combination details

Your entries	
Available voltage	6 V
Speed	3 min ⁻¹
Torque	2.5 Nm
Values of the drive at available voltage	
Available voltage	6 V
Max. speed at given load	4 min ⁻¹
Max. continuous torque	2.00 Nm
Max. continuous current	0.28 A
Required electrical data for your operating point	
Speed	3 min ⁻¹
Torque	2.5 Nm
Required voltage	4.78 V
Required current	0.34 A

Summary



The illustration may differ slightly from the actual product.

Motor - DCX19S EB KL 6V
Gearhead - GPX22 C 1526:1

Dimensions (mm)

∅ 22

Total price for 1-4 units

269.64 EUR ⓘ

Prices excluding VAT



Rodamiento Diametro interior 3.00mm, Diametro exterior 8.00mm, Tipo bolas, 693-ZZ

Para suministros y componentes mecánicos

Rodamientos

Stock 472 u.

Ref. 025446

2.80 €
impuestos no incl.

1 ▾

COMPRAR

[Ver / Descargar 3D](#)

Descripción

Plano

Rodamiento Diametro interior 3.00mm, Diametro exterior 8.00mm, Tipo bolas

Especificaciones

- Rodamiento de bolas
- Diámetro interno: 3 mm
- Diámetro externo: 8 mm
- Altura del rodamiento: 4 mm
- Denominación: 693-ZZ



Compartir



Nuevo - 2 vendidos

Resorte Para Cama Caliente Impresora 3d, De 20mm X 5mm



S/1

Hasta 12 cuotas sin interés



[Más información sobre Mercado Pago](#)

Entrega a acordar con el vendedor

Lima

[Consultar costos](#)

Cantidad: 1 unidad ▾ (10 disponibles)

Comprar

Compra Protegida, recibe el producto que esperabas o te devolvemos tu dinero.

Sub Miniature Microswitch SPDT Long Arm 18mm

£0.75

Model Number: 219-312
Stock Number: 079111050489

Description

Sub-miniature long 18mm arm SPDT single pole double throw micro switch with PCB solder terminals making it suitable for low current applications.

Long life stainless steel spring system, and silver contacts.

Dimensions

Length: 12.8mm
Width: 5.8mm
Height: 7.5mm (excludes 3mm for terminals)
Arm length: 13.0mm

Specification

Mechanical life: 1,000,000 operations
Electrical Life: 10,000 Cycles
Terminal type: Solder
Rating: 1A 125VAC
Operating force: 80g
RoHS compliant:  Yes





Estados Unidos Español USD

PRODUCTOS FABRICANTES RECURSOS HERRAMIENTA

[Iniciar sesión o REGISTRARSE](#) 0 PRODUCTO(S)

[Índice de productos](#) > [Placas de desarrollo, kits, programadores](#) > [Placas de evaluación - sensores](#) > [ams AS5047D-TS_EK_AB](#)

[Agregar a favoritos](#) [Compartir](#)



Información general del producto	
Número de pieza de Digi-Key	AS5047D-TS_EK_AB-ND
Cantidad disponible	39 Disponible para envío inmediato
Fabricante	ams
Número de pieza del fabricante	AS5047D-TS_EK_AB
Descripción	SOCKET BOARD AS5047D
Plazo estándar del fabricante	6 semanas
Descripción detallada	AS5047D - Magnético, posición rotatoria Sensor Evaluation Board

Precio y compra		
Cantidad	<input type="text" value="1"/>	
	AS5047D-TS_EK_AB-ND	
	<input type="text" value="Referencia del cliente"/>	
Agregar al carrito		
Todos los precios están en USD.		
Escala de precios	Precio unitario	Precio total
1	16.76000	\$16.76
Enviar una solicitud de cotización para cantidades superiores a las que se muestran en pantalla.		

DRV8835(ACTIVE)

1.5A Low Voltage Stepper or Single/Dual Brushed DC Motor Driver w/ Dual Supplies (PWM or PH/EN Ctrl)

[In English](#) [Alert me](#)



[DATASHEET](#)
DRV8835 Dual Low-Voltage H-Bridge IC datasheet (Rev. H)
[View now](#) [Download](#)

Top purchased products for DRV8835

Part number	Buy from TI store	TI store inventory	Price QTY	Package Pins
DRV8835DSSR	Add to cart	11722	0.70 1ku	WSO (DSS) 12

[View all \(1\)](#)

[Description & parametrics](#) | [Technical documents](#) | [Design & development](#) | [Order now](#) | [Quality & packaging](#) | [Support & training](#)

[Description](#) | [Features](#) | [Diagram](#) | [Design resources for you](#) | [Parametrics](#) | [Applications for you](#) | [Complete your design](#)

Description

The DRV8835 provides an integrated motor driver solution for cameras, consumer products, toys, and other low-voltage or battery-powered motion control applications. The device has two H-bridge drivers, and drives two DC motors or one stepper motor, as well as other devices like solenoids. The output driver block for each consists of N-channel power MOSFETs configured as an H-bridge to drive the motor winding. An internal charge pump generates gate drive voltages.

The DRV8835 supplies up to 1.5-A of output current per H-bridge and operates on a motor power supply voltage from 0 V to 11 V, and a device power supply voltage of 2 V to 7 V.

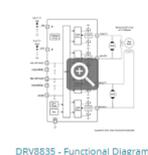
PHASE/ENABLE and IN/IN interfaces are compatible with industry-standard devices.

Internal shutdown functions are provided for overcurrent protection, short

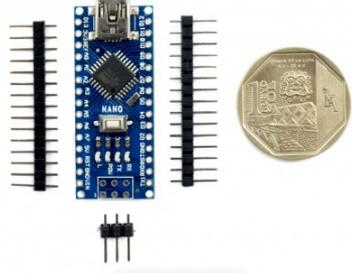
Features

- Dual-H-Bridge Motor Driver
 - Capable of Driving Two DC Motors or One Stepper Motor
 - Low-MOSFET ON-Resistance: HS = LS 305 mΩ
- 1.5-A Maximum Drive Current Per H-Bridge
- Configure Bridges Parallel for 3-A Drive Current
- Separate Motor and Logic-Supply Pins:
 - 0-V to 11-V Motor-Operating Supply-Voltage
 - 2-V to 7-V Logic Supply-Voltage
- Separate Logic and Motor Power Supply Pins
- Flexible PWM or PHASE/ENABLE Interface
- Low-Power Sleep Mode With 95-nA Maximum Supply Current
- Tiny 2.00-mm × 3.00-mm WSON Package

Diagram



DRV8835 - Functional Diagram



OFERTA

Ver más grande

Arduino Nano CH340G

Modelo ARD-NANOCH

Un pequeño y muy potente Arduino, listo para trabajar en un Protoboard.

Imprimir

S/. 20,00

Cantidad

1 - +

Añadir al carrito

Añadir a la lista de deseos









OVERVIEW

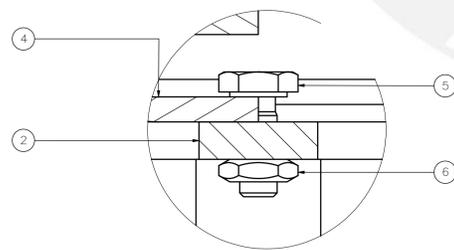
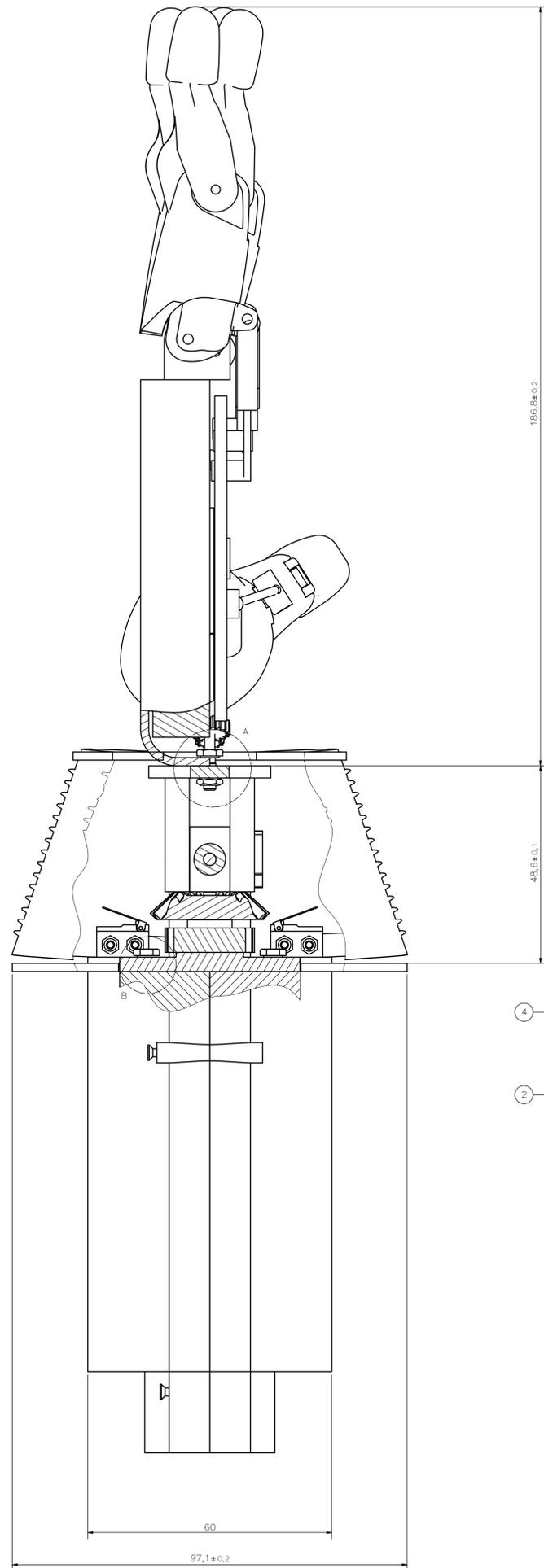
TECH SPECS

DOCUMENTATION

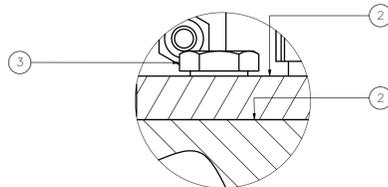
Microcontroller	ATmega328
Architecture	AVR
Operating Voltage	5 V
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
Clock Speed	16 MHz
Analog IN Pins	8
EEPROM	1 KB
DC Current per I/O Pins	40 mA (I/O Pins)
Input Voltage	7-12 V
Digital I/O Pins	22 (6 of which are PWM)
PWM Output	6
Power Consumption	19 mA
PCB Size	18 x 45 mm
Weight	7 g
Product Code	A000005

**ANEXO F:
PLANOS DEL SISTEMA**

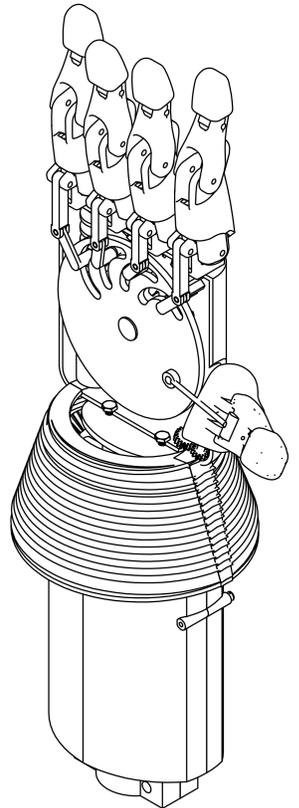
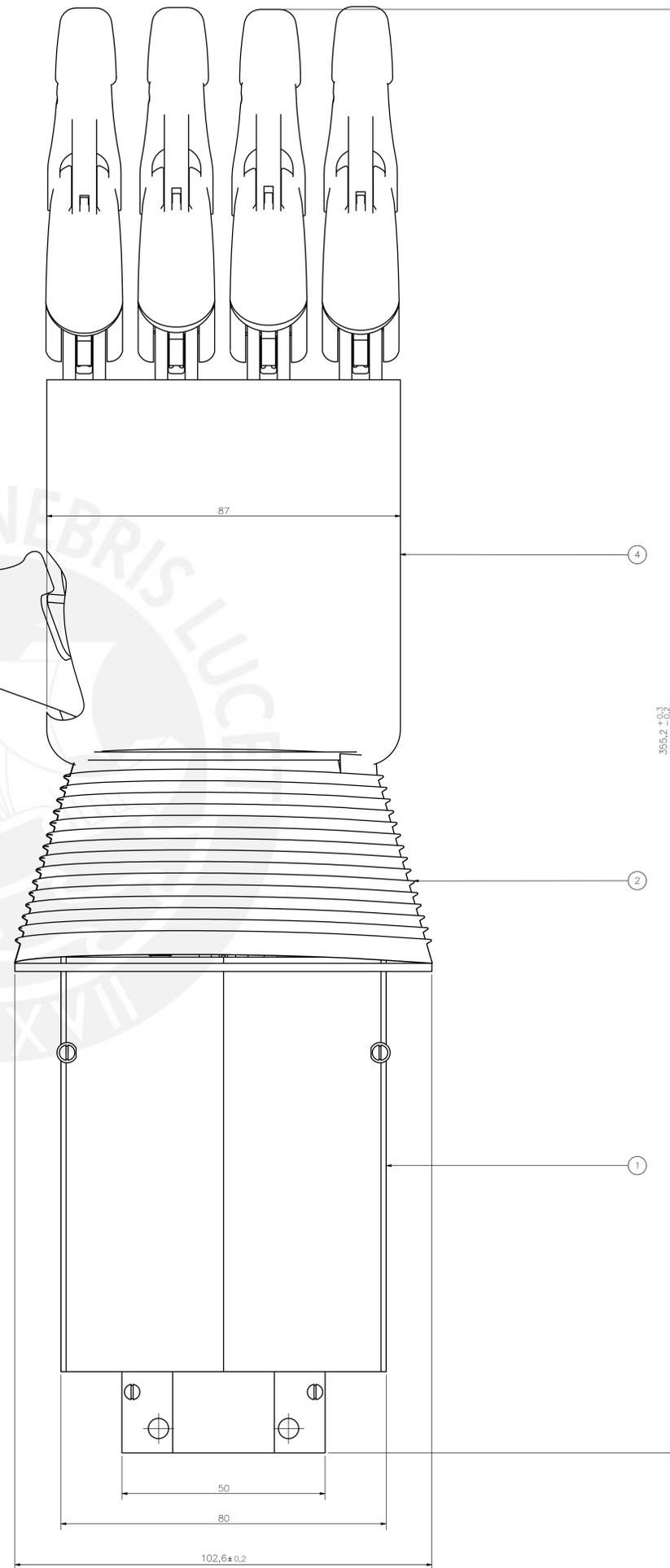
Concepto	Código
Ensamble General	A0.E001
Sub Ensamble 1	A1.E002
Acople General	A1.D001
Pin de bloqueo y Émbolo	A4.D002
Acople Pronación-Supinación	A4.D003
Engranaje Posición Angular	A4.D004
Árbol de Transmisión	A3.D005
Engranajes del diferencial	A2.D006
Acople General 2	A2.D007
Sub Ensamble 2	A2.E003
Acople Flexión-Extensión	A4.D008
Eje Palier Superior	A4.D009
Engranajes Rectos	A4.D010
Chaveta eje auxiliar	A4.D011
Engranajes Cónicos	A3.D012
Eje Flexión-Extensión	A4.D013
Acople Abducción-Aducción	A4.D014
Eje Abucción-Aducción	A4.D015
Plano Electrónico	A3.C001



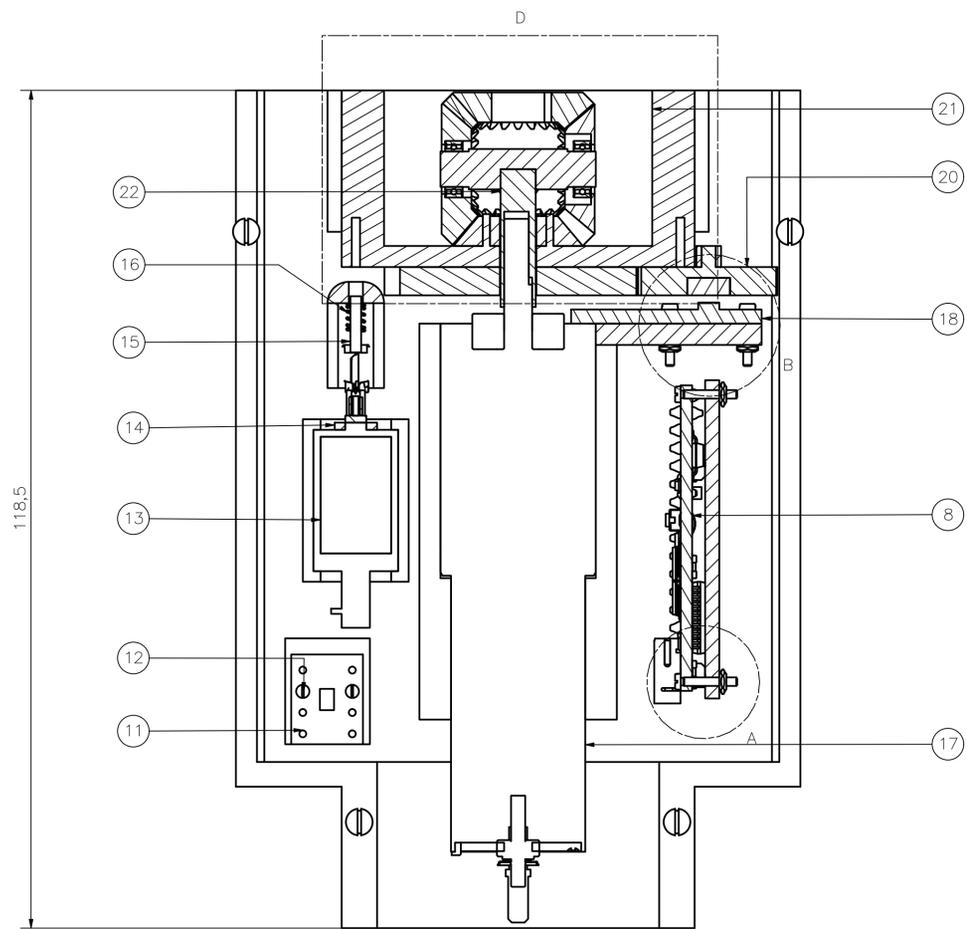
DETALLE A
ESCALA 5 : 1



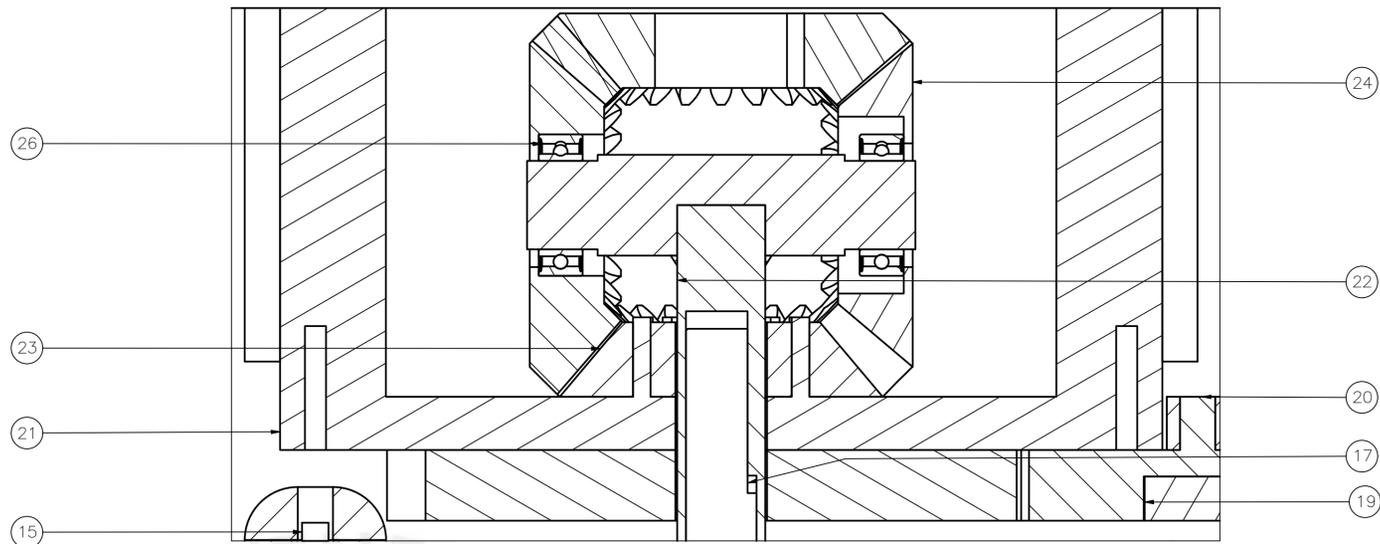
DETALLE B
ESCALA 5 : 1



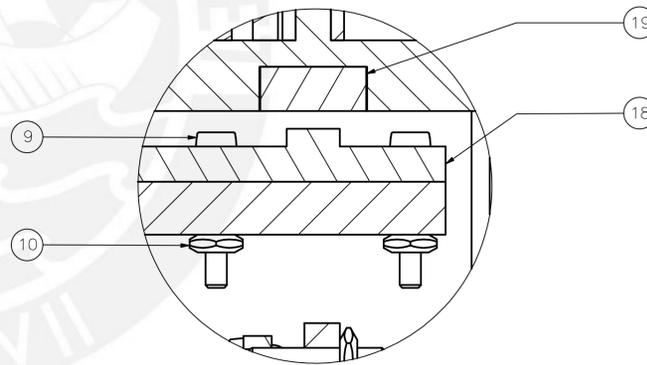
6	2	Tuerca - M3	DN 439	Acero Templado	
5	2	Perno M3 x 8	DN 933	Acero Templado	
4	1	Mano Protésica			Diseño independiente.
3	4	Perno M3 x 20	DN 931-1	Acero Templado	
2	1	Sub-Ensamble-2			Ver A2.E003
1	1	Sub-Ensamble-1			Ver A1.E002
POS. CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES	
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Facultad de Ciencias e Ingeniería - Ingeniería Mecatrónica					
MÉTODO DE PROYECCIÓN				ENSAMBLE GENERAL	ESCALA
Medidas en mm.					2:1
20144611				NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	FECHA: 2021_08_15 PLANO: AQ.E001



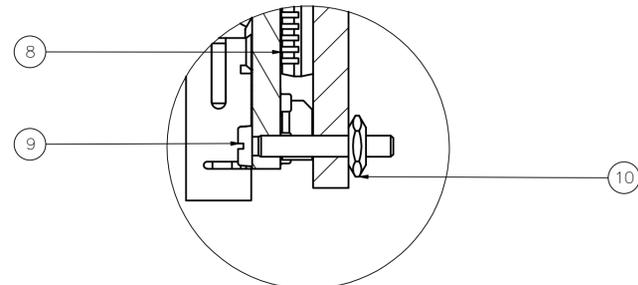
CORTE A-A



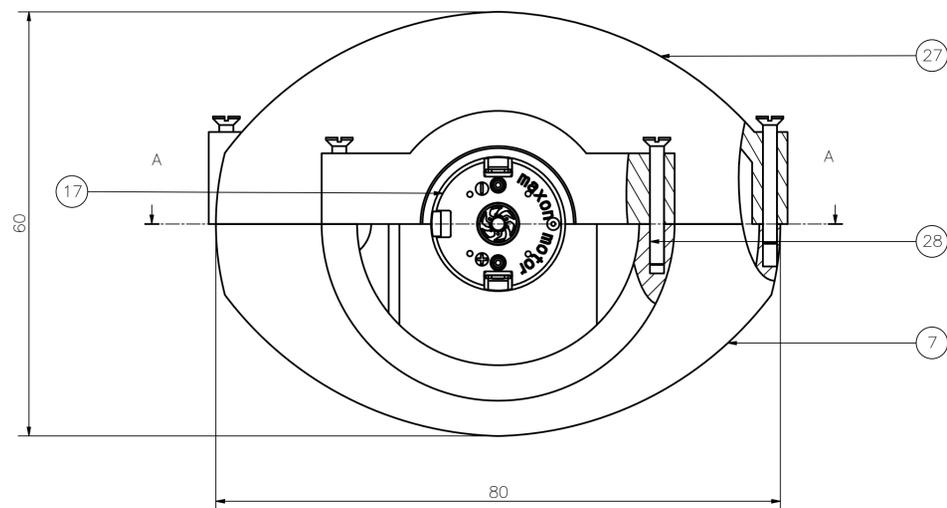
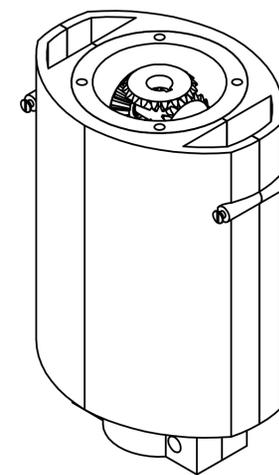
DETALLE D
ESCALA 5 : 1



DETALLE B
ESCALA 5 : 1

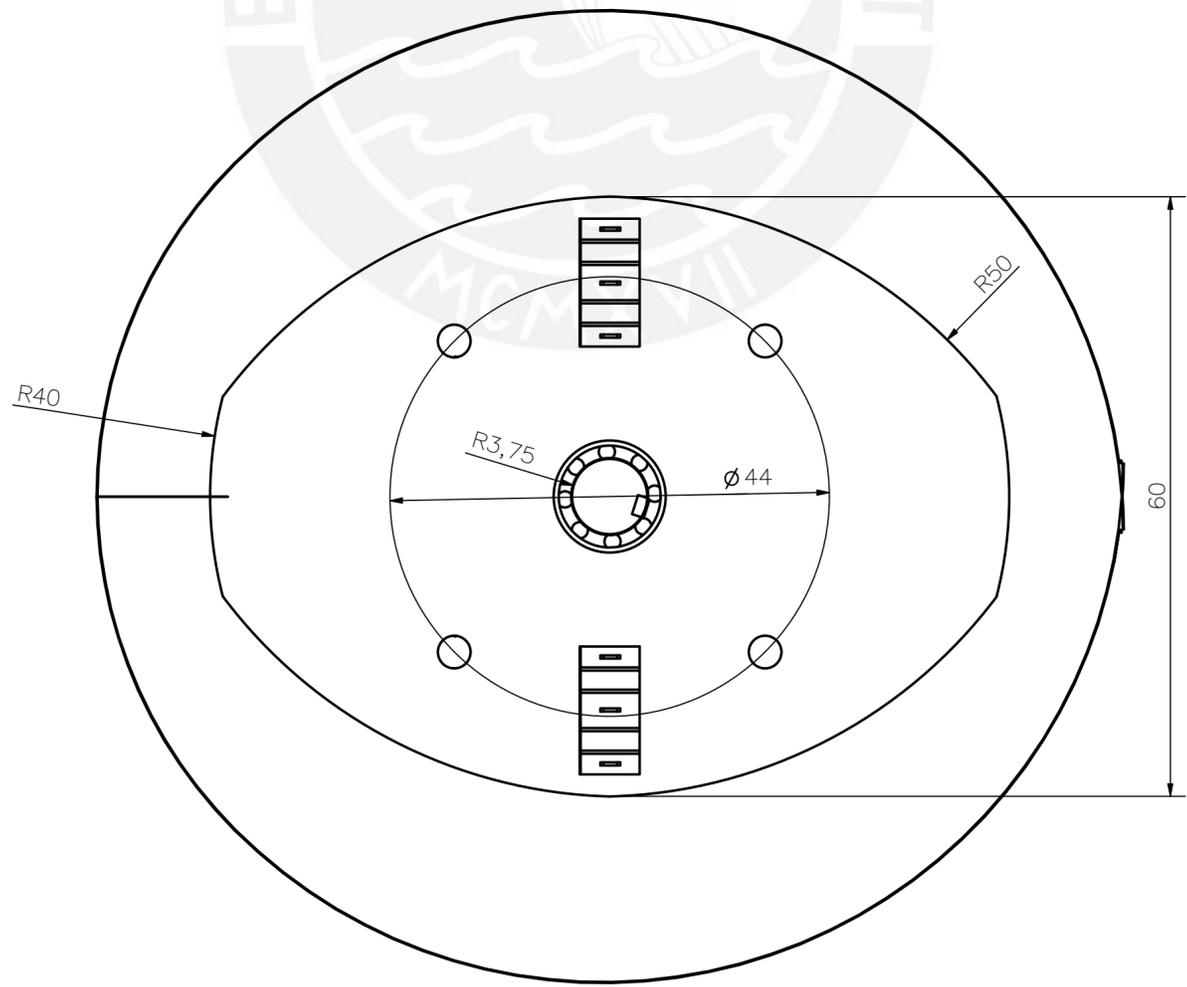
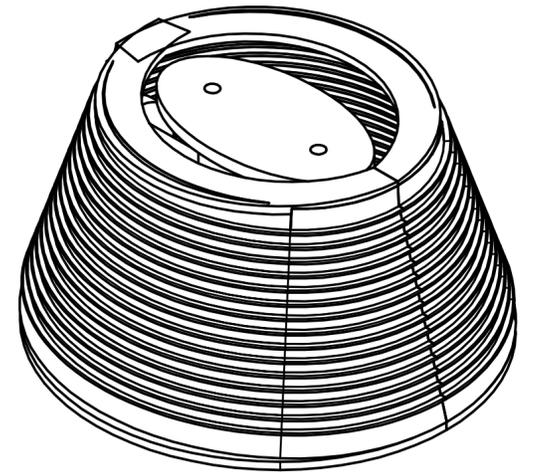
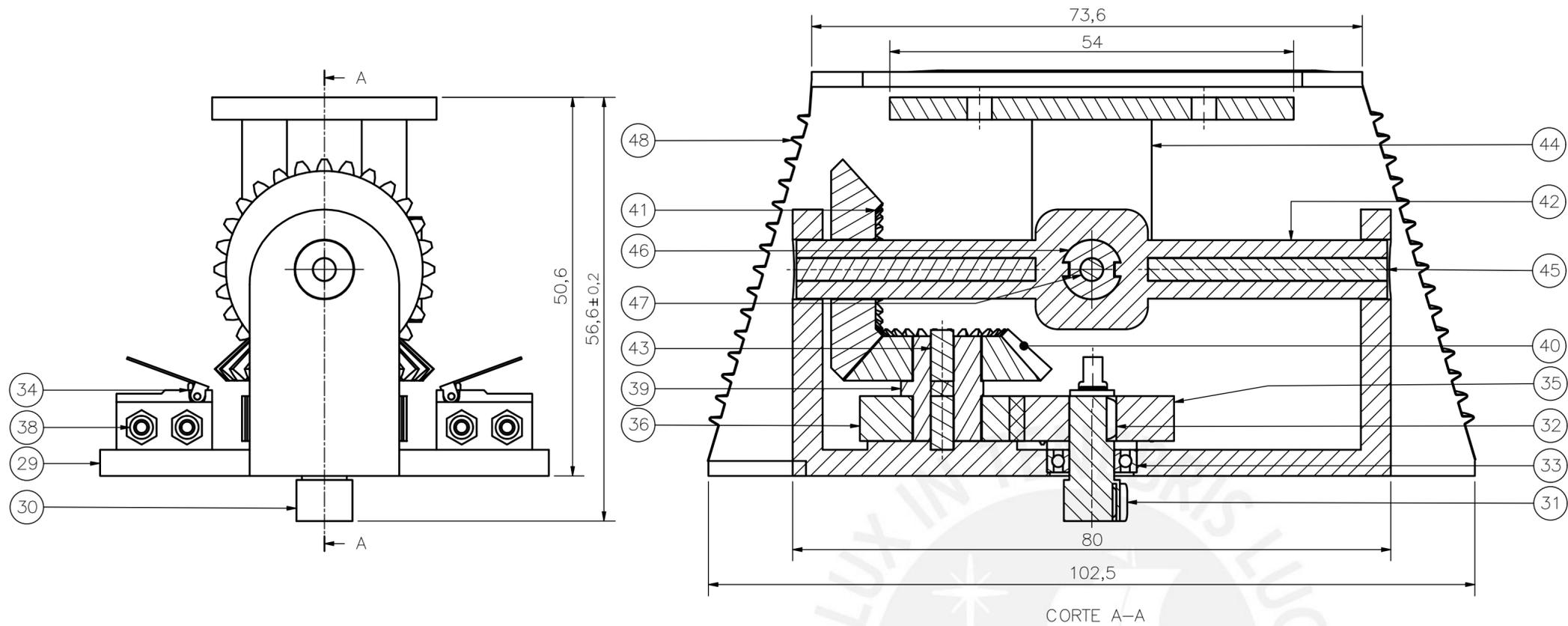


DETALLE A
ESCALA 5 : 1



28	4	Perno M2 x 18	DIN 963	Acero Templado	
27	1	Acople General 2		PET Plastic	
26	2	Rodamiento de bolas		SKF W627	
25	1	Engranaje Planetario Superior		Acero Templado	Ver A2.D006
24	2	Engranaje Satélite		Acero Templado	Ver A2.D006
23	1	Engranaje Planetario Inferior		Acero Templado	Ver A2.D006
22	1	Árbol de transmisión del diferencial	AISI 440C	Acero Inoxidable	Ver A3.D005
21	1	Acople Pronación-Supinación		Plástico PET	Ver A4.D003
20	1	Engranaje Posición Angular		Plástico PET	Ver A4.D004
19	1	Imán		Parte del Sensor Hall	
18	1	Sensor de Posición Angular		ASS047D	
17	1	Motor DC con reductor		Maxon DCX19S	GPX22 1526:1
16	1	Resorte 2mm x 4mm		Acero	4 vueltas
15	1	Pin de bloqueo	AISI 440C	Acero Inoxidable	Ver A4.D002
14	1	Émbolo		Plástico PET	Ver A4.D002
13	1	Solenoides		CPM-0054	
12	2	Perno M1 x 5	DIN 963	Acero Templado	
11	1	Puente H		DRV8835	
10	6	Tuerca M1.2	DIN 934	Acero Templado	
9	6	Perno M1.2 x 8	DIN 84	Acero Templado	
8	1	Microcontrolador		Arduino Nano	
7	1	Acople General 1		PET Plastic	
POS. CANT.		DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

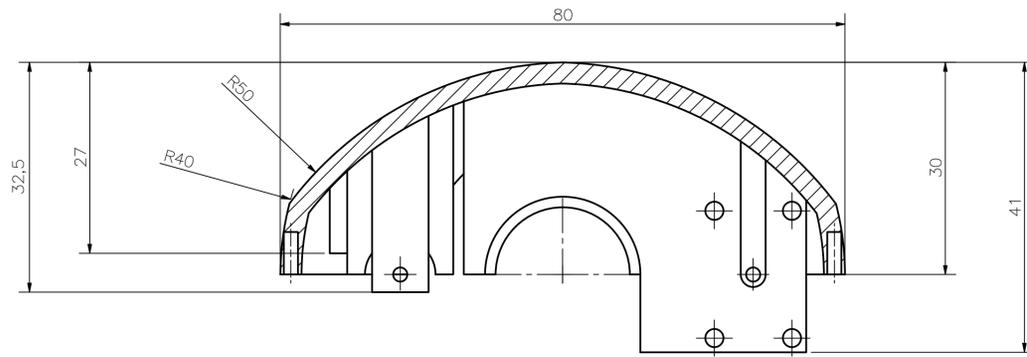
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Sub Ensamble 1	ESCALA 2:1
Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.		FECHA: 2021.08.15
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	PLANO: A1.E002



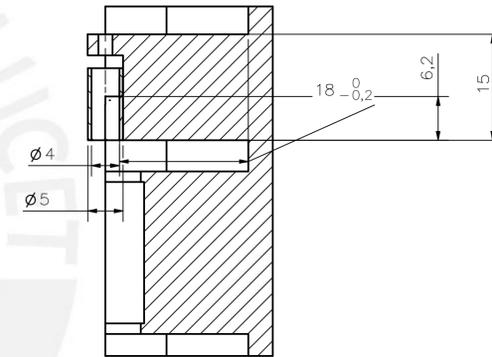
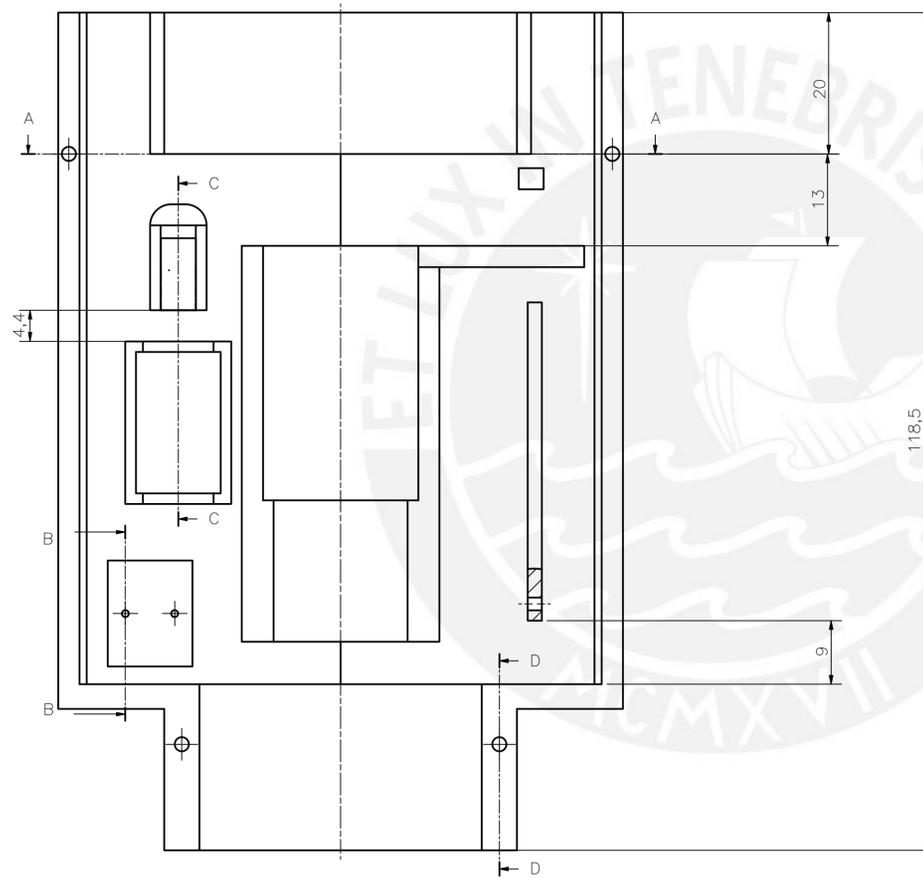
48	1	Tubo Flexible		Plástico PVC	Evita contacto
47	1	Varilla de Aluminio 3 mm		Aluminio 6061	Longitud: 24 mm
46	1	Eje Abducción-Aducción		Plástico PET	Ver A4.D015
45	2	Varilla de Aluminio 3 mm		Aluminio 6061	Longitud: 32 mm
44	1	Acople Abducción-Aducción		Plástico PET	Ver A4.D014
43	1	Varilla de Aluminio 3 mm		Aluminio 6061	Longitud: 16 mm
42	1	Eje Flexión-Extensión		Plástico PET	Ver A4.D013
41	1	Engranaje Cónico 2		DIN 16MnCr5	Ver A3.D012
40	1	Engranaje Cónico 1		DIN 16MnCr5	Ver A3.D012
39	1	Chaveta Eje Auxiliar		Plástico PET	Ver A4.D011
38	4	Tuerca M2	DIN 439	Acero Templado	
37	4	Perno M2 x 16	DIN 963	Acero Templado	
36	1	Engranaje Recto 2		DIN 16MnCr5	Ver A4.D010
35	1	Engranaje Recto 1		DIN 16MnCr5	Ver A4.D010
34	2	Sensor de contacto		Limit switch	SDPT 219-312
33	1	Rodamiento de bolas			SKF W 627
32	1	Chaveta Engranaje Recto 1	DIN 6885	Acero carbono	Chaveta A 2x2x6
31	1	Chaveta Engranaje Planetario Superior	DIN 6885	Acero carbono	Chaveta A 2x2x5
30	1	Eje Palier Superior		Acero carbono	Ver A4.D009
29	1	Acople Flexión-Extensión		Plástico PET	Ver A4.D008
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería - Ingeniería Mecatrónica

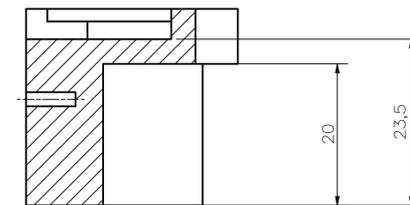
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Sub Ensamble 2	ESCALA	2:1
	Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.	FECHA:	2021.08.15
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	PLANO:	A2.E003



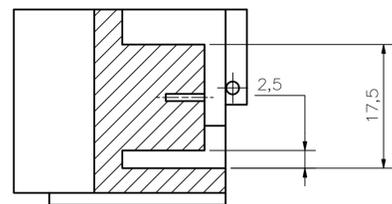
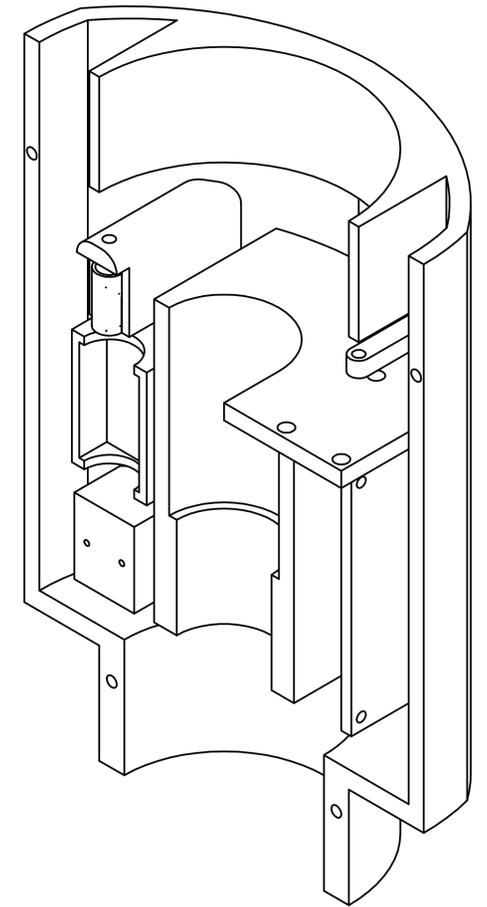
CORTE A-A



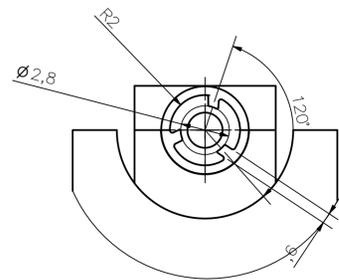
CORTE C-C



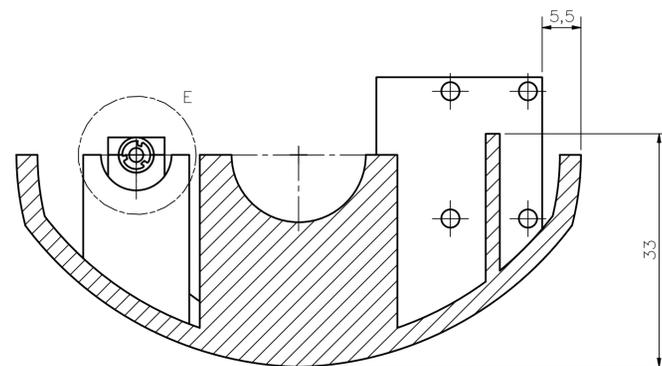
CORTE D-D



CORTE B-B



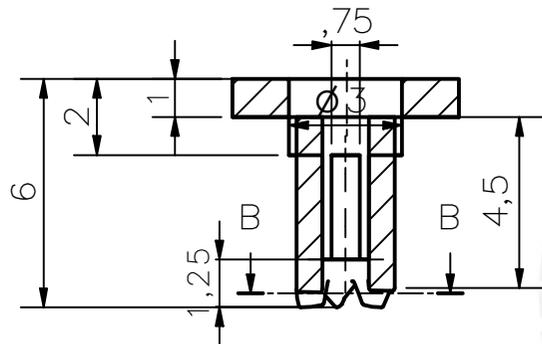
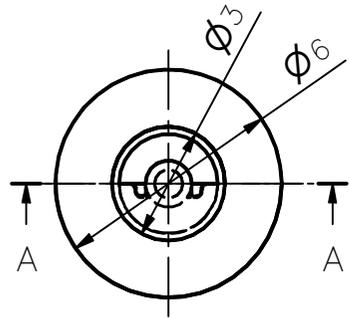
DETALLE E
ESCALA 5 : 1



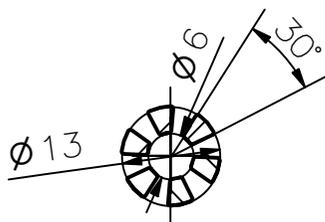
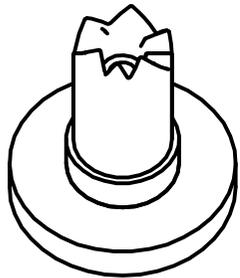
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN E 7168					
TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	±1,0	±1,8	±2,5	±4,0	±6,0

Redondeos no indicados 0,25

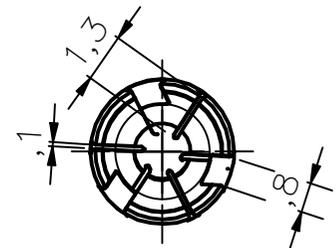
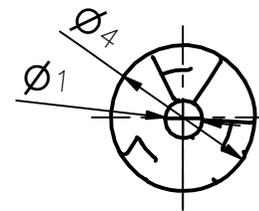
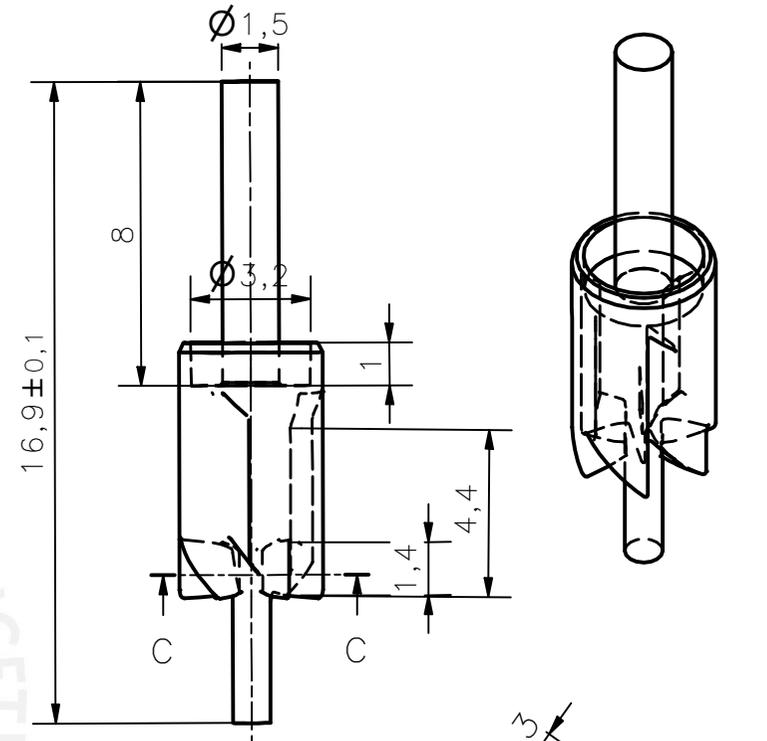
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Facultad de Ciencias e Ingeniería - Ingeniería Mecatrónica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	ACOPLE GENERAL 1	ESCALA
Plástico PET	3,2/3	2:1
Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.		FECHA: 2021.08.15
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	PLANO: A1.D001



CORTE A-A



CORTE B-B



CORTE C-C

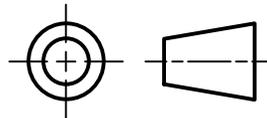
TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN E 7168

TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	$\pm 1,0$	$\pm 1,8$	$\pm 2,5$	$\pm 4,0$	$\pm 6,0$

Redondeos
0,25 mm.

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



PIN DE BLOQUEO Y
ÉMBOLO

ESCALA

5:1

Plástico PET



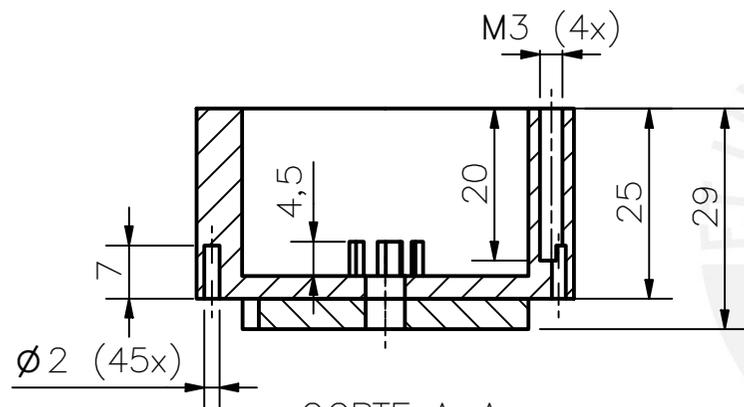
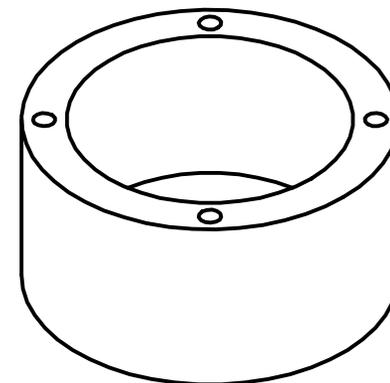
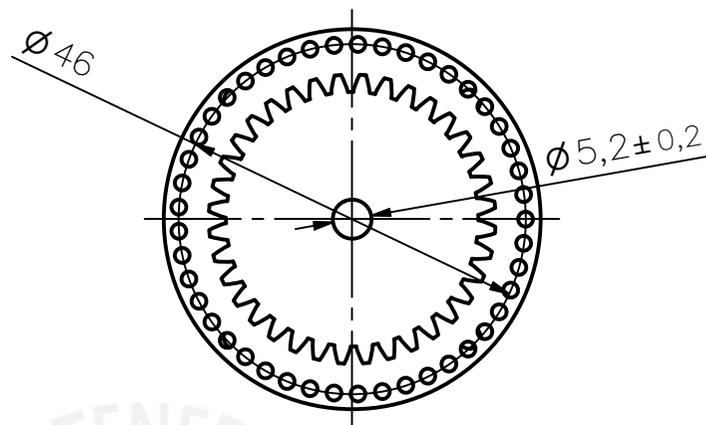
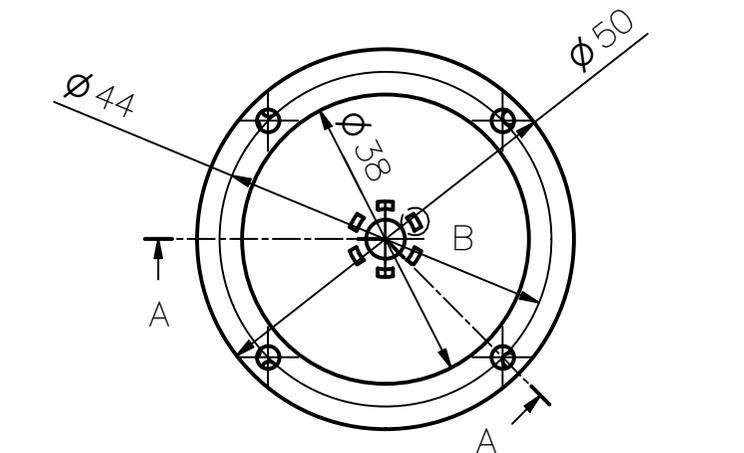
Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

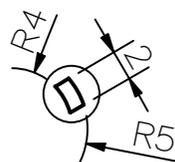
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

PLANO:
A4.D002



CORTE A-A



DETALLE B
ESCALA 2 : 1

TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN E 7168

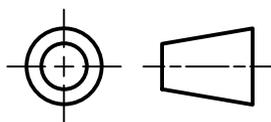
TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	±1,0	±1,8	±2,5	±4,0	±6,0

MÓDULO	m_n	1
NÚMERO DE DIENTES	Z	36
ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE LOS DIENTES	β	0°
ÁNGULO DE LA HERRAMIENTA	α	20°

DATOS DEL TALLADO

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ACOPLE

ESCALA

1:1

PRONACIÓN – SUPINACIÓN

Plástico PET 3,2/3

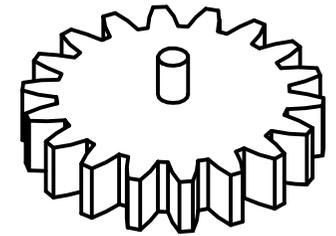
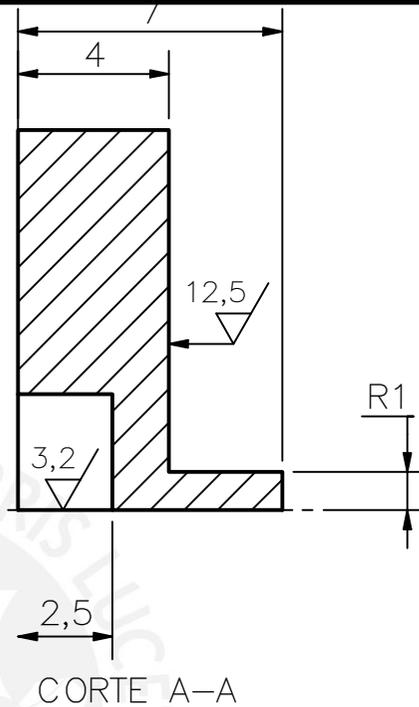
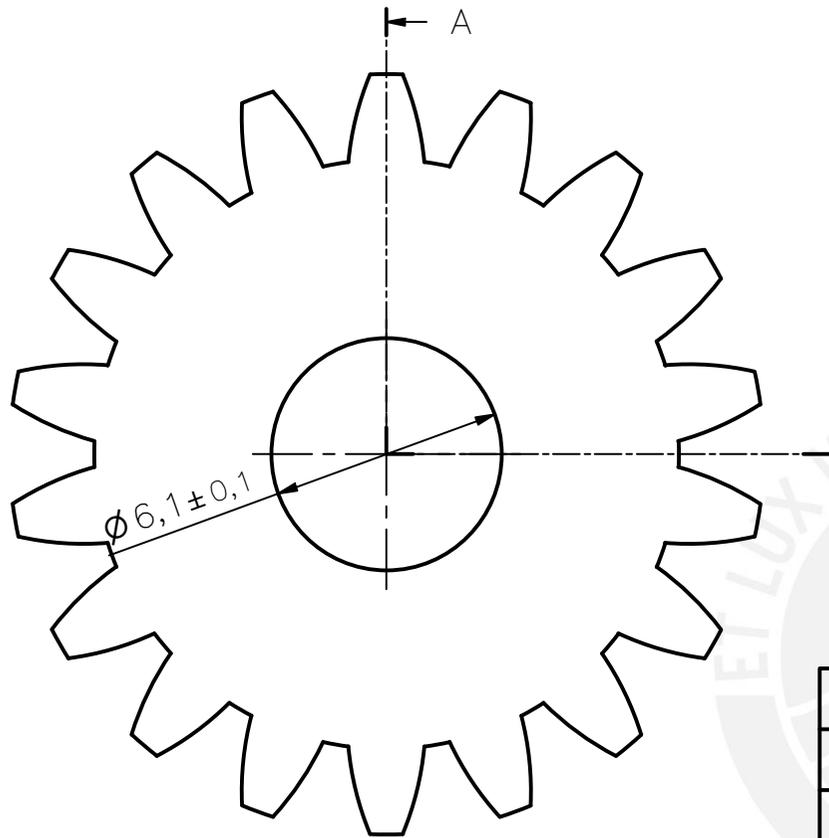
Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

PLANO:
A4.D003

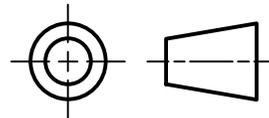


MÓDULO	m_n	1
NÚMERO DE DIENTES	Z	18
ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE LOS DIENTES	β	0°
ÁNGULO DE LA HERRAMIENTA	α	20°

DATOS DEL TALLADO

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ENGRANAJE POSICIÓN
ANGULAR

ESCALA

5:1

Plástico PET 12,5/

Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

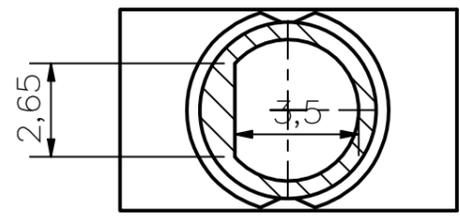
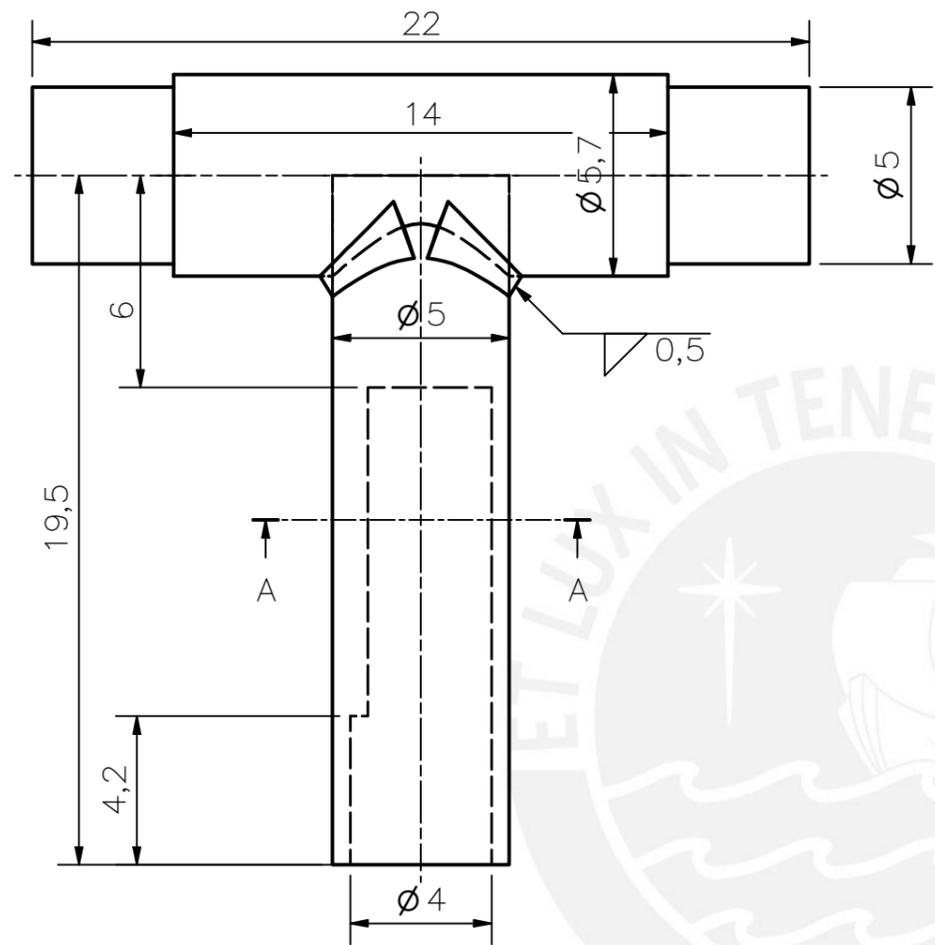
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

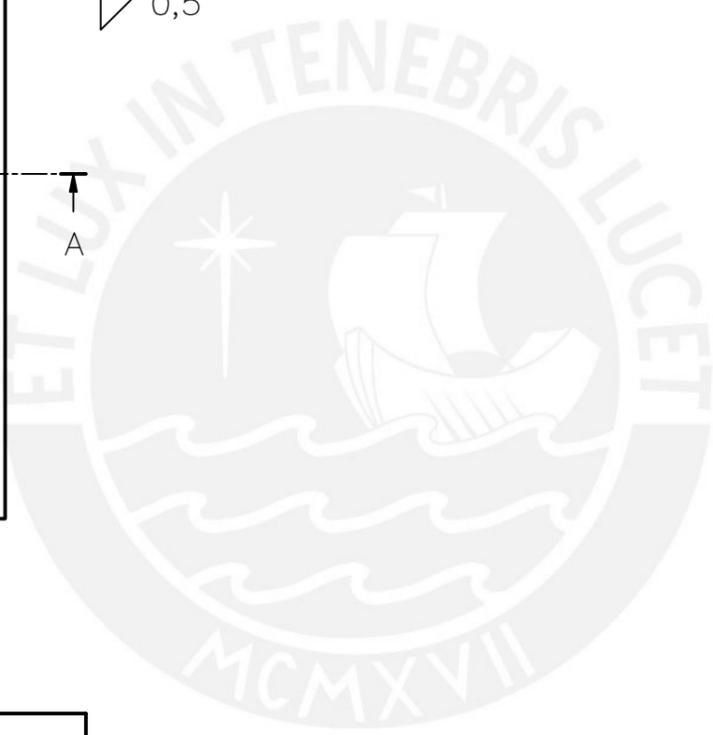
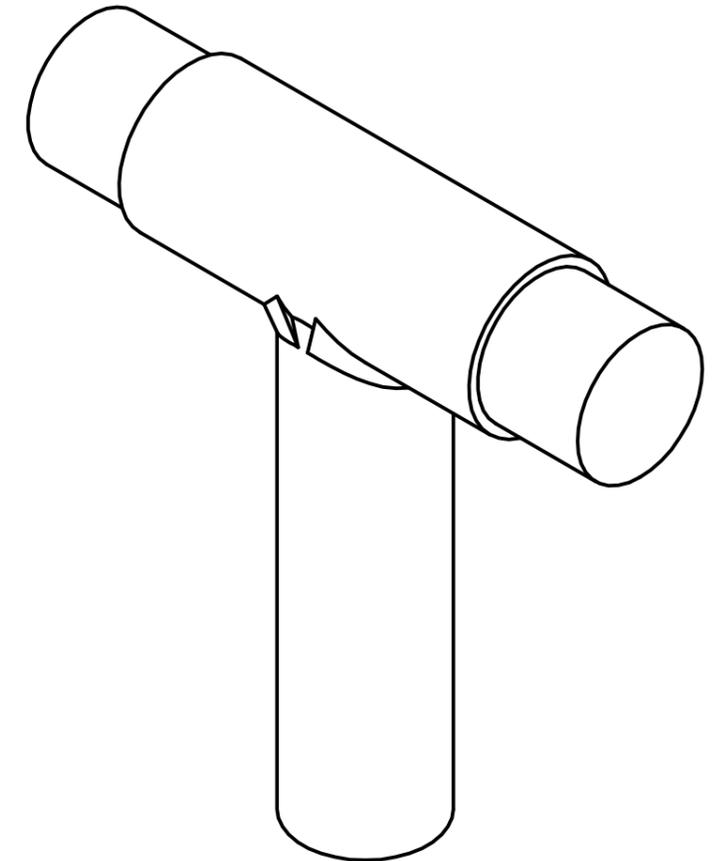
PLANO:
A4.D004

TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN ISO 2768-1

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
FINO	$\pm 0,05$	$\pm 0,05$	$\pm 0,1$	$\pm 0,15$	$\pm 0,2$	$\pm 0,3$	$\pm 0,5$

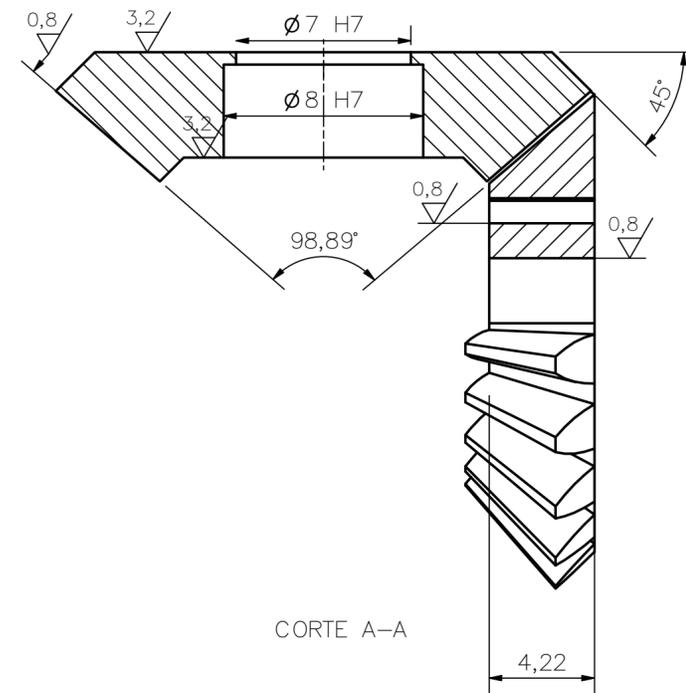
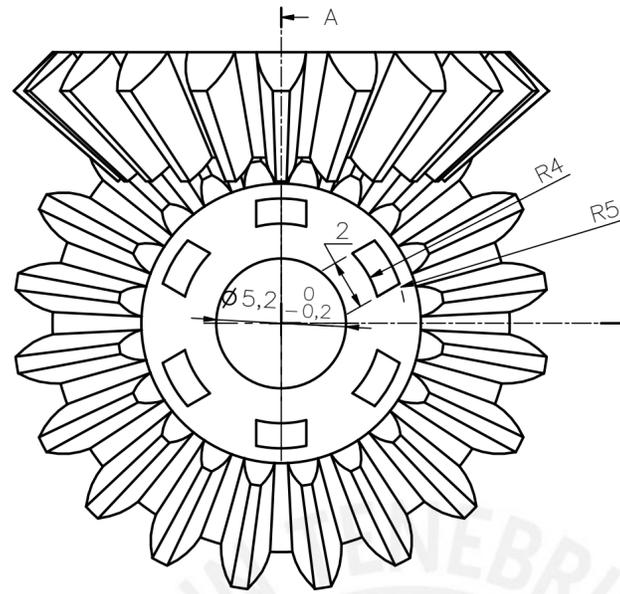
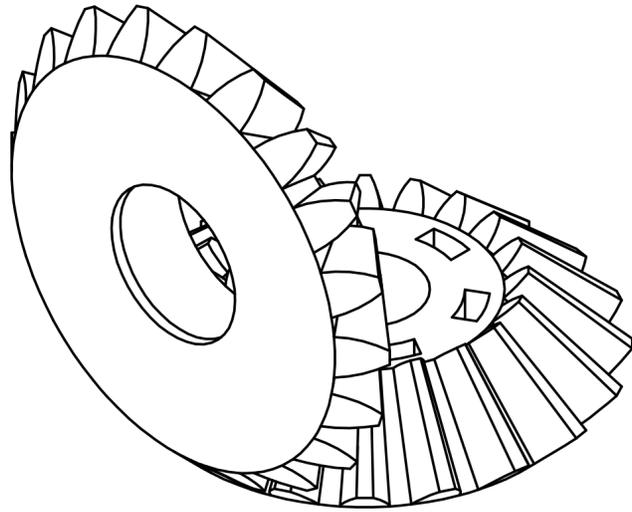


CORTE A-A

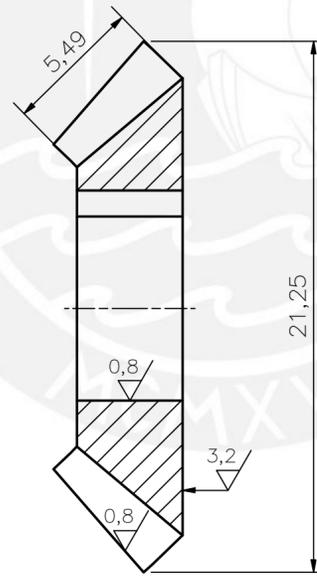
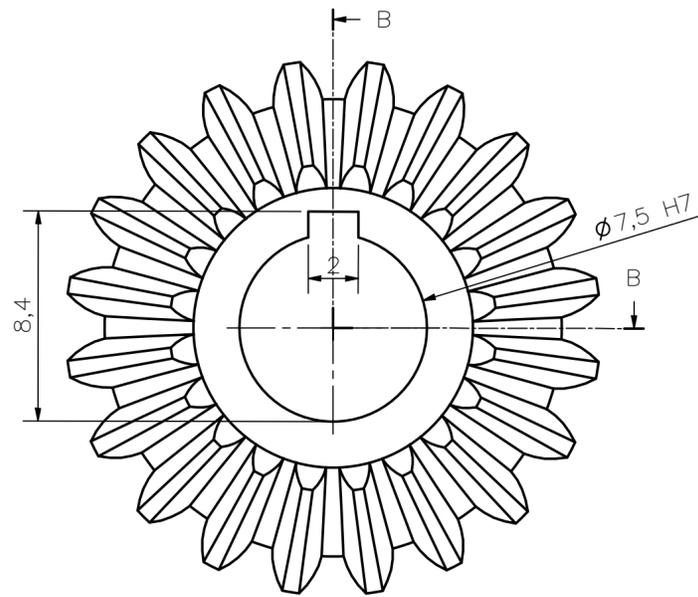


TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN ISO 2768-1							
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
FINO	±0,05	±0,05	±0,1	±0,15	±0,2	±0,3	±0,5

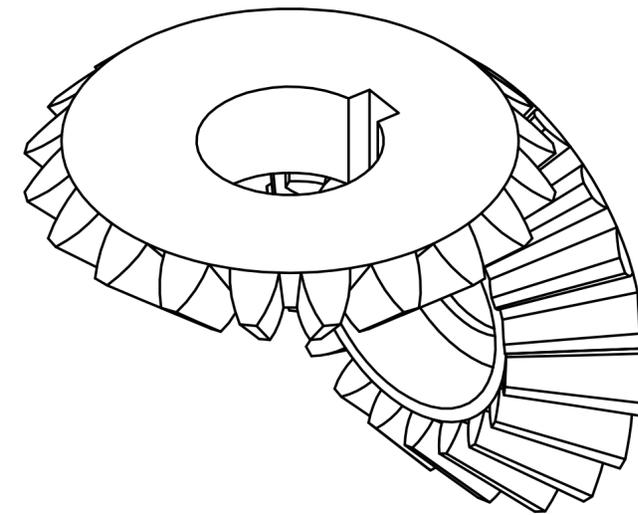
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	ÁRBOL DE TRANSMISIÓN	ESCALA 5:1
Acero inoxidable 0,8/√	Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.	FECHA: 2021.08.15
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	PLANO: A3.D005



CORTE A-A



CORTE B-B



MÓDULO	m_n	1
NÚMERO DE DIENTES	Z	20
ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE LOS DIENTES	β	0°
ÁNGULO DE LA HERRAMIENTA	α	20°
RELACIÓN DE TRANSMISIÓN	n	1:1

DATOS DEL TALLADO

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería - Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ENGRANAJES DEL
DIFERENCIAL

ESCALA

5:1

Acero
templado

Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

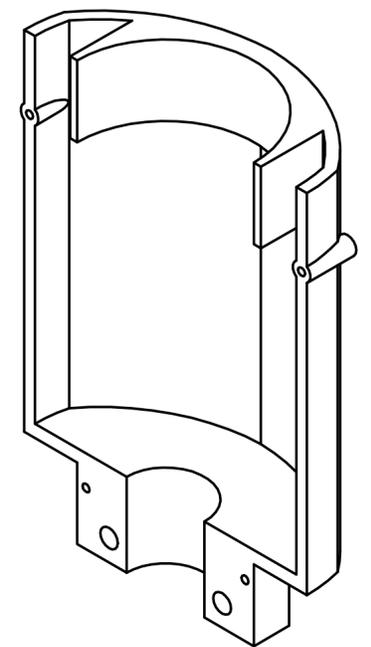
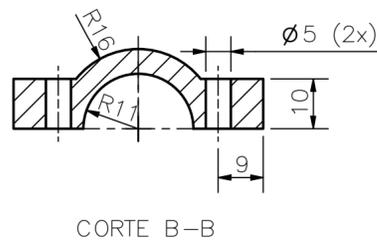
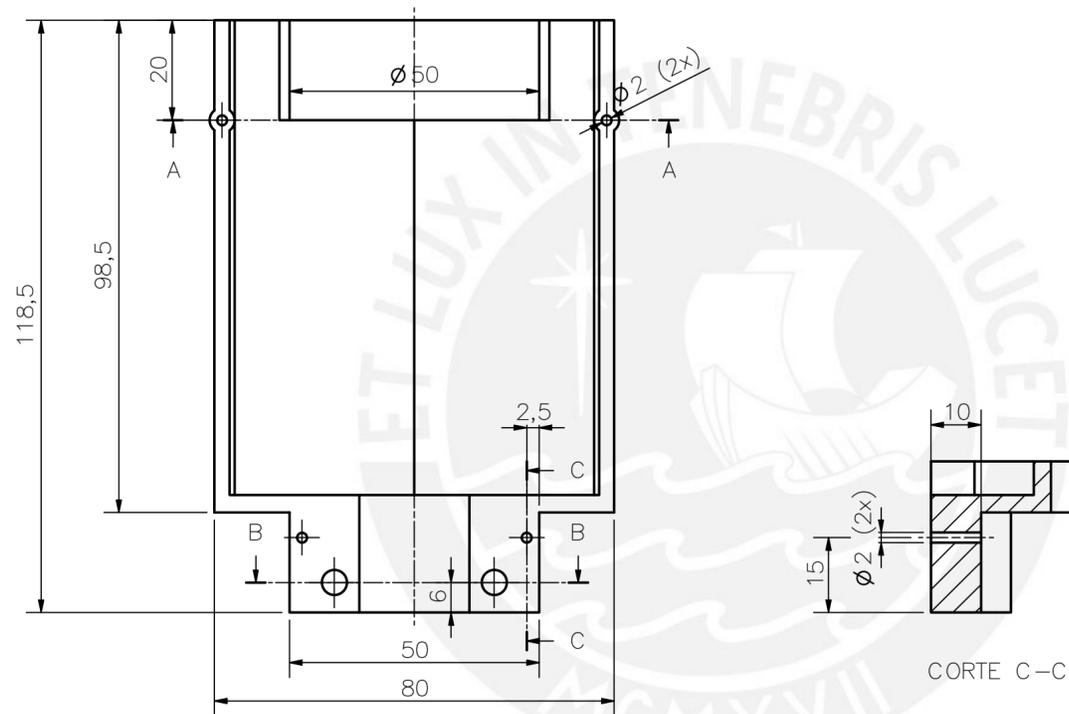
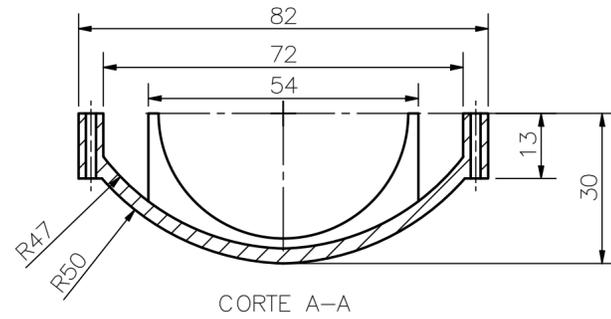
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

PLANO:
A2.D006

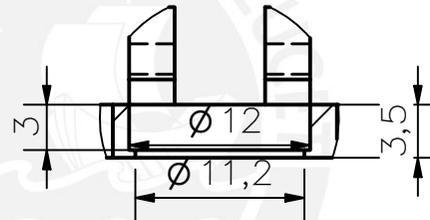
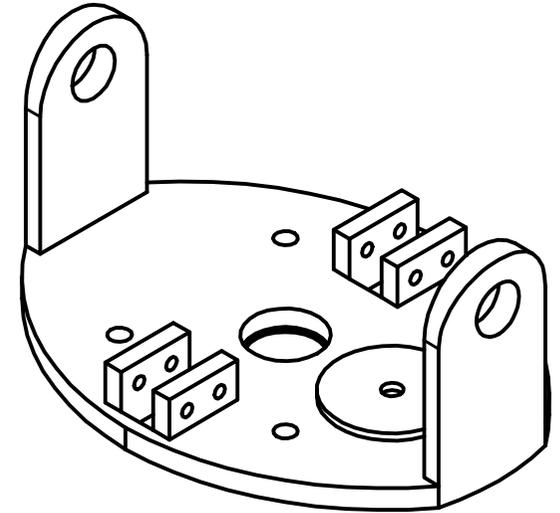
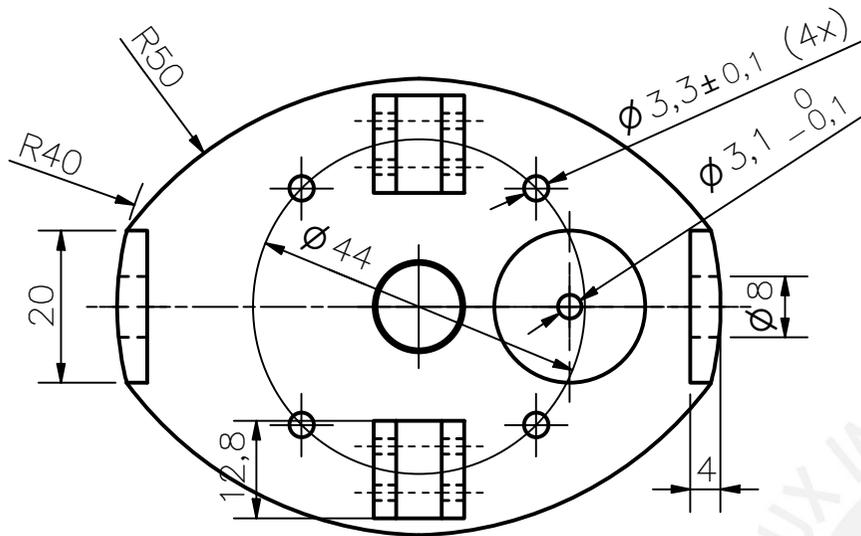
TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN ISO 2768-1

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
FINO	±0,05	±0,05	±0,1	±0,15	±0,2	±0,3	±0,5

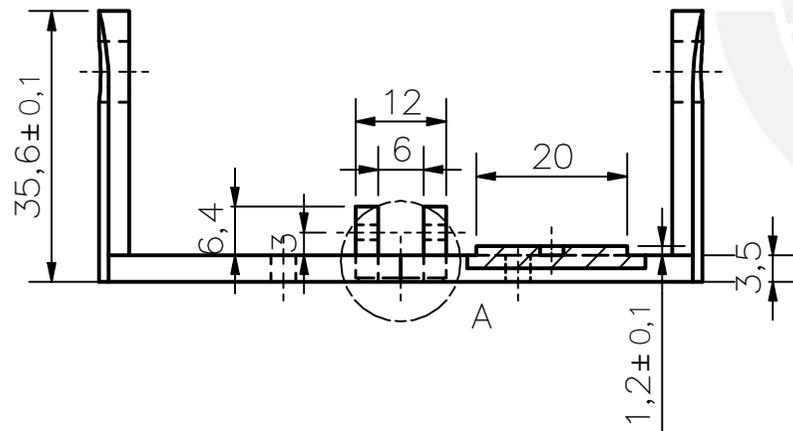


TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN E 7168					
TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	±1,0	±1,8	±2,5	±4,0	±6,0

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	ACOPLE GENERAL 2	ESCALA 1:1
Plástico PET	3,2	Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	FECHA: 2021.08.15 PLANO: A2.D007

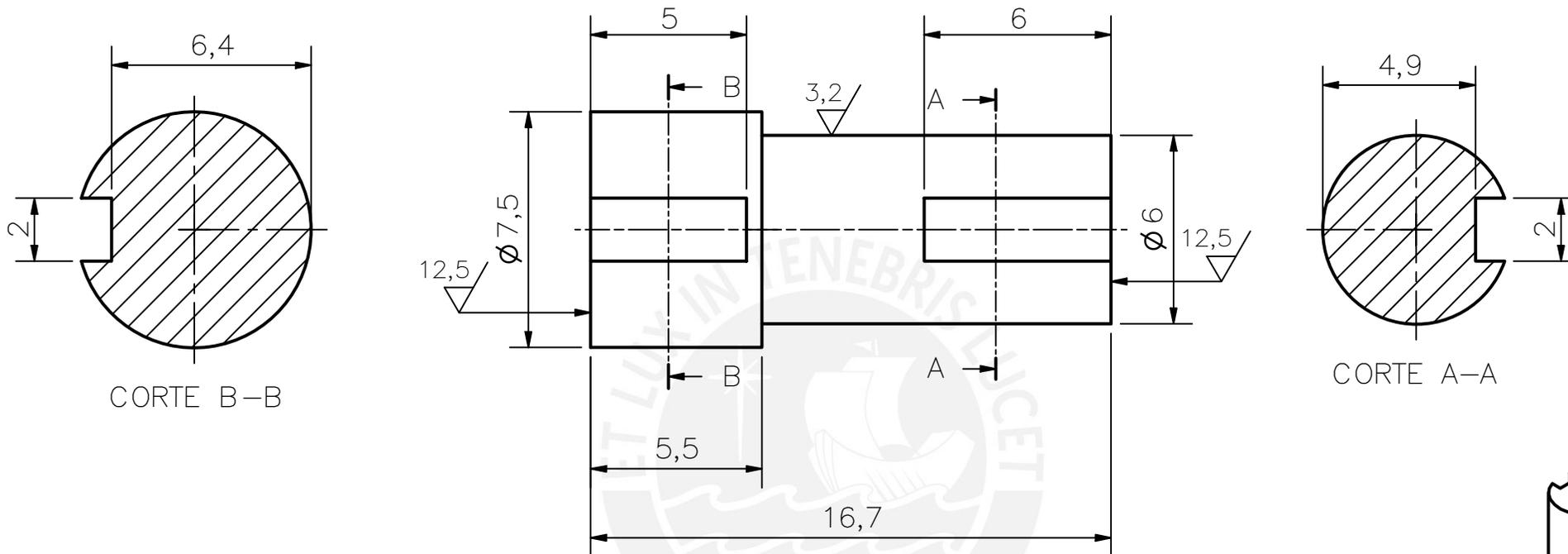


DETALLE A
ESCALA 2 : 1



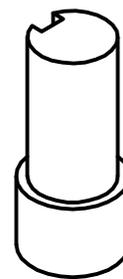
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN E 7168					
TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	$\pm 1,0$	$\pm 1,8$	$\pm 2,5$	$\pm 4,0$	$\pm 6,0$

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	ACOPLE FLEXIÓN–EXTENSIÓN	ESCALA 1:1
Plástico PET	Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.	FECHA: 2021.08.15
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	PLANO: A4.D008

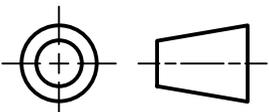


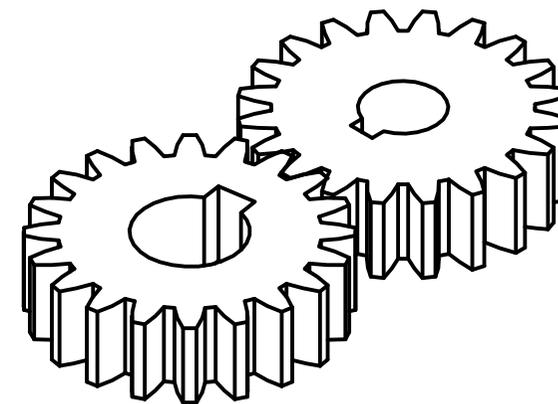
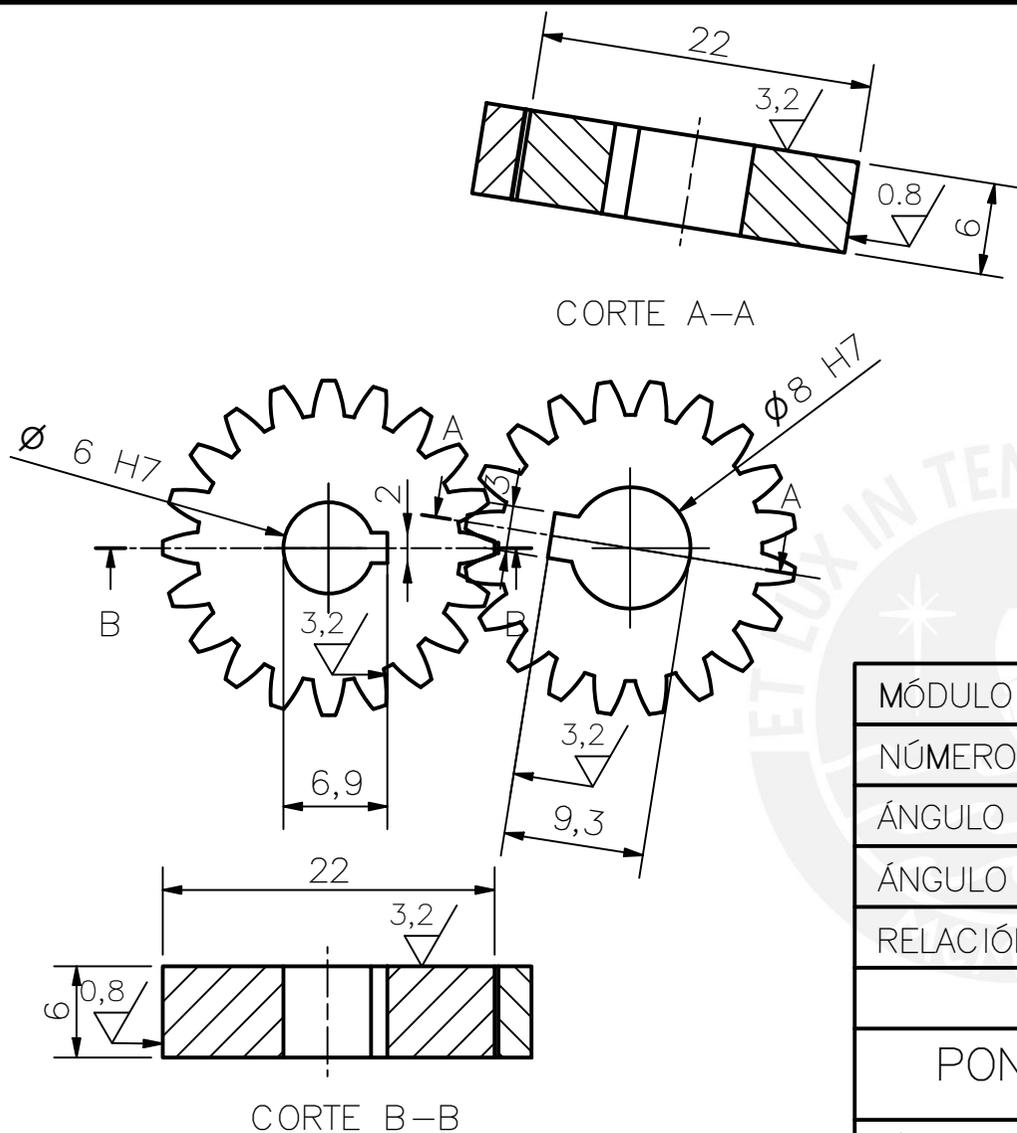
CORTE B-B

CORTE A-A



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN ISO 2768-1							
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
FINO	$\pm 0,05$	$\pm 0,05$	$\pm 0,1$	$\pm 0,15$	$\pm 0,2$	$\pm 0,3$	$\pm 0,5$

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	EJE PALIER SUPERIOR	ESCALA 5:1
Acero al 12,5/ carbono	Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.	FECHA: 2021.08.15
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	PLANO: A4.D009

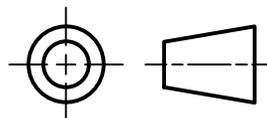


MÓDULO	m_n	1
NÚMERO DE DIENTES	Z	20
ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE LOS DIENTES	β	0°
ÁNGULO DE LA HERRAMIENTA	α	1:1
RELACIÓN DE TRANSMISIÓN	n	20°

DATOS DEL TALLADO

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ENGRANAJES RECTOS

ESCALA

2:1

DIN 16MnCr5 0,8

Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

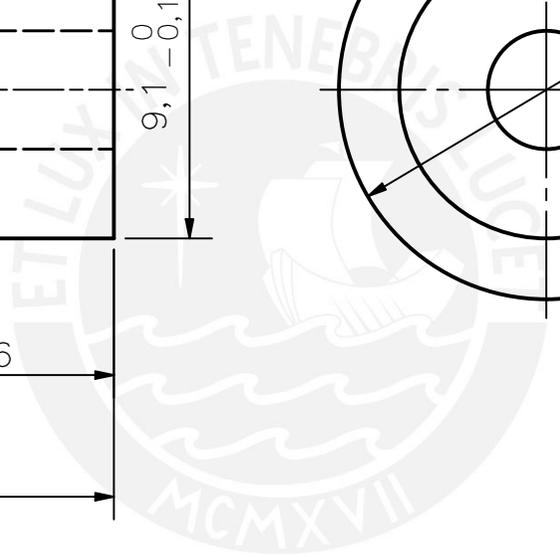
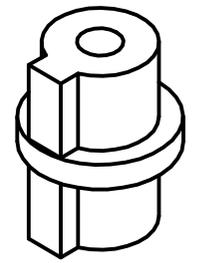
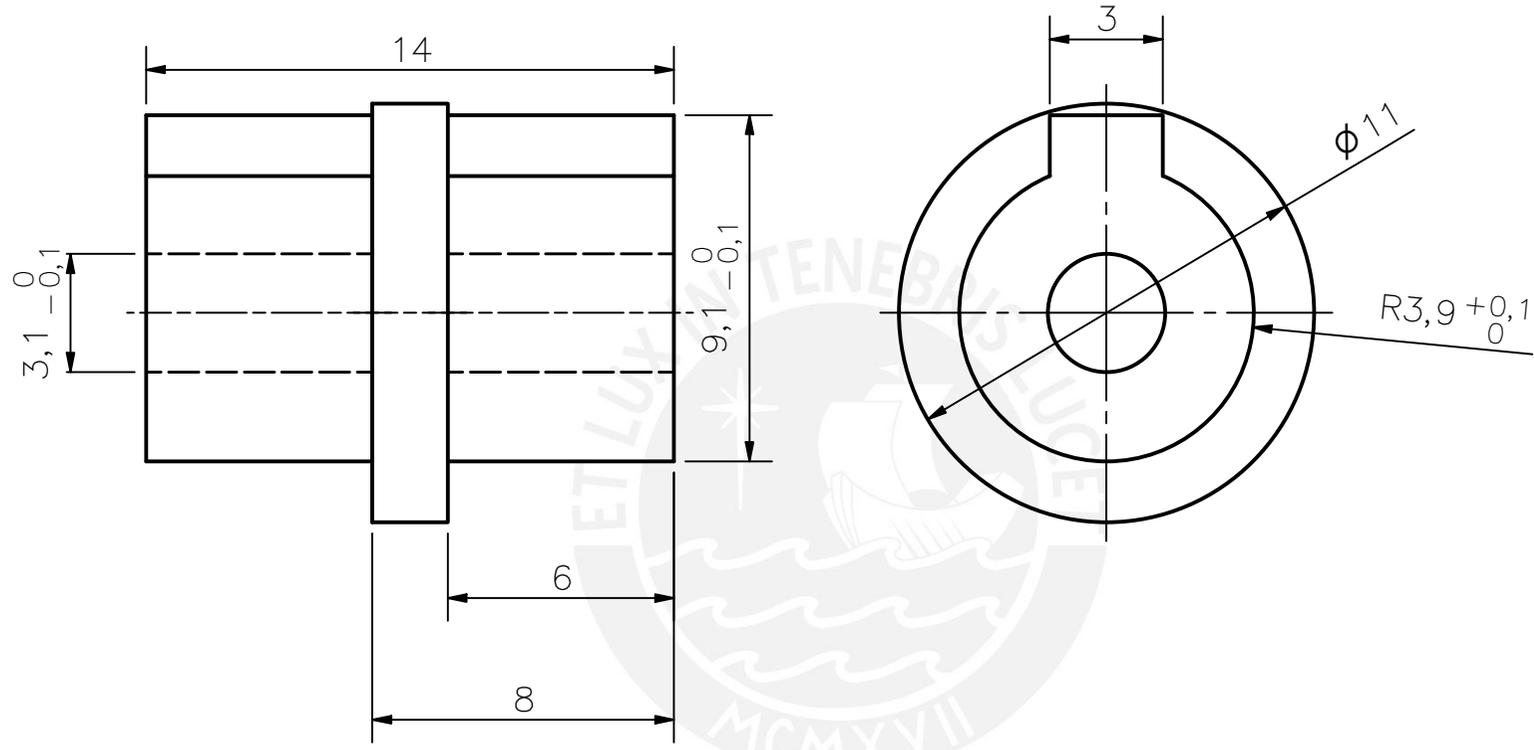
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

PLANO:
A4.D010

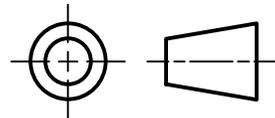
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN ISO 2768-1

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
FINO	±0,05	±0,05	±0,1	±0,15	±0,2	±0,3	±0,5



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



CHAVETA EJE AUXILIAR

ESCALA

5:1

Plástico PET 3,2/√

Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

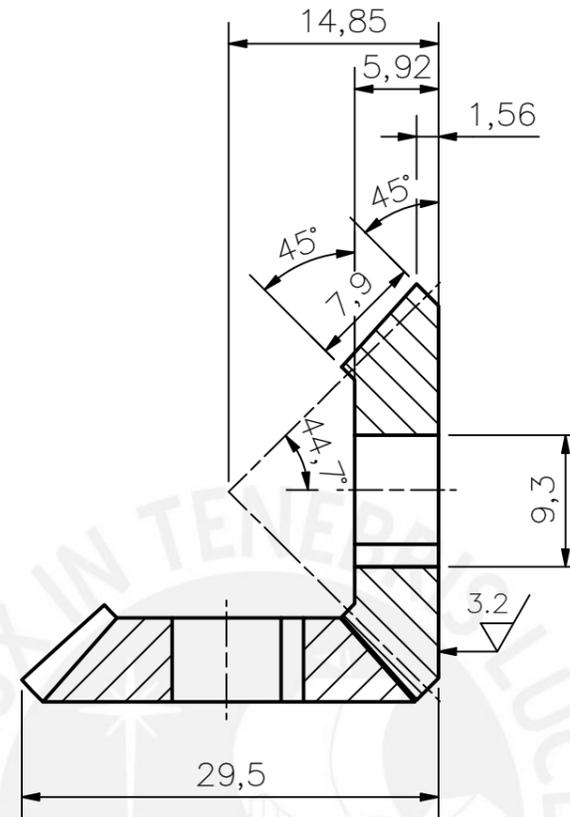
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

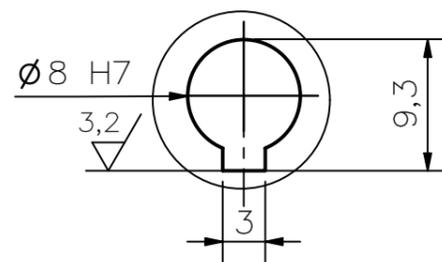
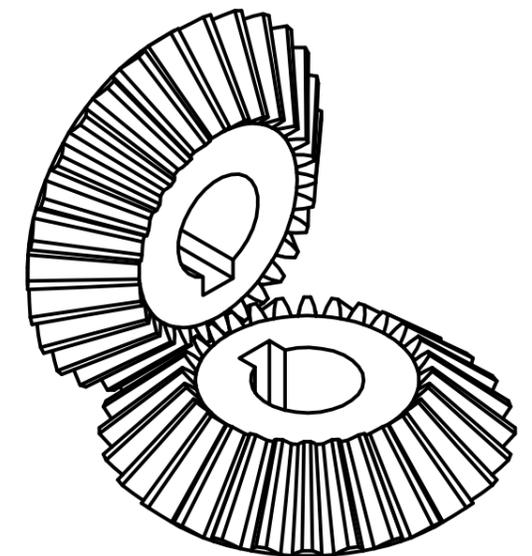
PLANO:
A4.D011

TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN E 7168

TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	±1,0	±1,8	±2,5	±4,0	±6,0



CORTE A-A



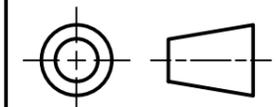
DETALLE B
ESCALA 2 : 1

MÓDULO	m_n	1
NÚMERO DE DIENTES	Z	28
ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE LOS DIENTES	β	0°
RELACIÓN DE TRANSMISIÓN	n	1:1
ÁNGULO DE LA HERRAMIENTA	α	20°

DATOS DEL TALLADO

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ENGRANAJES CÓNICOS

ESCALA

2:1

DIN 16MnCr5



Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo

FECHA:
2021.08.15

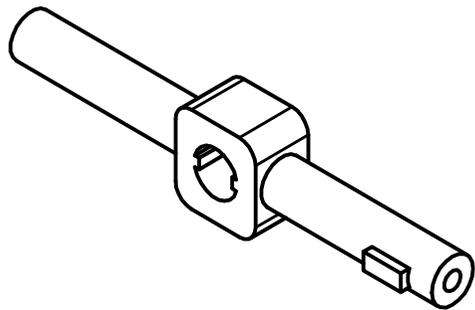
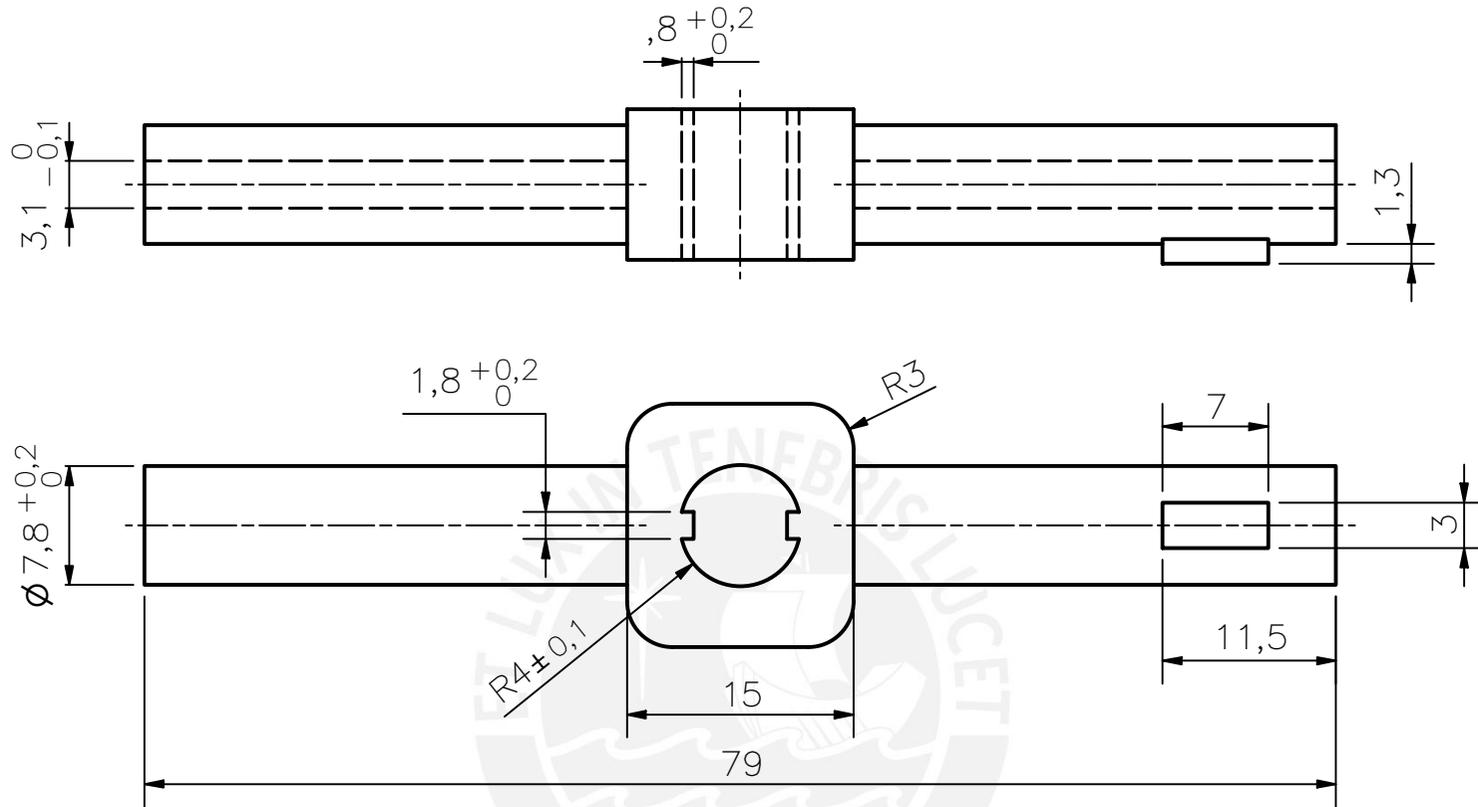
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

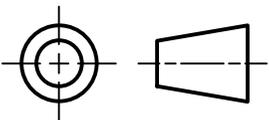
PLANO:
A3.D012

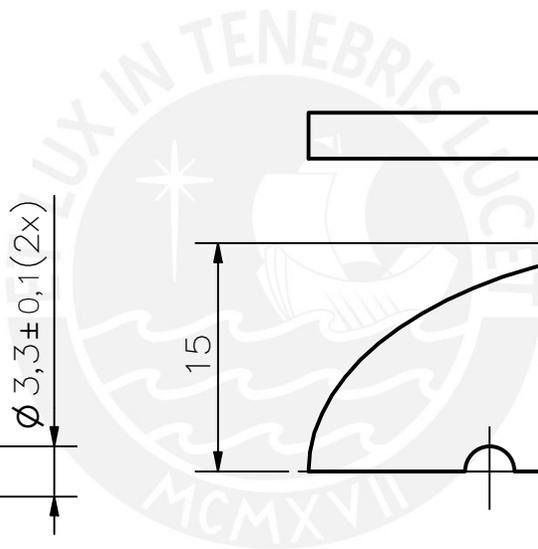
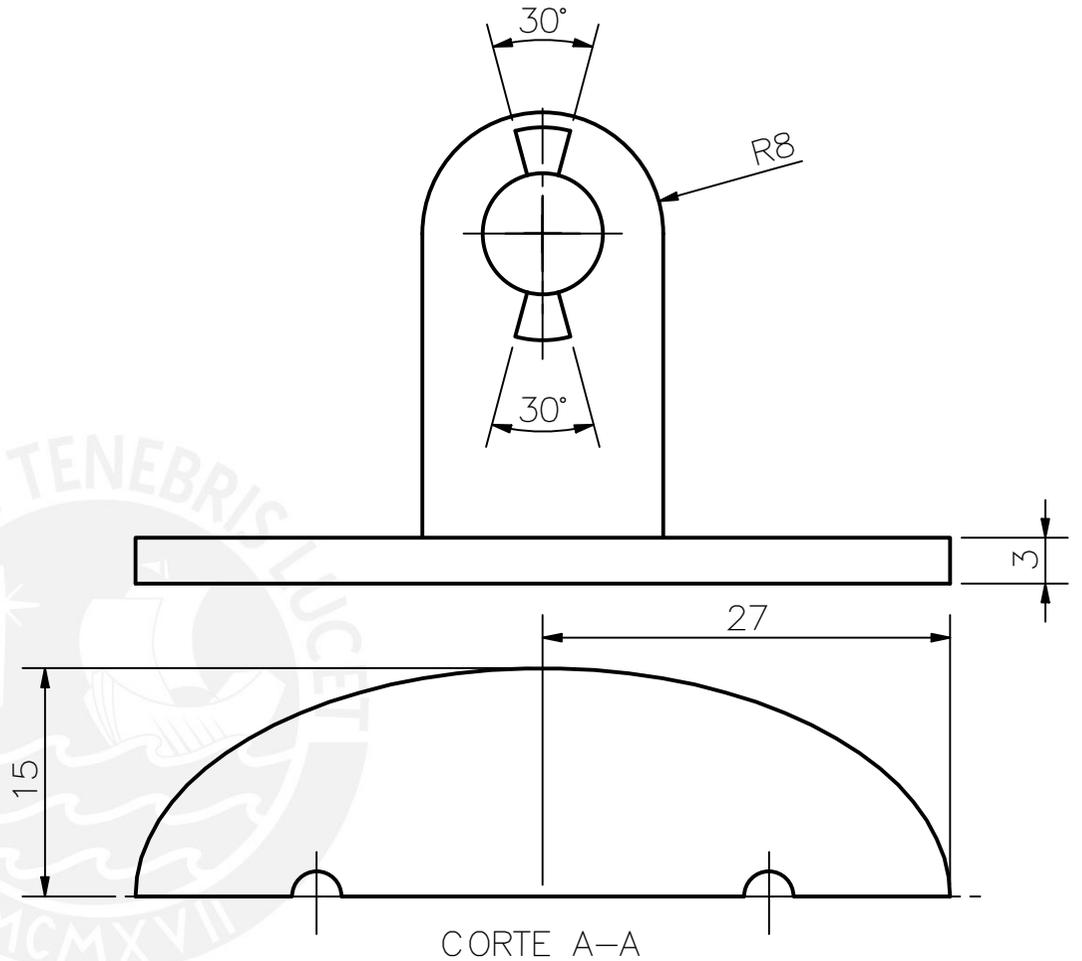
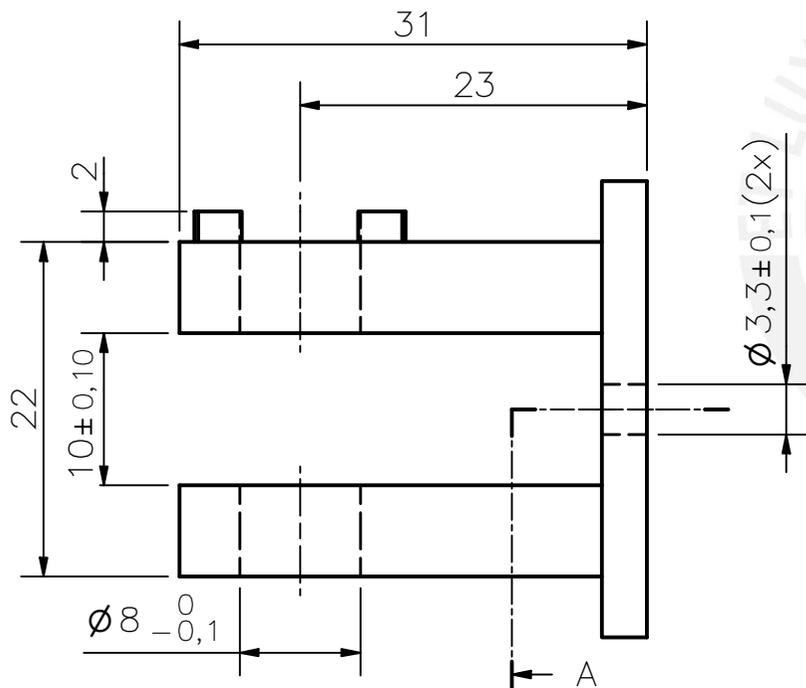
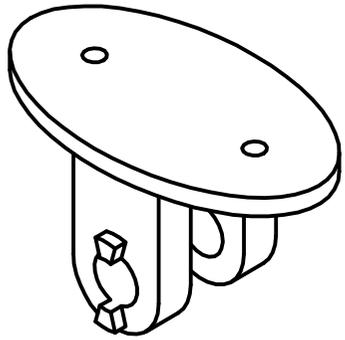
TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN ISO 2768-1

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
FINO	±0,05	±0,05	±0,1	±0,15	±0,2	±0,3	±0,5



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN E 7168					
TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	±1,0	±1,8	±2,5	±4,0	±6,0

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	EJE FLEXIÓN-EXTENSIÓN	ESCALA 2:1
 Plástico PET 3,2/3		FECHA: 2021.08.15
20144611	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	PLANO: A4.D013

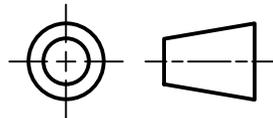


TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN E 7168

TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	±1,0	±1,8	±2,5	±4,0	±6,0

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ACOPLE
ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN

ESCALA

2:1

Plástico PET 3,2/3

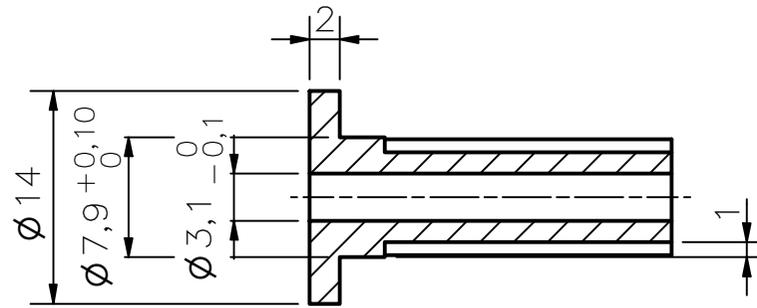
Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

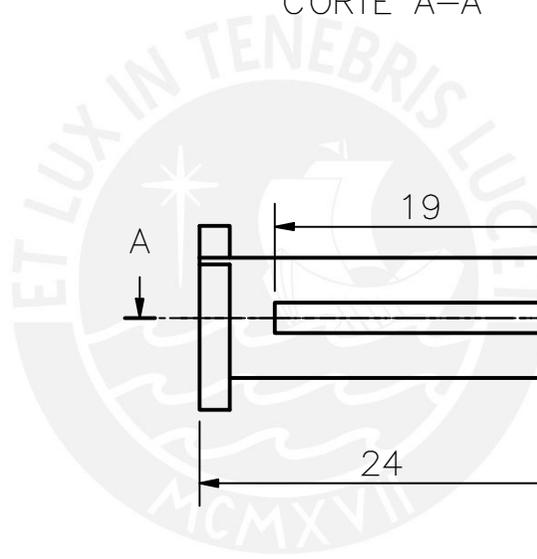
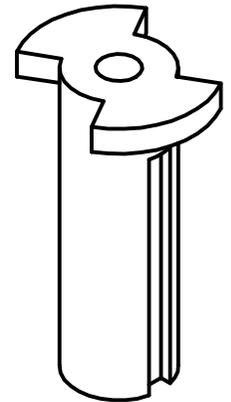
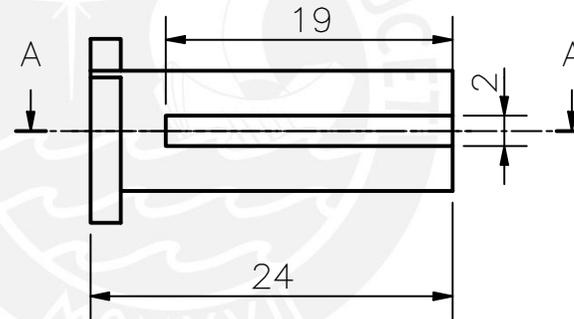
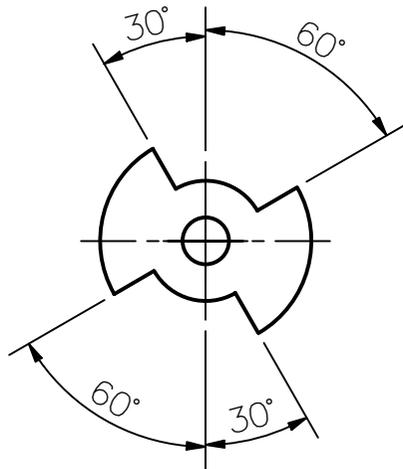
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

PLANO:
A4.D014

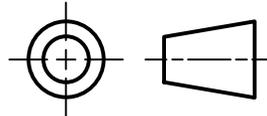


CORTE A-A



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ingeniería Mecatrónica

MÉTODO DE PROYECCIÓN



EJE
ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN

ESCALA

2:1

Plástico PET 3,2/3

Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo.

FECHA:
2021.08.15

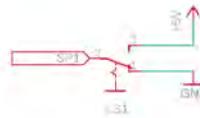
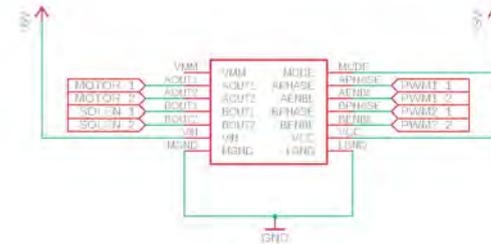
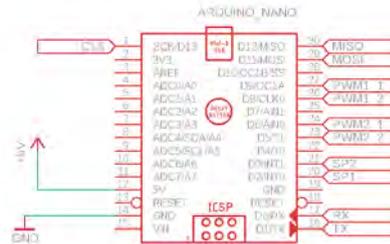
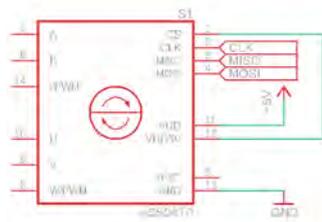
20144611

NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN

PLANO:
A4.D015

TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN E 7168

TIPO DE FUNDICIÓN	Más de 10 hasta 30	Más de 30 hasta 80	Más de 80 hasta 180	Más de 180 hasta 315	Más de 315 hasta 500
OTRAS FUNDICIONES	±1,0	±1,8	±2,5	±4,0	±6,0



01	PUENTE H	POLOLU	DRV8835
02	LIMIT SWITCH	CPM	0054
01	SENSOR DE POSICIÓN ANGULAR TIPO HALL	AMS	AS5047
01	MICROCONTROLADOR	ARDUINO	NANO
CANTIDAD	COMPONENTE	MARCA	MODELO

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

DISEÑO DE UNA MUÑECA PROTÉSICA DE TRES GRADOS DE LIBERTAD
PARA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL DE BAJO COSTO

PLANO ELECTRÓNICO

DISEÑADO	NARVAEZ JACOME, DANIEL STEVEN	CÓDIGO	20144611	PLANO	A3.C001
----------	-------------------------------	--------	----------	-------	---------

ESCALA:

1:1

FECHA:

2020.03.29

PLANO: