



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MANO CON
SISTEMA DE AGARRE BASADO EN UN MECANISMO TIPO PINZA
DE DOS GRADOS DE LIBERTAD

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR:

SANTIAGO FABRICIO OROZCO VALENCIA

Riobamba – Ecuador

2023



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MANO CON
SISTEMA DE AGARRE BASADO EN UN MECANISMO TIPO PINZA
DE DOS GRADOS DE LIBERTAD**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR: SANTIAGO FABRICIO OROZCO VALENCIA

DIRECTOR: Ing. JOHN GERMÁN VERA LUZURIAGA

Riobamba – Ecuador

2023

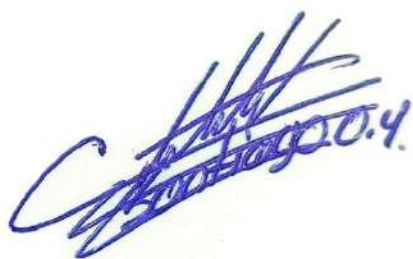
© 2023, Santiago Fabricio Orozco Valencia

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho del Autor.

Yo, Santiago Fabricio Orozco Valencia, declaro que el presente Trabajo de Integración Curricular es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Integración Curricular; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 29 de noviembre de 2023

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Santiago Orozco Valencia', with a large, stylized initial 'S' on the left.

Santiago Fabricio Orozco Valencia

C.I: 140091826-2

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA MECÁNICA

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: el Trabajo de Integración Curricular; Tipo: Proyecto Técnico: “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MANO CON SISTEMA DE AGARRE BASADO EN UN MECANISMO TIPO PINZA DE DOS GRADOS DE LIBERTAD**”, realizado por el Sr. **SANTIAGO FABRICIO OROZCO VALENCIA**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Dr. Edwin Fernando Viteri Núñez PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2023-11-29
Ing. John Germán Vera Luzuriaga DIRECTOR DE TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023-11-29
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba ASESOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023-11-29

DEDICATORIA

Dedico este proyecto a aquellas personas cuyo amor y apoyo han sido los pilares fundamentales en mi camino hacia la culminación de este logro trascendental. A mis amados padres, quienes con su inquebrantable compromiso y dedicación han sido la fuente constante de inspiración, fortaleza y guía. Esta tesis no solo es el resultado de años de arduo trabajo y perseverancia, sino también un tributo a su incansable sacrificio y aliento.

Desde el comienzo de este viaje, ustedes han estado a mi lado, infundiéndome la confianza necesaria para enfrentar cada desafío aun cuando no la merecía. En los momentos de duda, sus palabras alentadoras y sus gestos de apoyo me recordaron que era capaz de superar cualquier obstáculo. Cada esfuerzo que he realizado en esta carrera también ha sido un reflejo de la dedicación y los valores que me han inculcado a lo largo toda la vida.

“Si vas a hacer algo por poco que sea, hazlo lo mejor posible”

AGRADECIMIENTO

A todos los que han estado a mi lado en este viaje, ya sean amigos, mentores o seres queridos, les agradezco de corazón por su contribución. Cada conversación, cada consejo y cada momento compartido han enriquecido mi camino de aprendizaje. Espero que este trabajo honre su confianza en mi persona pues este proyecto es un testimonio tangible de su influencia duradera en mi formación como profesional.

Santiago Fabricio Orozco Valencia

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	xiii
ÍNDICE DE ANEXOS	xvi
RESUMEN	xvii
SUMMARY	xviii
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1.	DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA.....	2
1.1.	Antecedentes	2
1.2.	Planteamiento del problema.....	2
1.3.	Justificación	3
1.3.1.	<i>Justificación teórica</i>	3
1.3.2.	<i>Justificación metodológica</i>	3
1.3.3.	<i>Justificación práctica</i>	4
1.3.4.	<i>Justificación social</i>	4
1.4.	Objetivos	4
1.4.1.	<i>Objetivo general</i>	4
1.4.2.	<i>Objetivos específicos</i>	4

CAPÍTULO II

2.	MARCO TEÓRICO	5
2.1.	Biomecánica de la mano	5
2.1.1.	<i>Tipos de agarre de la mano</i>	5
2.2.	Antropometría de la mano	6
2.3.	Prótesis de miembro superior	7
2.3.1.	<i>Tipos de prótesis de miembro superior</i>	7
2.3.2.	<i>Mecanismos en las prótesis</i>	7
2.3.2.1.	<i>Gancho de agarre</i>	8
2.3.2.2.	<i>Mecanismos de flexión</i>	9
2.3.2.3.	<i>Mecanismos de rotación</i>	9
2.3.2.4.	<i>Mecanismos de extensión</i>	9

2.4.	Electromiografía	9
2.4.1.	<i>Valores promedios en electromiografía</i>	10
2.4.2.	<i>Electrodos EMGS</i>	10
2.5.	Prótesis mioeléctricas	11
2.6.	Diseño mecánico	12
2.7.	Software de simulación multi-cuerpo	13
2.8.	Fuerza de prensión o agarre	13
2.9.	Procesamiento de señales	14

CAPÍTULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	15
3.1.	Metodología de diseño	15
3.1.1.	<i>Despliegue de la función de calidad</i>	15
3.1.1.1.	<i>Voz del Usuario</i>	15
3.1.1.2.	<i>Voz del Ingeniero</i>	15
3.1.1.3.	<i>Resultados del despliegue de la función de la calidad</i>	16
3.1.2.	<i>Matriz morfológica</i>	17
3.1.3.	<i>Resultados de la matriz morfológica</i>	17
3.1.4.	<i>Análisis funcional</i>	18
3.1.5.	<i>Análisis modular</i>	19
3.1.6.	<i>Análisis de mecanismos</i>	19
3.1.6.1.	<i>Mecanismos de cierre</i>	19
3.1.6.2.	<i>Método de criterios ponderados</i>	21
3.1.6.3.	<i>Mecanismo de rotación</i>	23
3.2.	Diseño mecánico	23
3.2.1.	<i>Antropometría de la mano</i>	23
3.2.2.	<i>Análisis de los mecanismos seleccionados</i>	24
3.2.2.1.	<i>Análisis de mecanismo de cierre (a)</i>	24
3.2.2.2.	<i>Análisis de mecanismo de cierre (c)</i>	30
3.2.3.	<i>Selección del mecanismo de cierre</i>	35
3.3.	Diseño conceptual	35
3.4.	Diseño de la prótesis	36
3.4.1.	<i>Modelado de la mano</i>	36
3.4.2.	<i>Cálculos del mecanismo de cierre</i>	40

3.4.2.1.	<i>Fuerza de prensión del mecanismo</i>	40
3.4.3.	<i>Selección del actuador de cierre</i>	41
3.4.3.1.	<i>Modelado del piñón</i>	42
3.4.4.	<i>Modelado del dorso de la mano</i>	43
3.4.5.	<i>Modelado del brazo</i>	45
3.5.	Selección del actuador de giro	45
3.6.	Selección del proceso de manufactura	46
3.7.	Selección de material	47
3.8.	Análisis multi cuerpo	48
3.9.	Análisis por el método de elemento finito (MEF)	51
3.9.1.	<i>Importación de materiales</i>	52
3.9.2.	<i>Parámetros para simulación</i>	52
3.10.	Manufactura	55
3.10.1.	<i>Parámetros de impresión 3D</i>	55
3.11.	Control de la prótesis	57
3.11.1.	<i>Control mioeléctrico</i>	57
3.11.2.	<i>Selección del módulo de control</i>	58
3.11.3.	<i>Control de cierre</i>	59
3.11.4.	<i>Control de abertura</i>	59
3.11.5.	<i>Control de giro</i>	60
3.12.	Programación	60
3.12.1.	<i>Procesamiento de señales</i>	60
3.12.1.1.	<i>Filtrado de señales</i>	62
3.13.	Proceso de ensamble	63
3.14.	Protocolo de pruebas	64

CAPÍTULO IV

4.	MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	66
4.1.	Validación del modelado	66
4.2.	Comprobación análisis multi cuerpo	68
4.3.	Validación mediante CAE	70
4.3.1.	Mecanismo de cierre	70
4.3.1.1.	<i>Análisis (a)</i>	70
4.3.1.2.	<i>Análisis (b)</i>	71

4.3.2.	<i>Piñón del mecanismo de cierre</i>	73
4.3.3.	<i>Análisis para la unión muñeca – brazo</i>	75
4.4.	Evaluación de la manufactura	75
4.5.	Evaluación de las pruebas	76
4.6.	Tiempos de construcción y ensamble	77
4.7.	Análisis de costos	78
4.7.1.	<i>Costos directos</i>	78
4.7.1.1.	<i>Costo total directo</i>	80
4.7.2.	<i>Costos indirectos</i>	80
4.7.3.	<i>Costo total</i>	80

CAPÍTULO V

5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	81
5.1.	Conclusiones	81
5.2.	Recomendaciones	82

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1: Distribución de la fuerza de prensión por género	13
Tabla 3-1: Matriz morfológica	17
Tabla 3-2: Comparación de criterios	21
Tabla 3-3: Criterio "tipo de cierre"	21
Tabla 3-4: Criterio "elementos mecánicos"	21
Tabla 3-5: Criterio "apertura de la pinza"	22
Tabla 3-6: Control de prioridades	22
Tabla 3-7: Valores del análisis cinemático del mecanismo de cierre (a)	30
Tabla 3-8: Valores del análisis cinemático del mecanismo de cierre (c)	34
Tabla 3-9: Propiedades del modelado de la mordaza LP1	37
Tabla 3-10: Propiedades del modelado de la mordaza LP2	38
Tabla 3-11: Propiedades del modelado del tercer dedo	39
Tabla 3-12: Propiedades del actuador de cierre	41
Tabla 3-13: Propiedades del controlador mini L298n	42
Tabla 3-14: Propiedades del piñón	43
Tabla 3-15: Propiedades del actuador de giro	46
Tabla 3-16: Procesos de manufactura	47
Tabla 3-17: Propiedades del PLA	52
Tabla 3-18: Propiedades del TPU	52
Tabla 3-19: Valores para criterio "Element Quality"	52
Tabla 3-20: Análisis MEF (a)	53
Tabla 3-21: Análisis MEF (b)	54
Tabla 3-22: Análisis MEF (c)	54
Tabla 3-23: Análisis MEF (d)	54
Tabla 3-24: Parámetros de impresión 3D (a)	55
Tabla 3-25: Parámetros de impresión 3D (b)	55
Tabla 3-26: Parámetros de impresión 3D (c)	56
Tabla 3-27: Parámetros de impresión 3D (d)	56
Tabla 3-28: Parámetros del sensor AD8832	57
Tabla 3-29: Dimensiones del Arduino Nano	59
Tabla 3-30: Relaciones de ensamble	64

Tabla 3-31: Tabla para el protocolo de pruebas	65
Tabla 4-1: Ajustes en la modelación de los componentes	68
Tabla 4-2: Resultados análisis multi cuerpo.....	69
Tabla 4-3: Resultados mediante Ansys del análisis (a)	71
Tabla 4-4: Resultados mediante Ansys del análisis (b)	72
Tabla 4-5: Resultados mediante Ansys del análisis al piñón.....	74
Tabla 4-6: Resultados del protocolo de pruebas.....	76
Tabla 4-7: Tiempo de modelado y construcción	77
Tabla 4-8: Tiempo de ensamble	78
Tabla 4-9: Costos de equipos y herramientas.....	78
Tabla 4-10: Costos de mano de obra	78
Tabla 4-11: Costos de transporte	78
Tabla 4-12: Costos de materiales	79
Tabla 4-13: Costo total directo.....	80
Tabla 4-14: Costos indirectos.....	80
Tabla 4-15: Tabla de costos totales	80

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 2-1: Tipos de agarre de la mano	5
Ilustración 2-2: Modelo de yeso de una mano.....	6
Ilustración 2-3: Clasificación de las prótesis.....	7
Ilustración 2-4: Elementos actuadores	8
Ilustración 2-5: Mecanismos de gancho de agarre	8
Ilustración 2-6: Electromiografía de tipo EMGS	9
Ilustración 2-7: Curva voltaje de salida vs Fuerza	10
Ilustración 2-8: Electrodo EMGS	11
Ilustración 2-9: Prótesis mioeléctricas	12
Ilustración 2-10: Cinemática de los movimientos de la mano	12
Ilustración 2-11: Mediciones del segundo y tercer dedo	14
Ilustración 3-1: Casa de la calidad	16
Ilustración 3-2: Organigrama de nivel 0.....	18
Ilustración 3-3: Organigrama de nivel 1.....	18
Ilustración 3-4: Estructura modular.....	19
Ilustración 3-5: Mecanismo de cierre (a).....	20
Ilustración 3-6: Mecanismo de cierre (b)	20
Ilustración 3-7: Mecanismo de cierre (c).....	20
Ilustración 3-8: Elementos mecánicos en la alternativa 2	22
Ilustración 3-9: Mecanismo de rotación.....	23
Ilustración 3-10: Antropometría de la mano.....	24
Ilustración 3-11: Cinemática directa del mecanismo inicial.....	25
Ilustración 3-12: Ampliación de la ilustración 3-11	25
Ilustración 3-13: Cinemática directa de las mandíbulas del mecanismo de cierre (a).....	27
Ilustración 3-14: Ampliación para la mandíbula 1 (LP1), ilustración 3-13.....	28
Ilustración 3-15: Ampliación para la mandíbula 2 (LP2).....	29
Ilustración 3-16: Trayectoria del mecanismo (a) en Matlab.....	29
Ilustración 3-17: Cinemática directa del mecanismo de cierre (c).....	31
Ilustración 3-18: Ampliación para el eslabón AB de la ilustración 3-17.....	32
Ilustración 3-19: Cinemática directa de las mandíbulas del sistema de cierre (c).....	33
Ilustración 3-20: Trayectoria del mecanismo (c) en Matlab.....	34

Ilustración 3-21: Diseño conceptual de la prótesis.....	35
Ilustración 3-22: Vista frontal.....	35
Ilustración 3-23: Medidas preliminares para el conjunto de pinzas de agarre	36
Ilustración 3-24: Geometría de la mordaza LP1.....	37
Ilustración 3-25: Geometría de la mordaza LP2.....	37
Ilustración 3-26: Mordaza ensamblada	38
Ilustración 3-27: Geometría del tercer dedo.....	39
Ilustración 3-28: Modelado final del mecanismo de cierre	39
Ilustración 3-29: Diagrama de cuerpo libre.....	40
Ilustración 3-30: Motorreductor JGA25-310.....	41
Ilustración 3-31: Puente H, Mini L298n	42
Ilustración 3-32: Piñón del sistema	42
Ilustración 3-33: Medidas del motorreductor JGA25-310	43
Ilustración 3-34: Dorso y muñeca de la prótesis	44
Ilustración 3-35: Modelado de la mano.....	44
Ilustración 3-36: Modelo del brazo	45
Ilustración 3-37: Actuador de giro, MG996R.....	45
Ilustración 3-38: Selección del proceso de manufactura.....	46
Ilustración 3-39: Selección de material	48
Ilustración 3-40: Etapas de selección	48
Ilustración 3-41: Mecanismo de cierre y rotación en la interfaz de ADAMS	49
Ilustración 3-42: Restricciones en ADAMS.....	49
Ilustración 3-43: Programación de la velocidad de giro en MSC Adams	50
Ilustración 3-44: Programación de las fuerzas	50
Ilustración 3-45: Postprocessor MCS Adams.....	51
Ilustración 3-46: Deformación de los elementos en ANSYS	51
Ilustración 3-47: Evaluación visual (Element Quality).....	53
Ilustración 3-48: Impresión en PLA.....	57
Ilustración 3-49: Sensor AD8832.....	58
Ilustración 3-50: Arduino Nano.....	58
Ilustración 3-51: Extracto del código Realizado por: Orozco Santiago, 2023	59
Ilustración 3-52: Final de carrera	60
Ilustración 3-53: Script de simulink.....	61
Ilustración 3-54: Ruido del sensor sin contraer el músculo	61

Ilustración 3-55: Respuesta del sensor a contracciones del músculo	62
Ilustración 3-56: Señal filtrada	62
Ilustración 3-57: Prótesis ensamblada	63
Ilustración 4-1: Ensamble Dorso – Muñeca con el brazo.....	66
Ilustración 4-2: Ajustes de los componentes	67
Ilustración 4-3: Ajustes piñón – motor y eslabón -guía.....	67
Ilustración 4-4: Geometría de las yemas	68
Ilustración 4-5: Gráfica de torque en el actuador de cierre	69
Ilustración 4-6: Deformación total aplicado torques máximos	70
Ilustración 4-7: Factor de seguridad (a)	70
Ilustración 4-8: Presión en las yemas de las mordazas (dedos), análisis (a)	71
Ilustración 4-9: Deformación total, análisis con el piñón.....	72
Ilustración 4-10: Factor de seguridad (b)	72
Ilustración 4-11: Presión en las yemas de las mordazas (dedos), análisis (b)	73
Ilustración 4-12: Factor de seguridad en el piñón	73
Ilustración 4-13: Presión en el diente del piñón	74
Ilustración 4-14: Esfuerzos en el piñón.....	74
Ilustración 4-15: Deformación en los componentes, brazo - muñeca	75
Ilustración 4-16: Componentes impresos de la prótesis	75

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: IMPRESIÓN 3D DE LOS COMPONENTES.

ANEXO B: CÓDIGO DE CONTROL DE LA PRÓTESIS

ANEXO C: ELEMENTOS PARA EL PROTOCOLO DE PRUEBAS

ANEXO D: CÓDIGO MATLAB DEL MECANISMO DE CIERRE

ANEXO E: CIRCUITO ELECTRÓNICO

ANEXO F: ESPECIFICACIONES DE LA BATERÍA DE CONTROL

ANEXO G: GRÁFICAS DE INTERES DEL ANÁLISIS DINÁMICO

ANEXO H: PLANOS

RESUMEN

El proyecto técnico surge de la necesidad de aumentar el interés en la tecnología de prótesis para la mano, especialmente aquellas adaptables a diversas edades. Dada la limitada disponibilidad de este tipo de tecnología en el país, se busca mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas. El objetivo principal es diseñar y construir una prótesis de mano basada en un mecanismo tipo pinza de dos grados de libertad, controlada por señales mioeléctricas, con la finalidad de lograr una forma lo más similar posible a la posición de una pinza humana. Considerando la importancia funcional de los dedos índice, medio y pulgar en la vida cotidiana, se llevó a cabo un análisis QFD para identificar desafíos y trazar un camino seguro hacia el objetivo. Se estableció un análisis de diferentes mecanismos para determinar los módulos de la prótesis, seleccionándolos mediante criterios ponderados. Simultáneamente, se estudió la biomecánica de la mano y su antropometría para obtener medidas adaptables a una mano de adulto. Utilizando SolidWorks, se modelaron los elementos de la prótesis según las medidas y mecanismos seleccionados. La selección de materiales y procesos de manufactura se llevó a cabo mediante análisis CAE con los programas mencionados en la metodología. Finalmente, se realizó el control del sistema electrónico mediante programación en la plataforma Arduino, asegurando la seguridad necesaria con componentes adecuados. Esta metodología permitió obtener características clave de la prótesis, incluyendo el factor de seguridad global, el control mediante señales mioeléctricas y, crucialmente, un nivel de cumplimiento del 73% en las posiciones de mano deseadas durante las pruebas. En contexto, la selección de mecanismos, medidas, componentes del sistema de control y otras variables, así como el proceso de manufactura, cumplieron con los requerimientos necesarios, superando los desafíos y alcanzando el objetivo general del proyecto.

Palabras clave: <PRÓTESIS DE MANO> <SEÑALES MIOELÉCTRICAS> <ANÁLISIS CAE> <BIOMECÁNICA> <ANTROPOMETRÍA> <SOLIDWORKS (SOFTWARE)>.

2118-DBRA-UPT-2023



SUMMARY

The technical project arises from the need to increase interest in hand prosthesis technology, especially those adaptable to various ages. Given the limited availability of this type of technology in the country, the aim is to improve the quality of life of disabled people. The main objective is to design and build a hand prosthesis based on a clamp-type mechanism with two degrees of freedom, controlled by myoelectric signals, to achieve a shape as similar as possible to the position of a human clamp. Considering the functional importance of the index, middle, and thumb fingers in daily life, a QFD analysis was carried out to identify challenges and chart a safe path toward the goal. An analysis of different mechanisms was initiated to determine the modules of the prosthesis, selecting them using weighted criteria. Simultaneously, the biomechanics of the hand and its anthropometry were studied to obtain measurements adaptable to an adult hand. Using SolidWorks, the elements of the prosthesis were modeled according to the selected measurements and mechanisms. Considering the programs mentioned in the methodology, materials and manufacturing processes were determined through CAE analysis. Finally, the control of the electronic system was carried out through programming on the Arduino platform, ensuring the necessary security with appropriate components. This methodology allowed us to obtain critical characteristics of the prosthesis, including the overall safety factor, control through myoelectric signals, and, crucially, a compliance level of 73% in the desired hand positions during the tests. In context, the selection of mechanisms, measurements, control system components, and other variables, as well as the manufacturing process, met the requirements, overcoming the challenges and achieving the project's general objective.

Keywords: <HAND PROSTHESIS> <MYOELECTRIC SIGNALS> <QFD ANALYSIS>
<BIOMECHANICS> <ANTHROPOMETRY> <SOLIDWORKS (SOFTWARE)>.



Lic. Sandra Leticia Guijarro Paguay

C.I.: 0603366113

INTRODUCCIÓN

La pérdida de una extremidad tan importante en un accidente, por alguna enfermedad o por otro factor como es la mano, puede representar un desafío, una inseguridad y daños psicológicos para las personas afectadas, pues afecta tanto su independencia en las actividades diarias como su bienestar y puede terminar creando personas dependientes de otras, entonces ya no es solo un problema físico sino también psicológico. Para abordar esta problemática, los avances en la biomecánica, la electrónica y la robótica han permitido el desarrollo de prótesis cada vez más sofisticadas, capaces de imitar de manera más precisa los movimientos y la funcionalidad de una mano humana.

En este contexto, el enfoque de este proyecto es la creación de una prótesis de mano que implementa un sistema de agarre basado en un mecanismo tipo pinza de dos grados de libertad. Esto implica la capacidad de realizar movimientos de apertura y cierre, así como ajustar la posición de los dedos para adaptarse a diferentes objetos y tareas. A través de la combinación de la ingeniería mecánica y la electrónica, se busca lograr una prótesis que no solo ofrezca funcionalidad, sino también comodidad y estética, contribuyendo así a mejorar la calidad de vida y la integración social de las personas beneficiarias.

En la gama de procesos existentes tanto para el prototipado como para la manufactura resalta varios donde se resalta la impresión 3D adaptándose a los nuevos materiales de construcción, por lo que al igual que los diversos controles existentes puede encontrarse la ergonomía requerida para la presentación de la prótesis diseñada.

En el transcurso de este trabajo, se explorarán los fundamentos teóricos que respaldan el diseño de prótesis de mano, incluyendo aspectos biomecánicos y mecánicos, así como las consideraciones ergonómicas y de interfaz con el usuario. Además, se detallarán los pasos del proceso de construcción, desde la selección de materiales hasta la implementación de los componentes electrónicos y sistemas de control. El resultado final no solo representa un logro técnico, sino también un testimonio del poder de la innovación basado en las nuevas tecnologías.

Con este proyecto técnico se busca mostrar el uso de las tecnologías para reducir las estadísticas de discapacidad en sectores como la industria ya que el tener una forma de suplir los miembros perdidos podemos permitir que las personas afectadas puedan incluirse en la vida laboral y cotidiana si ningún tipo de traba, vergüenza, discriminación, etc.

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1. Antecedentes

La mano como elemento principal del control y manipulación de objetos por el ser humano, es una parte fundamental en el desenvolvimiento de toda persona en el entorno social, familiar y laboral, por ello las personas que han perdido estas extremidades pueden quedar reprimidas a llevar a cabo un porcentaje de tareas limitadas, por lo cual, con el avance de la ciencia se busca sustituir estas extremidades perdidas y poder recuperar el uso de esta herramienta mecánica del ser humano.

El diseño y construcción de prótesis de mano es un campo en constante evolución, con el objetivo de mejorar la calidad de vida de las personas que han perdido sus manos debido a accidentes, enfermedades o amputaciones.

En el pasado, las prótesis de mano se basaban en diseños mecánicos simples, y en algunos casos, sólo permitían realizar movimientos básicos, como abrir y cerrar la mano. Con los avances tecnológicos, se han desarrollado prótesis más complejas, que permiten una mayor variedad de movimientos y se adaptan mejor a las necesidades de los usuarios, como se menciona en “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano” se ha logrado crear sensores, los cuales permiten realizar el control del mecanismo mediante el órgano residual del usuario (Jofre L Brito et al., 2013).

En conformidad, para brindar apoyo al Grupo de Investigación y Estudios en Bioingeniería (GIEBI) de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo se encontró el caso específico de una prótesis de mano con sistema de agarre basado en un mecanismo tipo pinza de dos grados de libertad, la cual imitaría el movimiento natural de la mano humana al momento de realizar una pinza, es decir, cerrar los dedos alrededor de un objeto.

Este tipo de prótesis se basó en un mecanismo compuesto por dos piezas que se desplazan en dos planos perpendiculares, permitiendo al usuario ajustar la posición de la mano y la fuerza de agarre, el mecanismo está conectado a sensores que detectan la señal eléctrica producida por los músculos del brazo, permitiendo que el usuario controle la prótesis con movimientos musculares.

1.2. Planteamiento del problema

La discapacidad en las manos es una limitación física que afecta a muchas personas en todo el mundo, las prótesis de mano son una solución común para ayudar a las personas con discapacidades en las manos a recuperar su movilidad y su independencia, pero tienden a ser estéticas en su mayoría debido a los complejos movimientos requeridos y su costo económico de implementación, así mismo, en países tercermundistas como Ecuador la tecnología de éstas, es limitada y el poco impulso en la ciencia de sensores no permite responder a las necesidades de este tipo de discapacidad.

Según las estadísticas de discapacidad brindadas por el ministerio de salud en su portal web, en Ecuador existen 215.156 personas con discapacidad física, centrándose en la provincia de Chimborazo con 5470 personas, entre estas se encuentran los posibles usuarios del tipo de prótesis planteada (MSP, 2023).

Así, se planteó desarrollar una prótesis de mano con mecanismo tipo pinza que pueda proporcionar una mayor libertad de movimiento y precisión a las personas con discapacidades en las manos sin tomar en cuenta el tipo de corte en el órgano residual. Es un desafío complejo debido a la necesidad de integrar componentes electrónicos y mecánicos, y garantizar que la prótesis sea ergonómica y adaptable según las medidas del usuario de esta.

1.3. Justificación

1.3.1. Justificación teórica

Actualmente, existen muchas personas que han perdido la capacidad de utilizar una o ambas manos debido a lesiones, enfermedades o deficiencias congénitas. En muchos casos, estas personas pueden mejorar su calidad de vida y capacidad funcional con la ayuda de prótesis de mano.

Sin embargo, las prótesis de mano actuales presentan limitaciones en cuanto a su funcionalidad, comodidad y accesibilidad. En particular, la mayoría de los sistemas de agarre en prótesis de mano disponibles en el mercado no ofrecen la misma precisión y fuerza de agarre que una mano humana, lo que limita la capacidad del usuario para manipular objetos con precisión.

En este contexto el implementar mecanismos versátiles básicos como lo es el tipo pinza permitirá obtener un correcto funcionamiento en la prótesis, de manera que el mantenimiento de esta no sea complicado.

1.3.2. Justificación metodológica

Desde el punto de vista metodológico el proyecto se basa en la necesidad de aplicar un enfoque sistemático y riguroso para lograr un resultado eficaz y eficiente. La metodología utilizada en el diseño y simulación de la prótesis de mano debe ser adecuada y coherente con los objetivos planteados, y debe permitir una evaluación objetiva del proyecto

Es necesario realizar una revisión bibliográfica exhaustiva para comprender las características y limitaciones de las prótesis, los materiales y tecnologías utilizadas en su fabricación, y las técnicas de simulación y diseño computacional que se han utilizado con éxito en el pasado.

Es importante definir claramente los objetivos y especificaciones de la prótesis, incluyendo los criterios de evaluación y las restricciones técnicas. Esto permitirá tener una visión clara del problema y establecer los criterios para evaluar la solución propuesta.

1.3.3. *Justificación práctica*

Desde el punto de vista práctico el proyecto se basa en la necesidad de ofrecer una solución innovadora y efectiva para personas que han perdido una o ambas manos. Esta solución debe proporcionar una funcionalidad adecuada para realizar actividades cotidianas, y mejorar la calidad de vida de los usuarios

1.3.4. *Justificación social*

Desde el punto de vista social el proyecto puede mejorar significativamente la calidad de vida de los posibles usuarios, permitiéndoles realizar tareas cotidianas con mayor facilidad, trabajar y estudiar con mayor eficiencia, y participar en actividades sociales y recreativas.

1.4. *Objetivos*

1.4.1. *Objetivo general*

Diseñar y construir una prótesis de mano con sistema de agarre basado en un mecanismo tipo pinza de dos grados de libertad

1.4.2. *Objetivos específicos*

- Estudiar los movimientos requeridos para el mecanismo de la prótesis
- Determinar los requerimientos funcionales y parámetros de diseño
- Diseñar mediante software el modelo de la prótesis.
- Analizar los componentes y movimientos de la prótesis en softwares dinámicos
- Construir las partes de la prótesis y ensamblarlas
- Verificar la funcionalidad de la prótesis y evaluar los resultados de las pruebas

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Biomecánica de la mano

La biomecánica de la mano es el estudio de los movimientos y fuerzas que ocurren en este órgano, esta rama de estudio nos permite conocer su estructura y las partes que lo conforman como los músculos, tendones, huesos y articulaciones. Ya que la mano es una estructura compleja que se compone de muchas partes móviles.

Esta ciencia nos permite conocer los tipos de movimientos y agarres de la mano dándonos así el entendimiento del sistema complejo de la mano con un total de veinte grados de libertad, que son activados por los diferentes componentes mencionados anteriormente. Su cuerpo es una estructura ósea la cual actúa como agente mecánico para producir los cambios de posición del órgano, los actuadores de este complejo sistema vienen a ser los músculos y tendones involucrados.

2.1.1. Tipos de agarre de la mano

La capacidad de la mano humana para realizar varios tipos de agarres se debe a la presencia de al menos cuarenta músculos que se activan mediante las articulaciones de la estructura ósea. A lo largo del tiempo, se han realizado diversos estudios sobre este tema, entre los cuales destaca la taxonomía de Schlesinger en 1919, que identificó seis tipos de agarre en la mano humana (Quinayás, Burgos, 2010). Estudios más recientes, como en la taxonomía de Kapandji en 2006, han descubierto hasta veintiséis tipos de agarre diferentes en la mano, algunos de los cuales son bastante complejos y varían según la situación (Cepriá Bernal, 2016). Por esta razón, se han definido seis posiciones básicas de Schlesinger que se utilizan para el diseño de prótesis según el tipo de amputación del usuario. La ilustración 2-1 muestra la taxonomía de Schlesinger.

Las seis categorías de agarre de la mano son los siguientes: a) cilíndrico, b) de punta, c) de gancho, d) palmar, e) esférico, f) lateral.

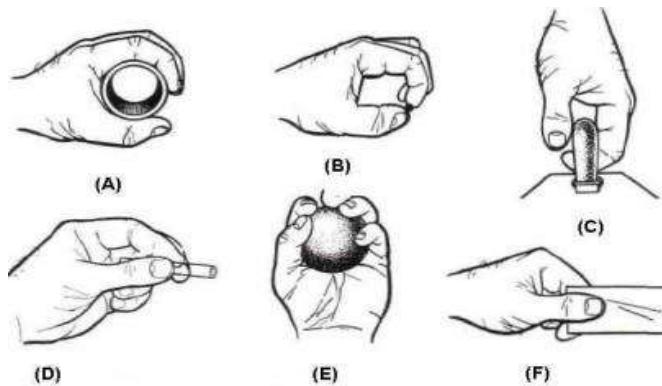


Ilustración 2-1: Tipos de agarre de la mano

Fuente: (Quinayás Burgos, 2010)

2.2. Antropometría de la mano

La antropometría es una metodología para medir y estudiar las dimensiones y proporciones físicas de la mano humana, se realiza con el objetivo de obtener datos certeros sobre el tamaño de la forma del órgano para poder diseñar productos que se asemejen a la anatomía de la mano humana, también ayuda en la evaluación del rendimiento de la mano en actividades específicas.

La metodología utilizada se basa en la medición de diversas dimensiones, tales como la longitud y la anchura de la palma de la mano, así como también la longitud y la anchura de los dedos, la distancia entre ellos y otros parámetros que pueden ser relevantes para la fabricación de productos ergonómicos.

Al realizar las mediciones en una persona de similares características al usuario portador, en la mano puede ocurrir fallas de mediciones debido a la piel y otros factores como movimientos inoportunos, para ello se recomienda realizar moldes de yeso u otro material para que el diseñador tenga en situ las mediciones necesarias del producto como se muestra en el artículo “Development of low-cost customised hand prostheses by additive manufacturing”, en donde, se considera realizar un modelo de yeso de una mano real para aplicar al diseño (Ferreira et al., 2018).



Ilustración 2-2: Modelo de yeso de una mano

Fuente: (Ferreira et al., 2018):

Esta técnica nos permite entender las articulaciones fundamentales para realizar los movimientos necesarios de la mano.

2.3. Prótesis de miembro superior

Las prótesis de miembro superior son dispositivos diseñados para reemplazar partes del brazo amputadas debidas a una causa, como una lesión, enfermedad o malformaciones. Estas prótesis de diseñan para imitar la función y la apariencia de un brazo o de la mano natural. En la actualidad suelen incorporar componentes electrónicos y actuadores como motores, servomotores y pistones hidráulicos. Algunas prótesis incluso utilizan señales electromiográficas (EMG) para detectar la actividad muscular residual del paciente y controlar la prótesis de manera más precisa y natural. Existen dos grandes grupos de prótesis: exoesqueléticas y endoesqueléticas

2.3.1. Tipos de prótesis de miembro superior

Debido a su complejidad, la mano humana a menudo requiere dos prótesis diferentes para lograr una funcionalidad óptima, en “Opciones de prótesis de miembros” se detallan cinco tipos generales para las prótesis de miembros superiores, se puede observar la clasificación en la ilustración 2-3.

- Prótesis pasivas
- Prótesis accionadas por el cuerpo
- Prótesis mioeléctricas accionadas externamente
- Prótesis híbridas
- Prótesis específicas para cada actividad (Stokosa, 2021).

2.3.2. Mecanismos en las prótesis

La complejidad de las prótesis varía según la función a realizar, para ello se debe emplear varios mecanismos según la necesidad del usuario entre cuales se pueden destacar varios mecanismos como lo es el de agarre de gancho o tipo pinza, los mecanismos de transmisión aumentan y varían según las articulaciones de la prótesis. Así mismo la ergonomía de esta se ve afectada por el tipo de actuador que se pretende usar en el diseño, de tal manera que las prótesis pasivas y activadas por el cuerpo humano son las únicas en no incluir electrónica o sistema complejos de potencia.

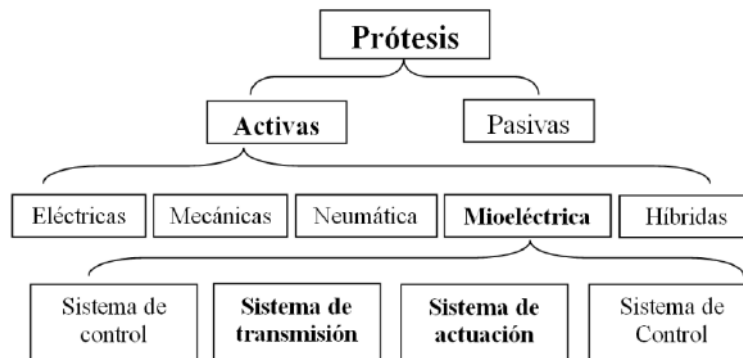


Ilustración 2-3: Clasificación de las prótesis

Fuente: (Díaz Montes, Dorador Gonzáles, 2009)

El sistema de actuación este compuesto por elementos que entregan la potencia para el movimiento de la prótesis se muestra su clasificación según el actuador usado para el diseño.

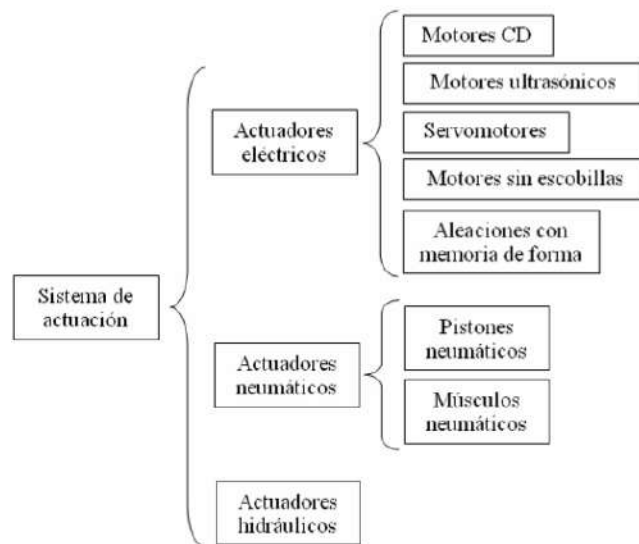


Ilustración 2-4: Elementos actuadores

Fuente: (Díaz Montes, Dorador Gonzáles, 2009)

En la evolución de las prótesis se ha visto grandes avances con diferentes mecanismos, se detalla algunos.

2.3.2.1. *Gancho de agarre*

Es un mecanismo simple que se utiliza para agarrar objetos. Consiste en una pinza en forma de gancho que se abre y se cierra mediante un mecanismo de palanca.



Ilustración 2-5: Mecanismos de gancho de agarre

Fuente: (Brito et al, 2013)

2.3.2.2. Mecanismos de flexión

Estos permiten la flexión de los dedos y la muñeca para agarrar objetos con diferentes formas y tamaños. Pueden funcionar mediante un sistema de palancas, cables y muelles.

2.3.2.3. Mecanismos de rotación

Estos permiten la rotación de la muñeca para realizar actividades como sostener una taza o conducir un vehículo. Pueden funcionar mediante un sistema de palancas y cables.

2.3.2.4. Mecanismos de extensión

Estos permiten la extensión de los dedos y la muñeca para liberar objetos y soltarlos. Pueden funcionar mediante un sistema de palancas, cables y muelles (Díaz Montes, Dorador Gonzáles 2009).

2.4. Electromiografía

En electromiografía existen 2 ramas: las EMG y EMGS, la primera se basa en introducción de agujas como electrodos para medir la respuesta muscular, en la cual se puede medir y obtener información acerca del daño muscular.

Las EMGS (Electromiografía de superficie) es una técnica no invasiva que registra la actividad eléctrica de los músculos a través de electrodos que se colocan en la piel sobre el músculo. Esta técnica se utiliza para evaluar la función muscular y nerviosa en una variedad de situaciones clínicas, incluyendo lesiones musculares y pérdidas de miembros (García 2017).

En el manejo de la señal EMGS en las prótesis mioeléctricas, se requiere un correcto control.



Ilustración 2-6: Electromiografía de tipo EMGS

Fuente: (García ,2017)

2.4.1. Valores promedios en electromiografía

En el campo de la electromiografía, el reconocimiento preciso de señales es de suma importancia. Esto se debe a que las señales eléctricas generadas por la actividad muscular suelen tener una amplitud muy pequeña, y su procesamiento requiere de la amplificación de voltaje a través de amplificadores de ganancia. Dependiendo de factores como el tipo de sensor utilizado, la condición del músculo bajo prueba, la posición del sensor y la electrónica de entrada, la amplitud de la señal puede variar desde valores mínimos de 0.1, 10, 30 hasta máximos de 200 y 500 milivoltios. Sin embargo, a través del procesamiento de la señal, es posible obtener valores de voltaje de salida adecuados para su manejo en módulos de control, que oscilan desde 0.5, 0.8 hasta 10 voltios (Díaz et al. 2019).

Por otro lado, la frecuencia de los sensores suele variar desde 10 hasta 500 Hz, y la duración de la señal puede estar en un rango de 50mseg a 0.5 seg. La relación entre la señal y el ruido generado también puede variar, dependiendo de la calidad del procesamiento del módulo, el tipo de sensor utilizado, la calidad del cableado, entre otros factores. Además, la ubicación correcta de los electrodos EMG o EMGS es un factor crucial en la obtención de una señal de alta calidad, así como los niveles de decibelios de ruido (Shaw, Bhaga, 2012).

Para evaluar la calidad del sensor utilizado, es común aplicar el factor voltaje de salida vs la fuerza producida por los músculos, como se muestra en la ilustración.

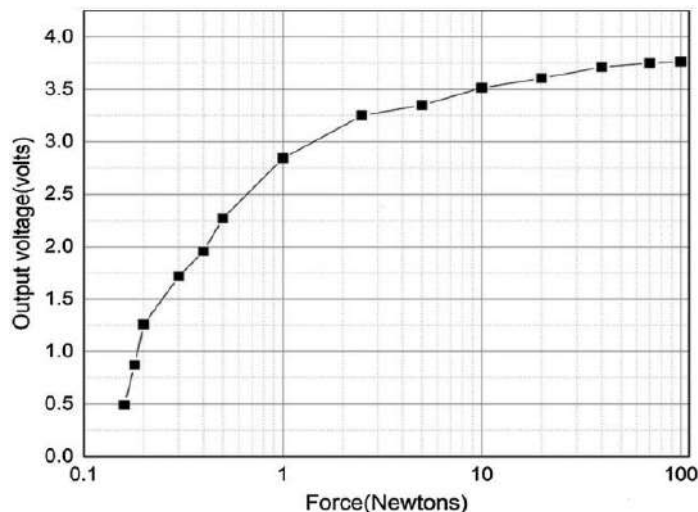


Ilustración 2-7: Curva voltaje de salida vs Fuerza

Fuente: (Prakash, Sharma, Sharma, 2019)

2.4.2. Electrodo EMGS

En la electromiografía de superficie, se utilizan electrodos de superficie para medir la actividad eléctrica de los músculos. Estos electrodos consisten en pequeñas placas adhesivas que se colocan en la piel sobre el músculo de interés.

Los electrodos de superficie registran la actividad eléctrica de los músculos a través de la piel y las capas de tejido subcutáneo. A diferencia de la electromiografía invasiva, en la que se utilizan agujas para registrar la actividad eléctrica de los músculos, la electromiografía de superficie es una técnica no invasiva que no requiere la inserción de agujas en los músculos.

“Los electrodos utilizados en la electromiografía pueden estar hechos de diferentes materiales, como plata, Ag/AgCl u oro. Sin embargo, los electrodos más comúnmente utilizados son los de Ag/AgCl debido a que no son polares y proporcionan una interfaz más estable, lo que asegura una mejor señal de registro”(García 2017).



Ilustración 2-8: Electrodos EMGS

Fuente: (Massó i Ortigosa et al, 2010)

2.5. Prótesis mioeléctricas

A inicios de la década de los 60 en Rusia se realizó el primer miembro protésico de tipo mioeléctrico, a partir de los estudios de la electromiografía en esos tiempos, consideraron sintetizar la señal de tal manera que pueda mover un accionador de la prótesis.

Este tipo de prótesis se basa en la adquisición de señales producidas por el músculo residual u otro que tenga la capacidad de contraerse, ya que crea un arco eléctrico de mini voltios entre los electrodos, permitiendo obtener la señal de control, el módulo la sintetiza y procede a enviarle la señal consolidada al actuador.

Siempre que un músculo tenga contracción, ya sea amputado o no, se puede obtener una señal mioeléctrica para el control de prótesis de este tipo, el tipo de electrodo EMGS, son comúnmente utilizados en las prótesis mioeléctricas (Hurtado Manzanera et al, 2018).

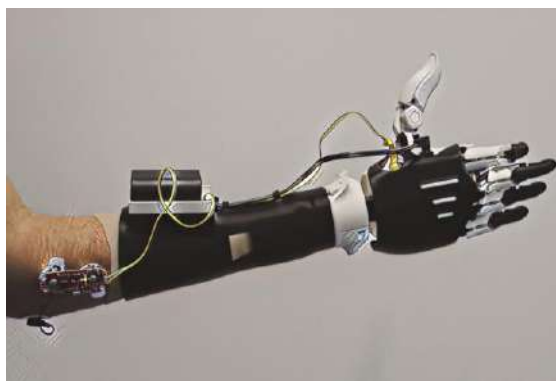


Ilustración 2-9: Prótesis mioeléctricas

Fuente: (GIRAB, 2020)

2.6. Diseño mecánico

El diseño mecánico en las prótesis de mano empieza con el análisis de corte o tipo de amputación, con ello se forma la estructura de agarre hacia el cuerpo del usuario, así se puede crear la estructura ergonómica, cómoda y capaz de satisfacer las necesidades del ocupante, es importante determinar objetivos que permitan crear la prótesis correcta para el tipo de trabajo a realizar.

Los mecanismos de control presentado anteriormente son los más utilizados para los diferentes tipos de prótesis actualmente, puesto a que ninguna prótesis puede reemplazar a la mano humana con los siglos de evolución del cuerpo.

En el diseño mecánico se busca obtener la mejor cinemática de la prótesis en comparación a la cinemática de la mano, la cual llega a tener más o menos treinta movimientos diferentes, y veinte a veinticinco grados de libertad.

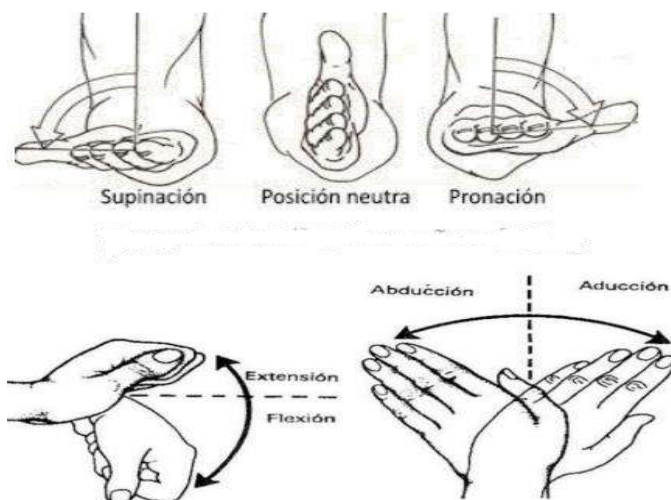


Ilustración 2-10: Cinemática de los movimientos de la mano

Fuente: (González Martínez-Pais, 2020)

2.7. Software de simulación multi-cuerpo

Los softwares de simulación multi-cuerpo son herramientas esenciales para los ingenieros y diseñadores que trabajan en proyectos que involucran sistemas mecánicos complejos, como vehículos, robots, maquinarias, entre otros. Estos softwares permiten simular el comportamiento de los sistemas mecánicos bajo diferentes condiciones, incluyendo cargas estáticas y dinámicas, vibraciones y choques (Sapietová, Dekýš, 2016).

2.8. Fuerza de prensión o agarre

La fuerza de prensión o agarre es la resistencia necesaria para agarrar objetos cotidianos y es producida por la mano humana, dependiendo del objeto que sea sostenido esta puede cambiar de sus valores mínimos a máximos, según estudios realizados la fuerza de prensión promedio en una persona joven adulta oscila entre los cuarenta y cinco a cincuenta y cinco kilogramos equivalente a cuatrocientos cincuenta y quinientos cincuenta newtons de fuerzas, esta fuerza va aumentando desde la niñez hacia la juventud y desciende nuevamente hacia a la vejez.

La fuerza de prensión varía también según las condiciones de salud y físicas de cada persona, incluso su rutina diaria puede afectar mucho este valor, a manera de ejemplo, la fuerza de prensión de una persona que realiza o practica calistenia no va a ser la misma que un futbolista

Según mediciones realizadas en estudios anteriores, la medición de estas fuerzas es un elemento esencial para la construcción de prótesis y su finalidad, por lo cual es necesario conocer estas.

En el artículo “Medición de la fuerza de prensión y de las pinzas de la mano en pacientes sanos” se realiza un estudio de la fuerza de agarre en la posición tipo pinza alternando los cuatro dedos principales y como dedo común el dedo pulgar y publica los siguientes resultados (Vázquez-Alonso et al, 2021).

Tabla 2-1: Distribución de la fuerza de prensión por género

Distribución de la fuerza por género					
	Prensión	Pinza 1	Pinza 2	Pinza 3	Pinza 4
Fuerza dominante (Kgf)					
Masculino	51.72	9.92	8.44	6.76	5.4
Femenino	31.68	8.00	7.56	6.32	4.96
Fuerza no dominante (Kgf)					
Masculino	49	9.68	8.16	6.92	5.08
Femenino	29.48	7.60	7.52	6.24	4.76

Fuente: (Vázquez-Alonso et al, 2021)

El estudio fue realizado a sesenta y un personas donde treinta eran de género masculino y treinta y uno de género femenino con una dominancia de noventa y cuatro por ciento de personas diestras.

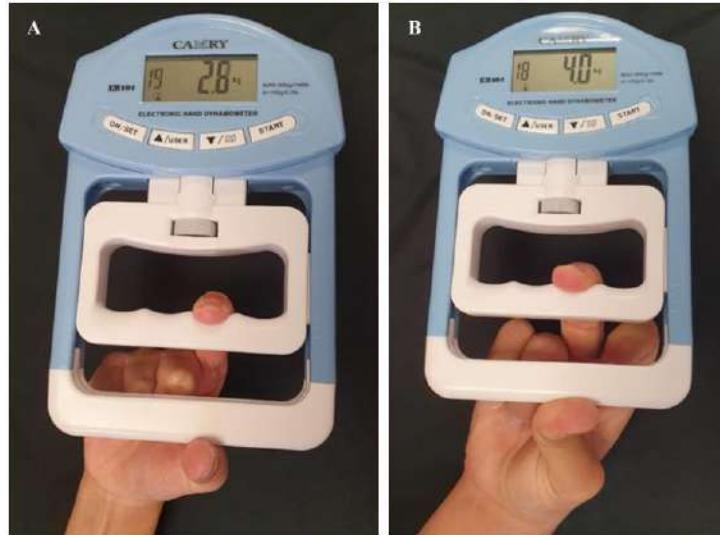


Ilustración 2-11: Mediciones del segundo y tercer dedo

Fuente: (Vázquez-Alonso et al. 2021)

2.9. Procesamiento de señales

La aplicación del procesamiento de señales en la interpretación de datos provenientes de sensores implica la utilización de algoritmos y enfoques específicos con el fin de analizar y extraer información relevante de las señales capturadas por los sensores. Estas señales comúnmente se expresan en valores numéricos que reflejan magnitudes físicas como temperatura, presión, aceleración, luminosidad, y otros parámetros similares.

El procesamiento de señales de sensores puede también abarcar la identificación de atributos característicos, tales como picos o patrones recurrentes, que posibilitan la detección de eventos o cambios significativos en las señales. Este procedimiento puede involucrar la ejecución de algoritmos para la detección de eventos, así como la implementación de técnicas de clasificación y el reconocimiento de patrones, con el propósito de interpretar de manera precisa las señales y tomar decisiones basadas en los resultados obtenidos (Dewesoft, 2023).

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Metodología de diseño

Una metodología de diseño es un enfoque sistemático y estructurado que utilizo para guiar y organizar mi proceso de diseño. proporciona un conjunto de pasos, técnicas y herramientas que me ayudan a abordar de manera efectiva los desafíos de diseño y lograr resultados óptimos. Para el diseño de la prótesis planteada se usará el despliegue de la función de la calidad con el fin de obtener una ergonomía prótesis-usuario al momento que el Grupo de Investigación y Estudios en Bioingeniería (GIEBI) use esta para fines tanto de investigación como ayuda a personas con discapacidad

3.1.1. *Despliegue de la función de calidad*

El despliegue de la función de la calidad (Quality Function Deployment) QFD, por sus siglas en inglés es una herramienta que permite establece la relación entre los requisitos del usuario y las soluciones del ingeniero, sirve para identificar los puntos de importancia en el diseño de diferentes componentes de un sistema, para poder obtener una calidad aceptable dentro de los criterios de evaluación, en el diseño de prótesis se busca la ergonomía entre el elemento y el usuario. Para la generación de la matriz QFD es necesario conocer la voz del cliente y poder generar la voz del ingeniero, se necesita el análisis y evaluación de los requisitos de cliente los cuales son evaluados técnicamente.

3.1.1.1. *Voz del Usuario*

- Que permita el agarre de elementos como vasos
- Que tenga rotación en el muñón
- Que sea de fácil colocación
- Que el mantenimiento no sea complicado
- Que no sea pesado
- Que dure la batería
- Que actúe rápido
- Que no se rompa fácil
- Que sea fácil de arreglar
- Que sea lo más económica

3.1.1.2. *Voz del Ingeniero*

- Mecanismo de agarre eficiente
- Mecanismo de rotación en el soporte
- Acoplamiento fácil
- Mantenimiento fácil
- Ligero
- Duración de batería
- Control eficiente
- Calidad de los materiales
- Posición de los elementos
- Accesible Económicamente

	MARCA	MODELO
Competencia A	Ottobock	Sensor hand speed
Competencia B	Wonderful	Myoelectric BE

B = Básico
O = Unidimensional
E = Estimulante

●	9
○	3
▽	1
	0

●	1,5	Fuerte
●	1,2	Posible
	1	Ninguno
Factor de Venta		

VOZ DEL USUARIO	VOZ DEL INGENIERO	EVALUACIÓN DEL USUARIO										Objetivo	Índice de mejora	Factor de venta	Ponderación	Ponderación en %								
		A		B		C		D		F							G		H		I		J	
		Importancia	Producto propio	Competencia A	Competencia B																			
Agarre de objetos como vasos	E	●			○								4	3	5	5	5	1,7	●	10	18,5%			
Rotación del muñon	E		●	○			○						4	3	4	4	4	1,3	●	6,4	11,8%			
Facil colocación	B		○	●		▽							3	3	4	5	4	1,3		4	7,4%			
Sin fracturas	O	○	○	▽	●							○	3	4	4	5	3	0,8	●	2,7	5,0%			
Que no sea pesado	O	○	○	▽	●	●	○						3	3	4	4	4	1,3		4	7,4%			
Durabilidad de batería.	B	▽	▽				●					○	3	3	3	4	3	1,0	●	3,6	6,7%			
Actuacion rápida	B	○	○					●				▽	5	3	4	4	5	1,7	●	10	18,5%			
Mantenimiento no complicado	B	▽	▽						●				3	4	5	4	3	0,8	●	3,375	6,2%			
Reparación fácil	O	▽	▽						○	●			4	4	5	5	4	1,0	●	6	11,1%			
Accesible economicamente	E	▽	▽	▽	○	○	○	○				●	3	3	3	2	4	1,3		4	7,4%			
																54,08	100%							

Ilustración 3-1: Casa de la calidad

Realizado por: Orozco Santiago, 2023


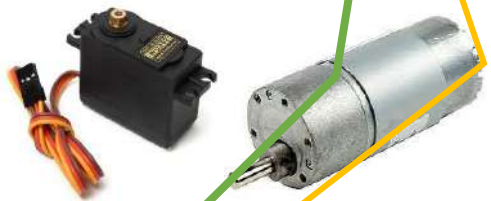

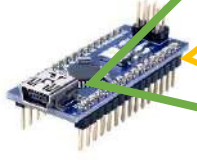
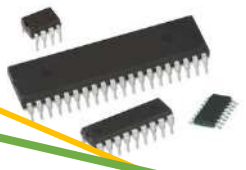




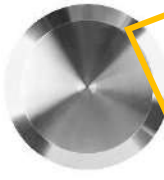


3.1.1.3. Resultados del despliegue de la función de la calidad

Como se observa los factores más importantes son el sistema de agarre y control para ello en el diseño mecánico se debe satisfacer estas necesidades debido a que son los requerimientos del usuario

3.1.2. Matriz morfológica

Para entender el funcionamiento y escoger una ruta adecuada de cómo se debe realizar el diseño y modelado de la prótesis a implementar, se deben evaluar los caminos adecuados para la selección de actuadores y materiales, basándose en el mecanismo principal

Tabla 3-1: Matriz morfológica

Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Modelo de prótesis			
Actuador			
Control			
Sensor			
Materiales			
Resultado	Alternativa 1		Alternativa 2

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.1.3. Resultados de la matriz morfológica

Como se observa, se obtuvo 2 alternativas en tanto al material debido a los componentes mecánicos que se han de diseñar por conceptos de sujeción, movimiento, peso, etc. Así mismo se optó por el uso de actuadores baratos por posibles recambios buscando que el usuario pueda dar mantenimiento al

mecanismo diseñado, por otro lado, se optó por el uso de tarjetas de control buscando dinamizar el uso de estas y evitando el uso de controles electrónicos complicados o manuales.

3.1.4. Análisis funcional

La construcción de la prótesis planteada tiene como finalidad crear una estrecha relación funcional entre las señales obtenidas y el movimiento requerido por el mecanismo de cierre y rotación del sistema, para ello es necesario analizar las funciones principales de movimiento y las señales que se obtienen a partir de las cuales podemos evaluar las funciones secundarias que complementan al mecanismo principal. Para la prótesis de mecanismo tipo pinza el análisis funcional de nivel 0, se presenta en la siguiente ilustración.



Ilustración 3-2: Organigrama de nivel 0

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Para detallar el procesamiento de las señales de control se debe detallar las funciones que cumplen cada una, en el nivel 1 del análisis funcional se detalla todas estas.

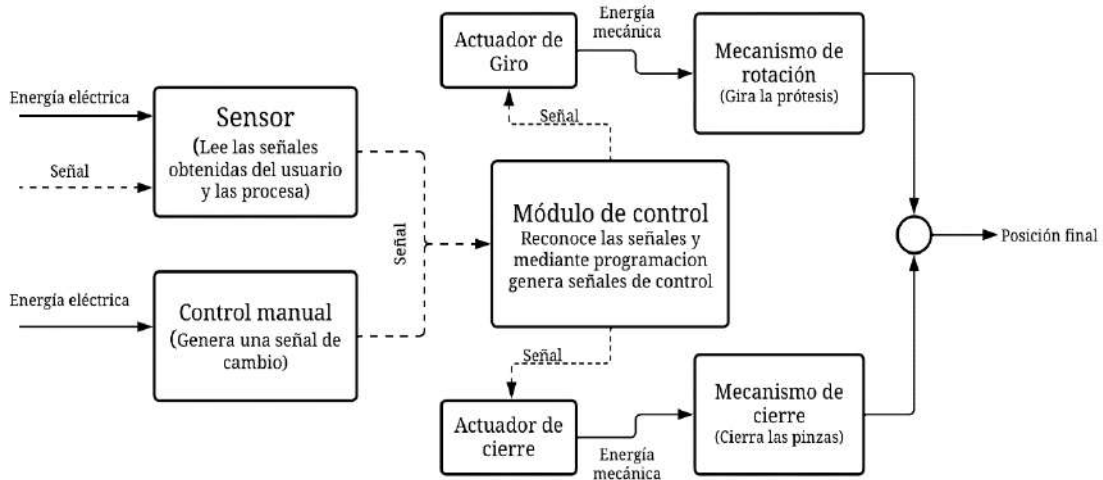


Ilustración 3-3: Organigrama de nivel 1

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.1.5. Análisis modular

Definir concretamente los módulos del sistema ayuda a evaluar los componentes y la sinergia que se debe tener para el funcionamiento total del sistema, en la siguiente ilustración se muestra los módulos que componen el sistema de la prótesis

El sistema planteado consta de 3 módulos operando en sinergia para el control de la prótesis, y son los siguientes:

1. Módulo de control
2. Módulo de cierre
3. Módulo de giro

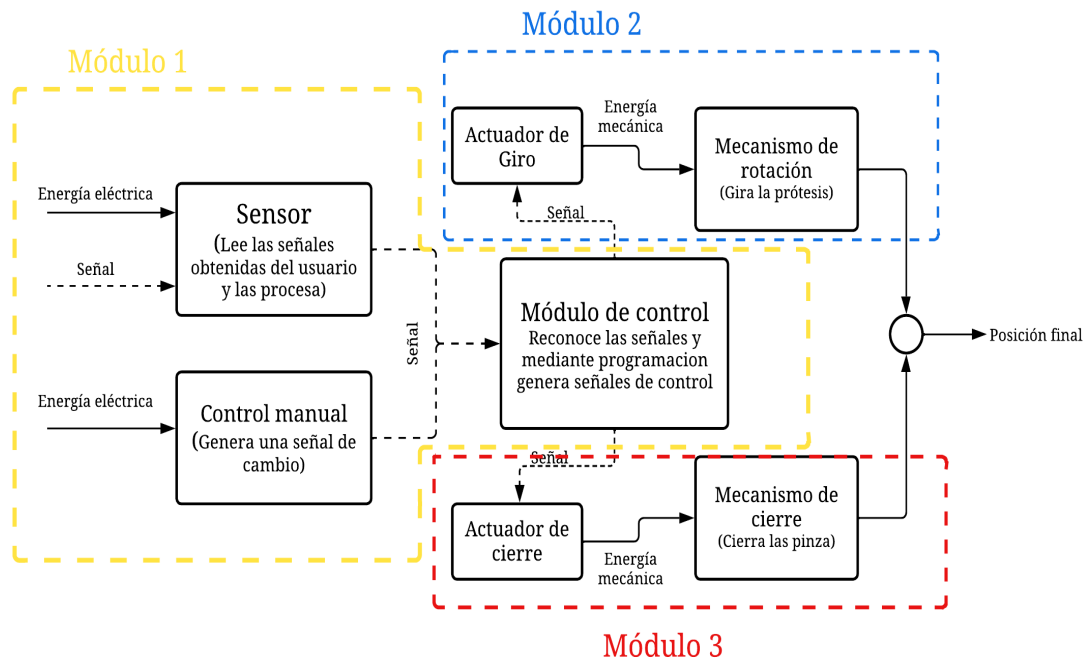


Ilustración 3-4: Estructura modular

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.1.6. Análisis de mecanismos

Se evalúan los dos mecanismos necesarios para los diferentes módulos presentados anteriormente, tanto para el módulo de cierre de la pinza como para el módulo de rotación.

3.1.6.1. Mecanismos de cierre

Al haber seleccionado un actuador de tipo rotativo se debe diseñar un modelo de mecanismo que satisfaga el movimiento de cierre a través de la rotación del actuador, se busca también que las dos mandíbulas del dispositivo tengan movimiento, con lo cual se puede centrar el agarre en una sola posición por el tipo de cierre, así mismo, al examinar la simplicidad y uso de un solo actuador, se conceptualiza los casos de estudio para este tipo de mecanismos. Como se observa en las ilustraciones **Ilustración 3-5**, **Ilustración 3-6** y **Ilustración 3-7** de los tipos de mecanismo de cierre planteados.

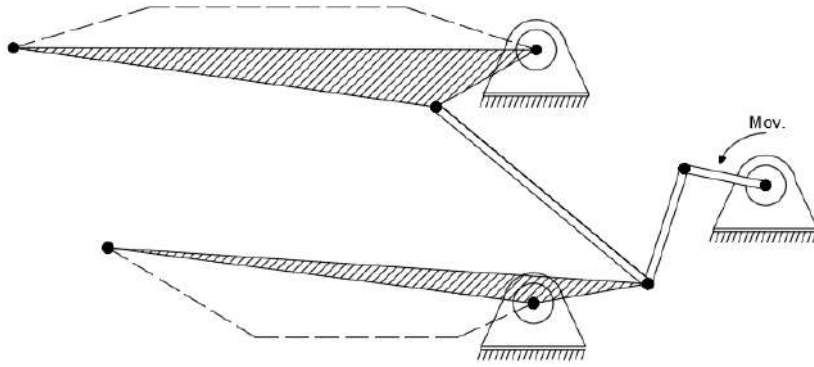


Ilustración 3-5: Mecanismo de cierre (a)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

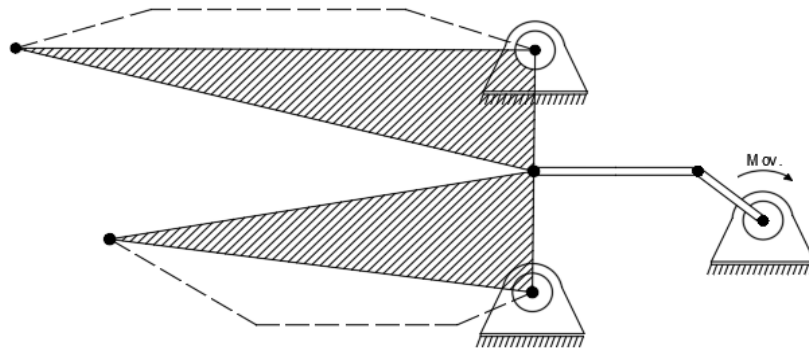


Ilustración 3-6: Mecanismo de cierre (b)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

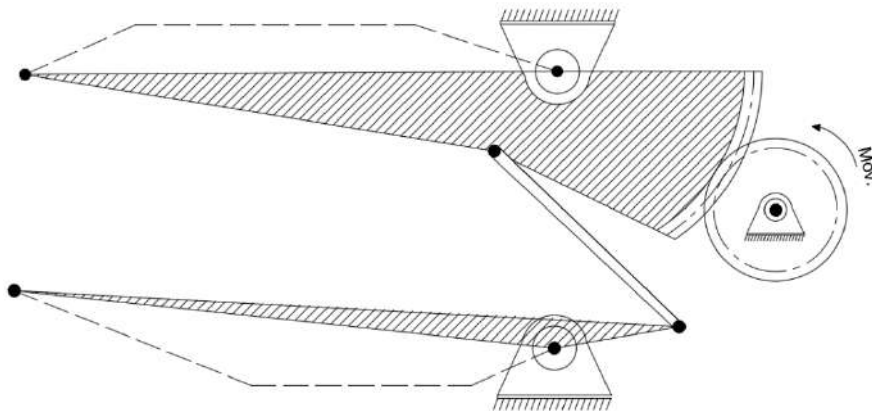


Ilustración 3-7: Mecanismo de cierre (c)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Existen otros tipos de mecanismo que puedan compensar el movimiento requerido para el cierre de la pinza, pero debido a los actuadores que se busca utilizar, los dos mecanismos presentados son lo que más se pueden vincular al diseño total de la prótesis.

3.1.6.2. Método de criterios ponderados

Según los resultados obtenidos del despliegue de la calidad, matriz morfológica y demás análisis se debe evaluar los mecanismos que podrán satisfacer las necesidades de la prótesis, en las ilustraciones 3-6, 3-7 y 3-8 del apartado análisis de mecanismos podemos ver las alternativas a evaluar

Para este método se asignará el valor

- 1 si el criterio de las filas es superior al de las columnas.
- 0.5 si el criterio de las filas es igual al de las columnas.
- 0 si el criterio de las filas es menor al de las columnas

Los criterios para considerar son:

- Tipo de cierre
- Elementos Mecánicos
- Abertura de la pinza

Donde: Elementos Mecánicos > Tipo de cierre = Abertura de la pinza

Tabla 3-2: Comparación de criterios

	Tipo de cierre	Elementos mecánicos	Abertura pinza	$\sum+1$	Pond.
Tipo de cierre		0	0,5	0,5	16,67%
Elementos mecánicos	1		1	2	66,67%
Abertura pinza	0,5	0		0,5	16,67%
				3	100,00%

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Evaluación del criterio: tipo de cierre

Tabla 3-3: Criterio "tipo de cierre"

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\sum+1$	Ponderación
Alternativa 1		0,5	0,5	1	33%
Alternativa 2	0,5		0,5	1	33%
Alternativa 3	0,5	0,5		1	33%
				3	100%

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Evaluación del criterio: Elementos Mecánicos

Tabla 3-4: Criterio "elementos mecánicos"

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\sum+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	0,5	1,5	50%
Alternativa 2	0		0	0	0%
Alternativa 3	0,5	1		1,5	50%
				3	100%

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Evaluación del criterio: Abertura de la pinza

Tabla 3-5: Criterio "apertura de la pinza"

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\sum+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	0,5	1,5	50%
Alternativa 2	0		0	0	0%
Alternativa 3	0,5	1		1,5	50%
				3	100%

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Control de prioridades

Tabla 3-6: Control de prioridades

	Tipo de cierre	Elementos mecánicos	Abertura de la pinza	Σ	Prioridad
Alternativa 1	0,33	1,5	1,5	3,33	1
Alternativa 2	0,33	0	0,0	0,33	2
Alternativa 3	0,33	1,5	1,5	3,33	1

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

El análisis de criterios ponderados revela que la opción "alternativa 1" y la opción "alternativa 3" son las más adecuadas para la fabricación de la prótesis. En la siguiente ilustración, se destaca la diferencia más significativa que se encuentra en los elementos mecánicos.

Diferencia en el criterio "Elementos Mecánicos"

La principal diferencia de este criterio se encuentra en la alternativa 2 donde es necesario utilizar elementos mecánicos como correderas, mecanismo de acción, cantidad de elementos, lo que repercute en el peso del dispositivo final afectando al sistema de giro y control.

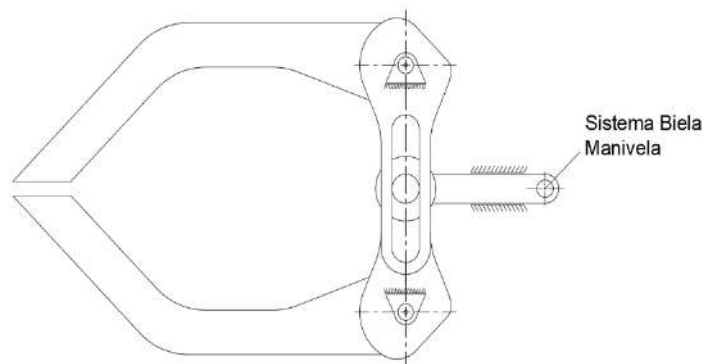


Ilustración 3-8: Elementos mecánicos en la alternativa 2

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Al observar la Ilustración 3-8, entendemos la cantidad de elementos mecánicos en esta alternativa, por lo que las alternativas 1 y 3 con menos elementos son más simples para su construcción y mantenimiento, también se debe realizar el análisis de mecanismo para escoger entre las dos alternativas seleccionadas.

3.1.6.3. Mecanismo de rotación

El mecanismo de rotación de la prótesis se basa en girar un cilindro en relación con un anillo que lo contenga como pista, esta denominada pista será el acople al miembro amputado. Para ello se busca realizar un mecanismo simple a través de un servomotor guía, según la selección de actuadores, para la prótesis. Por lo cual, al ser un mecanismo sencillo, no es necesario realizar análisis de cálculo en el prediseño, ya que solo es un actuador haciendo rotar un eje

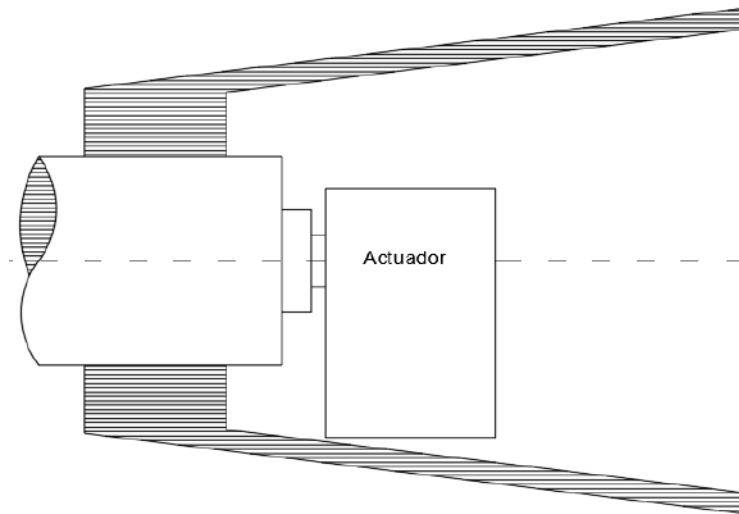


Ilustración 3-9: Mecanismo de rotación

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.2. Diseño mecánico

3.2.1. Antropometría de la mano

Para poder construir la prótesis se necesita mediciones verdaderas de la composición de la mano, se debe buscar valores promedios que satisfagan el modelo a elaborar, así mismo se debe delimitar los movimientos que se buscan obtener del mecanismo a elaborar, las condiciones de este pueden llegar a afectar factores como la presión, agarre y ergonomía de la prótesis

Los movimientos que se deben realizar son el cierre del mecanismo y el giro de la muñeca, con el fin de recoger elementos en diferentes planos. Dado que se trabajará en dos planos y se realizarán movimientos distintos, la prótesis estará equipada con dos actuadores que serán controlados por un mismo sistema de control.

En la Ilustración 3-10 se observa las medidas necesarias para el diseño del mecanismo tipo pinza, siendo la medida S_n la separación entre nodos N_1 y N_2 , como se observa la mandíbula P_2 tiene mayor longitud con respecto a P_1 , debido a que el sistema de agarre se basa en la retención por forma, así también se debe delimitar el diámetro máximo que podrá ser sujeto por el mecanismo

Basado en las dimensiones obtenidas se propone modelar el mecanismo para un diámetro nominal d_n establecido

$$d_n = 80 \text{ mm}$$

Para la separación entre nodos SN se obtuvo:

$$S_N \geq 45 \text{ mm}$$

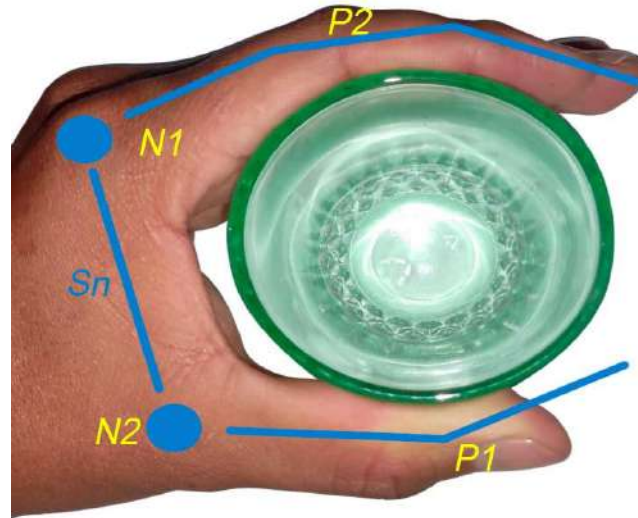


Ilustración 3-10: Antropometría de la mano

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

La longitud total de la mandíbula P2, basada en medidas promedios debe ser mayor de ochenta milímetros, mientras que para la mandíbula P1 debe ser mayor a sesenta y cinco milímetros, por condiciones de agarre, ya que se elimina el efecto de la piel en la prótesis

$$L_{P2} \geq 80 \text{ mm}$$

$$L_{P1} \geq 65 \text{ mm}$$

El mecanismo de la prótesis consta de una pinza simple. Con el fin de lograr la simplicidad deseada, es necesario utilizar un mecanismo lo más sencillo posible. Dado que la prótesis a diseñar cuenta con dos grados de libertad, se requiere al menos un actuador para controlar el movimiento correspondiente.

3.2.2. Análisis de los mecanismos seleccionados

3.2.2.1. Análisis de mecanismo de cierre (a)

Para poder encontrar factores importantes como el ángulo máximo de abertura del actuador es necesario aplicar la cinemática directa al mecanismo estudiado, la cual se realiza debido a la cantidad de eslabones que tiene el mecanismo. Al analizar el mecanismo se simplifica para un estudio inicial de mecanismo de 4 barras para las distancias a1, a2, a3 y a4, que son los componentes que realizan el movimiento inicial, donde a4 se considera el actuador de movimiento para el eslabón tres del mecanismo.

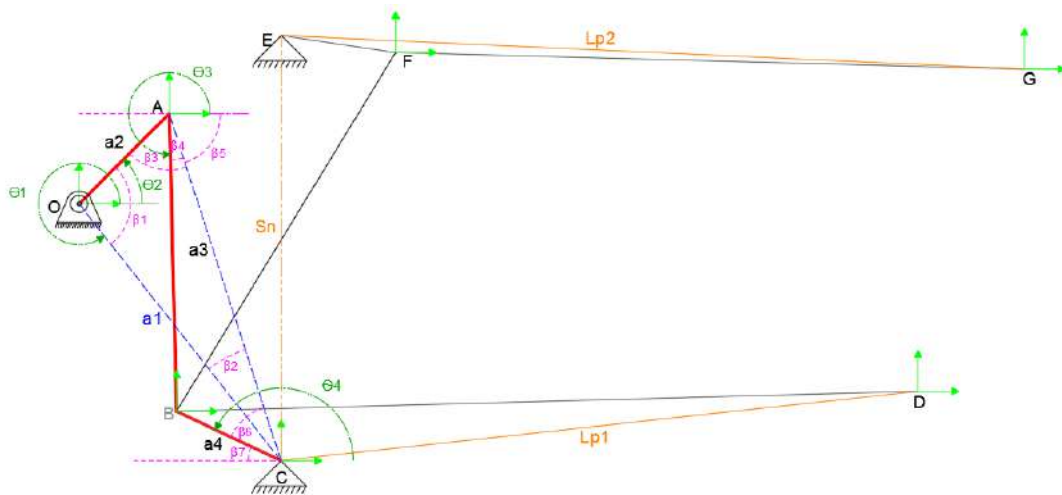


Ilustración 3-11: Cinemática directa del mecanismo inicial

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

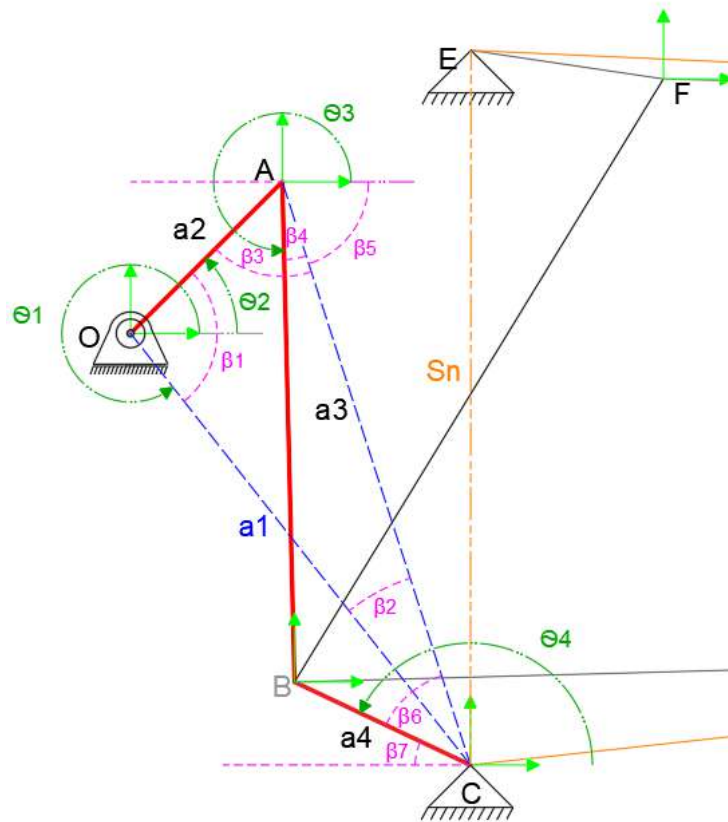


Ilustración 3-12: Ampliación de la ilustración 3-11

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con las configuraciones establecidas en el apartado de antropometría y valores de eslabones para o distancias del mecanismo planteado donde por el diseño conceptual:

$$a1 = 38.5 \text{ mm}, a2 = 15 \text{ mm}, a3 = 35 \text{ mm}, a4 = 13.6 \text{ mm}$$

Donde con estos valores los ángulos conocidos son $\theta1 \wedge \theta2$

Es necesario conocer los valores de los ángulos θ_1 al θ_4 para saber las posiciones de los puntos A, B, los cuales son los puntos comunes que realizan el movimiento en todo el mecanismo, para ello se realiza el siguiente calculo geométrico analítico

$$\beta_1 = (360 - \theta_1) + \theta_2$$

La longitud AE queda definida por

$$AC = \sqrt{(a_2)^2 + (a_1)^2 - 2a_1a_2\cos(\beta_1)}$$

con lo cual basándonos en la misma ley de cosenos podemos obtener el ángulo β_2

$$\beta_2 = \cos^{-1}\left(\frac{(a_1)^2 + (AC)^2 - (a_2)^2}{2a_1AC}\right)$$

Entonces el ángulo β_3 queda definido por

$$\beta_3 = 180 - \beta_2 - \beta_1$$

Es necesario conocer el pequeño ángulo β_4 el cual se define por:

$$\beta_4 = \cos^{-1}\left(\frac{(a_3)^2 + (AC)^2 - (a_4)^2}{2a_3AC}\right)$$

Usando geometría de ángulos internos entre 2 rectas paralelas sabemos que el ángulo $\sphericalangle b_5$

$$\beta_5 = 180 - \theta_2 - \beta_3$$

Con todo esto podemos definir el ángulo θ_3 el cual define la posición del punto B cual es un punto crucial de movimiento en el mecanismo

$$\theta_3 = 360 - \beta_5 - \beta_4$$

Para determinar el ángulo θ_4 es importante conocer los ángulos que permiten el calculo del mismo, entonces se obtiene los ángulos variables necesarios empezando por β_6

$$\beta_6 = \cos^{-1}\left(\frac{(a_4)^2 + (AC)^2 - (a_3)^2}{2a_4AC}\right)$$

La línea AC nos permite usar la propiedad de ángulos internos entre dos rectas paralelas para poder determinar el ángulo $\sphericalangle b_7$, el cual tiene restricciones respecto a su calculo como se explica adelante.

$$\beta_7 = \begin{cases} \beta_6 > \beta_5 & \beta_7 = \beta_6 - \beta_5 \\ \beta_5 > \beta_6 & \beta_7 = \beta_5 - \beta_6 \end{cases}$$

Así también cuando $\sphericalangle b_5 = \sphericalangle b_6$ $\sphericalangle b_7 = 0$, por lo tanto, con estas dos restricciones el ángulo θ_4 queda definido de la siguiente manera

$$\theta_4 = \begin{cases} \beta_6 > \beta_5 & \theta_4 = 180 + \beta_7 \\ \beta_5 > \beta_6 & \theta_4 = 180 - \beta_7 \\ \beta_5 = \beta_6 & \theta_4 = 180 \end{cases}$$

Una vez determinado los ángulos principales podemos obtener las ecuaciones de coordenadas de los puntos de importancia A y B, ya que los puntos O y C son fijos en el plano.

Para el punto A:

$$A = \begin{cases} A_x = O_x + a_2 \cos \theta_2 \\ A_y = O_y + a_2 \sin \theta_2 \end{cases}$$

Para el punto B

$$B = \begin{cases} B_x = O_x + A_x + a_3 \cos(360 - \theta_3) \\ B_y = O_y + A_y - a_3 \sin(360 - \theta_3) \end{cases}$$

Estas son las ecuaciones de posición de los puntos principales de movimiento de los mecanismos con las cuales podemos calcular propiedades necesarias para el control de la prótesis como para su construcción

Con las longitudes de los eslabones presentados se pudo determinar el ángulo máximo de θ_{2max} para el cual el mecanismo encuentra fallas. El cual se encuentra a través del determinante del Jacobiano de un mecanismo de 4 barras como condición de quiebre

$$|J| = a_3 \cdot a_4 \cdot \sin(\theta_3 - \theta_4) = 0$$

Es decir $(\theta_3 - \theta_4)$ debe ser igual a cero o ciento ochenta

$$\theta_{2max} = 73.5^\circ$$

Así mismo mediante iteraciones podemos encontrar el ángulo inicial de theta 2 para las prótesis, esta sería la posición inicial o de descanso del sistema

$$\theta_{2min} = 26.5$$

Una vez analizada el mecanismo principal de movimiento se procede a calcular la cinemática directa de los eslabones que representan las mandíbulas, para ello es necesario analizar desde el punto móvil B mostrado en la ilustración 3-10.

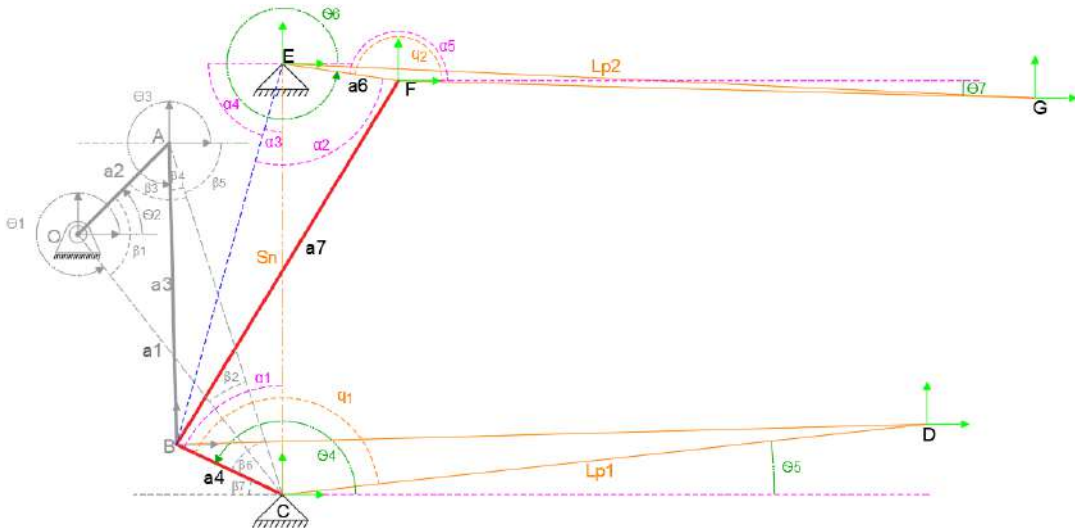


Ilustración 3-13: Cinemática directa de las mandíbulas del mecanismo de cierre (a)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Se muestra la ampliación para la mandíbula LP1

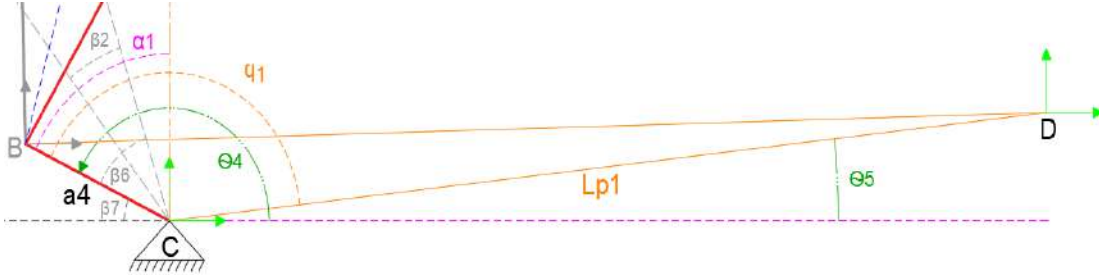


Ilustración 3-14: Ampliación para la mandíbula 1 (LP1), ilustración 3-13

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Como se observa en la **Ilustración 3-14** el ángulo que define la posición tanto en x como en y del punto D es θ_5 , por lo cual es necesario encontrar el valor de este ángulo variable en el tiempo, igualmente que θ_4 , θ_5 tiene restricciones como se detalla a continuación.

$$\theta_5 = \begin{cases} \theta_4 > \mu 1 & \theta_5 = \theta_4 - \mu 1 \\ \mu 1 > \theta_4 & \theta_5 = 360 - (\mu 1 - \theta_4) \\ \theta_4 = \mu 1 & \theta_5 = 0 \end{cases}$$

Entonces el cálculo de las coordenadas de punto D son:

$$D = \begin{cases} D_x = C_x + L_{p1} \cos \theta_5 \\ D_y = C_y + L_{p1} \sin \theta_5 \end{cases}$$

Para encontrar las coordenadas del punto G tanto en x como en y es necesario conocer los valores del ángulo variable θ_7 , como se observa en la ilustración 3-12 ya no es un solo eslabón que convierte el giro como fue el caso para L_{p1} , es necesario conocer la longitud FG la cual esta relacionado al ángulo θ_7 . $FG = 74 \text{ mm}$ y $CE = 50 \text{ mm}$ obtenido del mecanismo ya modelado.

$$\alpha 1 = \theta_4 - 90$$

Entonces la longitud BE queda definido por

$$BE = \sqrt{(CE)^2 + (a_4)^2 - 2CE \cdot a_4 \cos(\alpha 1)}$$

$$a_6 = 13.6 \text{ mm}$$

Entonces

$$\alpha 2 = \cos^{-1} \left(\frac{(a_6)^2 + (BE)^2 - (a_7)^2}{2a_6 BE} \right)$$

Es necesario conocer el ángulo pequeño $\alpha 3$ para poder definir el ángulo θ_6

$$\alpha 3 = \cos^{-1} \left(\frac{(CE)^2 + (BE)^2 - (a_4)^2}{2 \cdot CE \cdot BE} \right)$$

El ángulo $\alpha 4$ queda definido por

$$\alpha 4 = 90 - \alpha 3$$

Y el ángulo θ_6 :

$$\theta_6 = 180 + \alpha 4 + \alpha 2$$

Con el cual podemos definir las coordenadas del punto F

$$F = \begin{cases} F_x = E_x + a_6 \cos \theta_6 \\ F_y = E_y + a_6 \sin \theta_6 \end{cases}$$

Ahora se procede calcular el ángulo α_5 para encontrar los valores de θ_7 entonces:

$$\alpha_5 = \alpha_4 + \alpha_2$$

Y

$$\theta_7 = \mu_2 - \alpha_5$$

Con esto podemos obtener las coordenadas de G en el plano

$$G = \begin{cases} G_x = F_x + FG \cdot \cos \theta_7 \\ G_y = F_y - FG \cdot \sin \theta_7 \end{cases}$$

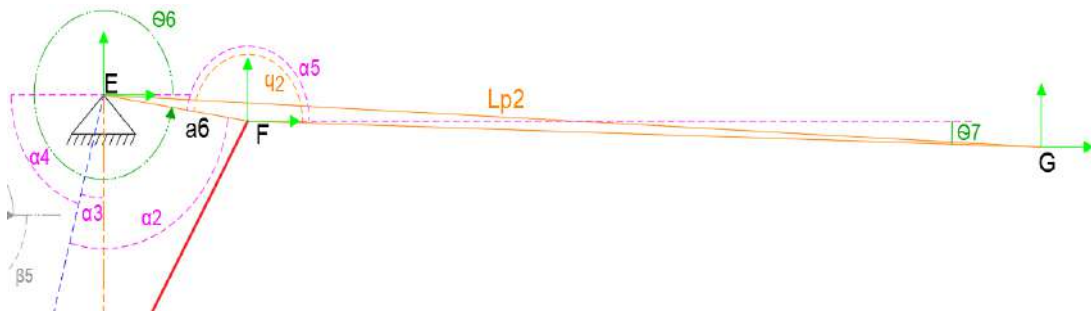


Ilustración 3-15: Ampliación para la mandíbula 2 (LP2)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

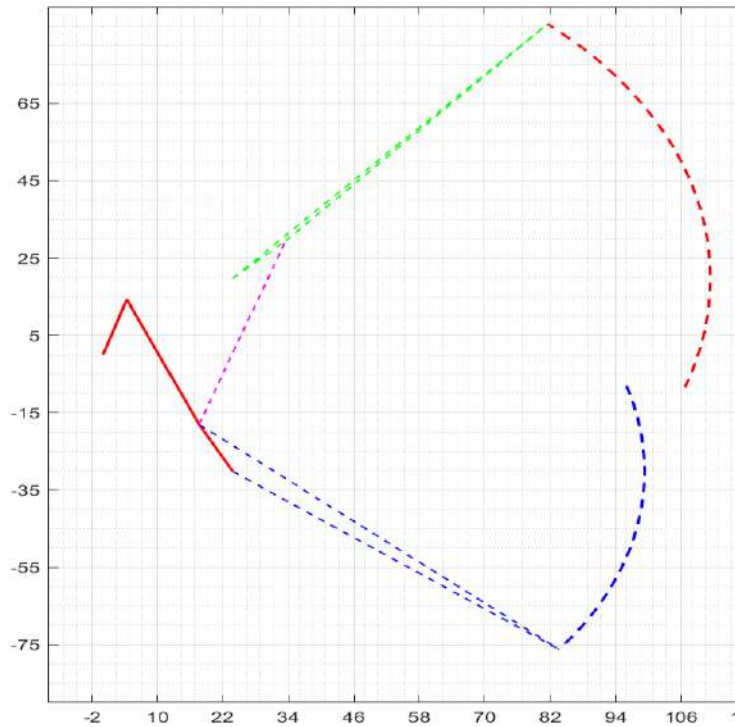


Ilustración 3-16: Trayectoria del mecanismo (a) en Matlab

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Para poder analizar los cálculos realizados se hace el uso de programas de cálculo como Matlab u octave, en este caso se usa Matlab, en donde se comprueba y validan los datos como la trayectoria del mecanismo como se observa en la Ilustración 3-16, así mismo se obtiene resultados de importancia para el diseño y control como se presentan en la **Tabla 3-7**.

Tabla 3-7: Valores del análisis cinemático del mecanismo de cierre (a)

Descripción	Variables	Valor	Observación
Ángulo θ_{2max}	θ_2	73.5°	$ J = 0$
Ángulo θ_{2o}	θ_2	26.5°	Ángulo inicial
$ J = 0$	θ_3	293.6267°	Ángulos de quiebre
	θ_4	113.6267°	
Coordenadas del punto G máximas	G_x	75.9874 mm	$ J = 0$
	G_y	90.9047 mm	
Coordenadas del punto D máximas	D_x	81.1371 mm	$ J = 0$
	D_y	-79.6455 mm	
Punto de intersección de las trayectorias	I_x	99.1109 mm	$\theta_2 = 13^\circ$
	I_y	-24.8675 mm	

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.2.2.2. Análisis de mecanismo de cierre (c)

Para determinar el movimiento de este mecanismo es necesario analizar los puntos de giro ya que funciona a partir de un sistema de engranes sencillo con el cual transmite potencia a partir de servomotor o motorreductor. Para lo cual se analiza al mecanismo como un elemento lineal para ejecutar el análisis en programas matemáticos, como se observa en la **Ilustración 3-17** y su ampliación en la **Ilustración 3-18**, el sistema se evalúa como un mecanismo de 4 barras para el cual se realizó la cinemática directa con la finalidad de obtener la trayectoria y otros resultados de importancia para la selección del mecanismo

Las dimensiones fijas del mecanismo para términos de análisis son las siguientes:

$$a1 = 10 \text{ mm}, a2 = 46.5, a3 = 10 \text{ mm}, \alpha1 = 157.35^\circ; Sn = 50\text{mm}$$

Los nodos A y D son colineales en el eje y por lo tanto se puede definir el ángulo θ_1

$$\theta_1 = 270^\circ$$

Entonces mediante el uso de propiedades de ángulos y la ley de coseno se realiza la cinemática directa del mecanismo de cierre, entonces:

$$\theta_2 = \alpha m + \alpha 1$$

Donde αm es el angulo móvil simulando el movimiento del sistema de engranes

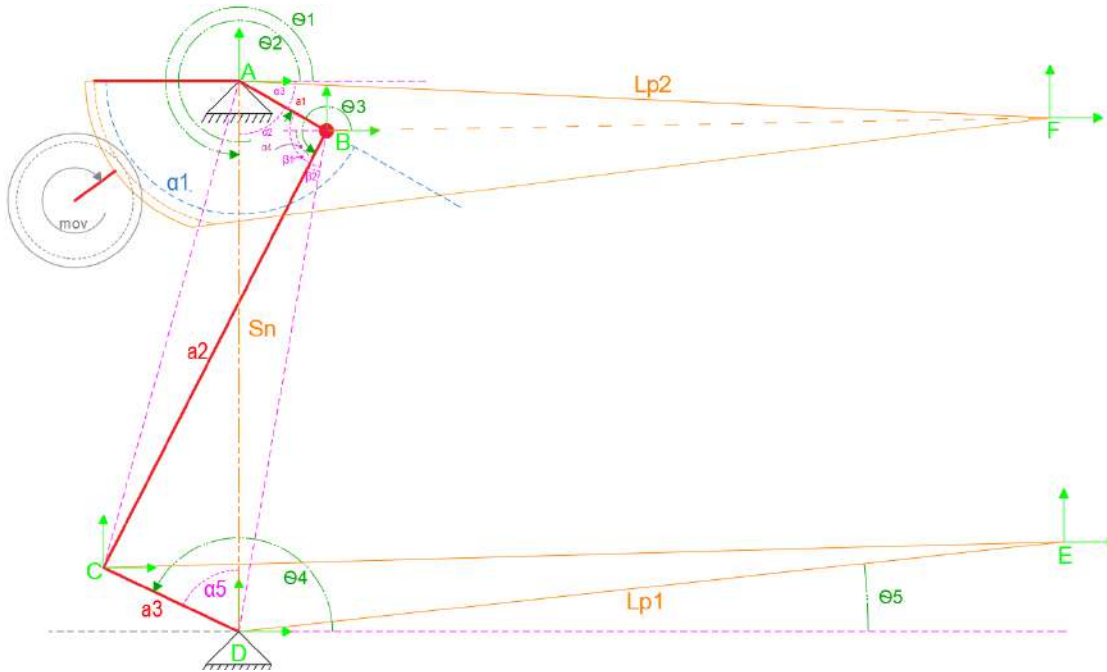


Ilustración 3-17: Cinemática directa del mecanismo de cierre (c).

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con esto podemos definir los puntos en el plano del punto B, el cual es un punto común de movimiento en el mecanismo

$$B = \begin{cases} B_x = A_x + a_1 \cos(\theta_2) \\ B_y = A_y + a_1 \sin(\theta_2) \end{cases}$$

Igualmente se debe encontrar el valor del ángulo variable θ_3 ya que este define el movimiento del punto C en el plano, para este ángulo fue necesario usar ángulos constructivos que nos permita aplicar las leyes trigonométricas necesarias a través de la construcción de triángulos, entonces:

$$\alpha_2 = \theta_2 - \theta_1$$

Entonces la longitud BD queda definida de la siguiente manera

$$BD = \sqrt{(a_1)^2 + (Sn)^2 - 2a_1Sncos(\alpha_2)}$$

El ángulo α_3 que solo existe hasta que $\theta_2 = 360^\circ$ queda definido de la siguiente manera

$$\alpha_3 = \alpha_2 - 90^\circ$$

Con estos valores variables calculados es necesario conocer los valores de los ángulos β_1 y β_2 donde:

$$\beta_1 = \cos^{-1} \left(\frac{(BD)^2 + (a_1)^2 - (Sn)^2}{2a_1BD} \right)$$

Y

$$\beta_2 = \cos^{-1} \left(\frac{(BD)^2 + (a_2)^2 - (a_3)^2}{2a_2BD} \right)$$

Entonces podemos definir los parámetros para el ángulo α_4

$$\alpha_4 = \begin{cases} \theta_2 < 360^\circ & \alpha_4 = \beta_1 - \beta_2 - \alpha_3 \\ \theta_2 \geq 360^\circ & \alpha_4 = \beta_1 - \beta_2 + (\theta_2 - 360^\circ) \end{cases}$$

Calculado α_4 podemos definir el ángulo θ_3 :

$$\theta_3 = 180^\circ + \alpha_4$$

Con esto podemos definir los puntos en el plano del punto C, el cual es otro punto común de movimiento en el mecanismo

$$C = \begin{cases} C_x = B_x + a_2 \cos(\theta_3) \\ C_y = B_y + a_2 \sin(\theta_3) \end{cases}$$

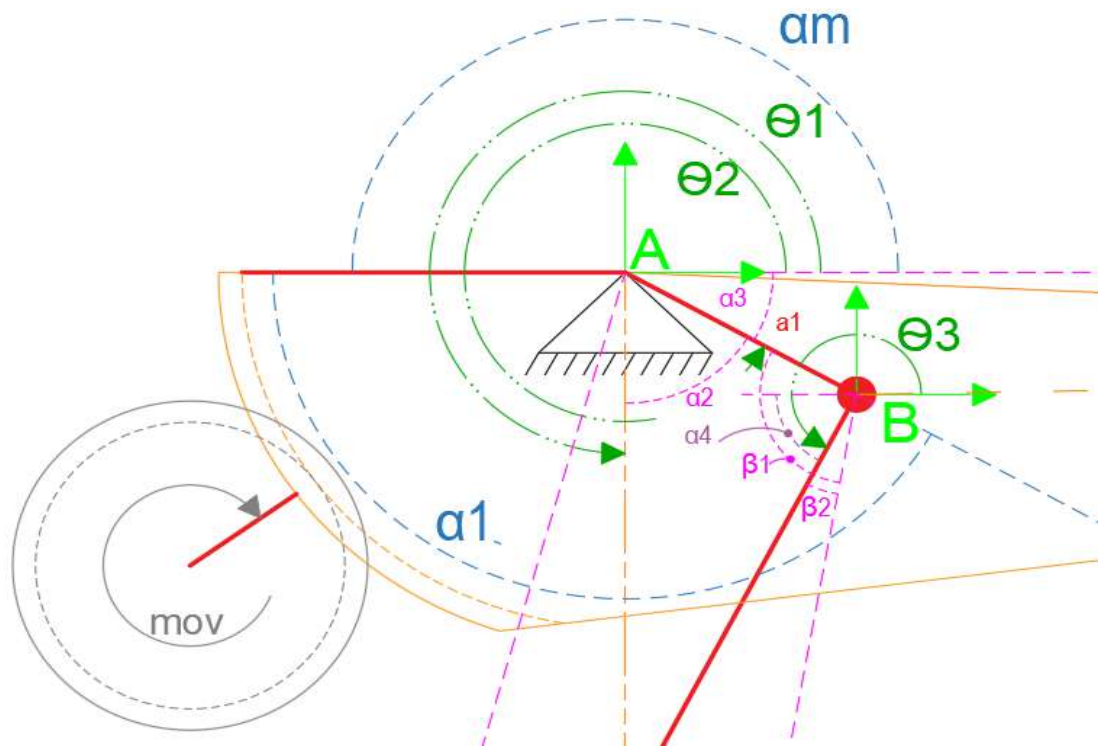


Ilustración 3-18: Ampliación para el eslabón AB de la ilustración 3-17

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Para conocer las posiciones de los efectores finales E y F es necesario calcular el ángulo θ_4 e; cual se puede definir a través del cálculo del ángulo α_5 , entonces:

$$AC = \begin{cases} \theta_2 < 360^\circ & AC = \sqrt{(a_1)^2 + (a_2)^2 - 2a_1a_2\cos(\alpha_3 + \alpha_4)} \\ \theta_2 \geq 360^\circ & AC = \sqrt{(a_1)^2 + (a_2)^2 - 2a_1a_2\cos(\beta_1 - \beta_2)} \end{cases}$$

Entonces el ángulo α_5 se define por:

$$\alpha_5 = \cos^{-1} \left(\frac{(a_3)^2 + (Sn)^2 - (AC)^2}{2a_3Sn} \right)$$

Con esto para las posiciones del mecanismo se calcula

$$\theta_5 = 90^\circ + \alpha_5$$

Para determinar las posiciones de los efectores finales a partir del sistema de 4 barras en necesario conocer los valores de los ángulos formados por a_3 con DE y a_1 con BF como se muestra en la siguiente ilustración adaptada a la posición de encuentro entre los puntos E y F.

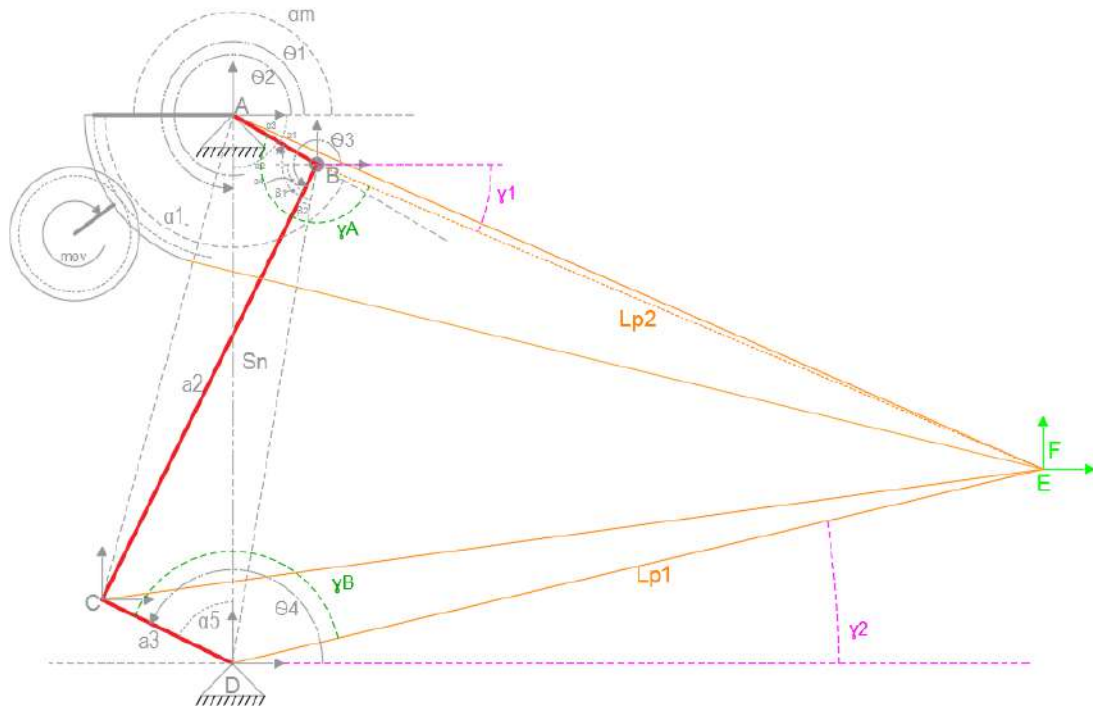


Ilustración 3-19: Cinemática directa de las mandíbulas del sistema de cierre (c)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Entonces el cálculo de posiciones de los puntos de los efectores se lo realiza de la siguiente manera:

$$\gamma_1 = \begin{cases} \theta_2 < 360^\circ & \gamma_1 = \theta_2 - 180^\circ + \gamma_A \\ \theta_2 \geq 360^\circ & \gamma_1 = (\theta_2 - 360^\circ) + \gamma_A + 180^\circ \end{cases}$$

El punto se define de la siguiente manera:

$$F = \begin{cases} F_x = B_x + Lp_2 \cos(\gamma_1) \\ F_y = B_y + Lp_2 \sin(\gamma_1) \end{cases}$$

Igualmente, para el punto se debe calcular los valores del ángulo γ_2

$$\gamma_2 = \begin{cases} \theta_4 > \gamma_B & \gamma_2 = \theta_4 - \gamma_B \\ \theta_4 \leq \gamma_B & \gamma_2 = 360^\circ - (\gamma_B - \theta_4) \end{cases}$$

Entonces, el punto E queda definido por:

$$E = \begin{cases} D_x = B_x + Lp_1 \cos(\gamma_2) \\ D_y = B_y + Lp_1 \sin(\gamma_2) \end{cases}$$

Es necesario saber la posición de quiebre del mecanismo como en el mecanismo anterior, con la finalidad de comparar características de apertura, posiciones finales, mediante el cálculo del Jacobiano como se mostró anteriormente. Con estos cálculos igualmente que en el mecanismo anterior se realizó la simulación de movimiento en Matlab como se muestra en la **Ilustración 3-20**.

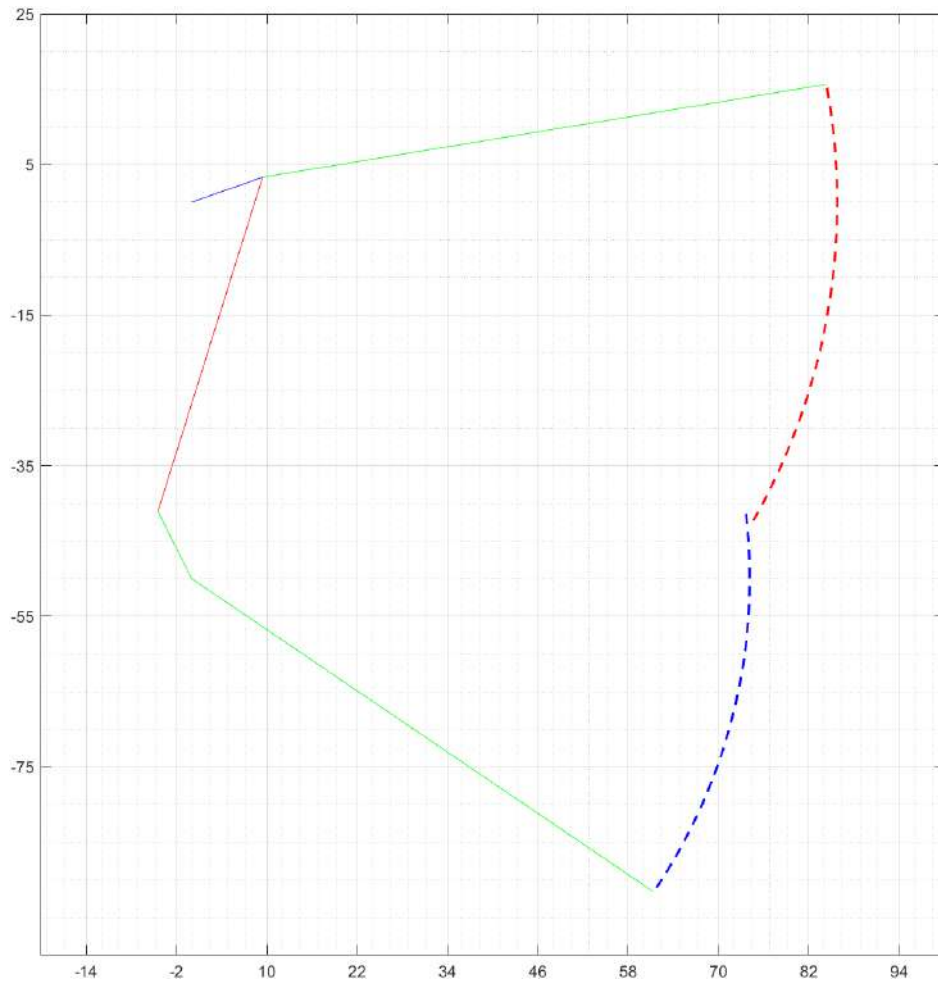


Ilustración 3-20: Trayectoria del mecanismo (c) en Matlab

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Los resultados se muestran a continuación

Tabla 3-8: Valores del análisis cinemático del mecanismo de cierre (c)

Descripción	Variables	Valor	Observación
Ángulo θ_{2max}	θ_2	396.35° (36.35°)	$ J = 0$
Ángulo θ_{2o}	θ_2	337.35°	Ángulo inicial
$ J = 0$	θ_3	261.805°	Ángulos de quiebre
	θ_4	81.805°	
Coordenadas del punto F máximas	G_x	76.08 mm	$ J = 0$
	G_y	39.62 mm	
Coordenadas del punto E máximas	D_x	44.99 mm	$ J = 0$
	D_y	-108.95 mm	

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.2.3. Selección del mecanismo de cierre

Como se puede observar en el análisis de los mecanismos seleccionados los dos cumplen los objetivos y tienen similares características en cuanto a su función por lo que el criterio de fuerza y el control electrónico de los actuadores en el sistema determinan el sistema mecánico de la prótesis, por lo cual, el mecanismo seleccionado será el mecanismo de cierre (c) ya que la transmisión de potencia por engranes es la mejor opción para esta tarea y ocupa menos comandos de control.

3.3. Diseño conceptual

En el diseño conceptual es importante generar una primera idea que permita realizar los análisis del sistema final de la prótesis, en este paso el diseñador se da cuenta de los errores que puede cometer y cómo afectaría al producto final, el diseño conceptual que se presenta a continuación dio la oportunidad de realizar el análisis cinemático presentado anteriormente, en el diseño presentado se planteó el uso del mecanismo de cierre (a) donde se determinó que el actuador a utilizar era de muy poco torque con el cual la fuerza de presión iba a ser muy baja y no cumpliría con los parámetros necesarios para el agarre de objetos además es incapaz de agarrar elementos pequeños en la posición de palmar que se ve en la **Ilustración 2-1**.

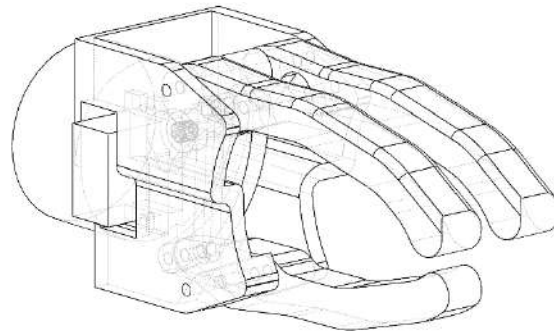


Ilustración 3-21: Diseño conceptual de la prótesis

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

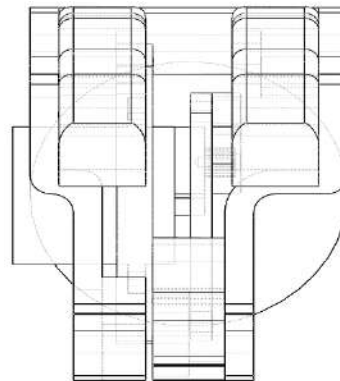


Ilustración 3-22: Vista frontal

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.4. Diseño de la prótesis

Determinado todos los parámetros de diseño se debe realizar el modelo final de la prótesis, basándose en la solución de los errores encontrados en el diseño conceptual visto anteriormente, se debe modificar las mediciones y posiciones del efector final, también se debe posicionar los elementos de control de la prótesis, para este diseño se dividirá en los dos sistemas planteados en el *Análisis de mecanismos* para el cierre de las pinzas como para la rotación de la muñeca

3.4.1. Modelado de la mano

Las denominadas pinzas son los efectores del mecanismo de cierre, cumplen la función más importante de la prótesis pues el agarre de objetos es la finalidad de este sistema por lo cual deben cumplir y satisfacer varios requerimientos presentados en la **Ilustración 3-1** del análisis del despliegue de la calidad

Las dimensiones mínimas para el modelado de las pinzas están presentadas en el apartado de *Antropometría de la mano* donde:

$$L_{P1} \geq 65mm$$

$$L_{P2} \geq 80mm$$

Establecidas estas dimensiones se debe modelar tal que el nuevo modelo corrija el error encontrado en el diseño conceptual, pues es de importancia poder agarrar objetos de estatura pequeña por lo cual se establece medidas para que las puntas de las yemas se encuentren en un punto de cierre como se muestra en la siguiente ilustración.

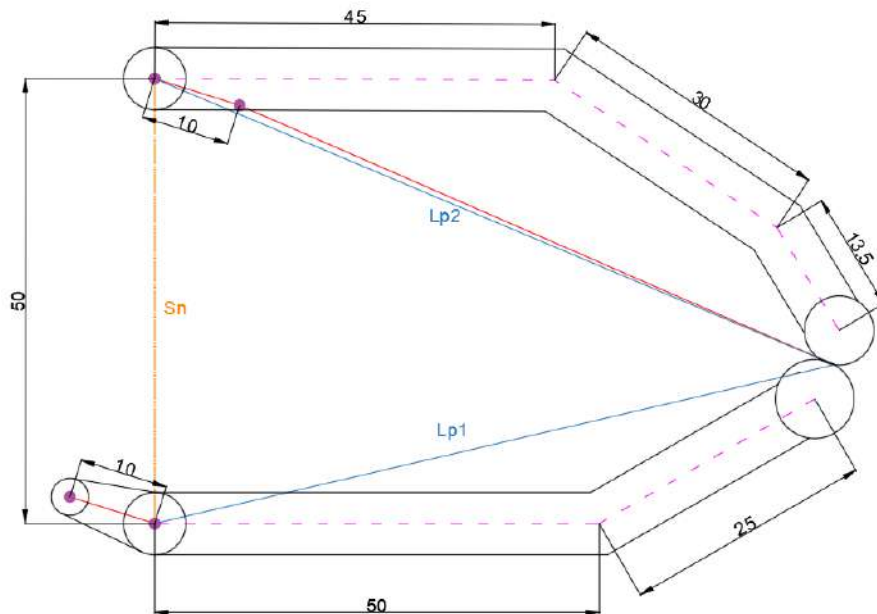


Ilustración 3-23: Medidas preliminares para el conjunto de pinzas de agarre

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con este bosquejo se tuvo la idea de partida para el modelado de la prótesis donde se debe establecer el ancho de los dedos, cierre final y los parámetros de modelado que son susceptibles al cambio durante el modelado, así mismo se debe tener en cuenta que una de las dos mordazas debe contar con el sistema de transmisión de potencia para el movimiento de la prótesis

Para la mordaza Lp1 basado en las medidas presentadas se obtuvo la siguiente geometría donde se estableció las medidas para el mecanismo final de la prótesis.



Ilustración 3-24: Geometría de la mordaza LP1

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Las propiedades por considerar para el modelo final se presentan en la siguiente tabla

Tabla 3-9: Propiedades del modelado de la mordaza LP1

Propiedades del modelado de la mordaza LP1	
Descripción	Valor
Longitud LP1	74 mm
Ancho de la mordaza (dedo)	12 mm
Ancho de agarre útil	6 mm
Diámetro agujero de giro	4 mm
Diámetro agujero de movimiento	3 mm

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Igualmente se realizó el modelado para la mordaza Lp2 con la siguiente geometría

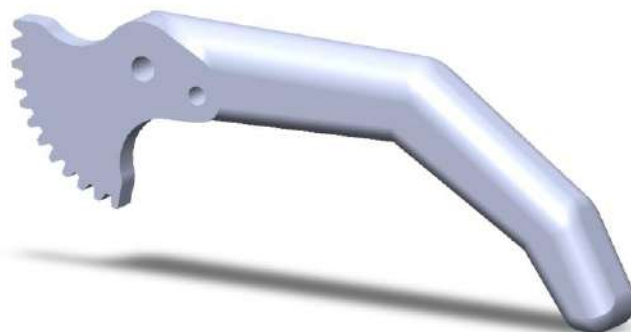


Ilustración 3-25: Geometría de la mordaza LP2

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Las propiedades por considerar para el modelo final se presentan en la siguiente tabla

Tabla 3-10: Propiedades del modelado de la mordaza LP2

Propiedades del modelado de la mordaza LP2	
Descripción	Valor
Longitud LP2	83 mm
Ancho de la mordaza (dedo)	12 mm
Ancho de agarre útil	6 mm
Diámetro agujero de giro	4 mm
Diámetro agujero de movimiento	3 mm
Diámetro primitivo	45mm
Modulo	1mm

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

En la siguiente ilustración se muestra la configuración de cierre de las mordazas (dedos) modeladas.

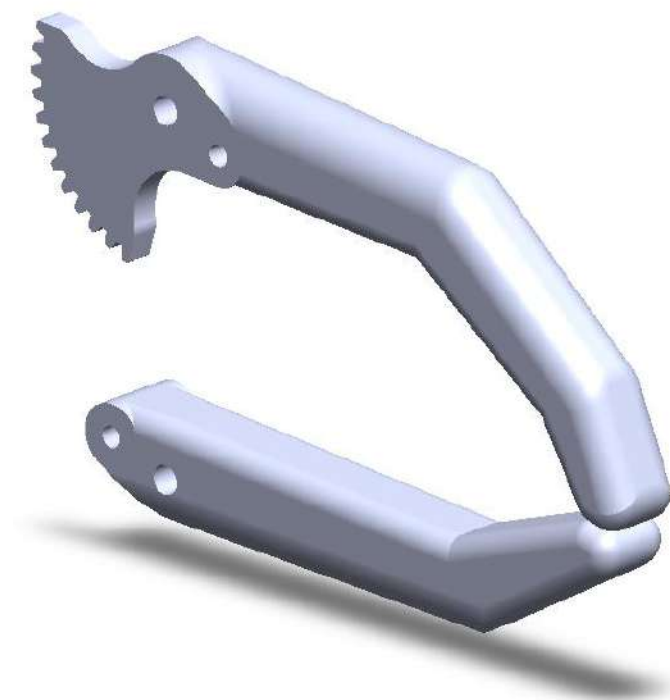


Ilustración 3-26: Mordaza ensamblada

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con la finalidad de aumentar los puntos de agarre, así como la necesidad de implementar elementos de control se modeló un tercer dedo que sirva como punto de apoyo para elementos de un peso considerable entre los límites de la prótesis, sus propiedades se presentan a continuación.

Tabla 3-11: Propiedades del modelado del tercer dedo

Propiedades del modelado del tercer dedo	
Descripción	Valor
Longitud del dedo	85 mm
Ancho de la mordaza (dedo)	12 mm
Ancho de agarre útil	6 mm
Díámetro agujero de giro	4 mm
Díámetro agujero de movimiento	3 mm
Alto de leva de control	1.5mm

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

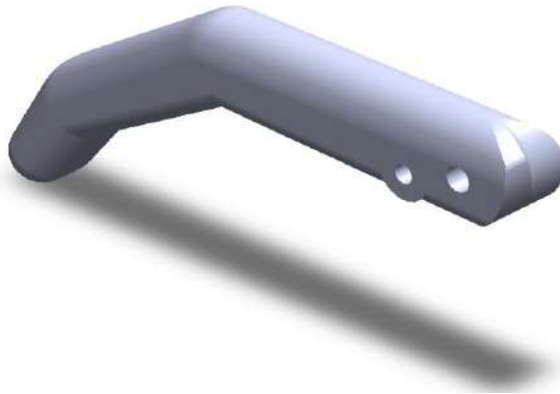


Ilustración 3-27: Geometría del tercer dedo

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

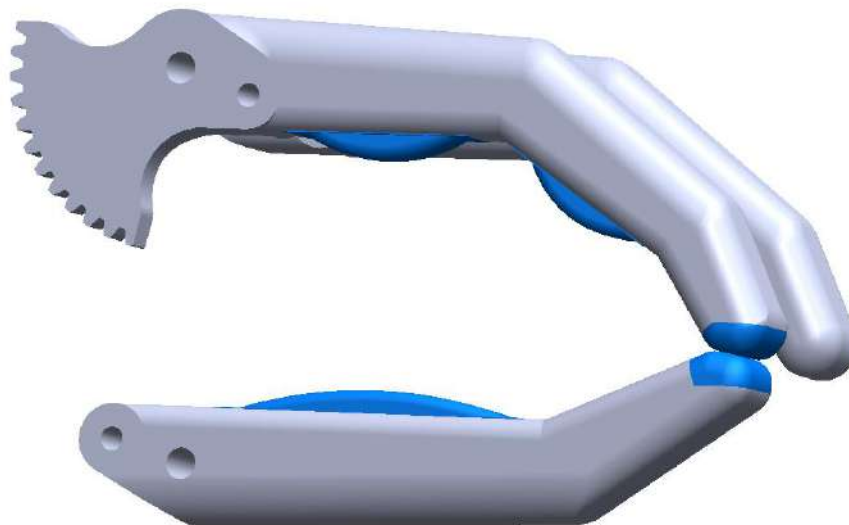


Ilustración 3-28: Modelado final del mecanismo de cierre

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Una de las propiedades de importancia en el sistema de cierre es el agarre, para ello se incorporó en el modelo final de este sistema almohadillas que puedan simular la piel humana el modelo final con la incorporación de estos elementos se muestra en la Ilustración 3-28 .

3.4.2. Cálculos del mecanismo de cierre

3.4.2.1. Fuerza de presión del mecanismo

En el apartado **Fuerza de presión o agarre** del marco teórico se observa los valores de estudio de la fuerza necesaria en una posición tipo pinza, se considera estas como valores máximos y se calcula para una fuerza de presión establecida.

$$F_p = 10 \text{ Kgf}$$

Entonces se realiza el análisis estático basándose en que al momento de agarrar objetos el mecanismo se encuentra en una posición de reposo o detenido

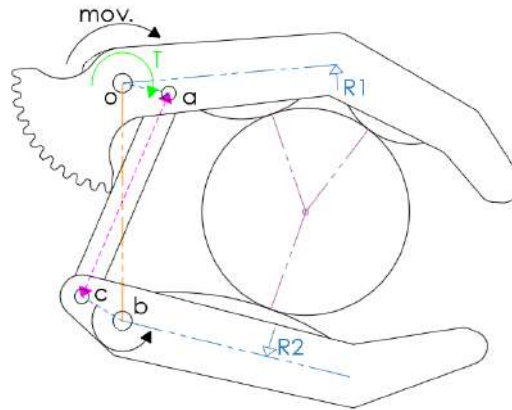


Ilustración 3-29: Diagrama de cuerpo libre

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Se asume que la fuerza de presión está repartida entre las dos mordazas por lo cual se calcula tal que R_1 sea igual a R_2 y las distancias a los puntos de las reacciones son asumidas para, entonces la sumatoria de momentos en el punto queda definida por:

$$\begin{aligned} \sum M_b &= 0 \quad \cup \\ R_2 \cdot (4\text{cm}) - R_c \cdot (1\text{cm}) &= 0 \\ R_c &= 20 \text{ Kgf} = R_a \end{aligned}$$

Es necesario conocer el torque producido en el punto o entonces:

$$\begin{aligned} \sum M_o &= 0 \quad \cup \\ -R_1 \cdot (4.5\text{cm}) - R_a \cdot (1\text{cm}) + T &= 0 \\ T &= 22.5 + 20 = 42.5 \text{ Kg cm} \end{aligned}$$

Entonces la fuerza tangencial en el engrane se determina de la siguiente manera

$$T = F_T \cdot \frac{D_p}{2} \quad F_T = \frac{2T}{D_p} = \frac{2 \cdot 42.5}{4.5} = 18.889 \text{ kgf}$$

Para una relación de transmisión 1:4.5 que se pretende usar el torque máximo del actuador será

$$T_a = 9.445 \text{ kg cm}$$

3.4.3. Selección del actuador de cierre

En el cálculo de fuerzas del mecanismo de cierre se obtuvo que el torque máximo para las fuerzas de presión presentadas en el capítulo 2 sería de 16.667 Kgf cm por lo cual la selección del actuador debe superar a esta o ser igual, así mismo, no es necesario aplicar este torque por lo que mediante un controlador de velocidad se deberá buscar un torque promedio al actuador de giro, entonces se selecciona el siguiente actuador



Ilustración 3-30: Motorreductor JGA25-310

Fuente: (Amazon 2023)

Las propiedades de este componente se muestran en la siguiente tabla: se referencia a una página comercial debido a que el fabricante no cuenta con página oficial.

Tabla 3-12: Propiedades del actuador de cierre

Modelo	JGA25-310	
Parámetro	Mínimo	Máximo
Voltaje de entrada	6v	12v
Potencia	0.9 Watts	
Corriente sin carga	90 mA	
Torque	8.8 Kg cm	20 Kg cm
Diámetro del motorreductor	25 ± 0.5 mm	
Tamaño del eje	11.5 mm	
Diámetro del eje	4 mm	

Fuente: (Amazon 2023)

Es importante configurar la velocidad del motor para que este nos entregue tanto un torque aceptable como una velocidad de movimiento del mecanismo cierre igualmente controlada para no interferir al

momento de agarrar objetos, en la gama de controladores existentes y las formas diferentes de controlar estos parámetros se escogió la opción del siguiente controlador

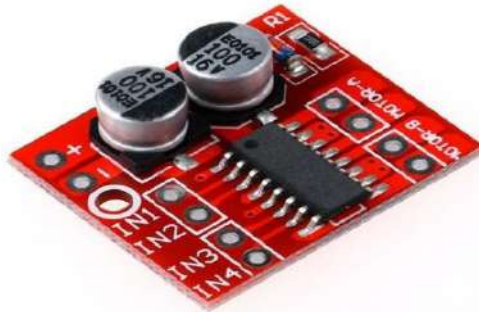


Ilustración 3-31: Puente H, Mini L298n

Fuente: (Tertiary Robotics Store, 2023)

Las propiedades del controlador mini L298n se muestran en la siguiente tabla

Tabla 3-13: Propiedades del controlador mini L298n

Modelo	Mini L298n	
Parámetro	Mínimo	Máximo
Voltaje de entrada	2v	10v
Voltaje de señal	1.8v	7v
Corriente nominal	1.5A	
Medidas	24.7 x 21 x 5 mm	

Fuente: (Tertiary Robotics Store 2023)

3.4.3.1. Modelado del piñón

El sistema de transmisión por engranes consta de dos partes el piñón y la corona, siendo el primero el que transfiere el movimiento desde el motor hacia las mandíbulas la relación de transmisión se estableció anteriormente en el análisis de fuerzas del mecanismo

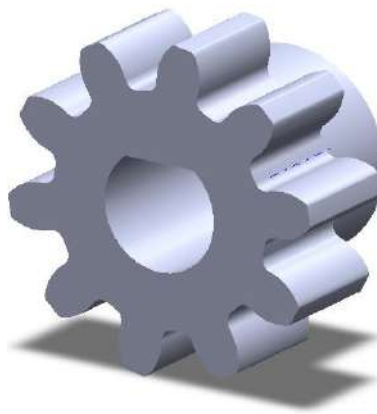


Ilustración 3-32: Piñón del sistema

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Las propiedades por considerar para el modelo final se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 3-14: Propiedades del piñón

Propiedades del piñón	
Descripción	Valor
Relación de transmisión	1:4.5
Diámetro primitivo	10mm
Modulo	1mm

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.4.4. Modelado del dorso de la mano

El dorso de la mano es la parte donde se ensamblan todos los componentes y es la pieza de unión con el brazo, este modelo incluye la muñeca para el sistema de giro, se respetó las medidas planteadas anteriormente, SN, para la separación entre nodos, además el dorso de la mano debe incluir la base para poder posicionar el actuador de cierre del mecanismo tipo pinza, las medidas de este se presentan en la siguiente ilustración

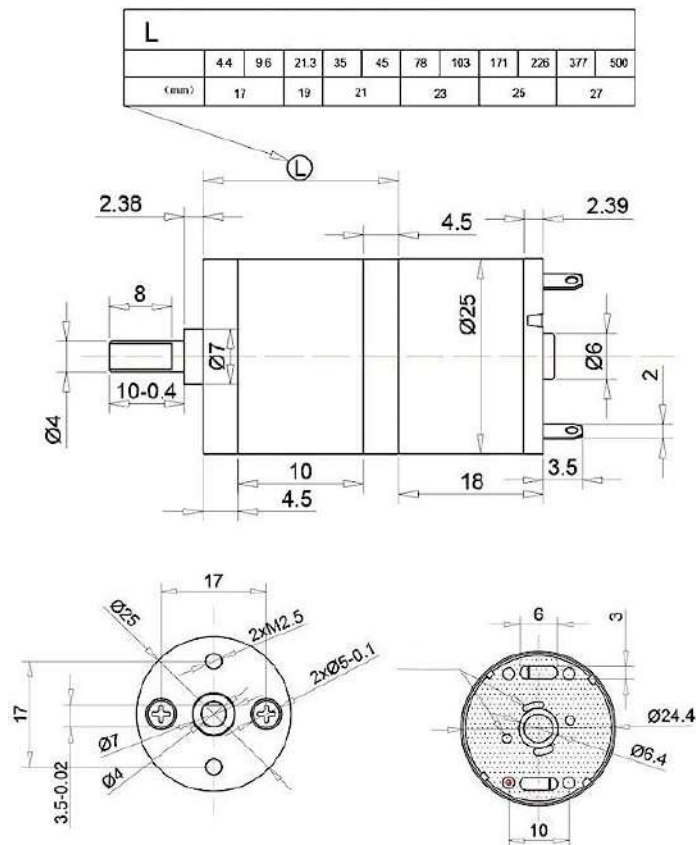


Ilustración 3-33: Medidas del motorreductor JGA25-310

Fuente: (Amazon 2023)

Otra consideración por tomar en cuenta es la posición del piñón para que pueda transmitir el movimiento hacia la corona.

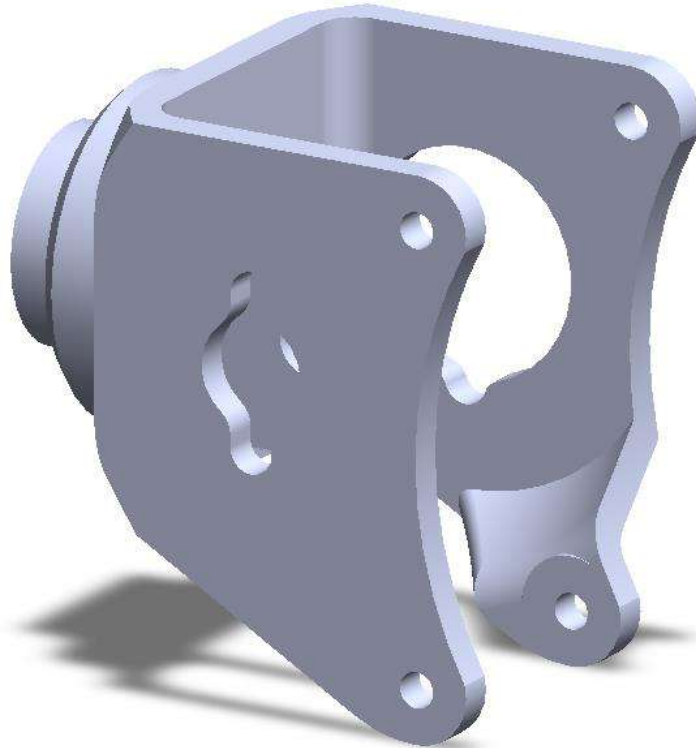


Ilustración 3-34: Dorso y muñeca de la prótesis

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con lo cual se termina el modelado de la mano completa como se muestra en la siguiente imagen, las medidas de todos los componentes se presentan en el capítulo de anexos

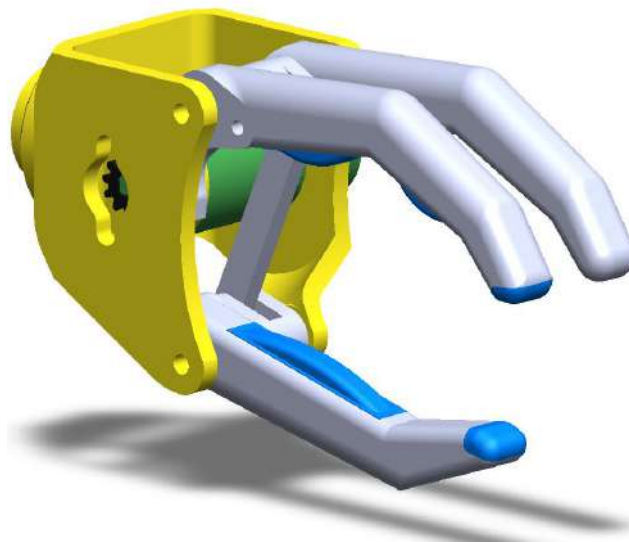


Ilustración 3-35: Modelado de la mano

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.4.5. Modelado del brazo

En el modelado del brazo se tomó en cuenta una de las partes fundamentales del mecanismo de rotación que es el apoyo de la muñeca de rotación. Así que incluye la bases para el actuador de giro que será un servomotor que pueda girar determinados grados debido a que al ser solo un mecanismo tipo pinza al ser girado ciento ochenta grados volverá a la posición inicial por lo cual se tomara esto en cuenta en los grados de rotación del mecanismo. El modelo del brazo se muestra en la siguiente ilustración donde una sección será una tapa para los componentes de control de la prótesis.



Ilustración 3-36: Modelo del brazo

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.5. Selección del actuador de giro

En la selección de este actuador como se mencionó en el análisis de mecanismo no es un mecanismo complejo por ello el análisis no se lo realizó, como el caso del sistema de cierre, simplemente se seleccionó un servomotor con una fuerza considerable que permita el giro de todo el sistema de cierre. El componente seleccionado debía contar con el mínimo de ciento ochenta grados para su selección, en la siguiente ilustración se muestra el actuador seleccionado



Ilustración 3-37: Actuador de giro, MG996R

Fuente: (AllDatasheet, 2023)

Las características del componente se muestran a continuación

Tabla 3-15: Propiedades del actuador de giro

Modelo	MG996R	
Componente	Servomotor	
Parámetro	Mínimo	Máximo
Voltaje de operación	4.8v	7.2v
Peso	55g	
Velocidad de operación	0.17 s/60° (4.8 V)	0.14 s/60° (6 V)
Torque detenido	9.4 kg cm (4.8 V)	11 kg cm (6 V)
Angulo de rotación	180° ± 3 °	
Medidas	40.7 x 19.7 x 42.9 mm	
Rango de temperatura	0 °C	55 °C

Fuente: (AllDdatasheet 2023)

3.6. Selección del proceso de manufactura

Mediante el software CES Edupack se realizó la selección del proceso adecuado para la construcción de la prótesis, el proceso necesario debía tener compatibilidad con sólidos 3D debido a la geometría de los componentes modelados, como se observa en la ilustración anterior de la geometría sólida del brazo, tiene curvas muy pronunciadas por lo que su manufactura caería en precios elevados con lo cual no podría cumplirse el parámetro del despliegue de la calidad de ser accesible económicamente.

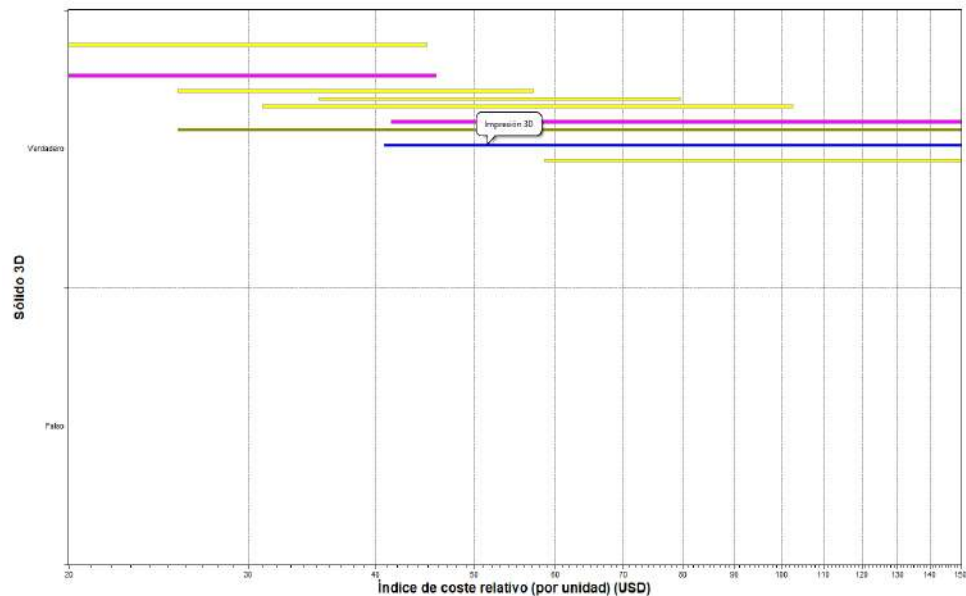


Ilustración 3-38: Selección del proceso de manufactura

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

En la ilustración anterior se muestra el resultado del proceso de selección para la manufactura de los componentes estructurales y funcionales que integran todo el mecanismo de la prótesis, los parámetros más importantes que se tomó en cuenta es la compatibilidad con los sólidos 3d y el costo de construcción con un límite entre los veinte y ciento cincuenta dólares en su fabricación.

Sabiendo que la fabricación aditiva ofrece varias ventajas, incluyendo la capacidad de crear diseños más complejos, personalizados y prototipos rápidos. Además de su mayor acceso para la construcción de las partes modeladas se escogió el proceso de la impresión 3d para el conformado de la prótesis. Por lo tanto, en la selección de materiales este debe adaptarse con el proceso seleccionado y cumplir las características necesarias para su selección

Los resultados de la selección de todos los procesos para la fabricación de los elementos estructurales se muestran en la siguiente tabla

Tabla 3-16: Procesos de manufactura

Proceso	Tipo de proceso
Fundición a baja presión	Fundición
Fundición de resina	Moldeo
Fundición en molde cerámico	Fundición
Fundición en molde de arena a baja presión	Fundición
Fundición en molde de arena con evaporación del patrón	Fundición
Fundición por gravedad	Fundición
Impresión 3D	Fabricación aditiva
Moldeo BMC (DMC)	Conformado de compuestos
Moldeo por inyección-reacción (RIM)	Moldeo

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.7. Selección de material

Igualmente, que la selección de proceso se realizó la selección de material donde una de las restricciones aplicadas es el método de manufactura, además se tomó en cuenta la disponibilidad, costo, dureza para la aplicación entre otras propiedades de selección. Como se muestra en la Ilustración 3-38

Como se observa la selección de materiales se posiciono en los polímeros enfatizando los termoplásticos donde se encuentran el ABS y el PLA siendo este el más comercial y fácil de adquirir por lo que será el material de construcción de las partes modeladas. En la Ilustración 3-40 se muestra los parámetros de selección de material donde el módulo de Young aplicado oscila hasta las setenta gigas pascuales en donde se encuentran materiales como el aluminio. Donde se definió el material por el proceso y el precio de fabricación

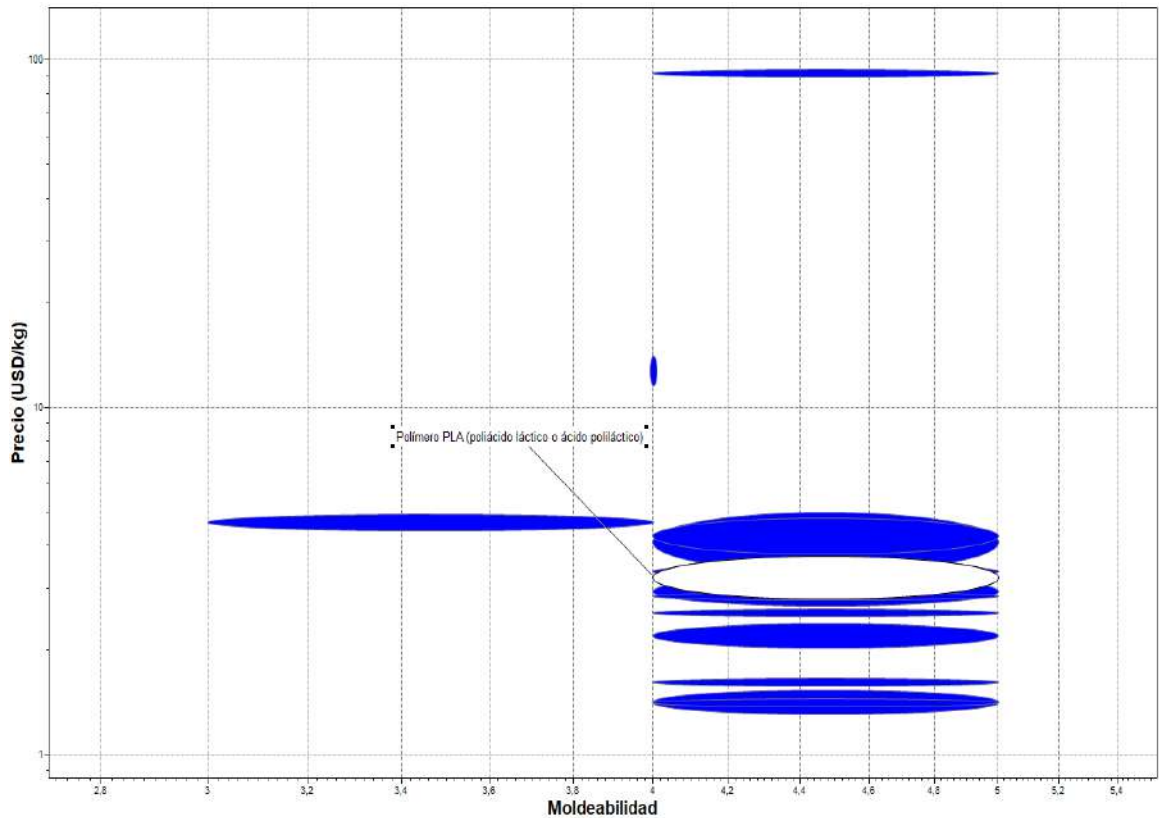


Ilustración 3-39: Selección de material

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Además, se seleccionó la impresión 3d en TPU para las almohadillas de los dedos que conforman la pinza principal del mecanismo




-  Etapa 1: Procesos de impresión 3D
-  Etapa 2: Módulo de Young
-  Etapa 3: Precio (USD/kg) vs. Moldeabilidad

Ilustración 3-40: Etapas de selección

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.8. Análisis multi cuerpo

El análisis multi cuerpo es importante para la comprensión del funcionamiento del mecanismo por evaluar, en este caso se enfatizó en el movimiento del mecanismo de cierre ya que el mismo es el que presenta más complejidad en concordancia a la funcionalidad de la prótesis. Este análisis se lo realizó mediante el software MSC ADAMS con el cual podemos definir la velocidad en el piñón de movimiento y ver los valores de análisis en las mordazas, todo basado en la velocidad rotacional del actuador de cierre.

Se usó el software SolidWorks y su función SolidWorks Motion para poder exportar el mecanismo ensamblado completo a la interfaz de ADAMS.

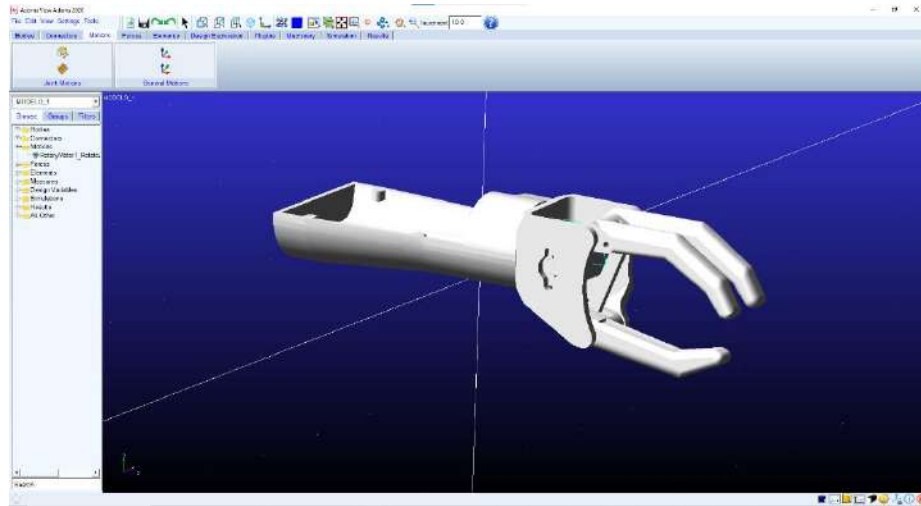


Ilustración 3-41: Mecanismo de cierre y rotación en la interfaz de ADAMS

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Lo importante de la exportación entre softwares permite generar todos los componentes necesarios para la simulación desde las conexiones o relaciones de posición hasta los actuadores (Rotary Motor) en el software de destino ADAMS.

Con todos los componentes generados en el software se colocó restricciones de frontera que permita simular valores necesarios de como el torque necesario para vencer la fuerza de reacción en los dedos o mordazas del mecanismo, los parámetros de funcionamiento en tanto a giro del motorreductor se lo realizó con una función if dentro del software, ya que con esto podemos introducir la velocidad del motorreductor a la que se desea se realice el funcionamiento del mecanismo.

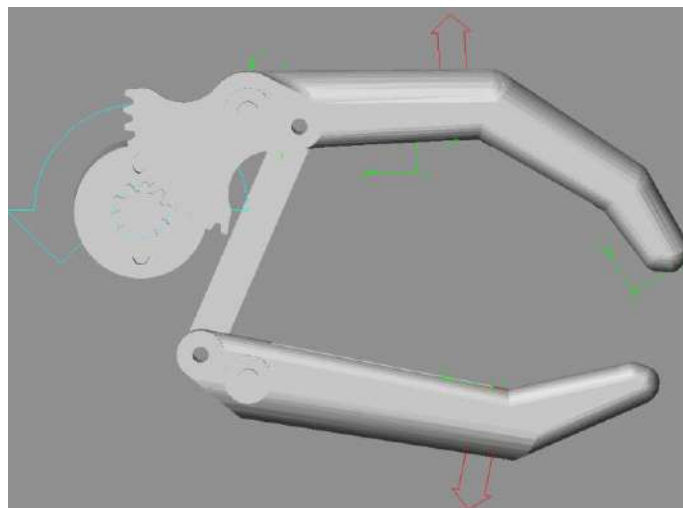


Ilustración 3-42: Restricciones en ADAMS

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con la función de simulación del software se determinó mediante iteración los parámetros de tiempo de apertura y cierre, a una velocidad de 30 rpm o 3.1416 rad/s y las reacciones aplicadas a las mordazas de 45 Newtons se verifica el torque necesario del motor y si está dentro del rango, para su aceptación o realizar una selección en tanto a este componente.

La forma en se realizó la programación de la velocidad de giro se muestra en la siguiente ilustración

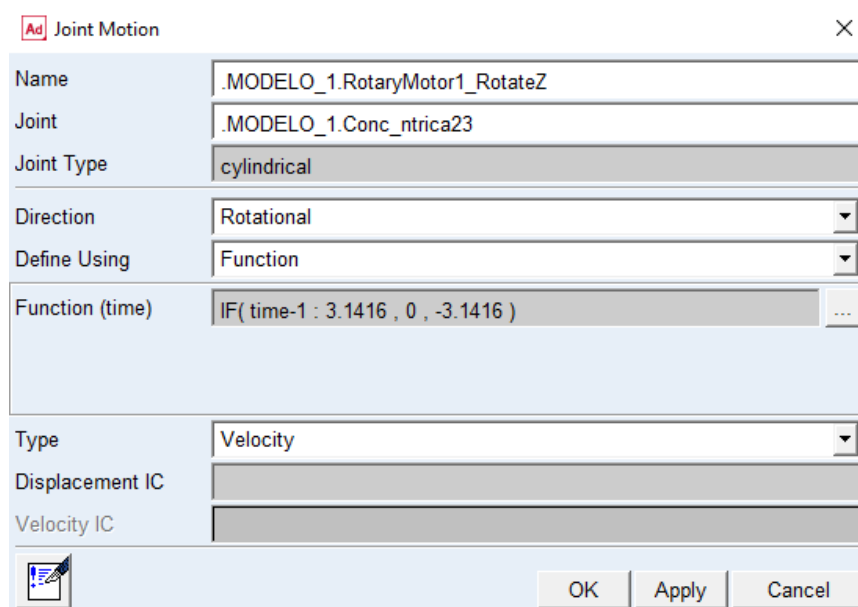


Ilustración 3-43: Programación de la velocidad de giro en MSC Adams

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Se uso la función if ya que hasta 1 segundo de movimiento se realiza la apertura de la pinza de la posición inicial que se muestra en la **Ilustración 3-41** y de ahí en adelante tiene una velocidad negativa para el cierre de la pinza en la simulación.

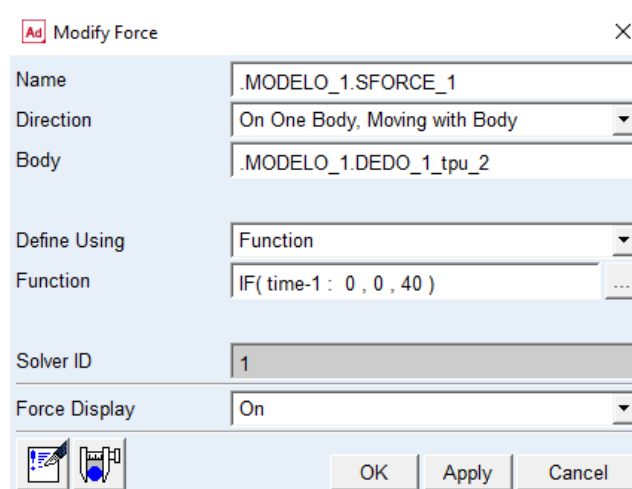


Ilustración 3-44: Programación de las fuerzas

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

La programación de las restricciones de fuerzas se lo realizó igualmente con la función if ya que esta permite evaluar la contrafuerza de reacción al momento de cierre del mecanismo mas no en la abertura donde no se tiene ninguna contrafuerza.

Para la evaluación del torque en el motor se identificó la junta a la que está relacionado el par de movimiento (Rotary motor) y se evaluó los torques producidos en los ejes locales mediante la herramienta postprocessor (post procesador)

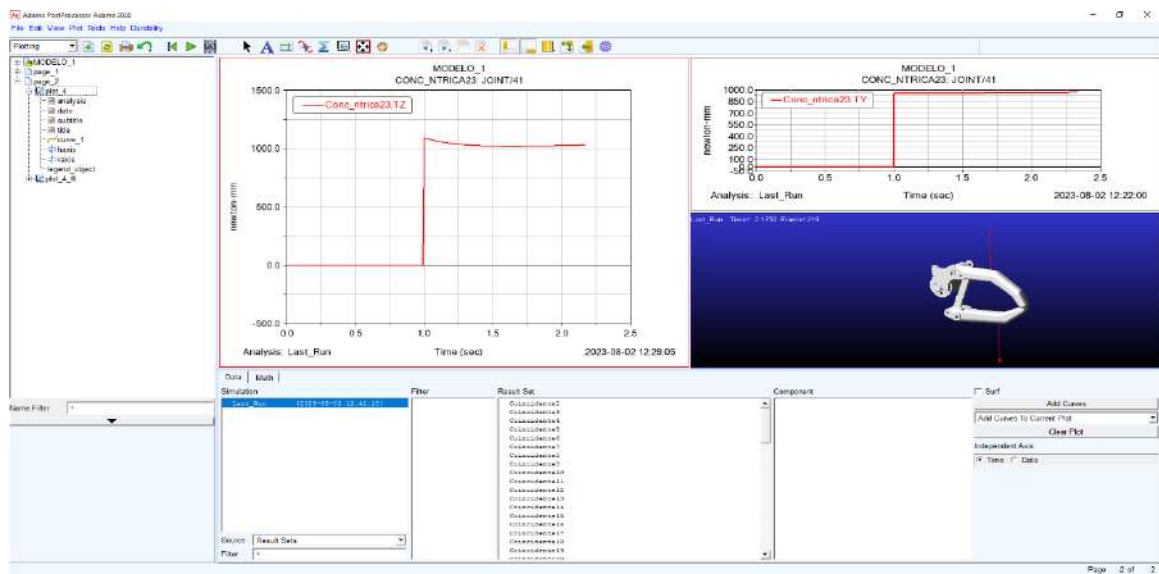


Ilustración 3-45: Postprocessor MCS Adams

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.9. Análisis por el método de elemento finito (MEF)

Mediante la exportación de materiales desde CES Edupack a ANSYS se añadió los materiales PLA y TPU para comprobar tanto la deformación del material como los esfuerzos producidos los cuales se muestran en el capítulo de resultados, es importante haber realizado este análisis ya que nos permitió tener una idea de que los materiales seleccionados eran los adecuados para el funcionamiento y construcción de la prótesis.

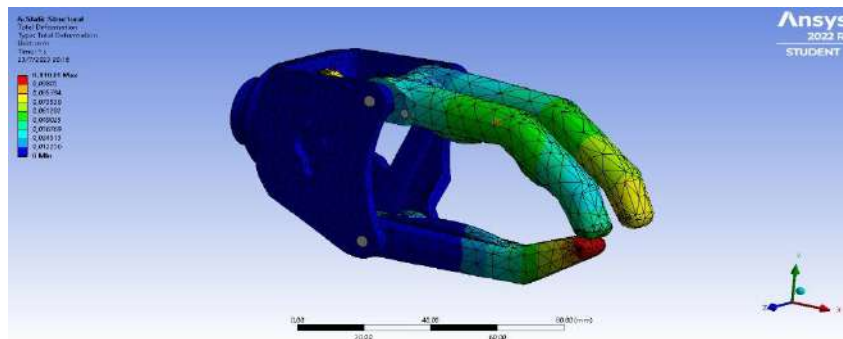


Ilustración 3-46: Deformación de los elementos en ANSYS

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.9.1. Importación de materiales

Aunque el programa ANSYS cuente con una gran gama de materiales en su biblioteca, su base de datos no es completa con el uso del software CES EDUPACK se exportó los materiales necesarios, sus propiedades se muestran en las siguientes tablas.

Tabla 3-17: Propiedades del PLA

Propiedad	Valor			Unidades
	Mínimo	Máximo	Ansys	
Módulo de Young	2.3	2.6	2.445	Gpa
Resistencia a la fluencia (Sy)	38	68	50.83	Mpa
Esfuerzo último (Su)	29	52	//	Mpa
Radio de Poisson	0.38	0.4	0.38987	
Módulo de corte	0.833	0.929	0.879	Gpa
Módulo de compresión	3.52	3.89	3.7	Gpa

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 3-18: Propiedades del TPU

Propiedad	Valor			Unidades
	Mínimo	Máximo	Ansys	
Módulo de Young	1.31	2.07	1.647	Gpa
Resistencia a la fluencia (Sy)	40	53.8	46.39	Mpa
Esfuerzo último (Su)	31	62	//	Mpa
Radio de Poisson	0.4	0.416	0.4077	
Módulo de corte	0.465	0.735	0.584	Gpa
Módulo de compresión	2.91	3.05	2.975	Gpa

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.9.2. Parámetros para simulación

Los parámetros de mallado, siguiendo el criterio de indicador de la calidad de elementos (Element Quality) donde los valores mínimos y máximos se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 3-19: Valores para criterio "Element Quality"

Criterio	Element Quality
Valor minimo	-4.58 e-4
Valor maximo	0.999 (1)
Promedio (average)	0.7570
Desviación estándar	0.2025

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

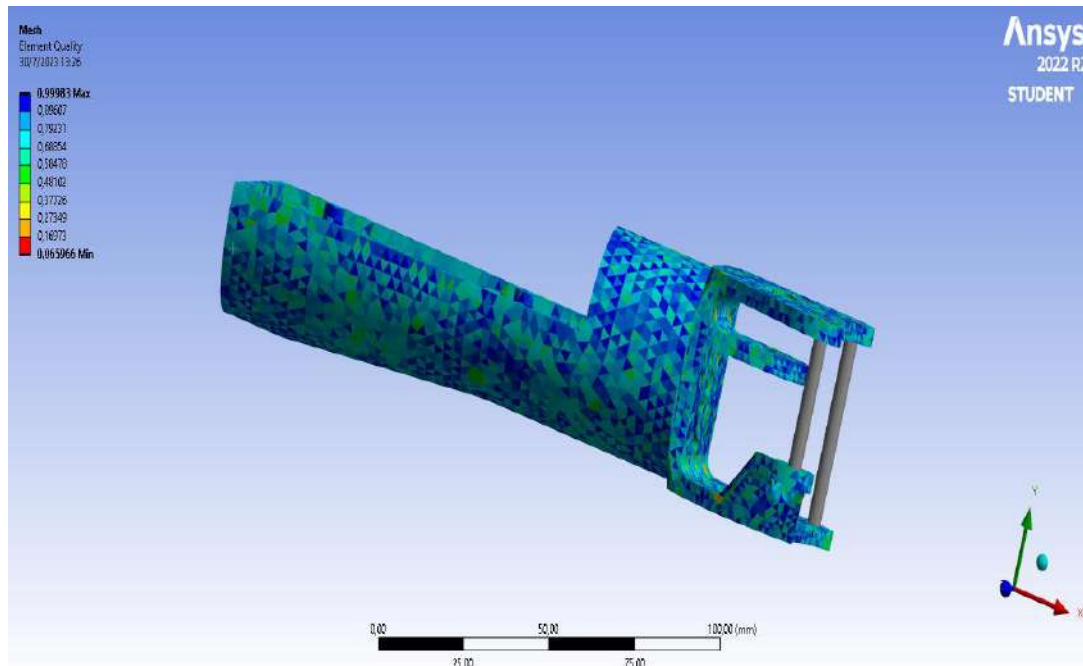


Ilustración 3-47: Evaluación visual (Element Quality)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Igualmente se evaluó los fallos de malla con la herramienta visual como se observa en la ilustración anterior en cada una de las simulaciones presentadas con lo cual se verificó que el valor mínimo no sea una no sea un punto de singularidad por evaluar en cada análisis, procurando así los valores más reales en cada elemento.

Luego de haber analizado visualmente se verificó los resultados numéricos de mallado donde el promedio debe superar al valor nominal presentado en la **Tabla 3-19** así como la desviación estándar deber ser menor al valor presentado, los valores de mallado se presentan en las siguientes tablas.

Tabla 3-20: Análisis MEF (a)

Estudio: Static structural ANSYS	
Programa de modelado: SolidWorks	Archivo de exportación e importación: STEP AP214
Parámetro	Valor
Criterio	Element Quality
Valor minimo	5.1838 e-2
Valor maximo	0.99999
Promedio (average)	0.78521
Desviación estándar	0.14026
Cantidad de nodos	117679

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 3-21: Análisis MEF (b)

Estudio: Static structural ANSYS	
Programa de modelado: SolidWorks	Archivo de exportación e importación: STEP AP214
Parámetro	Valor
Criterio	Element Quality
Valor minimo	1.5473 e-2
Valor maximo	0.99987
Promedio (average)	0.774
Desviación estándar	0.15641
Cantidad de nodos	114811

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 3-22: Análisis MEF (c)

Estudio: Static structural ANSYS	
Programa de modelado: SolidWorks	Archivo de exportación e importación: STEP AP214
Parámetro	Valor
Criterio	Element Quality
Valor minimo	1.462 e-2
Valor maximo	0.99999
Promedio (average)	0.78718
Desviación estándar	0.17333
Cantidad de nodos	53991

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 3-23: Análisis MEF (d)

Estudio: Static structural ANSYS	
Programa de modelado: SolidWorks	Archivo de exportación e importación: STEP AP214
Parámetro	Valor
Criterio	Element Quality
Valor minimo	6.5966 e-2
Valor maximo	0.99983
Promedio (average)	0.78935
Desviación estándar	0.11806
Cantidad de nodos	104298

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.10. Manufactura

Basado en la selección de proceso se realizó la construcción de las partes modeladas en físico mediante impresión 3D con diferentes parámetros según la complejidad y forma de la parte modelada, también tomando en cuenta el valor de funcionalidad para la prótesis así como su valor económico en relación con el despliegue de la calidad al inicio de este capítulo

3.10.1. Parámetros de impresión 3D

Los parámetros de impresión 3D para las mordazas (dedos) de la prótesis, las dos partes que componen el brazo, las guías del eslabón, bases del sistema de control y eslabón son los siguientes.

Tabla 3-24: Parámetros de impresión 3D (a)

Parámetros de impresión de diferentes partes del sistema	
Parámetro	Valor
Material	PLA
Altura de capa	0.2 mm
Grosor de la pared	0.8 mm
Densidad de relleno	20%
Velocidad de impresión	50 mm/s
Velocidad de pared exterior e interior	25 mm/s
Patrón de relleno	Triángulo

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Uno de los componentes más críticos del sistema es el piñón que transfiere el movimiento del motorreductor según el análisis mef que se realizó para los diferentes componentes de la prótesis total, los parámetros de impresión 3d se presentan a continuación

Tabla 3-25: Parámetros de impresión 3D (b)

Parámetros de impresión del piñón	
Parámetro	Valor
Material	PLA
Altura de capa	0.2 mm
Grosor de la pared	0.8 mm
Densidad de relleno	60%
Velocidad de impresión	50 mm/s
Velocidad de pared exterior e interior	25 mm/s
Patrón de relleno	Giroide

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

La estructura principal está afectada tanto por el giro del servomotor del sistema de rotación, igualmente sirve de soporte para el actuador de cierre del motorreductor, la impresión 3D de este elemento se realizó con los siguientes parámetros

Tabla 3-26: Parámetros de impresión 3D (c)

Parámetros de impresión de la estructura principal	
Parámetro	Valor
Material	PLA
Altura de capa	0.2 mm
Grosor de la pared	0.8 mm
Densidad de relleno	30%
Velocidad de impresión	50 mm/s
Velocidad de pared exterior e interior	25 mm/s
Patrón de relleno	Triángulo
Capas superiores/inferiores	4

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Para la pinza principal se añadió elementos de sujeción para aumentar el agarre de componentes tratando de simular la piel humana, estos componentes fueron impresos en material TPU con diferentes características al PLA debido a que se buscó un componente deformable.

En la Ilustración 3-48 se observa la impresión 3D en PLA, es importante realizar una revisión antes de poder decir que el trabajo es aceptable, por lo que se comprobó que todos los elementos cumplan un criterio de calidad para poder empezar al ensamblado de la prótesis,

Tabla 3-27: Parámetros de impresión 3D (d)

Parámetros de impresión en TPU	
Parámetro	Valor
Material	TPU
Altura de capa	0.2 mm
Grosor de la pared	0.8 mm
Densidad de relleno	5%
Velocidad de impresión	20 mm/s
Velocidad de pared exterior e interior	10 mm/s
Patrón de relleno	Giroide

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Se muestra la calidad de impresión en la tapa del brazo en PLA, los demás componentes se pueden observar el capítulo de resultados



Ilustración 3-48: Impresión en PLA

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.11. Control de la prótesis

3.11.1. Control mioeléctrico

El sistema de control para el cierre y giro de la prótesis se basará en el procesamiento de señales mioeléctricas que provienen del órgano residual del posible ocupante, para ello es necesario recurrir a módulos de control que permitan el reconocimiento de estas señales. La señal se obtendrá a través del sensor muscular ECG EMG 3,3V AD8832, que es un sensor tipo básico que cuenta con 3 electrodos EMG que reciben la señal de los movimientos musculares la cual procesa el sensor.

Los parámetros del sensor se muestran en la siguiente tabla

Tabla 3-28: Parámetros del sensor AD8832

Parámetro	Min	TYP	Max
Voltaje de la fuente de alimentación	±3V	±5V	±30V
Configuración de ganancia, Ganancia 207*(x/1kΩ)	0.01Ω (0.002x)	50kΩ (10.350x)	100kΩ (20.700x)
Voltaje de la señal de salida (rectificado y procesado)	0V	...	+Vs
Voltaje diferencial de entrada	0mV	2-5mV	+Vs/Gain

Fuente: (SparkFun, 2020)

En la siguiente ilustración se muestra el sensor AD8832

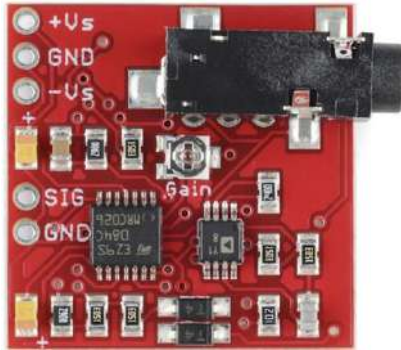


Ilustración 3-49: Sensor AD8832

Fuente: (SparkFun, 2020)

3.11.2. Selección del módulo de control

El módulo de control es el cerebro de toda la prótesis, este componente recibe la señal, la procesa y envía señales de control a los diferentes actuadores que le dan movimiento al mecanismo tanto de cierre como de giro, es importante que todos los sensores, variadores y demás componentes tengan relación con el módulo para no intervenir en la señales, otro parámetro importante en la selección del módulo es la economía, por lo tanto se decidió trabajar bajo la plataforma Arduino con el siguiente modelo por las dimensiones.

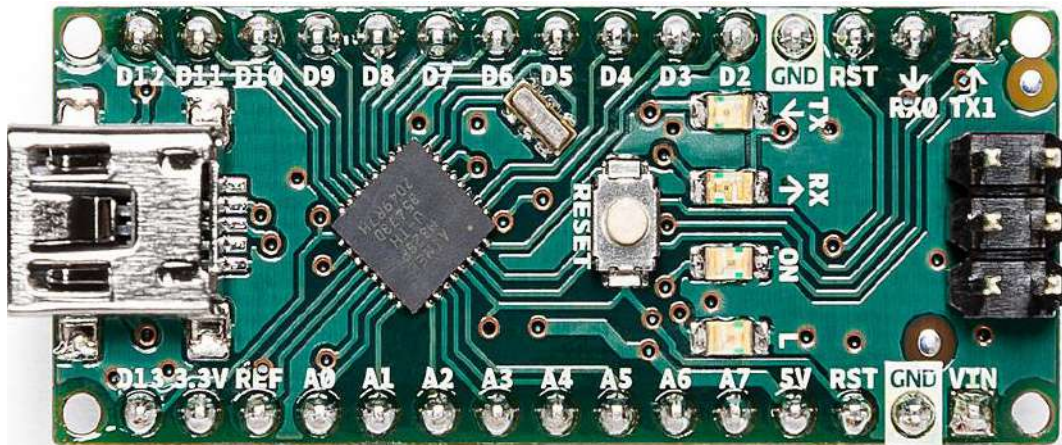


Ilustración 3-50: Arduino Nano

Fuente: (Arduino cl, 2023)

“El Arduino Nano es una placa de desarrollo de tamaño compacto, completa y compatible con protoboards, basada en el microcontrolador ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada/salida digital (de los cuales 6 pueden ser usando con PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de 16Mhz, conexión Mini-USB, terminales para conexión ICSP y un botón de reinicio” (Arduino cl 2023). Las dimensiones de este módulo se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 3-29: Dimensiones del Arduino Nano

Tipo: Arduino Nano	
Propiedad	Valor
Peso	5 gr
Ancho	18 mm
Largo	45 mm

Fuente: (Arduino cl 2023)

3.11.3. Control de cierre

En la selección del actuador se mencionó el driver Mini L298n para el control de velocidad del motorreductor, aparte de esto es necesario poder parar el actuador cuando se esté ejerciendo una presión considerable en los objetos que se pretende agarrar, entre las diversas maneras de realizar este control, desde la capacidad humana de asumir que ya tiene un ajuste necesario hasta controles electrónicos enfatizados en los ángulos de recorrido como motorreductores con encoders podemos seleccionar la forma adecuada en este tipo de prótesis al tener un sistema de giro no podemos llevar demasiados vías de señal (cables) al mecanismo de cierre por lo que se ha optado usar el propio código de control basándose en los resultados del análisis multi cuerpo que se presenta en el siguiente capítulo con el tiempo de cierre ya abertura de la prótesis. Así mismo en el anexo B se observa el tiempo de cierre programado.

```
if (controlMotor) {
  switch (contadorPulsos) {
    case 1:
      moverMotor(true);
      delay(500);
      contadorPulsos = 2;
      break;
    case 2:
      detenerMotor();
      break;
    case 3:
      moverMotor(false);
      delay(500);
      detenerMotor();
      contadorPulsos = 0;
      break;
  }
}
```

Ilustración 3-51: Extracto del código

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.11.4. Control de abertura

En la **Ilustración 3-27** del modelado del dedo de apoyo se menciona la leva de control que su funcionamiento será activar un final de carrera que permita enviar una señal al módulo de control para detener el actuador de cierre en el punto de abertura máxima de la prótesis, así evitamos daños

y mal funcionamiento del sistema, esta leva será la que comande también el diámetro máximo de objetos por agarrar del usuario. Al igual que el cierre también se programó un tiempo de abertura máximo con el fin de que el final de carrera sea una vía de seguridad para detener el motorreductor



Ilustración 3-52: Final de carrera

Fuente: (Electrostore, 2023b)

3.11.5. *Control de giro*

El control de giro se lo realizará a través del módulo de control directamente ya que el actuador seleccionado es un servomotor con circuitos añadidos que permite setear las posiciones requeridas, un parámetro importante es la cantidad de ángulos de giro, para satisfacer las necesidades de posición de los objetos.

3.12. Programación

Como se observa en la **Ilustración 3-55** la señal mioeléctrica es una señal de picos, por más que se mantenga rígido el musculo la señal no se mantiene en un valor solo vuelve a valores iniciales o señal básica por lo que es necesario procesar esa señal ya que la señal mioeléctrica no solo depende del factor de reconocimiento, ya que puede ser afectada por sudor, estados de ánimos, fuerza muscular, etc.

3.12.1. *Procesamiento de señales*

Para un primer control externo y simulación se realizó a través de una tarjeta tipo Arduino Mega 2560, conectado a través de cable serial a la computadora como fuente de alimentación

“El Arduino Mega 2560 es una placa de desarrollo basada en el microcontrolador ATmega2560. Tiene 54 entradas/salidas digitales (de las cuales 15 pueden ser usadas como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UARTs, un cristal de 16Mhz, conexión USB, jack para alimentación DC, conector ICSP, y un botón de reinicio”(Arduino.cl, 2023).

Para saber cómo es la señal que emite este sensor es necesario medirla en programas que permitan graficar su ruido, haciendo las conexiones al Arduino mega 2560, y leyendo la señal 115200 baudios

a los que el sensor trabaja ya que son voltajes muy pequeños con los que trabaja se obtuvo las gráficas de ruido del sensor a través de un script de simulink con la conexión al Arduino mega 2560

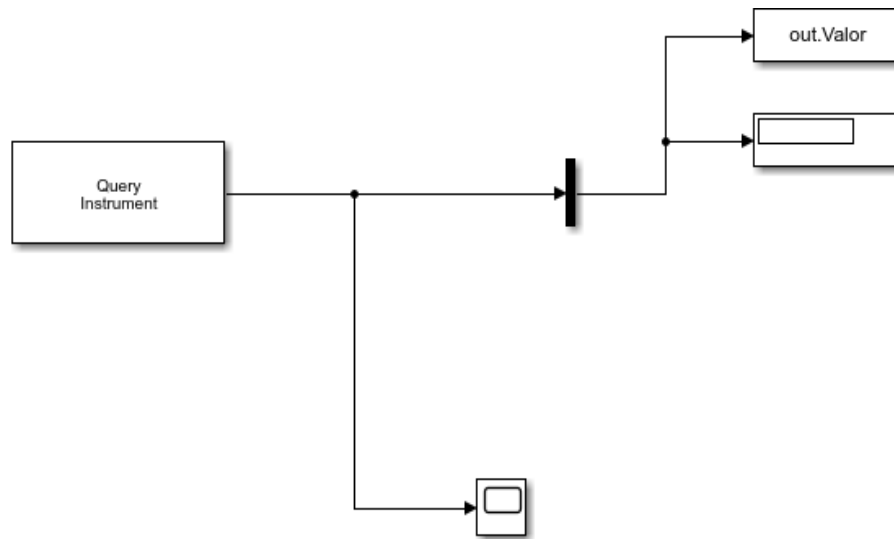


Ilustración 3-53: Script de simulink

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

La siguiente ilustración muestra la estabilidad del sensor al no contraer el músculo que está siendo censado, como se observa los valores análogos no varían mucho en la parte significativa de medición que va desde los diez segundos a los veintiocho segundos. Aun así, es necesario un procesamiento de señal para que no afecte el rendimiento de la prótesis

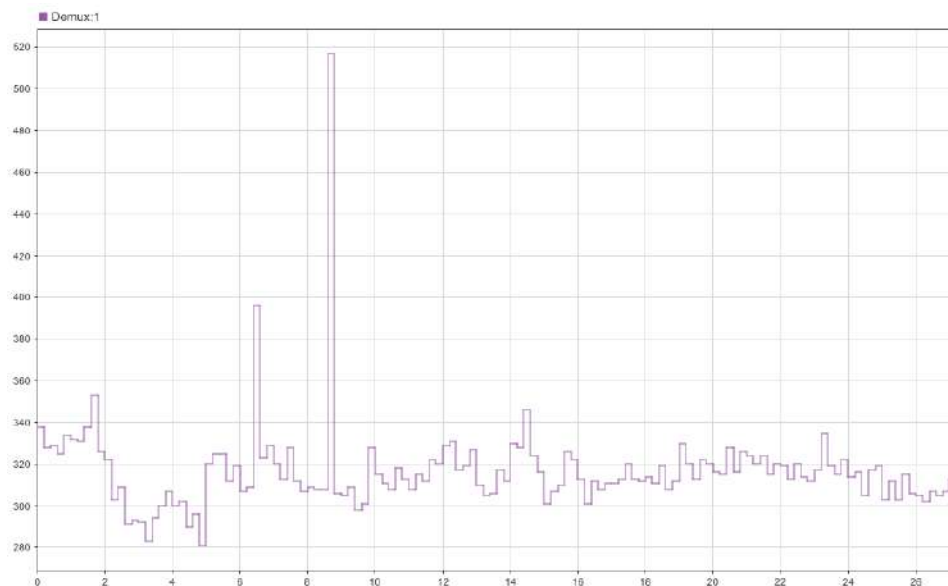


Ilustración 3-54: Ruido del sensor sin contraer el músculo

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

La siguiente ilustración muestra la respuesta del sensor a una cantidad repetida de contracciones del músculo, y su reinicio a las mediciones normales del sensor

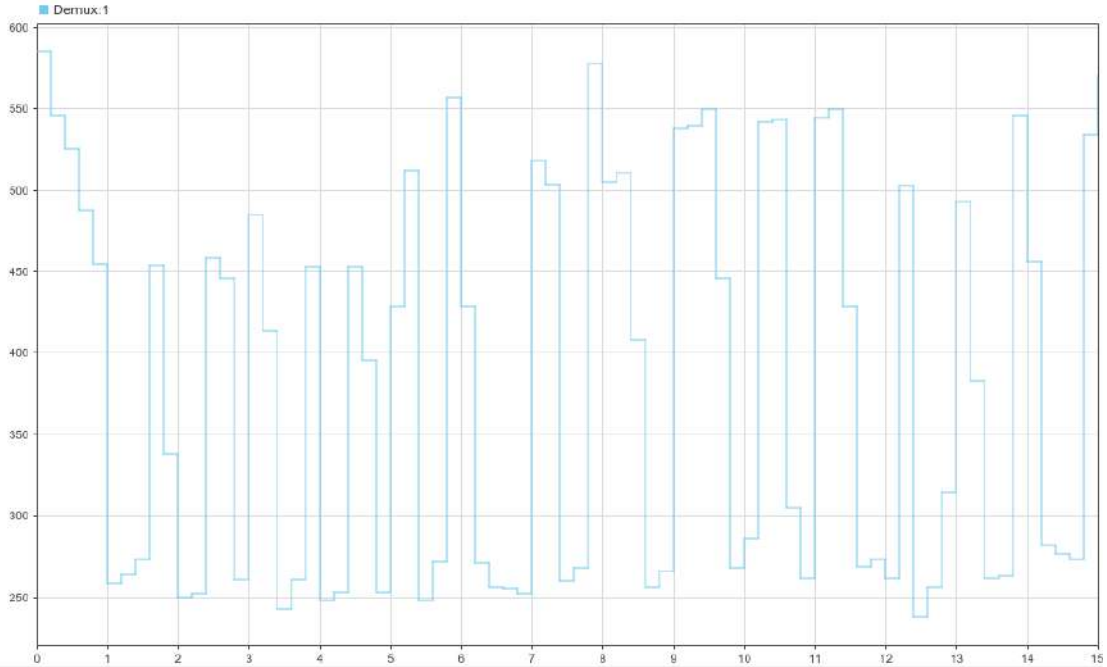


Ilustración 3-55: Respuesta del sensor a contracciones del músculo

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

3.12.1.1. *Filtrado de señales*

El filtrado de señales se realizó debido a la condición de que los músculos emisores de la señal involuntariamente o por ruido del ambiente puede crear una condición de activación en el mecanismo tanto de cierre como de rotación por lo cual se usó filtros de paso bajo para acondicionar la señal y un filtro de paso alto para la condición de activación de los actuadores, en este paso se utilizó el Arduino nano.

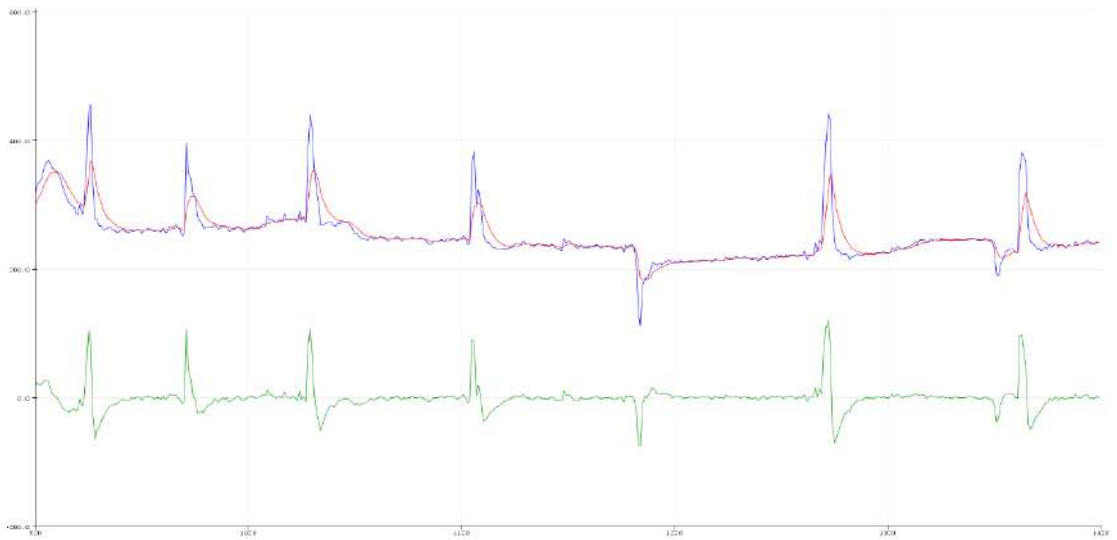


Ilustración 3-56: Señal filtrada

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

En la ilustración se observa 3 líneas de color azul, rojo y verde donde la línea de color azul representa el valor de lectura del sensor, la línea de color rojo corresponde al filtrado paso bajo de la señal y la de color verde a la señal filtrada mediante paso alto. Se usó el serial plotter de Arduino para la observación de grafica de las lecturas de señales.

La programación correspondiente se presenta a continuación

```
const int miol = A0;
float y = 0;
float alpha = 0.23;
float S = y;
float B=0;

void setup() {
  Serial.begin(115200); // baudios del sensor
}

void loop() {
  int vall = analogRead(miol); //lee el valor analógico de nuestro sensor
  en el puerto A0 0 a 1023
  y = float(vall);
  S = (alpha * y) + ((1 - alpha) * S);
  B=y-S;
  Serial.print(y); Serial.print(" , ");
  Serial.print(S); Serial.print(" , ");
  Serial.print(B); Serial.print(" , ");
  Serial.println(" ");

  delay(100);
}
```

3.13. Proceso de ensamble

El proceso de ensamble de lo componentes se detalla a continuación



Ilustración 3-57: Prótesis ensamblada

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 3-30: Relaciones de ensamble

Numero	Componente	Sistema	Relación
1	Dorso / Muñeca	Cierre / Giro	2, 3, 4, 6, 10, 11, 12, 14
2	Mordaza Principal	Cierre	1, 5, 14
3	Mordaza Secundaria	Cierre	1, 6, 14
4	Tercer dedo	Cierre	1, 5, 14
5	Guía M. principal	Cierre	2, 4, 7, 14
6	Guía M. secundaria	Cierre	1, 3, 7, 14
7	Eslabón	Cierre	5, 6, 14
8	Yemas M1	Agarre	2
9	Yemas M2	Agarre	3
10	Brazo	Giro	1
11	Piñón	Cierre	12
12	Actuador de cierre	Cierre	1, 11
13	Actuador de giro	Giro	1, 10
14	Ejes de ensamble	Cierre	1, 2, 3, 4, 5 ,6 ,7

Realizado por: Orozco Santiago, 2023







3.14. Protocolo de pruebas

La prótesis de mano planteada está diseñada para tipos de agarre específicos, y no cumple para agarres más complejos como el esférico, entonces el protocolo de pruebas se realizó basado en los movimientos que puede cumplir la misma, como se muestra en el inciso 2.1.1 de tipos de agarre de la mano. Se evaluó la prótesis tipo pinza con la mayoría de los elementos para cumplir los requerimientos necesarios de validación, basándose en métodos de pruebas establecidos como lo son el SHAP (Southampton Hand Assessment Procedure) (Vasluian et al. 2014) o el protocolo AHAP (Anthropomorphic Hand Assessment Protocol) (Llop-Harillo et al. 2019) donde se plantea la recolección de datos en elementos comunes para las personas.

Para la evaluación del sistema de giro se procedió al uso de elementos con diferentes pesos en función a probar el mecanismo y su torque ya que no hay un protocolo de pruebas establecido para este, debido a que un brazo humano usa todos los músculos del antebrazo para el giro de elementos en el plano en cual se busca que trabaje el actuador de giro.

Igualmente se evaluó el sistema de agarre por almohadillas con el fin de establecer la eficiencia de estas en la ergonomía de la prótesis.

Tabla 3-31: Tabla para el protocolo de pruebas

PROTOCOLO DE PRUEBAS										
Tipo de Agarre	Elemento liviano			Elemento Medio pesado			Elemento pesado			
										
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
	Prom.	0%	0%			0%			0%	
										
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
	Prom.	0%	0%			0%			0%	
										
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
	Prom.	0%	0%			No aplica			No aplica	
										
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
	Prom.	0%	0%			0%			0%	
										
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
	Prom.		No aplica			No aplica			No aplica	
										
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
	Prom.		No aplica			No aplica			No aplica	
Promedio General								0%		

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Para el mecanismo de giro se evalúa los pesos de los elementos que puede girar y se da una valoración en función al comportamiento.

CAPÍTULO IV

4. MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

4.1. Validación del modelado

Después de realizar el modelado de cada uno de los componentes que se propone construir se valida los parámetros de importancia de cada uno en un ensamble general con los valores de ajuste necesarios para su manufactura, basándose en modelos CAD existentes de los actuadores o la geometría generada través de medidas presentadas como se muestra en la **Ilustración 3-33** de las medidas del accionador de cierre, así mismo la tolerancia aceptable entre la muñeca unida al dorso de la mano y su base de rotación en el brazo de la prótesis como se muestra en la **Ilustración 3-9** del mecanismo de rotación, los valores de tolerancia se muestran a continuación

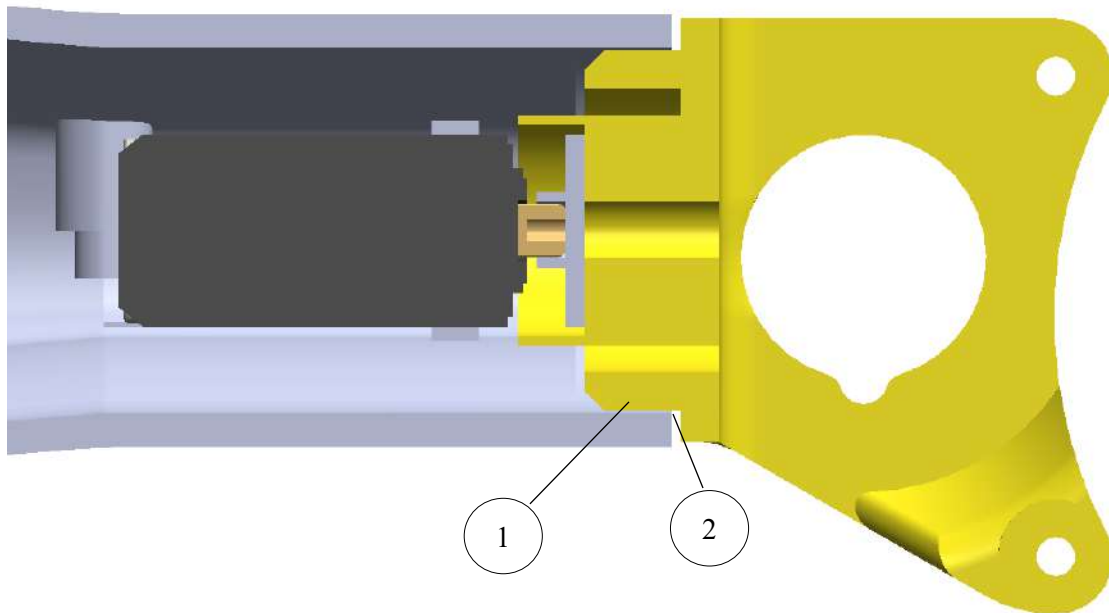


Ilustración 4-1: Ensamble Dorso – Muñeca con el brazo

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con las tolerancias de impresión 3D se toma en cuenta la modificación manual de diferentes aspectos como la incorporación de los ejes de giro y los elementos añadidos para el agarre entre los componentes impresos por lo cual se coloca los valores de ajuste necesarios para tener la mínima intervención en los componentes de los mecanismos de la prótesis.

Mediante el modelado el diseñador toma en cuenta los elementos que no pueden tener en juego en consecución al proceso de manufactura y sus tolerancias admisibles para evitar juego entre los componentes críticos como es el ensamble entre el eje del actuador de giro (motorreductor JGA25-310) y el piñón para la transferencia de potencia y movimiento,

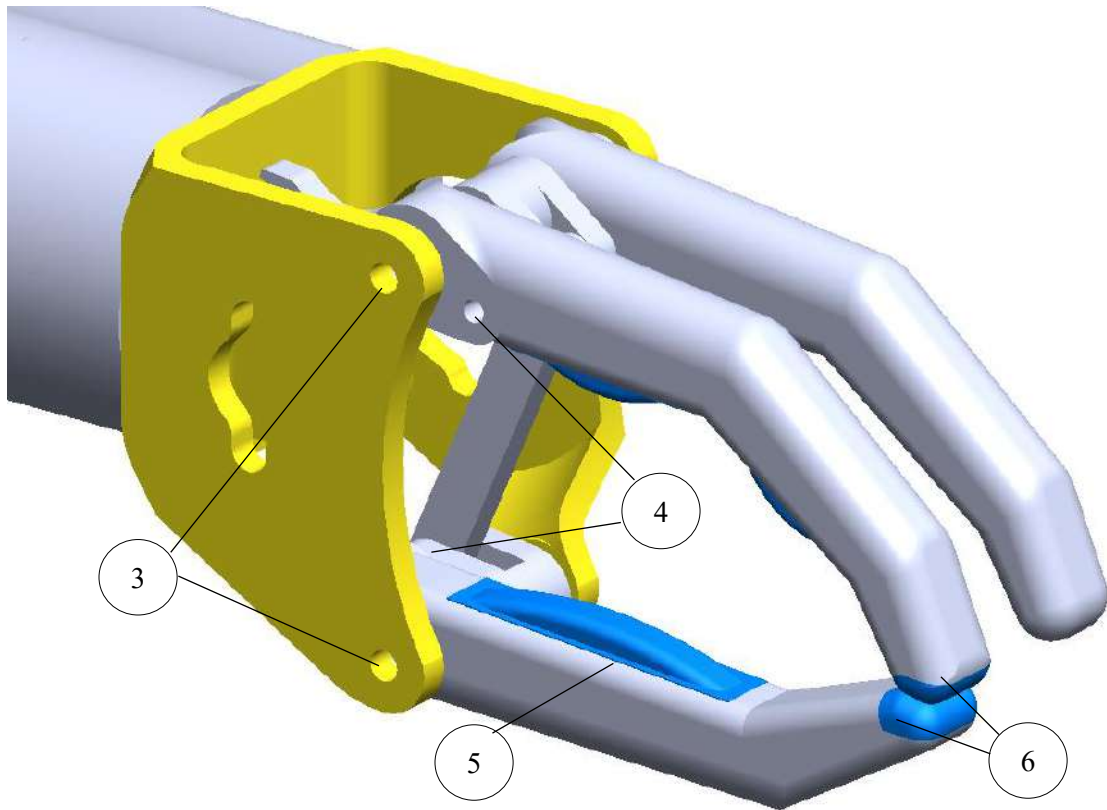


Ilustración 4-2: Ajustes de los componentes

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Igualmente se toma en cuenta los parámetros entra el eslabón y su guía

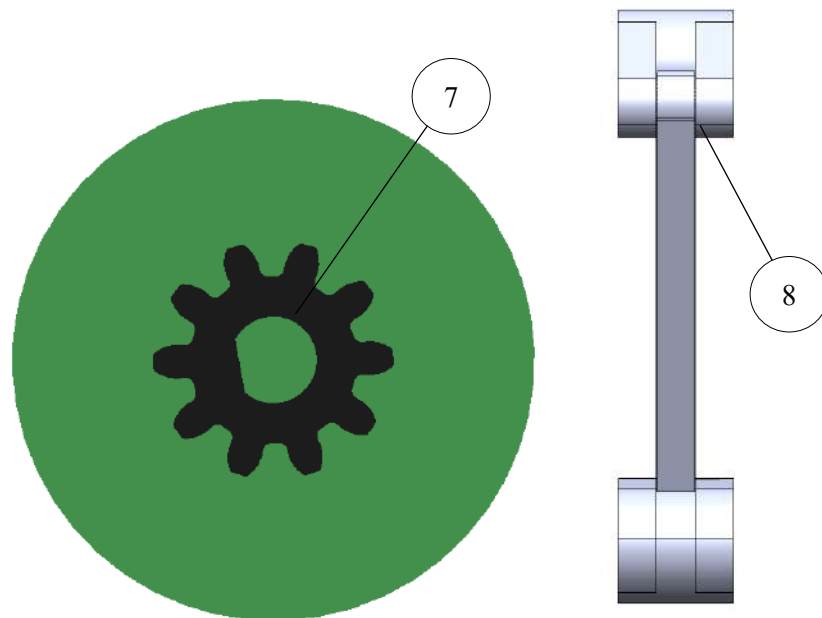


Ilustración 4-3: Ajustes piñón – motor y eslabón -guía

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Los valores de ajuste se muestran en la siguiente tabla

Tabla 4-1: Ajustes en la modelación de los componentes

# Ajuste	Med. Ext.	Med. Int.	Tipo	Ajuste	Obs./ Modif.
1	38 mm	37.5 mm	Diámetro	37.5 H7/f6	
2	Separación 1mm		Longitud		
3	4.1 mm	4 mm	Diámetro	4 H7/j6	Broca 5/32 in
4	3.1 mm	3 mm	Diámetro	3 H7/j6	Broca 1/8 in
5	8 mm	7.7mm	Longitud	Juego / Proceso	
6	3.1 mm	3 mm	Diámetro	3 H7/j6	
7	+ 0.15 mm	Medidas en la Ilustración 3-33	Valores	Ajuste debido al proceso H7/k6	
8	4.05 mm	4 mm	Longitud	+0.05 mm	

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Nota: El valor del ajuste #4 se asumió para todos los componentes donde el eje tenga un valor de 3 mm, en el valor de ajuste #6 se toma la geometría de ensamble como se muestra en la siguiente ilustración

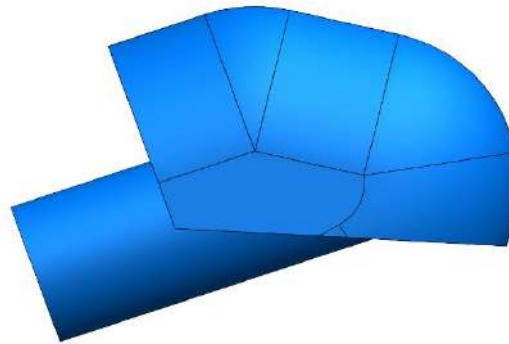


Ilustración 4-4: Geometría de las yemas

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tomando estos valores en cuenta el modelado satisface las medidas necesarias para la manufactura de la prótesis, con lo cual la modificación que se realiza recae en operaciones mínimas como taladrado o lijado de los diferentes componentes para un ensamble óptimo, las demás medidas validadas se pueden observar en el capítulo de anexos

4.2. Comprobación análisis multi cuerpo

En el capítulo anterior en el apartado 3.8 se realizó el análisis multi cuerpo con la finalidad de obtener los resultados de torque y comprobar si el actuador de cierre seleccionado cumple con las magnitudes funcionales necesarias para la factibilidad del mecanismo de cierre con lo cual se analiza el análisis dinámico hecho en MSC Adams y se verifica los resultados obtenidos en cuanto a este actuador.

Los resultados de interés se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 4-2: Resultados análisis multi cuerpo

Análisis	Multi cuerpo		
Software	MSC Adams		
Programa de modelado:	SolidWorks	Exportación: Generado Solidworks Motion	
Propiedad	Valor	Componente	Cumplimiento
Torque máximo	1090 Nmm (11.14 kgcm)	Actuador de cierre	Dentro del rango
Tiempo de cierre	1.175 seg	Mecanismo de cierre	Cumple
Tiempo de abertura	1.175 seg	Mecanismo de cierre	Cumple

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Igualmente se analiza las gráficas obtenidas mediante el software donde se observa el torque máximo que se aplica al cierre del actuador de giro.

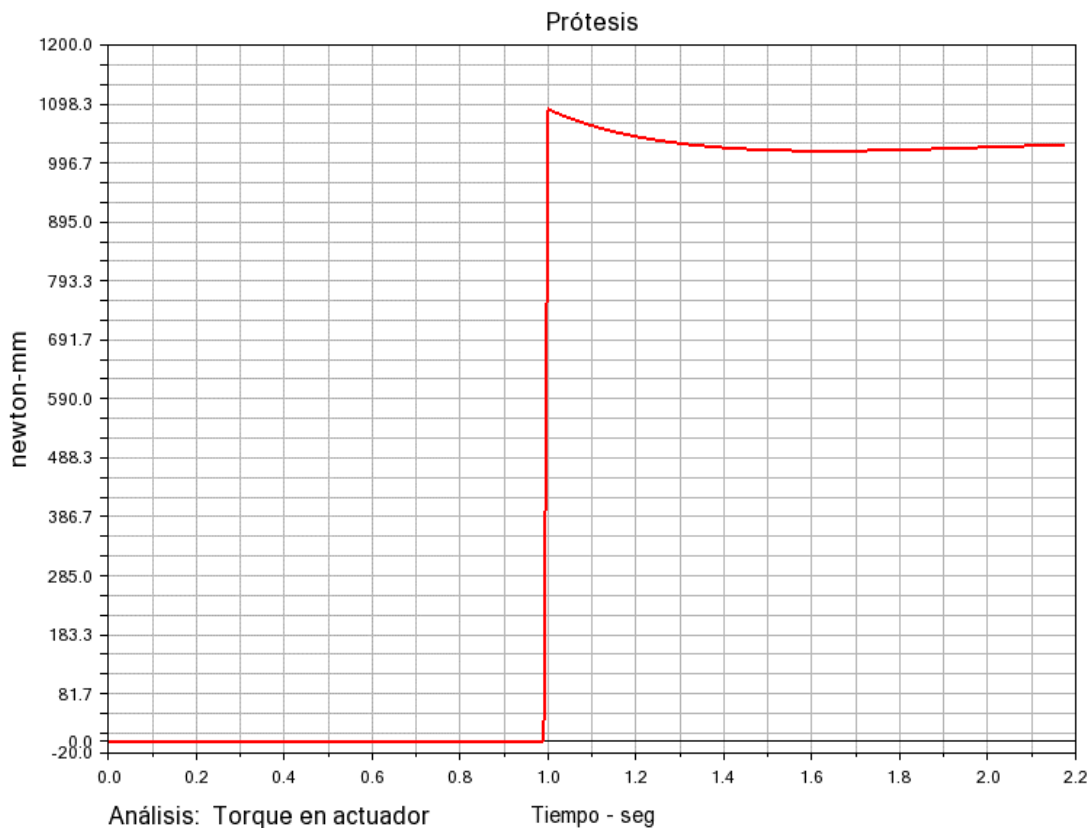


Ilustración 4-5: Gráfica de torque en el actuador de cierre

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Con este análisis se comprueba que el motorreductor seleccionado en el apartado 3.4.3 de la selección del actuador de giro cumple con las características de torque tanto para mínimo como máximo en comparación al torque calculado en análisis estático del mismo apartado.

4.3. Validación mediante CAE

En el proceso de construcción es importante tener la noción de que el mecanismo diseñado y los componentes que lo integran no tiendan a fallar, por lo que validar los objetos modelados mediante análisis de elementos finitos (MEF) en softwares de simulación como ANSYS nos permite tener la seguridad de construir estos elementos

4.3.1. Mecanismo de cierre

4.3.1.1. Análisis (a)

Al analizar el mecanismo de cierre en ANSYS se lo hace variando los parámetros de ensambles en dos modos diferentes, el primero independiente del ensamble del piñón y el segundo dependiente de este último, así si no concuerdan los resultados se determina el punto de fallo, en las siguientes ilustraciones se tiene la deformación producida y el factor de seguridad por los toques calculados en las mordazas en el punto final de cierre que es el más crítico.

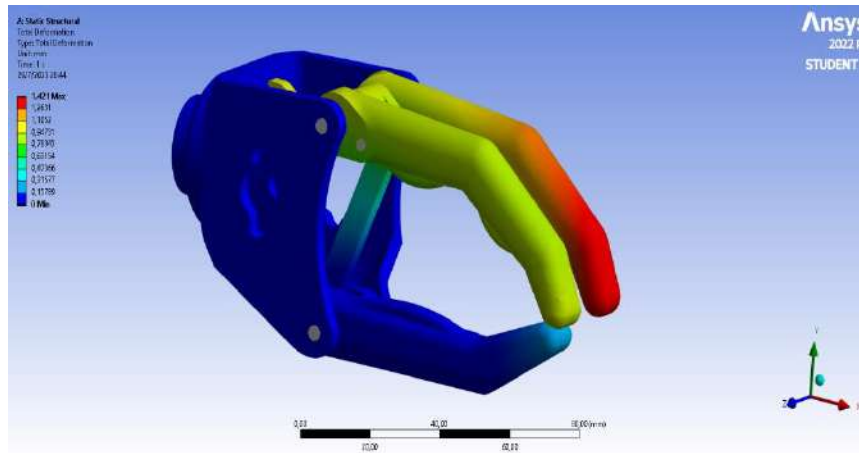


Ilustración 4-6: Deformación total aplicado torques máximos

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

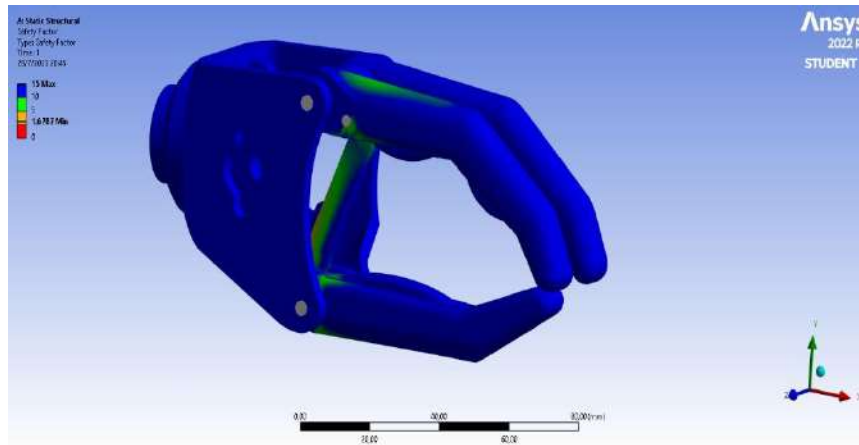


Ilustración 4-7: Factor de seguridad (a)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Los parámetros de mallado y tipo de archivo corresponden a la **Tabla 3-20** del capítulo anterior, los resultados de esta simulación en ANSYS se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 4-3: Resultados mediante Ansys del análisis (a)

Análisis	Componente	Valor máximo
Deformación total	Dedo de apoyo	1.421mm
	Dedo principal (mordaza LP2)	0.947 mm
Factor de seguridad (corte)	Eslabón	1.678
Esfuerzo (Von misses)	Eslabon	20.397 mpa
	Dedo principal (mordaza LP2)	14.569 mpa
	Dedo secundario (mordaza LP1)	17.483 mpa
Presión	Yemas (puntas de los dedos)	4.6417 mpa

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

En la siguiente ilustración se observa el análisis de presión en las yemas de impresas en el material TPU.

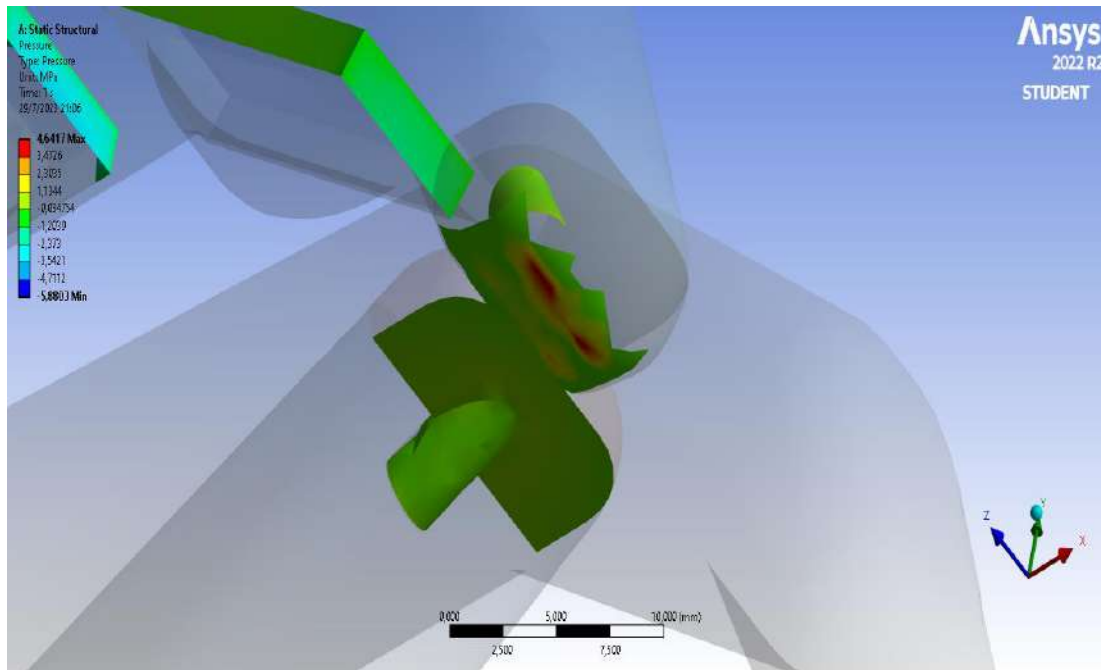


Ilustración 4-8: Presión en las yemas de las mordazas (dedos), análisis (a)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.3.1.2. Análisis (b)

Como se menciona anteriormente el análisis consta de la incorporación del piñón para el análisis MEF total del mecanismo de cierre, este análisis se lo realiza con los parámetros que corresponden a la **Tabla 3-21** del apartado análisis MEF del capítulo anterior, los resultados de este análisis en ANSYS se presentan en la **Tabla 4-4**

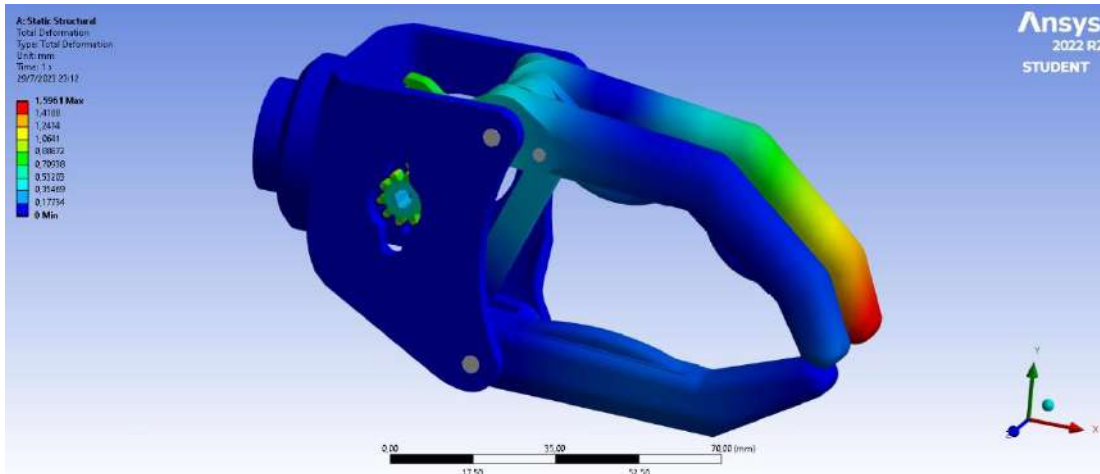


Ilustración 4-9: Deformación total, análisis con el piñón

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

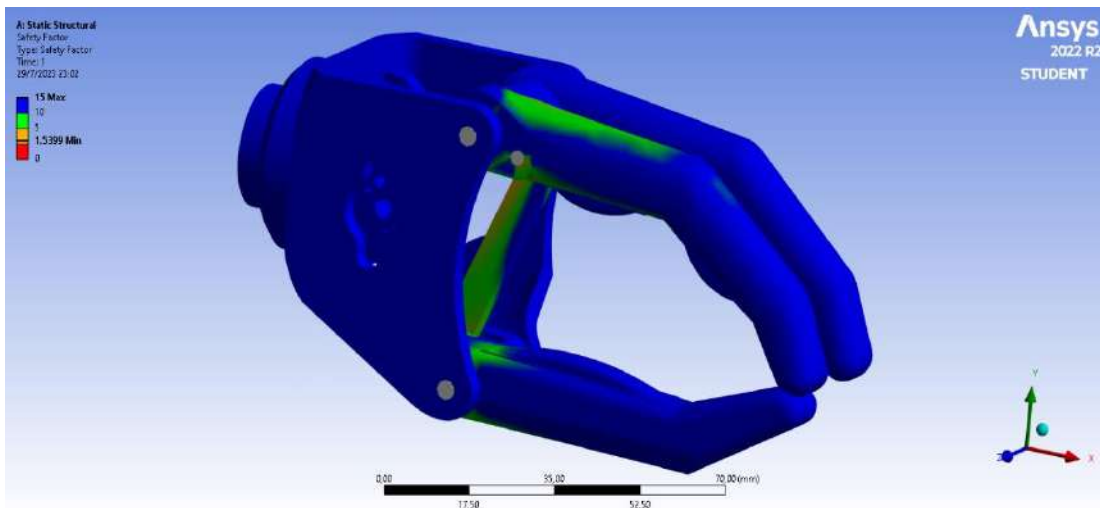


Ilustración 4-10: Factor de seguridad (b)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 4-4: Resultados mediante Ansys del análisis (b)

Análisis	Componente	Valor máximo
Deformación total	Dedo de apoyo	1.5961 mm
	Dedo principal (mordaza LP2)	0.354 mm
Factor de seguridad (corte)	Eslabón	1.5399
Esfuerzo (Von misses)	Eslabon	24.158 mpa
	Dedo principal (mordaza LP2)	14.236 mpa
	Dedo secundario (mordaza LP1)	14.236 mpa
Presión	Yemas (puntas de los dedos)	7.7177 mpa

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

La distribución de la presión en las yemas de las mordazas (dedos), análisis (b)

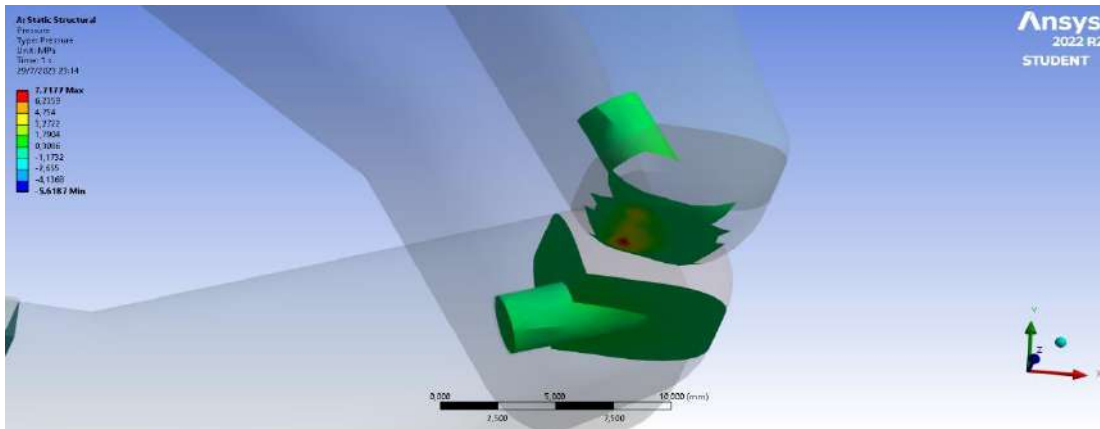


Ilustración 4-11: Presión en las yemas de las mordazas (dedos), análisis (b)

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Al realizar estos dos análisis se observa que el piñón es el elemento de control en la deformación de los elementos, evaluando los resultados de la deformación total, tanto visual como resultados se verifica que los dedos principales se oponen entre si al movimiento dando así un factor de seguridad más bajo en los componentes debido al esfuerzo lo contrario al dedo de apoyo que tiende a tener la máxima deformación en ambos análisis debido a que no hay un elemento que contrarreste su movimiento.

4.3.2. Piñón del mecanismo de cierre

El siguiente análisis se lo realiza considerando un toque elevado en el piñón para tener la respuesta de este en condiciones críticas, esto sirve para poder evaluar el suministro de voltaje al actuador ya que la relación del voltaje comanda el torque del motorreductor. Los resultados se presentan a continuación

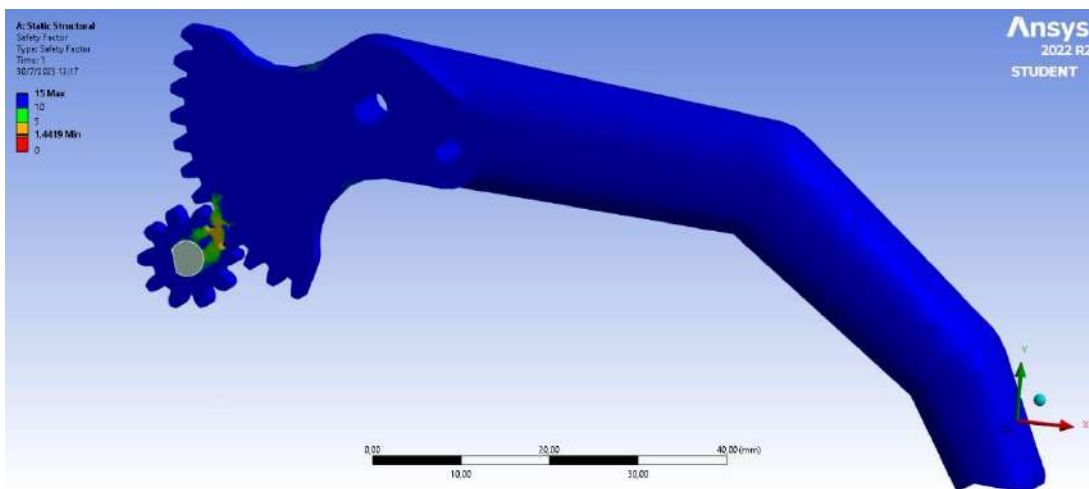


Ilustración 4-12: Factor de seguridad en el piñón

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

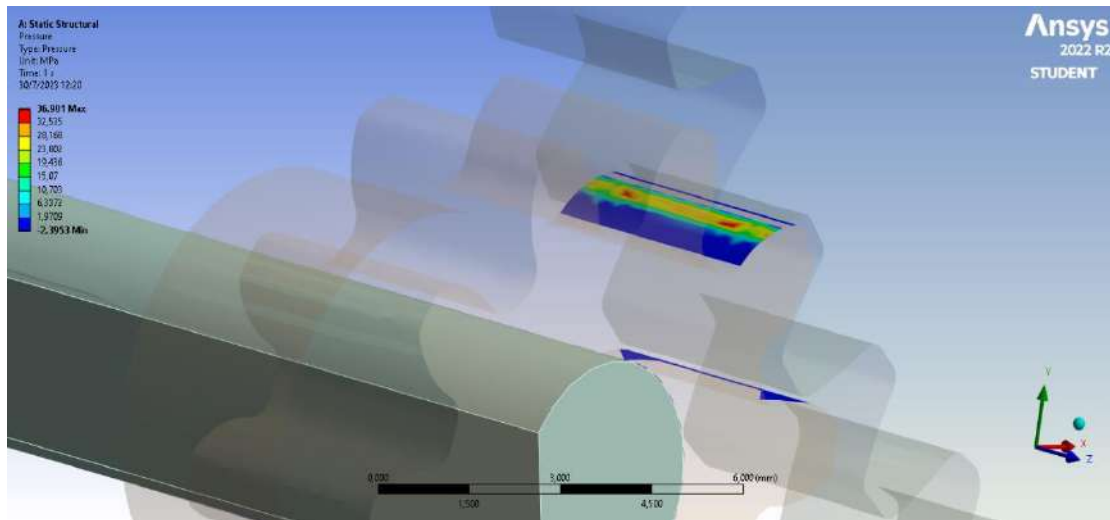


Ilustración 4-13: Presión en el diente del piñón

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Los parámetros de mallado de este análisis corresponden a la **Tabla 3-22**, los resultados se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 4-5: Resultados mediante Ansys del análisis al piñón

Análisis	Componente	Valor máximo
Deformación total	Piñón	0.25119 mm
Factor de seguridad (corte)	Piñón	1.4029
Esfuerzo (Von misses)	Piñón	33.462 mpa
	Dedo principal (mordaza LP2)	26.026 mpa
Presión	Piñón	36.628 mpa

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

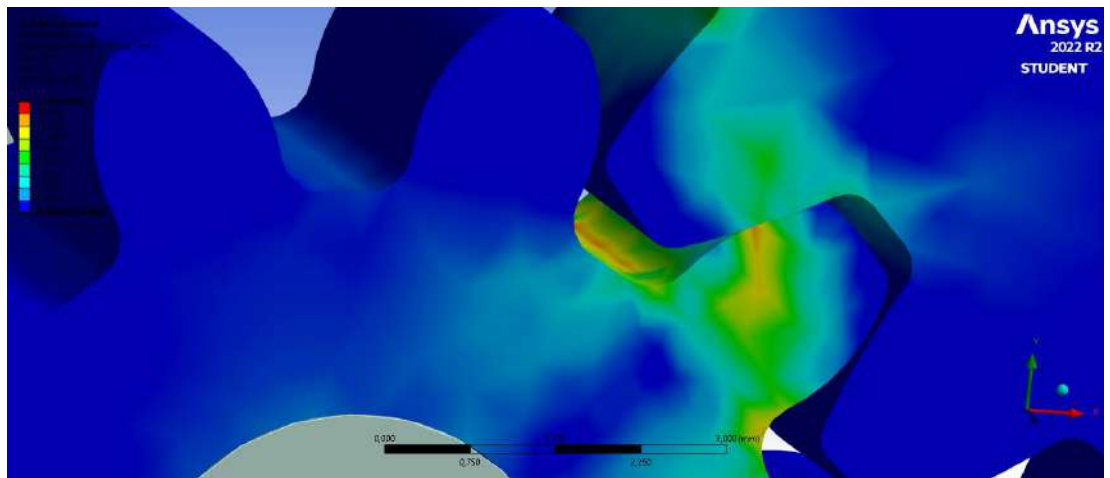


Ilustración 4-14: Esfuerzos en el piñón

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.3.3. *Análisis para la unión muñeca – brazo*

El siguiente análisis se lo realiza con la atención de revisar la deformación, esfuerzos y factor de seguridad en la parte estructural de la prótesis, aun teniendo en cuenta que se tomó especificaciones de grosor, tolerancias entre otros, en la parte de modelado se verifica los puntos de fallo en estos componentes

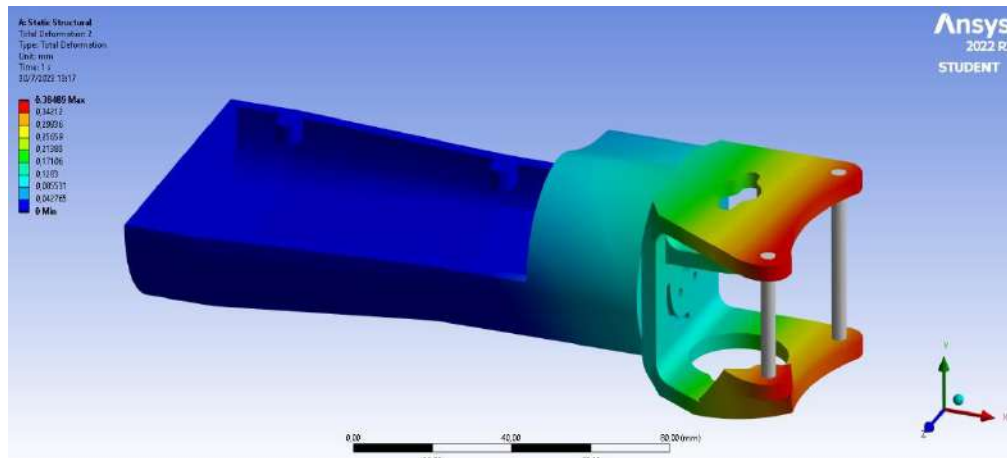


Ilustración 4-15: Deformación en los componentes, brazo - muñeca

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.4. **Evaluación de la manufactura**

En los apartados 3.6 y 3.7 del capítulo anterior se realizó la elección de proceso de manufactura y material de los componentes de la prótesis, en la siguiente ilustración se observa los componentes impresos en 3d para realizar en ensamble correspondiente.







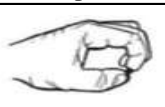










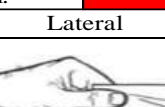
Ilustración 4-16: Componentes impresos de la prótesis

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.5. Evaluación de las pruebas

Las pruebas realizadas en el sistema de cierre y agarre de los elementos son las siguientes

Tabla 4-6: Resultados del protocolo de pruebas

PROTOCOLO DE PRUEBAS																				
Tipo de Agarre	Elemento liviano			Elemento medio pesado			Elemento pesado													
		Rueda Liv.			Botella			Tubo Acero												
		Bot. Alcohol			Caja			Spray												
		Vaso Peq.			Vaso Gran.			Botella 1lt												
		P1	P2		P3	P1		P2	P3	P1	P2	P3								
Calificación	100%	100%	90%	95%	100%	75%	40%	85%	90%											
Prom.	86%		97%	90%		72%														
		Esfero			Tablilla			Tablilla 2												
		Papel			Tablilla P1			Tablilla 2 P1												
		Moneda			Tablilla P2			Tablilla 2 P2												
		P1	P2		P3	P1		P2	P3	P1	P2	P3								
Calificación	0%	100%	100%	100%	60%	30%	55%	45%	40%											
Prom.	59%		67%	63%		47%														
		Vacio				Mochila		Observación: Los objetos muy delgados en este tipo de agarre tienden a realizar una abertura mínima entre las yemas de los dedos, la mochila cumple para el tipo de agarre 1												
		0,75 lts																		
		1,25 lts																		
		P1	P2			P3	P1			P2	P3	P1	P2	P3						
Calificación	100%	75%	20%	5%	5%	5%														
Prom.	65%		65%	No aplica																
		Papel			Caja			Cuaderno												
		P1	P2		P3	P1		P2	P3	P1	P2	P3								
		Calificación	100%		85%	85%		95%	85%	70%	80%	78%	70%							
		Prom.	83%		90%	83%		76%												
																				
											P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
											Calificación	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
											Prom.			No aplica		No aplica		No aplica		
																				
											P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
											Calificación	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
											Prom.			No aplica		No aplica		No aplica		
Promedio General																				
								73%												

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

La calificación de la prótesis en su sistema de cierre es del 73% evaluada en los diferentes tipos de agarre que presenta, Por la disponibilidad del elemento de giro usado y el sistema de elementos solo se puede girar elementos hasta de 0.7 kg de peso, cumpliendo así la mayoría de los elementos comunes para el ser humano

4.6. Tiempos de construcción y ensamble

Para construir la prótesis presentada se debe tomar en cuenta los siguientes valores en función a la factibilidad de tiempo para la elaboración de esta

Tabla 4-7: Tiempo de modelado y construcción

Mecanismo	Elemento	Operación	Tiempo (h)
Cierre	Mordaza Principal	Modelado 3D	1.5
		impresión 3D	1.25
	Mordaza Secundaria	Modelado 3D	1.5
		impresión 3D	1
	Tercer dedo	Modelado 3D	1
		impresión 3D	1
	Guías	Modelado 3D	0.5
		impresión 3D	0.75
	Eslabón	Modelado 3D	0.1
		impresión 3D	0.5
	Piñón	Modelado 3D	1
		impresión 3D	0.5
Giro	Dorso / muñeca	Modelado 3D	4
		impresión 3D	7
	Brazo	Modelado 3D	2
		impresión 3D	10
	Tapa Brazo	Modelado 3D	1.5
		impresión 3D	4
Agarre	Yemas de agarre	Modelado 3D	1.25
		impresión 3D	1
Otros	Porta-baterías, cobertor, base final de carrera	Modelado 3D	3
		Impresión 3D	6
Total, modelado:			17.35
Total, impresión 3D:			33
Total:			50.35

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Igualmente se debe analizar los valores de ensamble de la prótesis contando con el sistema de control de ambos mecanismos debido a que todo esto cuenta como tiempo de trabajo que puede dar factibilidad de construcción dentro de la industria.

Los elementos siguen la denominación de la Tabla 3-30 de las relaciones de ensamble presentadas en el capítulo anterior.

Tabla 4-8: Tiempo de ensamble

Sistema	Elementos	Operación	Tiempo (h)
Cierre	1, 2, 3, 4, 5, 6, 11, 12, 14	Ensamble	0.75
Giro	1, 10, 13	Ensamble	0.5
Control		Ensamble	1.5
Agarre	8, 9	Ensamble	0.25
Total			3

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.7. Análisis de costos

La prótesis se compone de tres sistemas: control, giro y cierre de la pinza de agarre, donde los 2 últimos comparten la construcción en impresión 3D y el sistema de control es independiente

4.7.1. Costos directos

Tabla 4-9: Costos de equipos y herramientas

Ítem	Descripción	Horas-Equipo	Costo x hora	Subtotal
1	Herramientas Varias (pinzas, destornilladores, cautín)			13
2	Taladro			80
3	Impresión 3D	33	1.50	49.5
Subtotal				142.5

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 4-10: Costos de mano de obra

Ítem	Descripción	Horas-Hombre	Costo x hora	Subtotal
1	Modelado 3D (PC/Laptop)	17.35	15	260.25
Subtotal				260.25

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

Tabla 4-11: Costos de transporte

Ítem	Descripción	Horas-Hombre	Costo x hora	Subtotal
1	Transporte			40
2	Envíos			20
Subtotal				60

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

En la siguiente tabla se presentan todos los materiales necesarios para el ensamble de la prótesis tanto de los sistemas mecánicos como del sistema electrónico, la cantidad de electrodos EMGS puede variar según la cantidad de pruebas necesarias, se presenta la cantidad usada en este proyecto.

Tabla 4-12: Costos de materiales

Item	Descripción	Unidad	Cantidad	Costo Unit. (\$)	Subtotal
1	PLA	Rollo	1	25	25
2	TPU	Rollo	1	35	35
3	Sensor AD8832	U	1	50	50
4	Batería Lipo 7.4V 550 Mah	U	1	18	18
5	Arduino nano	U	1	20	20
6	Batería 9V	U	2	4.5	9
7	Motorreductor JGA325-10	U	1	15	15
8	Servomotor MG996R	U	1	12.9	12.9
9	Puente H, Mini L298n	U	1	2	2
10	Disco de aluminio para servomotor, diámetro 20mm, grosor 2mm, 4 agujeros roscados M3, compatible con servomotor MG996R	U	1	4	4
11	Estaño	Metro	1	0.75	0.75
12	Pulsador NA 2 pines	U	3	0.33	1
13	Tornillo M4 x 70 mm	U	2	0.25	0.5
14	Tornillo M4 x 40 mm	U	2	0.2	0.4
15	Tornillo M3 x 15 mm	U	4	0.15	0.6
16	Tornillo cabeza plana, M3 x 40 mm	U	3	0.2	0.6
17	Arandelas para tornillo M4	U	6	0.05	0.3
18	Tuerca M4	U	4	0.05	0.2
19	Tuerca M3	U	4	0.05	0.2
20	Cables de Arduino	Paquete	1	3	3
21	Cable de timbre	Metro	3	1	1
22	Pasta para soldar	Paquete	1	3	3
23	Taipe	Rollo	1	1	1
24	Lija 220	Hoja	2	0.3	0.6
25	Lija 320	Hoja	2	0.3	0.6
26	Lija 1000	Hoja	1	0.35	0.35
27	Electrodo EMGS	U	10	0.75	7.5
				Subtotal	212.50

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.7.1.1. Costo total directo

Es el resultado de la suma de todos los costos necesarios para la construcción

Tabla 4-13: Costo total directo

Subtotal, equipos y herramientas	142.5
Subtotal, mano de obra	260.25
Subtotal, transporte	60
Subtotal, materiales	212.50
Costo total directo	675.25

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.7.2. Costos indirectos

Tabla 4-14: Costos indirectos.

Descripción	Subtotal
Utilidad	40
Imprevistos	40
Total	80

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

4.7.3. Costo total

El costo total es la suma de los costos directos como indirectos para el diseño y construcción de la prótesis

Tabla 4-15: Tabla de costos totales

Descripción	Subtotal
Costo total directo	675.25
Costo total indirecto	80
Total	755.25

Realizado por: Orozco Santiago, 2023

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

- Se estudió a profundidad los movimientos que puede realizar el órgano humano con lo cual se delimitó el comportamiento final de la prótesis y así se pudo realizar los primeros bosquejos e ideas para la correcta funcionalidad de esta. Determinando así los parámetros funcionales mediante la metodología QFD de la casa de la calidad donde se planteó el uso de diferentes actuadores para cumplir con los requerimientos y establecer las medidas para obtener una imitación cercanas a los miembros de estudio.
- La construcción de una prótesis implica muchos criterios desde la toma de medidas hasta la manufactura, en este caso el uso de programas de modelado es muy útil para la evaluación de los movimientos a considerar en la prótesis antes de la manufactura, por lo que se logró crear un modelo acorde a las necesidades planteadas priorizando las tolerancias tanto para su manufactura como el ensamble en físico, por lo cual se usó una metodología de prueba y error a través de modelos conceptuales buscando las características necesarias para el agarre óptimo de objetos y la vinculación con los actuadores de los sistemas mecánicos planteados.
- Se comprobó la funcionalidad de la prótesis antes de su manufactura tanto en los programas de modelado como de análisis dinámico o multi cuerpo, así mismo al ser un elemento 3d con varios componentes para el análisis de factor de seguridad se usó programas de elemento finito para la determinación de este último y otras características antes de llevar a cabo la manufactura
- Mediante la optimización correcta del mallado en los componentes se obtuvo un factor de seguridad de 1.4029 en el análisis de los componentes mediante elemento finito, específicamente en el diente del piñón determinando así el mecanismo de cierre como crítico, con este factor se pudo validar la construcción de los elementos en el proceso seleccionado.
- Se planificó correctamente el proceso constructivo pues la elección del proceso de manufactura y material de construcción es vital en todo proceso ingenieril, por lo mismo se demostró que el factor económico en estos elementos en función a la manufactura en impresión 3D no es elevado en comparación a años anteriores.
- Finalmente, se realizó las pruebas de agarre de objetos basándose en metodologías de pruebas como fueron SHAP y AHAP dando un porcentaje mayor al setenta por ciento en el agarre de objetos para los tipos de sujeción que está diseñada la prótesis tipo pinza.

5.2. Recomendaciones

Aunque los mecanismos de la prótesis cumplen la funcionalidad requerida como todo sistema es susceptible a cambios por lo que se recomienda:

- Para mejorar la calidad de agarre se recomienda el estudio de materiales más sólidos como metales de bajo peso (Aluminio) recubierto de algún termoplástico flexible duradero, así se imita la piel y el factor de seguridad de la prótesis aumenta en tanto a la durabilidad de los componentes.
- Evaluar la construcción de sensores más exactos para evitar el uso de los comerciales pues tienen la tendencia a fallar por el ruido del ambiente y de objetos electromagnéticos cercanos a los componentes.
- Evaluar la construcción de un sistema de union brazo – muñeca que permita mejor el paso de señales desde el módulo de control al mecanismo de cierre y sus componentes
- Comprobar los parámetros de medidas para la elaboración de prótesis para diferentes tipos de edades y estaturas basadas en los mismos sistemas y mecanismos.

BIBLIOGRAFÍA

1. **ALLDATASHEET**, MG996R. 2023. Disponible en: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1131873/ETC2/MG996R.html> [Consulta: 15 agosto 2023].
2. **AMAZON**, RUBANX, Motor Reductor Motor de Alto par JGA25-310. 2023. Disponible en: <https://www.amazon.com.mx/RUBANX-JGA25-310-Engranaje-Velocidad-Regulador/dp/B0BLGRP4HK?th=1> [Consulta: 15 agosto 2023].
3. **ARDUINO.CL**, Arduino Nano. 2023. Disponible en: <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-nano?selectedStore=us> [Consulta: 15 agosto 2023].
4. **ARDUINO.CL**, Arduino Mega 2560. 2023. Disponible en: <https://arduino.cl/arduino-mega-2560/> [Consulta: 17 junio 2023].
5. **BRITO, Jofre L et al**, “Study of the state of the art of hand prostheses”. Ingenius. [en línea]. 2013. Número 9, pp. 57-64. Disponible en: <https://doi.org/10.17163/ings.n9.2013.08>
6. **CEPRIÁ BERNAL, Javier**, “Análisis de la distribución de presiones en la mano humana durante el agarre”. Castellón: 2016, Universitat Jaume.
7. **DEWESOFT**, Qué es el procesamiento de señales. 2022. Disponible en: <https://dewesoft.com/es/blog/que-es-procesamiento-de-senal> [Consulta: 16 agosto 2023].
8. **DÍAZ MONTES, Julio César y DORADOR GONZÁLES, Jesús Manuel**. “Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en las prótesis de mano”. Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica [en línea]. 2009. Vol. 1. [Consulta: 6 mayo 2023]. Disponible en: https://somim.org.mx/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1_216.pdf
9. **DÍAZ, Piña AJ et al**. “Test system of myoelectric signals to measure voltages to hand prosthesis”. MOJ Applied Bionics and Biomechanics. 2019. Vol. 3, número 5. [Consulta: 11 mayo 2023] Disponible en: <https://doi.org/10.15406/mojabb.2019.03.00114>
10. **ELECTROSTORE**, Mini final de carrera Prusa Mendel. 2023 Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/sensores/mini-final-de-carrera-prusa-mendel/> [Consulta: 15 agosto 2023].
11. **FERREIRA, Daniel et al**. “Development of low-cost customised hand prostheses by additive manufacturing”. Plastics, Rubber and Composites. 2018. Vol. 47, número 1, pp. 25-34. [Consulta: 07 mayo 2023]. Disponible en: <https://doi.org/10.1080/14658011.2017.1413793>

12. **GARCÍA, Francisco.** “Utilidad de la electromiografía de superficie en rehabilitación”. ResearchGate 2017. [Consulta: 06 mayo 2023] Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/316588275_UTILIDAD_DE_LA_ELECTROMIOGRAFIA_DE_SUPERFICIE_EN_REHABILITACION

13. **GIRAB.** “Diseño, desarrollo e implementación de prótesis mioeléctricas personalizadas de mano con retroalimentación háptica empleando tecnologías de fabricación digital en filamentos de plástico PET reciclado de bajo costo”. Pontificia Universidad Católica del Perú. 2020 / [Consulta: 7 mayo 2023]. Disponible en: <https://investigacion.pucp.edu.pe/grupos/girab/proyecto/protesis-mioelectricas-personalizadas-de-mano-con-retroalimentacion-haptica-empleando-fabricacion-digital-en-filamentos-plastico-pet>

14. **GONZÁLES MARTÍNEZ-PAIS, Alicia.** “Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana”. Sevilla. Universidad de Sevilla. 2020. [Consulta: 7 mayo 2023]. Disponible en: <https://idus.us.es/handle/11441/108878>

15. **HURTADO MANZANERA, Pedro Antonio et al.** “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica”. Dialnet Unirioja, Mundo FESC, ISSN-e 2216-0388. Vol. 8, número 15, pp. 14-25. 2018. [Consulta 7 mayo 2023]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6638697&info=resumen&idioma=ENG>

16. **LLOP-HARILLO, Inmaculada et al.** “The Anthropomorphic Hand Assessment Protocol (AHAP)”. Robotics and Autonomous Systems. 2019 Vol. 121, pp. 103-259. [Consulta 16 agosto 2023]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2019.103259>

17. **MASSÓ I ORTIGOSA, Núria et al.** “Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte”. Apunts: Medicina de l'esport, ISSN-e 1886-6581 Vol. 45, número 166, pp. 8. 2010. Consulta: [6 mayo 2023]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=3662633&info=resumen&idioma=ENG>

18. **MSP.** “Estadísticas de Discapacidad”. Ministerio de Salud Pública [en línea]. 2023. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/> [Consulta: 7 mayo 2023].

19. **PRAKASH, Alok, SHARMA, Shiru y SHARMA, Neeraj,** “A compact-sized surface EMG sensor for myoelectric hand prosthesis”. Biomedical Engineering Letters. Vol. 9, número 4, p9. 467. 2019. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s13534-019-00130-y>

20. **QUINAYÁS BURGOS, Cesar Augusto**, *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*. (2010). Popayán : Universidad del Cauca.
21. **SAPIETOVÁ, Alžbeta y DEKÝŠ, Vladimír**. “Dynamic Analysis of Rotating Machines in MSC.ADAMS”. *Procedia Engineering*. Vol. 136, pp. 143-149. 2016. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2016.01.188>
22. **SHAW, Laxmi y BHAGA, Sangeeta**, “Online EMG Signal Analysis for diagnosis of Neuromuscular diseases by using PCA and PNN”. *ResearchGate*. 2012. [Consulta: 10 mayo 2023]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/232905752_Online_EMG_Signal_Analysis_for_diagnosis_of_Neuromuscular_diseases_by_using_PCA_and_PNN
23. **SPARKFUN, Electronics**. Muscle Sensor v3 AD8832. 2020. Disponible en: <https://www.sparkfun.com/products/retired/11776> [Consulta: 17 junio 2023].
24. **STOKOSA, Jan J**. “Opciones de prótesis de miembros”. CP, American Prosthetics Institute, Ltd. 2021. [Consulta: 6 mayo 2023]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es-cl/hogar/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/opciones-de-pr%C3%B3tesis-de-miembros>
25. **TERTIARY ROBOTICS STORE**. L298N Two-Channel Mini DC Motor Driver. 2023. Disponible en: <https://www.tertiaryrobotics.com/l298n-mx1508-2-channel-way-1-5a-mini-dc-motor-driver.html> [Consulta: 15 agosto 2023].
26. **VASLUIAN, Ecaterina et al**. 2014. “Preliminary study of the Southampton Hand Assessment Procedure for Children and its reliability”. *BMC Musculoskeletal Disorders*. Vol. 15, número 1, pp. 1-13. [Consulta 16 agosto 2023]. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-199>
27. **VÁZQUEZ-ALONSO, MF et al**. “Medición de la fuerza de prensión y de las pinzas de la mano en pacientes sanos”. *Acta ortopédica mexicana*, Scielo. Vol. 35, número 1, pp. 56-60. 2021. Disponible en: <https://dx.doi.org/10.35366/100932>

ANEXOS

ANEXO A: IMPRESIÓN 3D DE LOS COMPONENTES.



ANEXO B: CÓDIGO DE CONTROL DE LA PRÓTESIS

```
#include <Servo.h>

#define FINAL_DE_CARRERA_PIN 10
#define MOTOR_A_IN1 8
#define MOTOR_A_IN2 9
#define SENSOR_PIN A0
#define SERVO_PIN 6
#define PULSADOR_CAMBIO_PIN 7

Servo miServo;
float alpha = 0.12;
float y = 0.0;
float S = 0.0;
float B = 0.0;
bool estadoAnterior = LOW;
int contadorPulsos = 0;
bool controlMotor = true;

void setup() {
  delay(5000);
  pinMode(FINAL_DE_CARRERA_PIN, INPUT_PULLUP);
  pinMode(MOTOR_A_IN1, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR_A_IN2, OUTPUT);
  pinMode(SERVO_PIN, OUTPUT);
  pinMode(PULSADOR_CAMBIO_PIN, INPUT_PULLUP);
  miServo.attach(SERVO_PIN);
  Serial.begin(115200);
}
```

```

}

void loop() {
  int val1 = analogRead(SENSOR_PIN);
  delay(500);
  y = float(val1);
  S = (alpha * y) + ((1 - alpha) * S);
  B = y - S;

  Serial.print("y: ");
  Serial.print(y);
  Serial.print(" S: ");
  Serial.print(S);
  Serial.print(" B: ");
  Serial.print(B);
  Serial.print(" contadorPulsos ");
  Serial.println(contadorPulsos);

  bool estadoActual = B > 30;

  if (estadoActual && !estadoAnterior) {
    manejarPulso();
  }

  estadoAnterior = estadoActual;

  bool finalDeCarreraActivado = digitalRead(FINAL_DE_CARRERA_PIN) == LOW;

  if (finalDeCarreraActivado) {
    contadorPulsos = 0;
  }

  if (digitalRead(PULSADOR_CAMBIO_PIN) == LOW) {
    controlMotor = !controlMotor;
    contadorPulsos = 0;
    delay(50);
  }
}

void manejarPulso() {
  contadorPulsos++;

  if (controlMotor) {
    switch (contadorPulsos) {
      case 1:
        moverMotor(true);
        delay(500);
        detenerMotor();
        break;
      case 2:
        detenerMotor();
        break;
      case 3:
        moverMotor(false);
        delay(500);
        detenerMotor();
        contadorPulsos = 0;
    }
  }
}

```

```

        break;
    }
} else {
    if (contadorPulsos % 2 == 1) {
        miServo.write(90);
    } else {
        miServo.write(0);
    }
}
}

void moverMotor(bool avanzar) {
    if (avanzar) {
        digitalWrite(MOTOR_A_IN1, HIGH);
        digitalWrite(MOTOR_A_IN2, LOW);
    } else {
        digitalWrite(MOTOR_A_IN1, LOW);
        digitalWrite(MOTOR_A_IN2, HIGH);
    }
}

void detenerMotor() {
    digitalWrite(MOTOR_A_IN1, LOW);
    digitalWrite(MOTOR_A_IN2, LOW);
}

```

ANEXO C: ELEMENTOS PARA EL PROTOCOLO DE PRUEBAS





ANEXO D: CÓDIGO MATLAB DEL MECANISMO DE CIERRE

```

thetam = 182:0.5:360;
theta = 180:0.5:270;
alpha1=157.35;
gamaA=170;
gamaB=150.71;
AB=10; %mm
AD=50;
BC=46.5;
CD=10;
L1=75.92;
L2=74.16;
Dx=0;
Dy=-50;
for i = 1:length(thetam)
    theta2(i)=thetam(i)+alpha1;
    if theta2(i)<=360
        alpha2(i)=theta2(i)-270;
    elseif theta2(i)>360
        alpha2(i)=(theta2(i)-360)+90;
    end
    if theta2(i)<=360
        alpha3(i)=90-alpha2(i);
    end
    BD(i)=sqrt((AB^2)+(AD^2)-(2*AB*AD*cosd(alpha2(i))));
    beta1(i)=acosd(((BD(i)^2)+(AB^2)-(AD^2))/(2*AB*BD(i)));
    if BD(i) >= (CD+BC)
        beta2(i)=0;
    end
end

```

```

elseif BD(i) < (CD+BC)
    beta2(i)=acosd(((BD(i)^2)+(BC^2)-(CD^2))/(2*BC*BD(i)));
end
if theta2(i)<=360
    alpha4(i)=beta1(i)-beta2(i)-alpha3(i);
elseif theta2(i)>360 && beta2(i)>0
    alpha4(i)=beta1(i)-beta2(i)+(theta2(i)-360);
elseif theta2(i)>360 && beta2(i)<=0
    alpha4(i)=beta1(i)+(theta2(i)-360);
end
theta3(i)= 180+alpha4(i);
if theta2(i)<=360
    AC(i)=sqrt((AB^2)+(BC^2)-(2*AB*BC*cosd((360-
theta2(i))+alpha4(i))));
elseif theta2(i)>360 && beta2(i)>0
    AC(i)=sqrt((AB^2)+(BC^2)-(2*AB*BC*cosd(beta1(i)-beta2(i))));
elseif theta2(i)>360 && beta2(i)<=0
    AC(i)=sqrt((AB^2)+(BC^2)-(2*AB*BC*cosd(beta1(i))));
end
if AC(i)+CD > AD
    alpha5(i)=acosd(((CD^2)+(AD^2)-(AC(i)^2))/(2*AD*CD));
end
theta4(i)=90+alpha5(i);
if theta2(i)<=360
    gama1(i)=(theta2(i)-180)+gamaA;
elseif theta2(i)>360
    gama1(i)=(theta2(i)-360)+gamaA+180;
end
if theta4(i) > gamaB
    gama2(i)=theta4(i)-gamaB;
elseif gamaB > theta4(i)
    gama2(i)=360-(gamaB-theta4(i));
elseif theta4(i)== gamaB
    gama2(i)=0;
end
ox(i)=0;
oy(i)=0;
Dx=Dx;
Dy=Dy;
x1(i) = ox(i) + AB * cosd(theta2(i));
y1(i) = oy(i) + AB * sind(theta2(i));
x2(i) = x1(i) + BC*cosd(theta3(i));
y2(i) = y1(i) + BC*sind(theta3(i));
x3(i) = Dx+ CD * cosd(theta4(i));
y3(i) = Dy+ CD * sind(theta4(i));
x4(i) = x1(i) + L1*cosd(gama1(i));
y4(i) = y1(i) + L1*sind(gama1(i));
x5(i) = Dx+ L2*cosd(gama2(i));
y5(i) = Dy+ L2*sind(gama2(i));
DetJ=BC*BD*sind(theta3(i)-theta4(i));
if BD(i) >= (CD+BC)
    DetJ=0;
end
if DetJ <= 0
    theta2_zero = theta2(i); % Almacena el valor de theta2 cuando
DetJ = 0

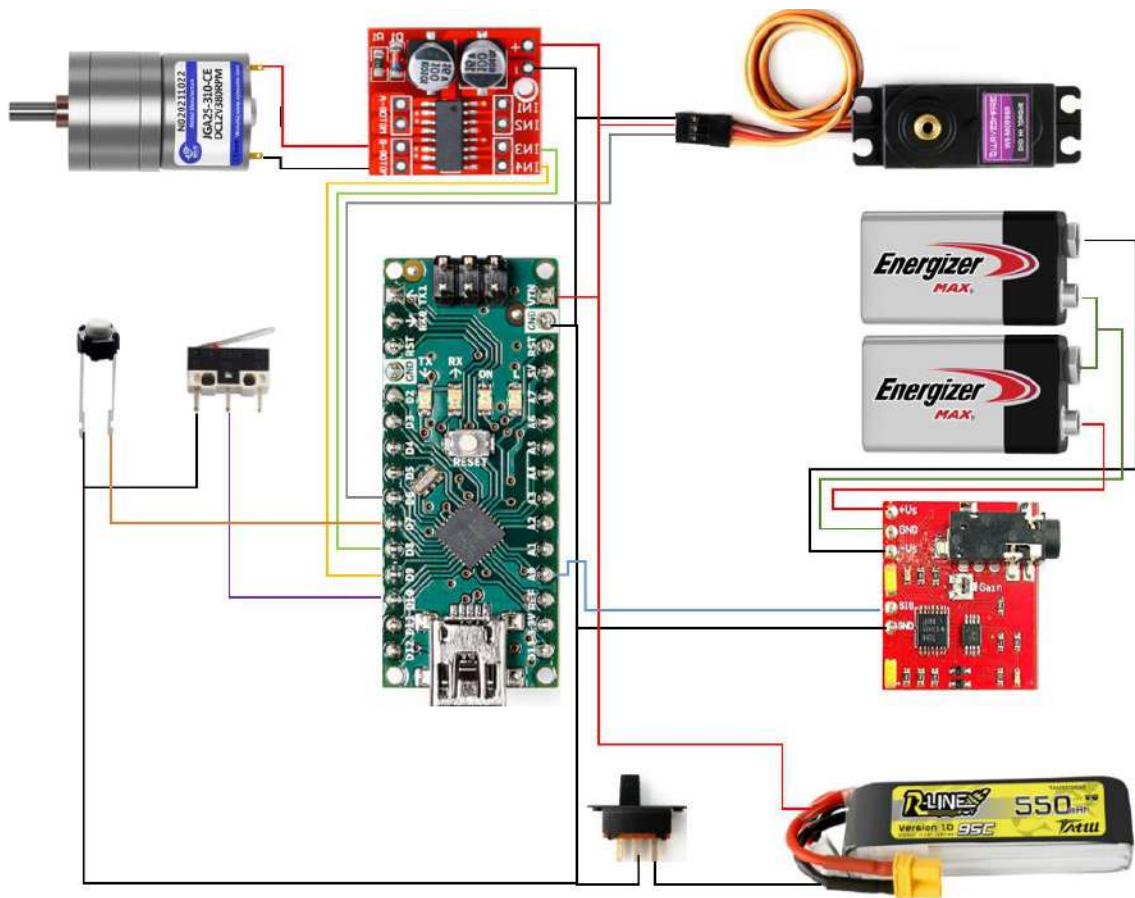
```

```

        theta3_zero = theta3(i); % Almacena el valor de theta2 cuando
DetJ = 0
        theta4_zero = theta4(i);
        disp("El ángulo theta2 cuando DetJ = 0 es: " +
num2str(theta2_zero));
        disp("El ángulo theta3 cuando DetJ = 0 es: " +
num2str(theta3_zero));
        disp("El ángulo theta4 cuando DetJ = 0 es: " +
num2str(theta4_zero));
        disp("El punto F esta en las coordenadas: (" + num2str(x4(i)) +
", " + num2str(y4(i)) + ")");
        disp("El punto E esta en las coordenadas: (" + num2str(x5(i)) +
", " + num2str(y5(i)) + ")");
        break; % Detiene el bucle cuando DetJ es igual a cero
    end
    trayectoria_x4(i) = x4(i);
    trayectoria_y4(i) = y4(i);
    trayectoria_x5(i) = x5(i);
    trayectoria_y5(i) = y5(i);
    hold off;
    plot([ox(i) x1(i)], [oy(i) y1(i)], 'b') % Engranaje 1 en color azul
    hold on;
    plot([x1(i) x2(i)], [y1(i) y2(i)], 'r')
    plot([x2(i) Dx], [y2(i) Dy], 'g')
    plot([x1(i) x4(i)], [y1(i) y4(i)], 'g')
    plot([Dx x5(i)], [Dy y5(i)], 'g');
    % Trayectorias de Gx y Gy
    plot(trayectoria_x4(1:i), trayectoria_y4(1:i), 'r--', 'LineWidth', 1.5);
    % Trayectorias de Dx y Dy
    plot(trayectoria_x5(1:i), trayectoria_y5(1:i), 'b--', 'LineWidth', 1.5);
    axis equal;
    axis([-20 100 -100 25]);
    grid on;
    xticks(-50:12:150); % Especifica los espacios deseados en el eje x
    yticks(-75:20:75); % Especifica los espacios deseados en el eje y
    grid minor; % Para una cuadrícula más fina, opcional
    drawnow;
    hold off;
end

```

ANEXO E: CIRCUITO ELECTRÓNICO



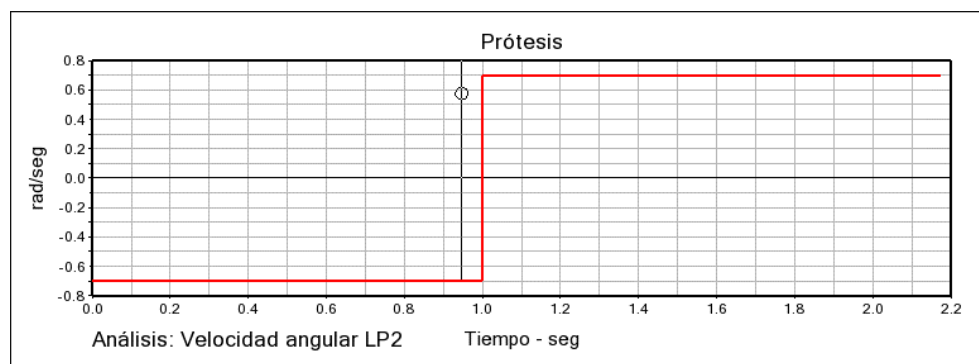
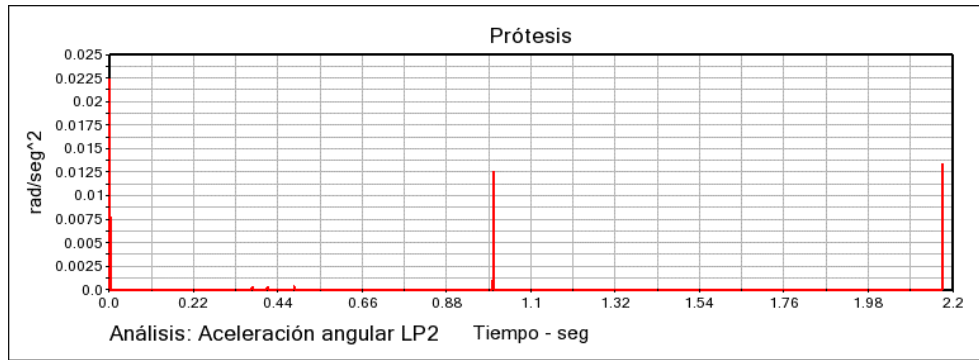
ANEXO F: ESPECIFICACIONES DE LA BATERÍA DE CONTROL

- Capacidad mínima: 550 mAh
- Configuración: 2S1P / 7,4 V / 2 celdas
- Índice de descarga: 95 C
- Índice máximo de descarga en ráfaga: 190 C
- Peso neto (± 5 g): 31,5 g
- Dimensiones: 61 mm de largo x 19 mm de ancho x 15 mm de alto
- Enchufe de carga: JST-XHR-3P
- Tapón de descarga: XT30

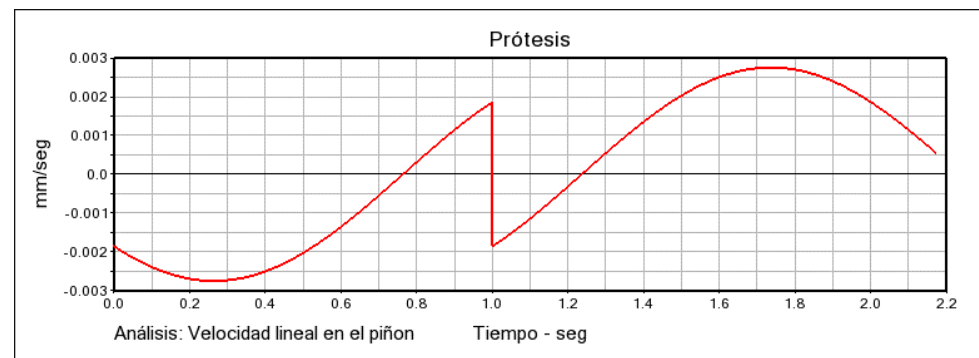
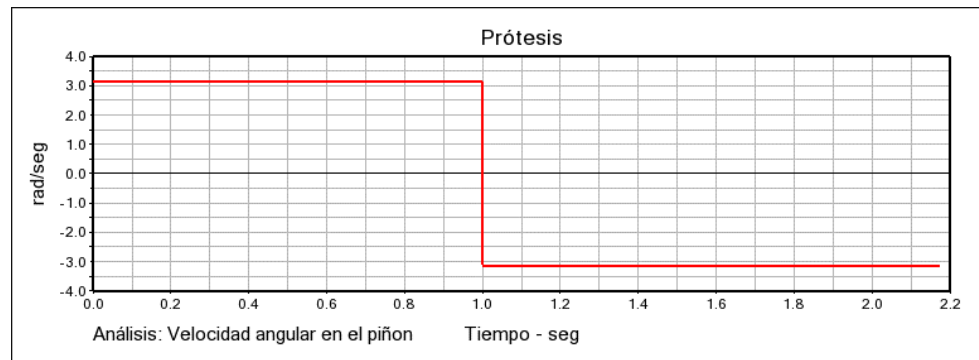


ANEXO G: GRÁFICAS DE INTERES DEL ANÁLISIS DINÁMICO

Gráficas para el dedo principal LP2



Gráficas para el piñón motriz



ANEXO H: PLANOS

1

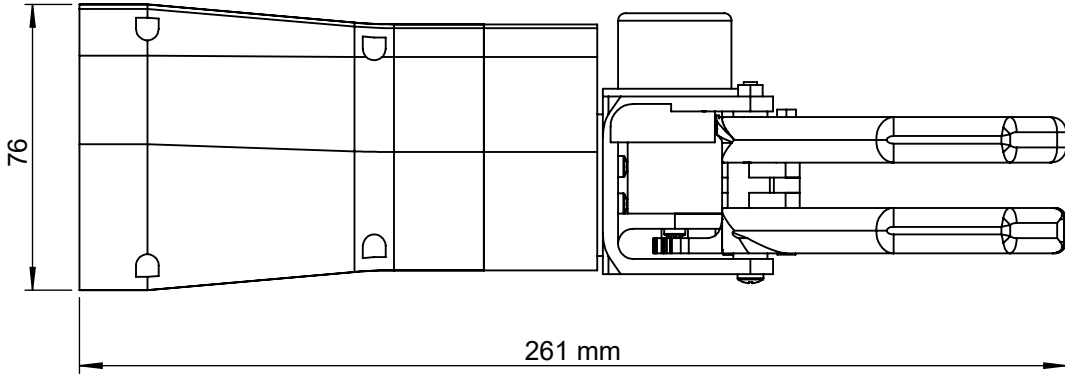
2

3

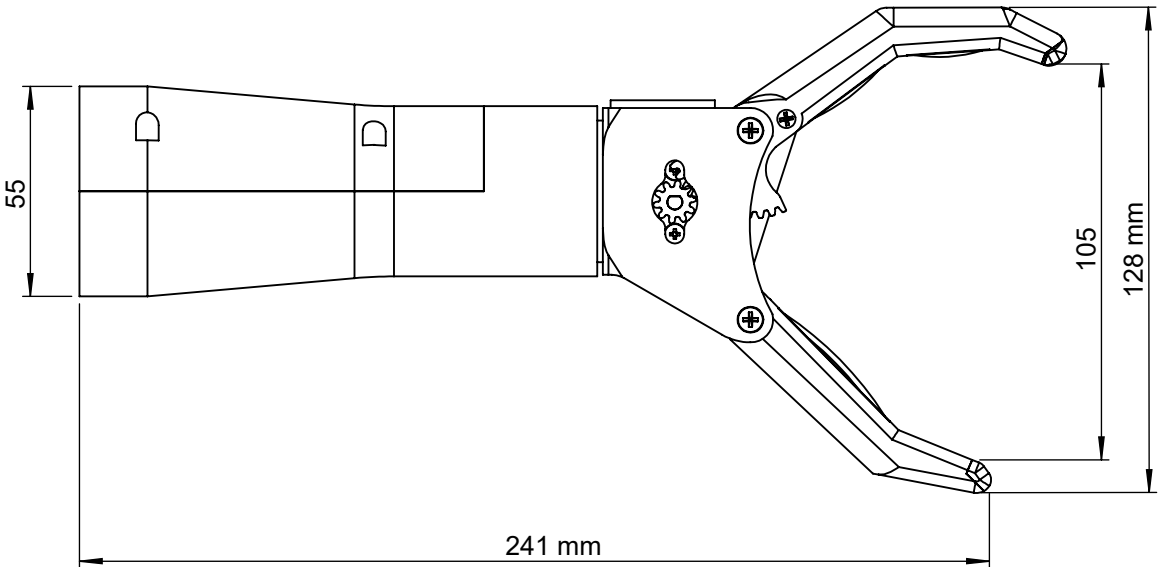
4

A4
mm

A

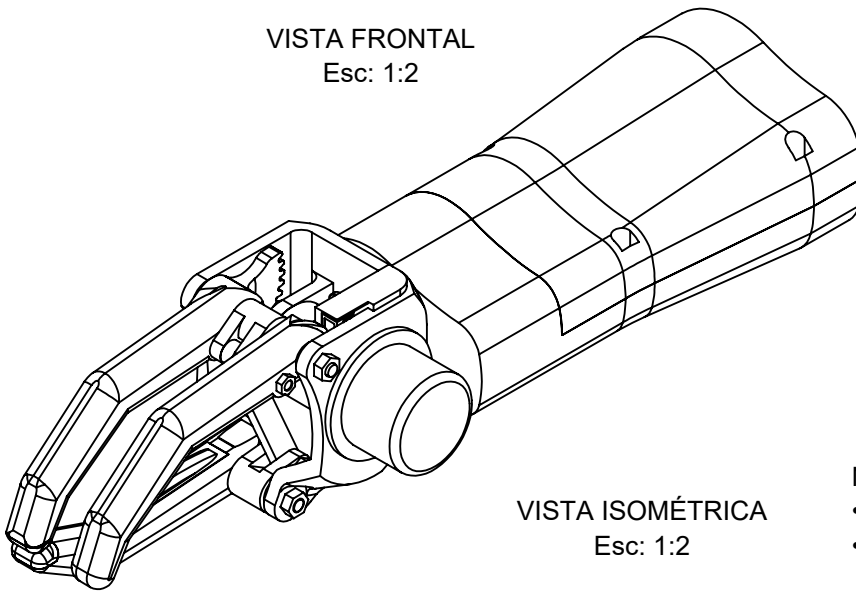
VISTA SUPERIOR
Esc: 1:2

B

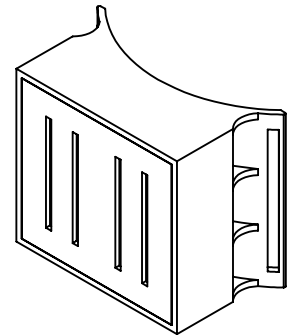
VISTA FRONTAL
Esc: 1:2

C

D

VISTA ISOMÉTRICA
Esc: 1:2

E



Notas:

- Dimensiones de operación
- El módulo de baterías se representa en el plano correspondiente

N°. Lámina:
1 de 1N°. Hoja:
001

Sustitución:

Codificación:
FM-EIM-PIC-PTP-001-08-2023Email: santiago.orozco@epoch.edu.ec
Teléfonos:

Denominación:

ESPOCH
FACULTAD DE MECÁNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Datos	Nombre	Firma	Fecha
Proyectó	Sr. Orozco Santiago		2023/08/22
Dibujó	Sr. Orozco Santiago		2023/10/22
Revisó	Ing. Lopez S.		2023/11/14
Aprobó	Ing. Lopez S.		2023/11/16

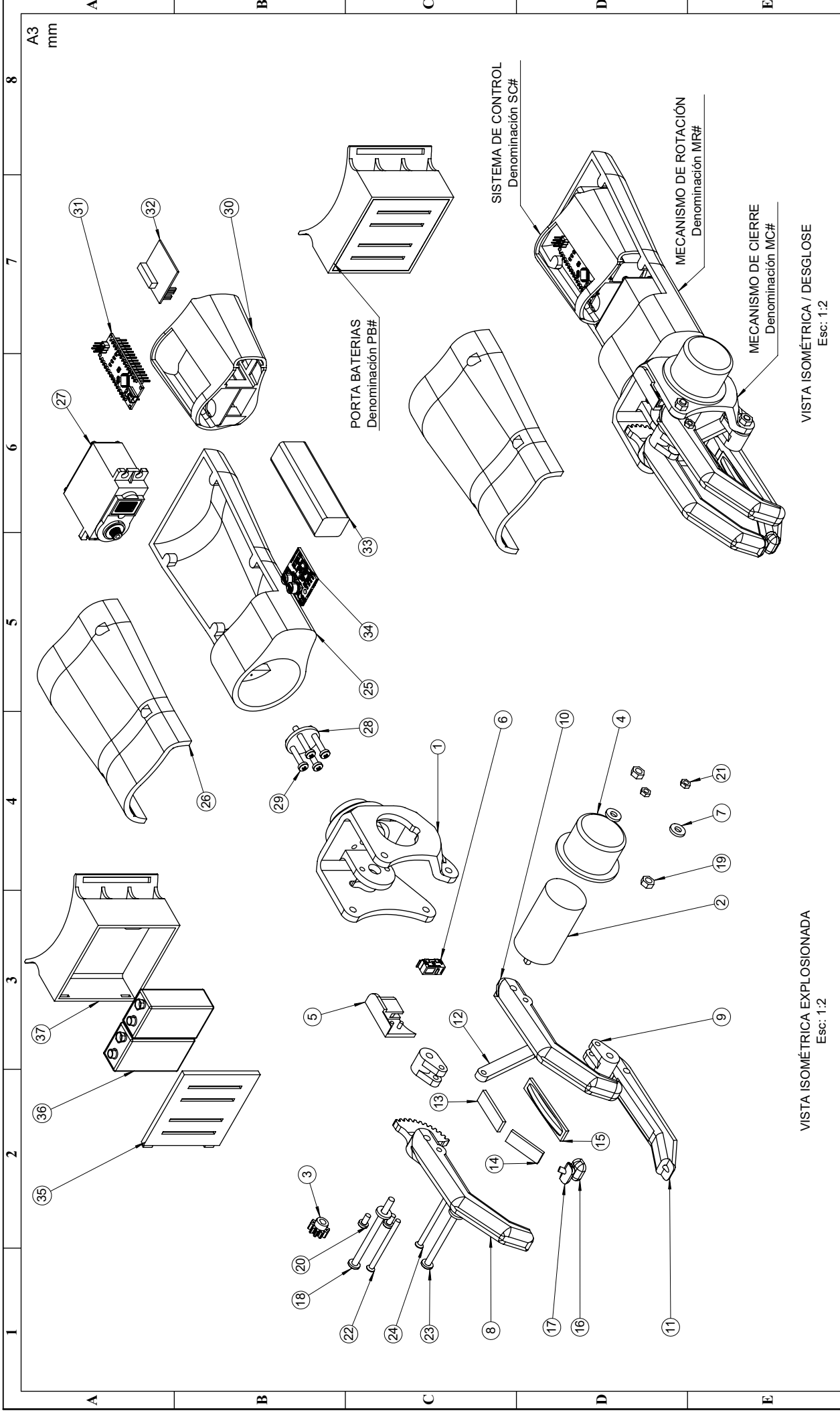
PLANO GENERAL
PRÓTESIS
TIPO PINZA

Materiales:
EspecificadoNombre de archivo:
PROTESIS_FINAL.sldasm

Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro
0.636		1:2	

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD
INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S.
CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL
O PARCIAL NO AUTORIZADA
CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS
DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY





VISTA ISOMÉTRICA EXPLOSIONADA
Esc: 1:2

VISTA ISOMÉTRICA / DESGLOSE
Esc: 1:2

N° Lámina: 1 de 1 N° Hojas: 002 Email: santiago.orozco@espoch.edu.ec	Sustitución: FM-EIM-PIC-PTP-002-08-2023 Denominación:	Codificación: ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA AUTOMOTRIZ		Peso [Kg]: 0.636 Tolerancia: Registro:	Escala: 1:2 Registro:
		PLANO EXPLOSIONADO / DESGLOSE PRÓTESIS TIPO PINZA		Materiales: Especificado Nombre de archivo: PROTESIS_FINAL.sldasm	
Datos: Sr. Orozco Santiago	Nombre: Sr. Orozco Santiago	Firma:	Fecha: 2023/08/22		
Dibujó: Sr. Orozco Santiago	Nombre: Sr. Orozco Santiago	Firma:	Fecha: 2023/10/22	ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE OROZCO S. O. PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY	
Revisó: Ing. Lopez S.	Nombre: Ing. Lopez S.	Firma:	Fecha: 2023/11/14		
Aprobó: Ing. Lopez S.	Nombre: Ing. Lopez S.	Firma:	Fecha: 2023/11/16		

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

1	2	3	4
---	---	---	---

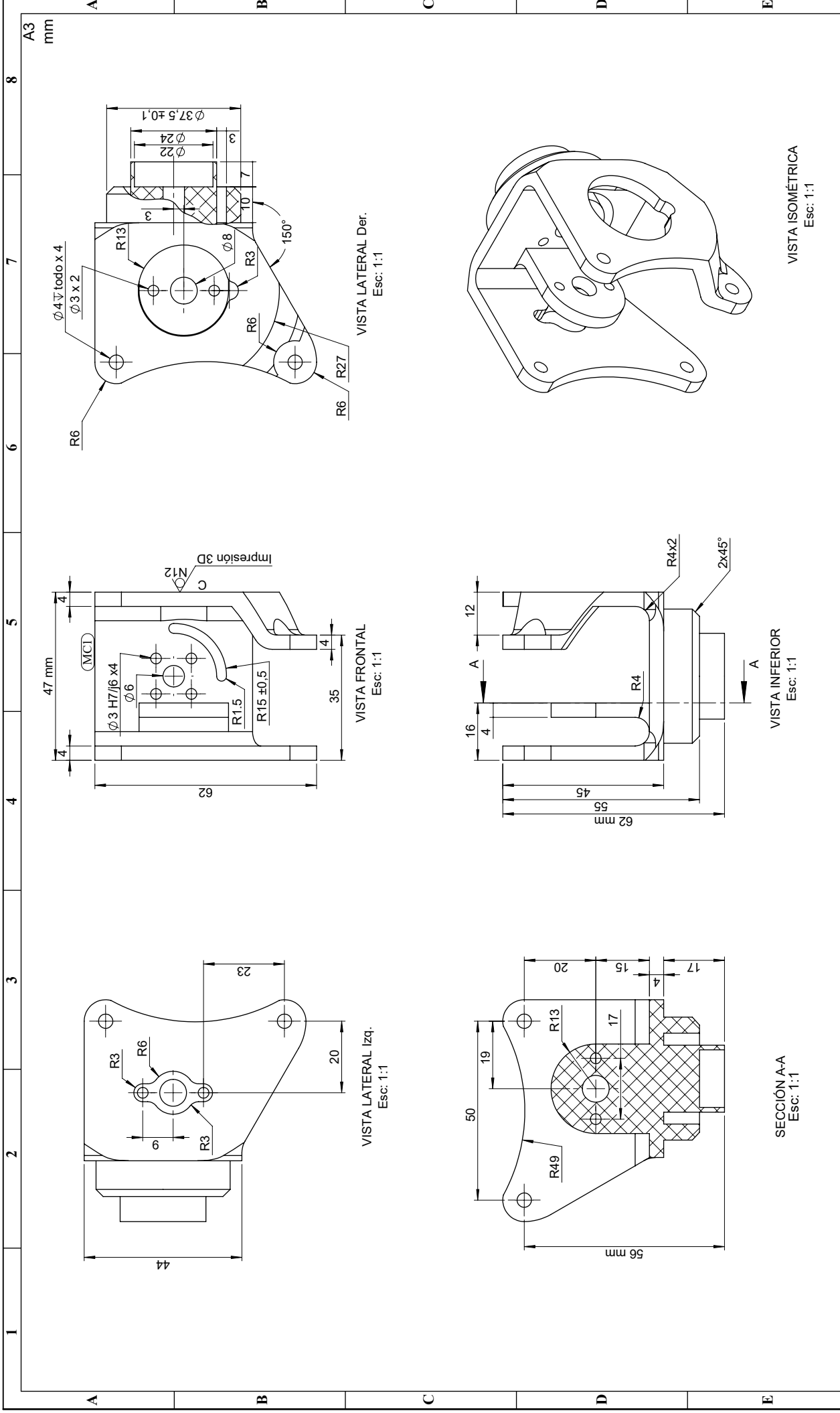
A4
mm

							Peso Total=	0,636		
B	37	PB2	Porta - baterias		PLA	1	60	0,01	0,01	
	36		Bateria 9V			1	47	0,01	0,01	Catálogo
	35	PB1	Tapa porta - baterias		PLA	1	52	0,01	0,01	
	34		Driver mini L298N			1	23	0,01	0,01	Catálogo
	33		Bateria lipo R-Line 550 mAh			1	62	0,01	0,01	Catálogo
	32		Sensor AD8832			1	25	0,01	0,01	Catálogo
	31		Arduino nano V3,0 Atmega 328			1	43	0,01	0,01	Catálogo
	30	SC1	Cuerpo - Sistema de control		PLA	1	54	0,01	0,01	
	29		Tornillo M3 x 20	ISO	Acero	4	20	0,01	0,04	Catálogo
	28		Disco de aluminio diam. 20mm		Aluminio	1	7	0,01	0,01	Catálogo
C	27		Servomotor MC996R			1	54	0,01	0,01	Catálogo
	26	MR2	Tapa antebrazo		PLA	1	107	0,05	0,05	
	25	MR1	Antebrazo		PLA	1	137	0,07	0,07	
	24		Tornillo cab. Avellanada M3 x 35	ISO	Acero	1	35	0,01	0,01	Catálogo
	23		Tornillo M4 x 35	ISO	Acero	1	35	0,01	0,01	Catálogo
	22		Tornillo cab. Avellanada M3 x 50	ISO	Acero	1	50	0,01	0,01	Catálogo
	21		Tuerca M3	ISO	Acero	2	2	0,01	0,02	Catálogo
	20		Tornillo M3 x 6	ISO	Acero	2	6	0,01	0,02	Catálogo
	19		Tuerca M4	ISO	Acero	2	3	0,01	0,02	Catálogo
	18		Tornillo M4 x 55	ISO	Acero	1	55	0,01	0,01	Catálogo
D	17	MC14	Yema del dedo MLP2		TPU	1	8,5	0,01	0,01	
	16	MC13	Yema del dedo MLP1		TPU	1	9,5	0,01	0,01	
	15	MC12	Almohadilla de agarre 1 MLP1		TPU	1	42	0,01	0,01	
	14	MC11	Almohadilla de agarre 2 MLP2		TPU	1	22	0,01	0,01	
	13	MC10	Almohadilla de agarre 1 MLP2		TPU	1	25	0,01	0,01	
	12	MC9	Eslabón		PLA	1	53,5	0,01	0,01	
	11	MC8	Dedo Secundario MLP1		PLA	1	90	0,016	0,016	
	10	MC7	Dedo de apoyo		PLA	1	105	0,02	0,02	
	9	MC6	Guías de eslabón		PLA	2	23	0,01	0,02	
	8	MC5	Dedo Principal MLP2		PLA	1	105	0,02	0,02	
E	7		Arandela M4		Acero	4	1,5	0,01	0,04	Catálogo
	6		Final de carrera			1	12,5	0,01	0,01	Catálogo
	5	MC4	Base - final de carrera		PLA	1	27,6	0,01	0,01	
	4	MC3	Cobertor motor		PLA	1	22	0,01	0,01	
	3	MC2	Piñon motriz		PLA	1	7,5	0,01	0,01	
	2		Motoreductor JGA25 - 310			1	53,5	0,02	0,02	Catálogo
	1	MC1	Dorso - Muñeca		PLA	1	63	0,04	0,04	
	Nº	MK	Descripcion	Norma Calidad	Material	Cant	Long. [mm]	Peso unit. [Kg]	Peso Total. [Kg]	Obs.

Nº. Lámina: 1 de 1	Nº. Hoja: 003	Sustitución:	Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-003-08-2023	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			
Email: santiago.orozco@epoch.edu.ec Teléfonos:			Denominación:	LISTA DE MATERIALES PRÓTESIS TIPO PINZA			
Datos	Nombre	Firma	Fecha				
Proyectó	Sr. Orozco Santiago		2023/08/22	0.636		1:2	
Dibujó	Sr. Orozco Santiago		2023/10/22	Materiales: Especificado			
Revisó	Ing. Lopez S.		2023/11/14				
Aprobó	Ing. Lopez S.		2023/11/16	Nombre de archivo: PROTESIS_FINAL.sldasm			

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY





N° Lámina: 1 de 1		N° Hojas: 004		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-004-08-2023		ESPOCH	
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec		Proyecto: Sr. Orozco Santiago		Firma: [Signature]		Denominación: MUÑECA-DORSO		FACULTAD DE MECÁNICA	
Datos:		Nombre: Sr. Orozco Santiago		Fecha: 2023/08/22		Peso [Kg]: 0.04		ESCUELA DE INGENIERÍA AUTOMOTRIZ	
Dibujó: Sr. Orozco Santiago		Revisó: Ing. Lopez S.		2023/10/22		Tolerancia: ± 0.2		Registro	
Aprobó: Ing. Lopez S.		2023/11/14		2023/11/16		Escala: 1:1		Registro	
5		4		3		2		1	
<p>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE ESPOCH S.A. Y NO PUEDE SER REPRODUCIDA, COPIADA, DISTRIBUIDA O PARCIALMENTE AUTORIZADA SIN CONSENTIMIENTO PREVIO POR ESCRITO. CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</p>									

1

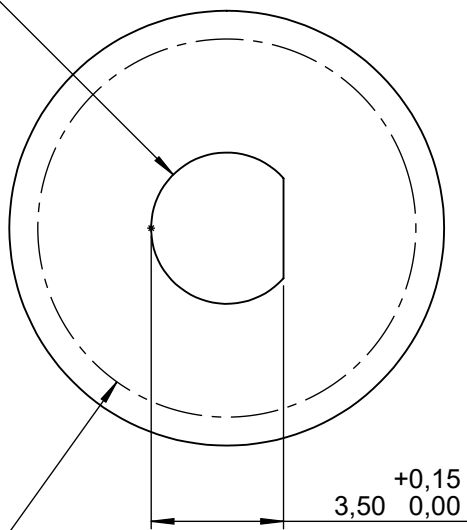
2

3

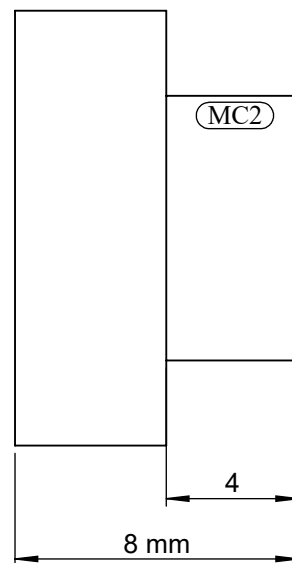
4

A4
mm

A

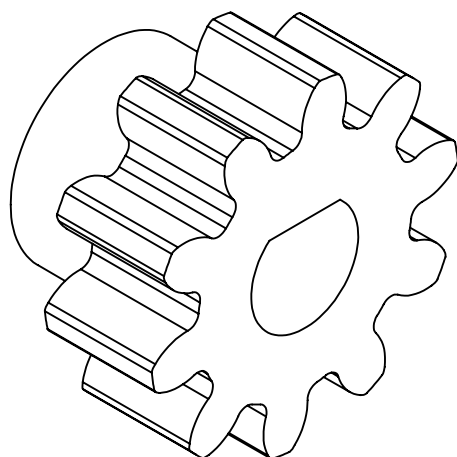
 $\begin{matrix} +0,15 \\ \varnothing 4 \end{matrix}$
0,00VISTA FRONTAL
Esc: 5:1

B

VISTA LATERAL Der.
Esc: 5:1

C

D

VISTA ISOMÉTRICA
Esc: 5:1

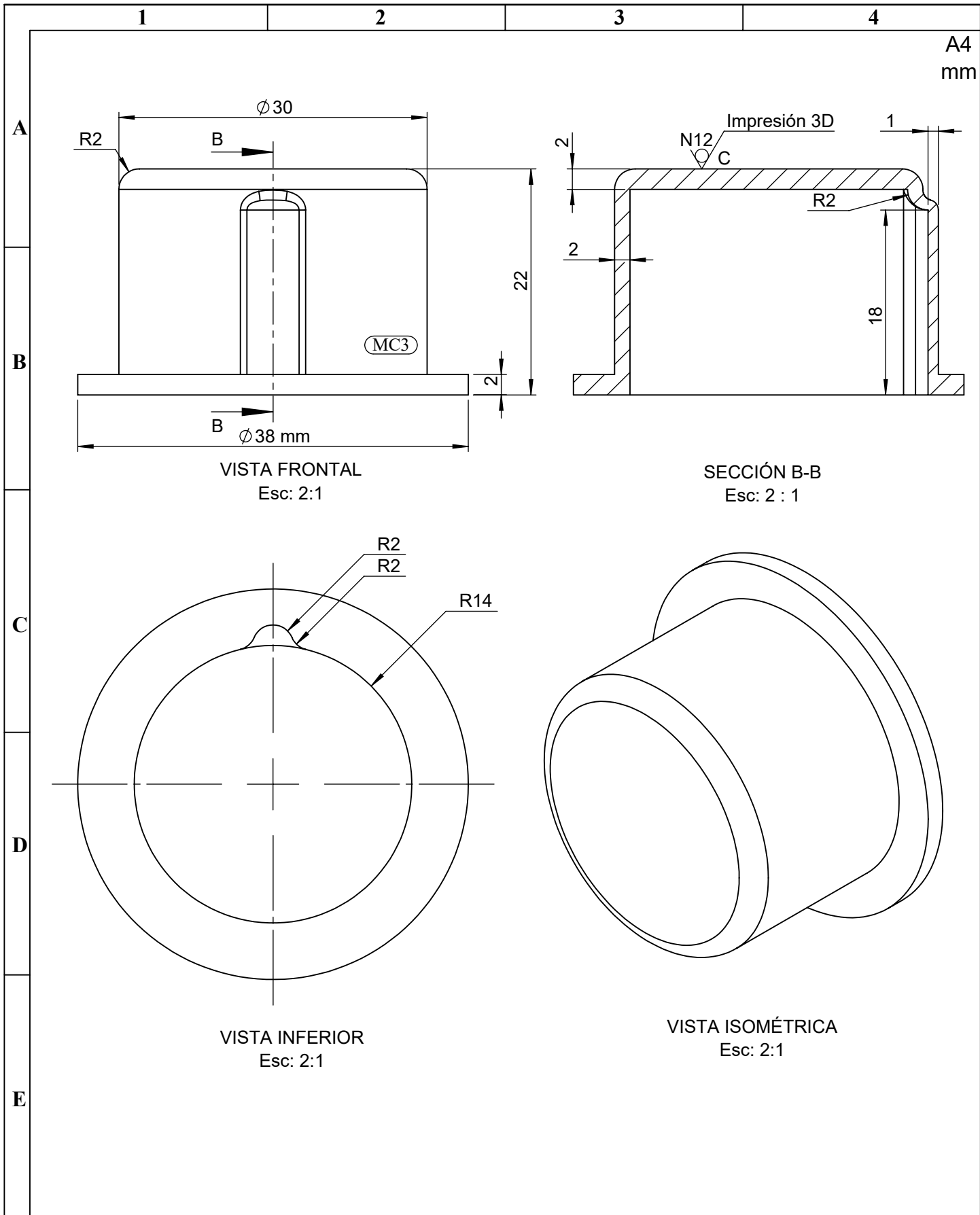
E

Notas:

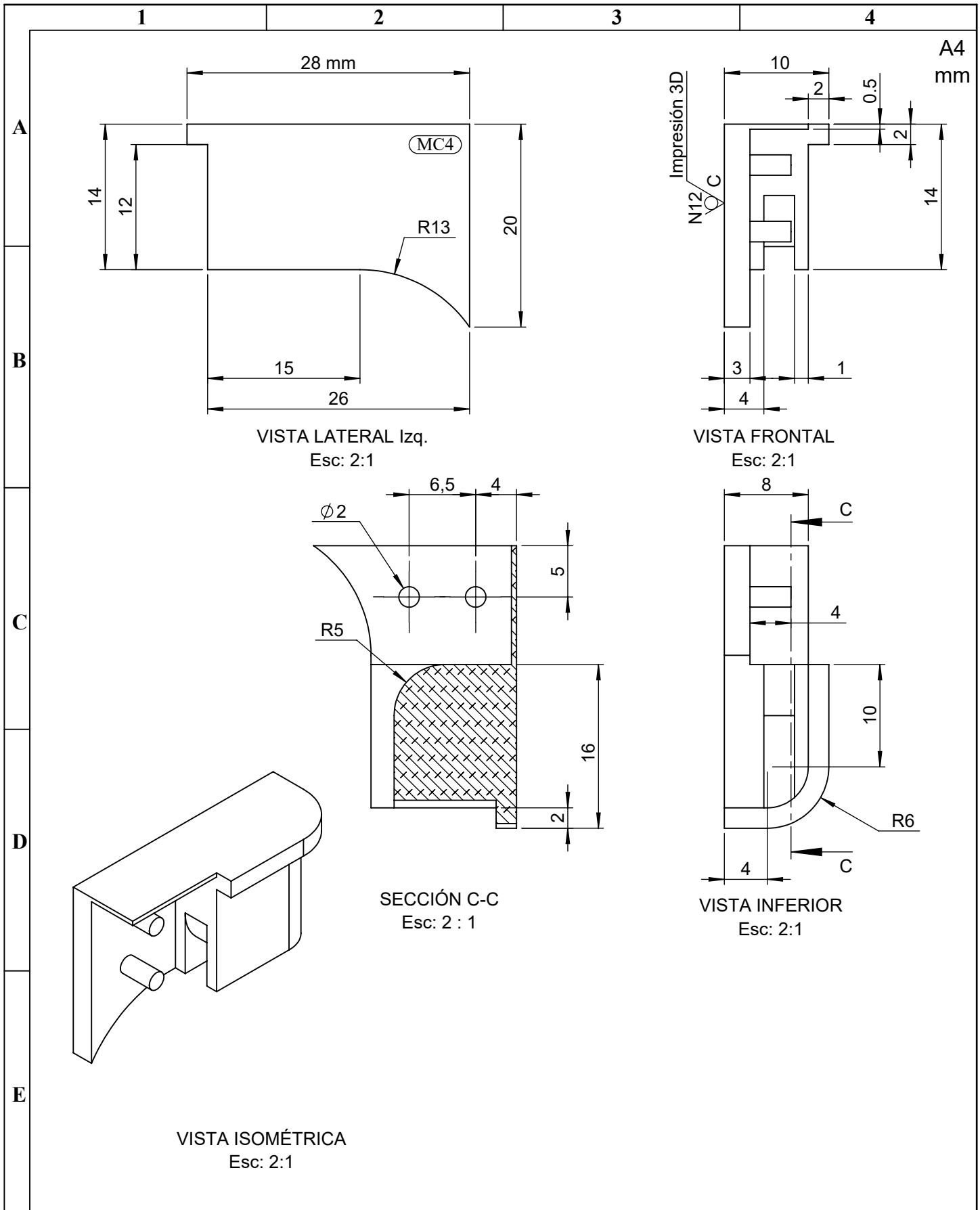
- Módulo: 1mm
- Diámetro Primitivo: 10 mm

Nº. Lámina: 1 de 1	Nº. Hojas: 005	Sustitución:	Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-005-08-2023	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec Teléfonos:			Denominación:	Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro
Datos	Nombre	Firma	Fecha	PIÑÓN MOTRIZ			
Proyectó	Sr. Orozco Santiago		2023/08/22	0.01	± 0.2	5:1	
Dibujó	Sr. Orozco Santiago		2023/10/22	Materiales: PLA Nombre de archivo: ENGRANE_MOTRIZ.sldprt			
Revisó	Ing. Lopez S.		2023/11/14				
Aprobó	Ing. Lopez S.		2023/11/16	ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY			

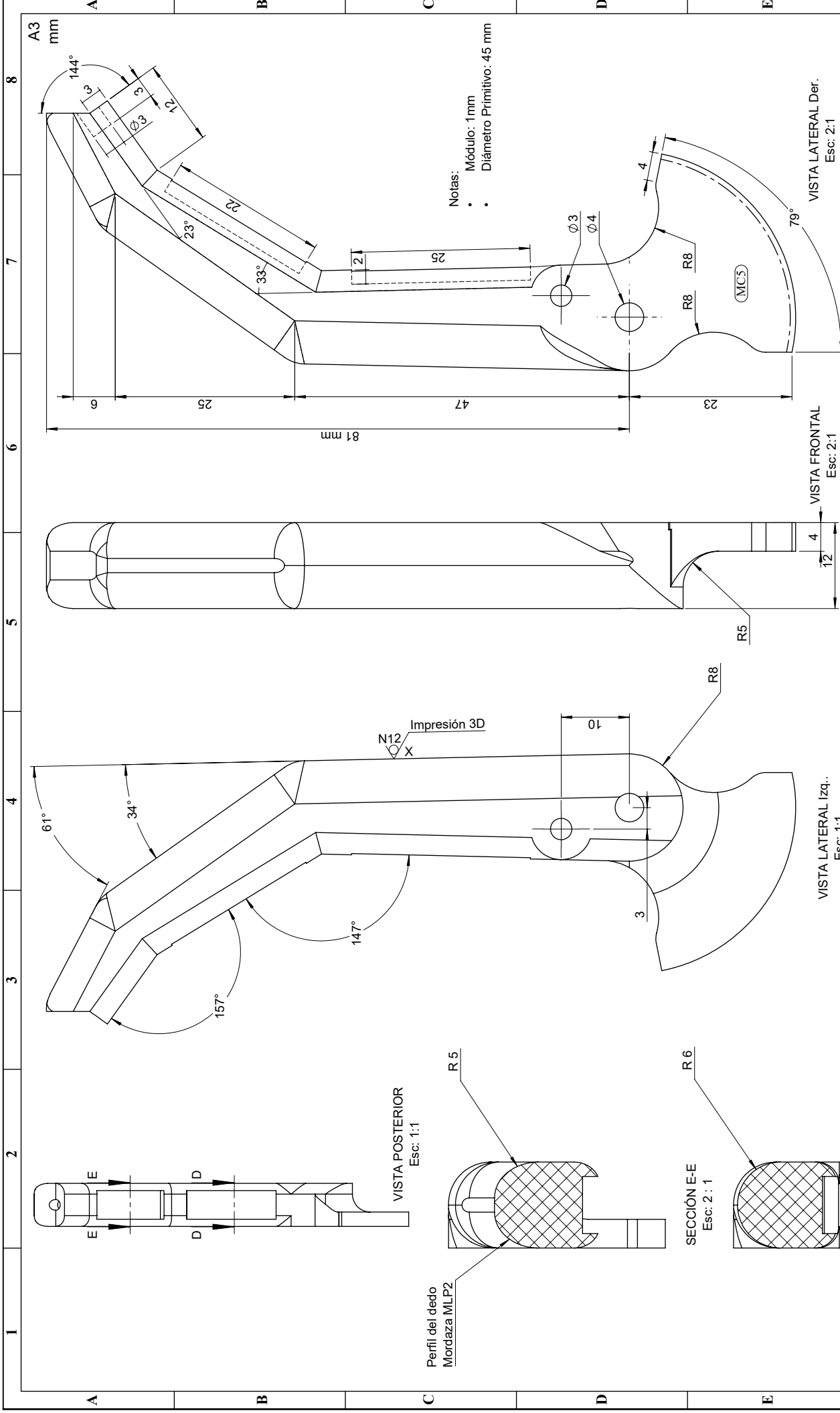




N°. Lámina: 1 de 1		N°. Hoja: 006		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-006-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec Teléfonos:						Denominación: COBERTOR MOTORREDUCTOR						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.01		± 0.2		2:1			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22		Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22									
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14		Nombre de archivo: Tapa_Motor.sldprt							
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16									



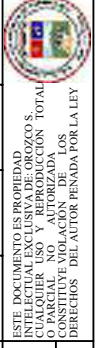
N°. Lámina: 1 de 1		N°. Hojas: 007		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-007-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec Teléfonos:						Denominación: BASE - FINAL DE CARRERA						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.01		± 0.2		2:1			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22		Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22									
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14		Nombre de archivo: BASE_FINAL_C.sldprt							
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16									



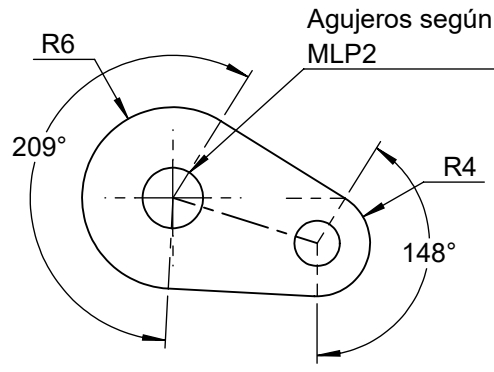
Notas:
 • Módulo: 1 mm
 • Diámetro Primitivo: 45 mm

N° Lámina: N° Hojas: 008		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-008-08-2023	
1 de 1		Email: santiago.orozco@espocho.edu.ec		Denominación:	
Teléfonos:		Datos		Registro	
Proyectó	Sr. Orozco Santiago	Firma	[Firma]	Escala	IND.
Dibujó	Sr. Orozco Santiago	Fecha	2023/08/22	Tolerancia	± 0.2
Revisó	Ing. Lopez S.	Fecha	2023/10/22	Registro	[Registro]
Aprobó	Ing. Lopez S.	Fecha	2023/11/14	Escala	IND.
Aprobó		Fecha		Registro	
2023/11/16		2023/11/16		[Registro]	

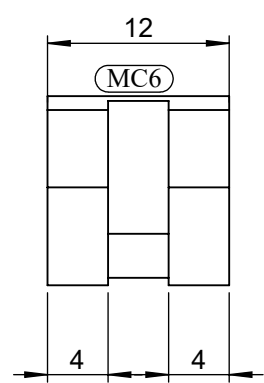
ESPOCH		FACULTAD DE MECÁNICA		ESCUELA DE INGENIERÍA AUTOMOTRIZ	
DEDO PRINCIPAL		MLP2		Materiales: PLA	
Nombre de archivo: DEDO MOTRIZ.sldprt		Nombre de archivo: DEDO MOTRIZ.sldprt		Nombre de archivo: DEDO MOTRIZ.sldprt	



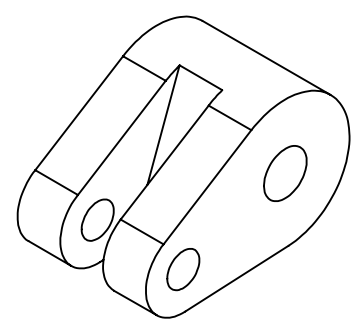
ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE ESPOCH S. EN FORMA PARCIAL O TOTAL, Y NO AUTORIZADA. CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.



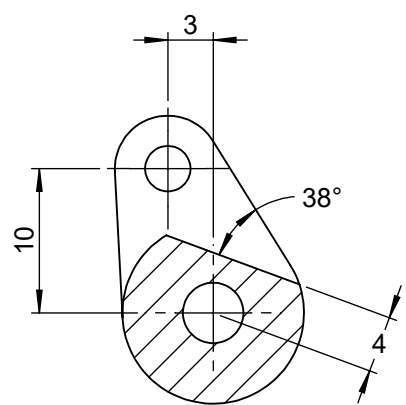
VISTA LATERAL Izq.
Esc: 2:1



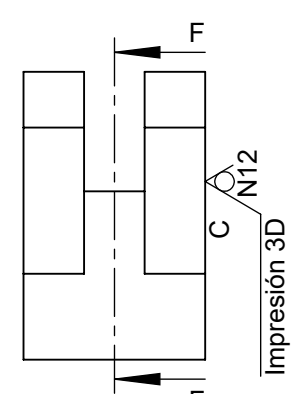
VISTA FRONTAL
Esc: 2:1



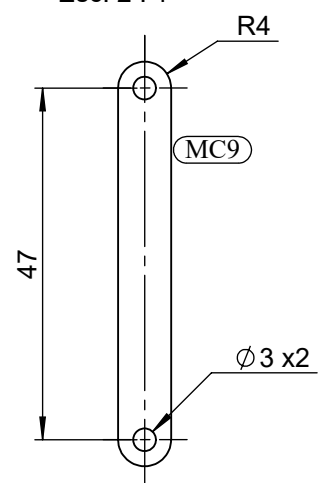
VISTA ISOMÉTRICA
Esc: 2:1



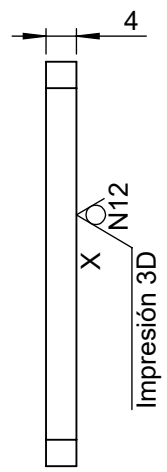
SECCIÓN F-F
Esc: 2:1



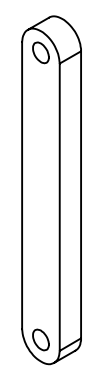
VISTA INFERIOR
Esc: 2:1



VISTA FRONTAL
Esc: 1:1



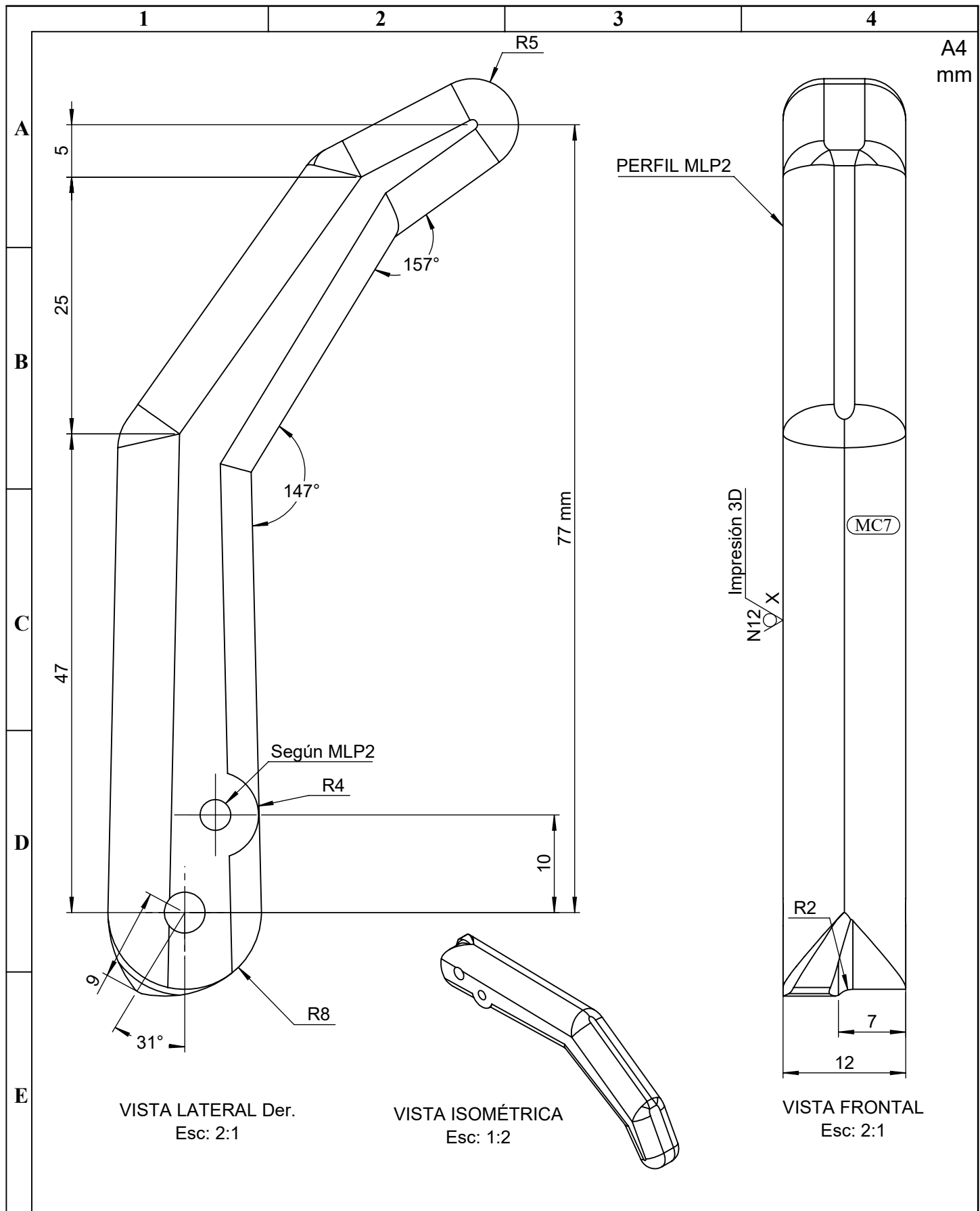
VISTA LATERAL Der..
Esc: 1:1



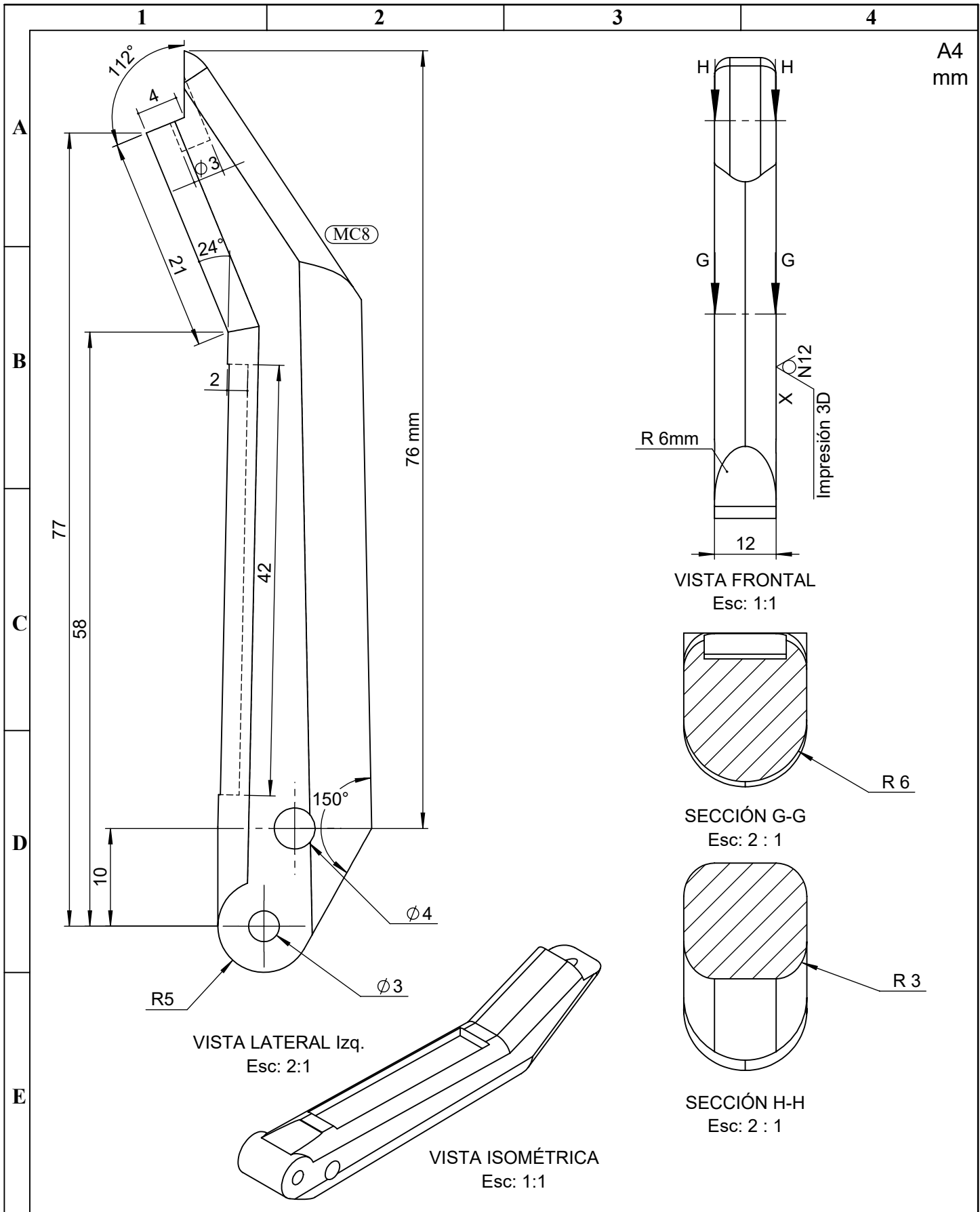
VISTA ISOMÉTRICA
Esc: 1:1

Nº	MK	Descripción	Cant	Peso unit. [Kg]	Peso Total. [Kg]	Nombre de archivo
2	MC9	Eslabón	1	0,01	0,01	ESLABON.sldprt
1	MC6	Guias de eslabón	2	0,01	0,02	GUIA_ESLABON.sldprt

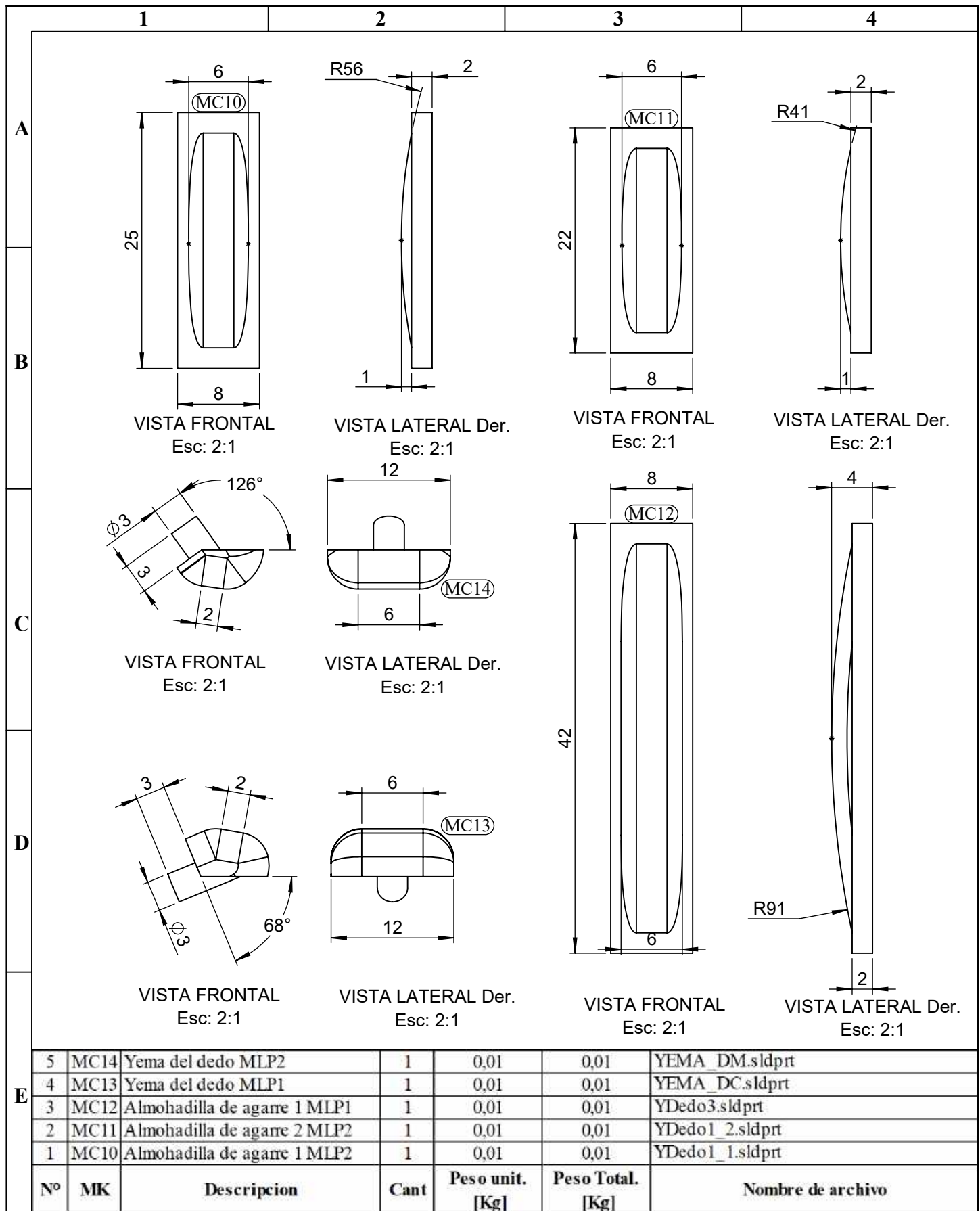
Nº. Lámina: 1 de 1		Nº. Hoja: 009		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-009-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA											
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec						Denominación:						Peso [Kg]		Tolerancia		Escala		Registro	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		COMPONENTES MC6 Y MC9				0.03		± 0.2		IND.			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22						Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22												Nombre de archivo:	
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14													
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16													



Nº. Lámina: 1 de 1		Nº. Hojas: 010		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-010-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec Teléfonos:						Denominación: DEDO DE APOYO						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.02		± 0.2		2:1			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22		Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22									
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14									
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16		Nombre de archivo: DEDO_MOTRIZ_PAR.sldprt							

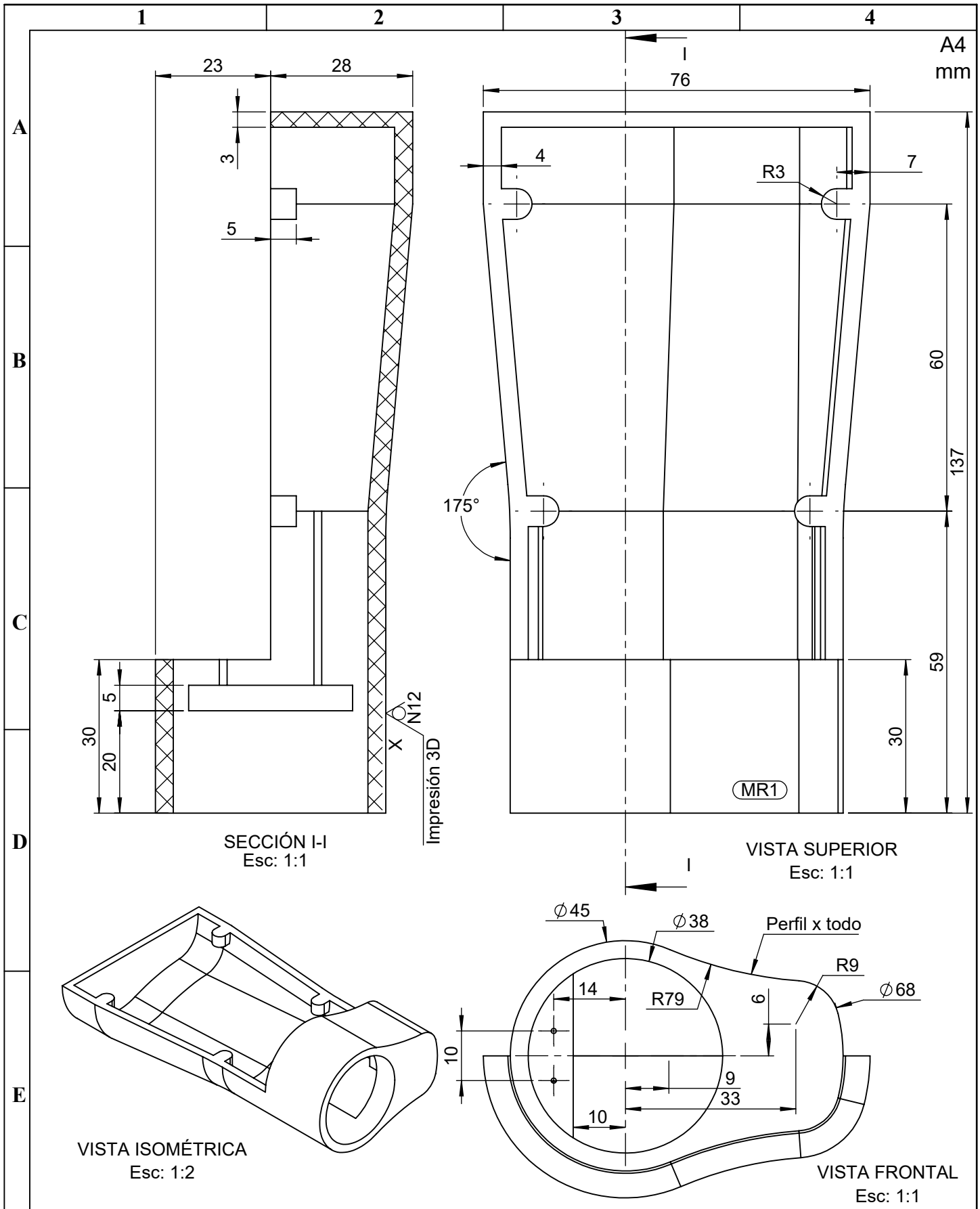


Nº. Lámina: 1 de 1		Nº. Hojas: 011		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-011-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec						Denominación:						Peso [Kg]		Tolerancia	
Teléfonos:						DEDO SECUNDARIO MLP1		0.016		± 0.2		IND.			
Datos		Nombre		Firma				Fecha		Materiales:		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago						2023/08/22		PLA					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago						2023/10/22		Nombre de archivo:					
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14		DEDO_CIERRE.sldprt							
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16									

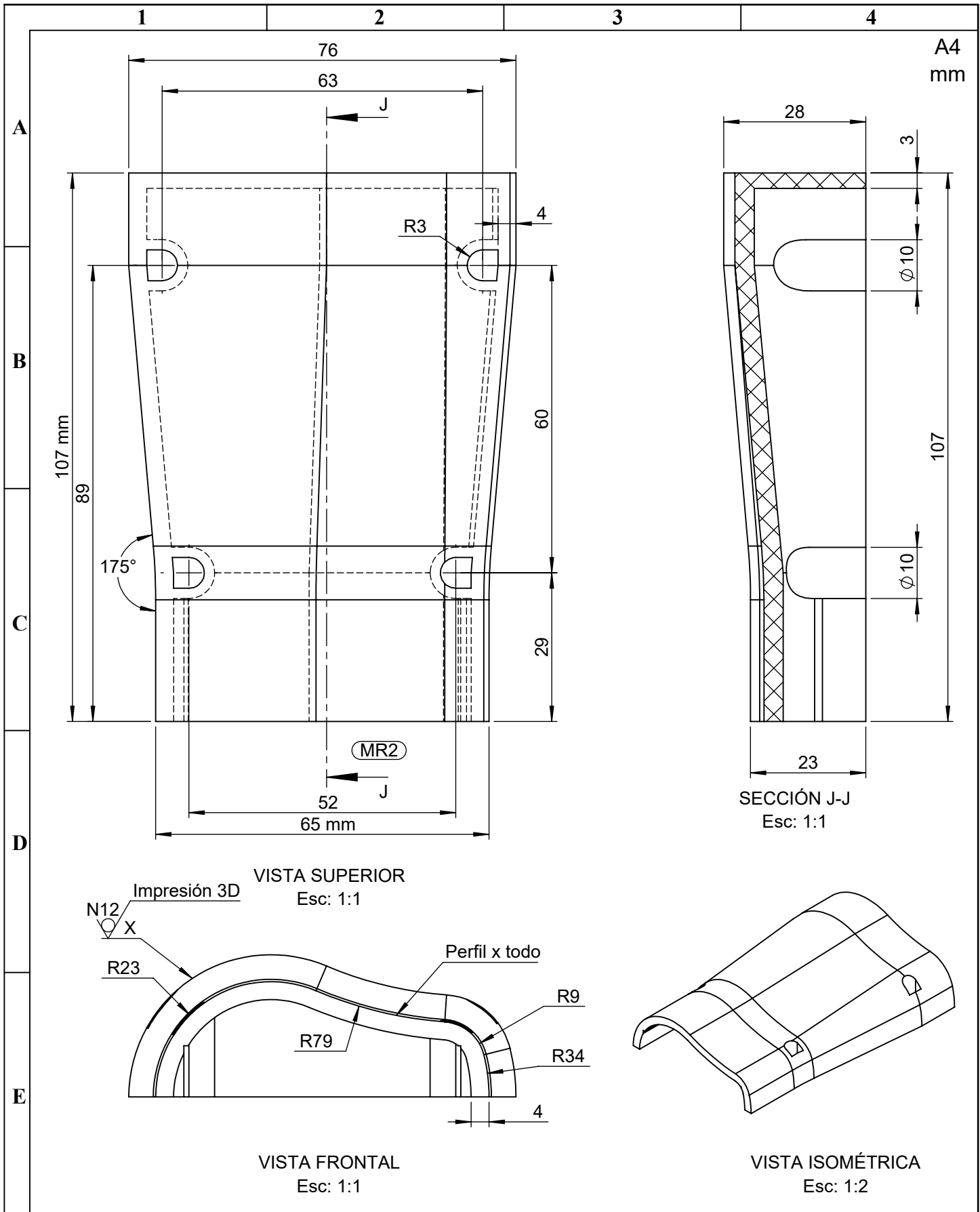


5	MC14	Yema del dedo MLP2	1	0,01	0,01	YEMA_DM.sldprt
4	MC13	Yema del dedo MLP1	1	0,01	0,01	YEMA_DC.sldprt
3	MC12	Almohadilla de agarre 1 MLP1	1	0,01	0,01	YDedo3.sldprt
2	MC11	Almohadilla de agarre 2 MLP2	1	0,01	0,01	YDedo1_2.sldprt
1	MC10	Almohadilla de agarre 1 MLP2	1	0,01	0,01	YDedo1_1.sldprt
Nº	MK	Descripcion	Cant	Peso unit. [Kg]	Peso Total. [Kg]	Nombre de archivo

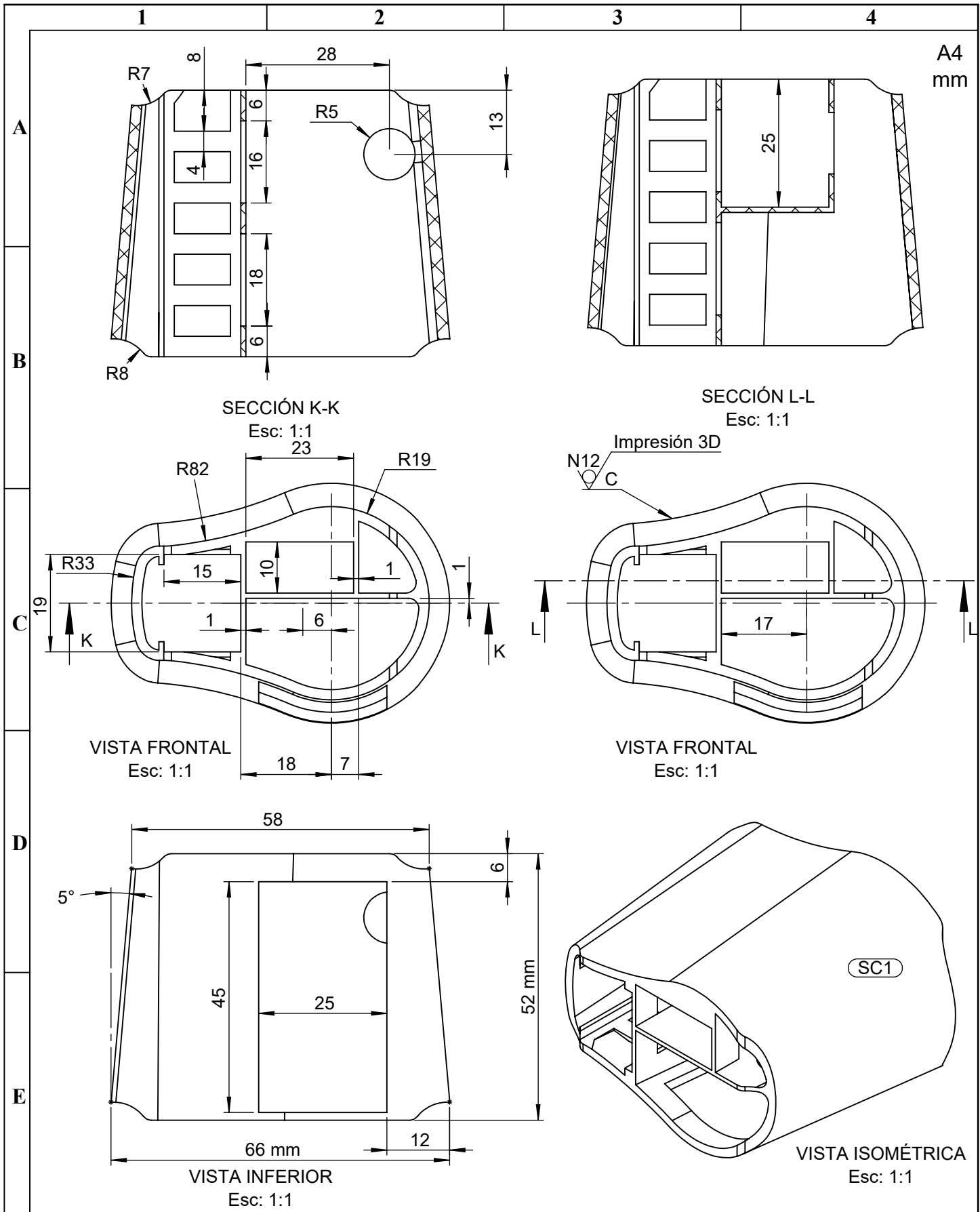
Nº. Lámina: 1 de 1		Nº. Hojas: 012		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-012-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec						Denominación:					
Teléfonos:						COMPONENTES DE AGARRE MC10, MC11, MC12, MC13		0.04	± 0.2	2:1	
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Materiales: TPU				ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY			
Proyectó	Sr. Orozco Santiago		2023/08/22	Nombre de archivo:							
Dibujó	Sr. Orozco Santiago		2023/10/22								
Revisó	Ing. Lopez S.		2023/11/14								
Aprobó	Ing. Lopez S.		2023/11/16								



N°. Lámina: 1 de 1		N°. Hojas: 013		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-013-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec Teléfonos:						Denominación: ANTE BRAZO						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.07		± 0.2		1:1			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22		Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22									
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14									
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16		Nombre de archivo: ANTE_BRAZO.sldprt							



N°. Lámina: 1 de 1		N°. Hojas: 014		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-014-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec Teléfonos:						Denominación: TAPA ANTEBRAZO						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.05		± 0.2		1:1			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22		Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22									
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14									
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16		Nombre de archivo: ANTE_BRAZO_TAPA.sldprt							



A4 mm

A

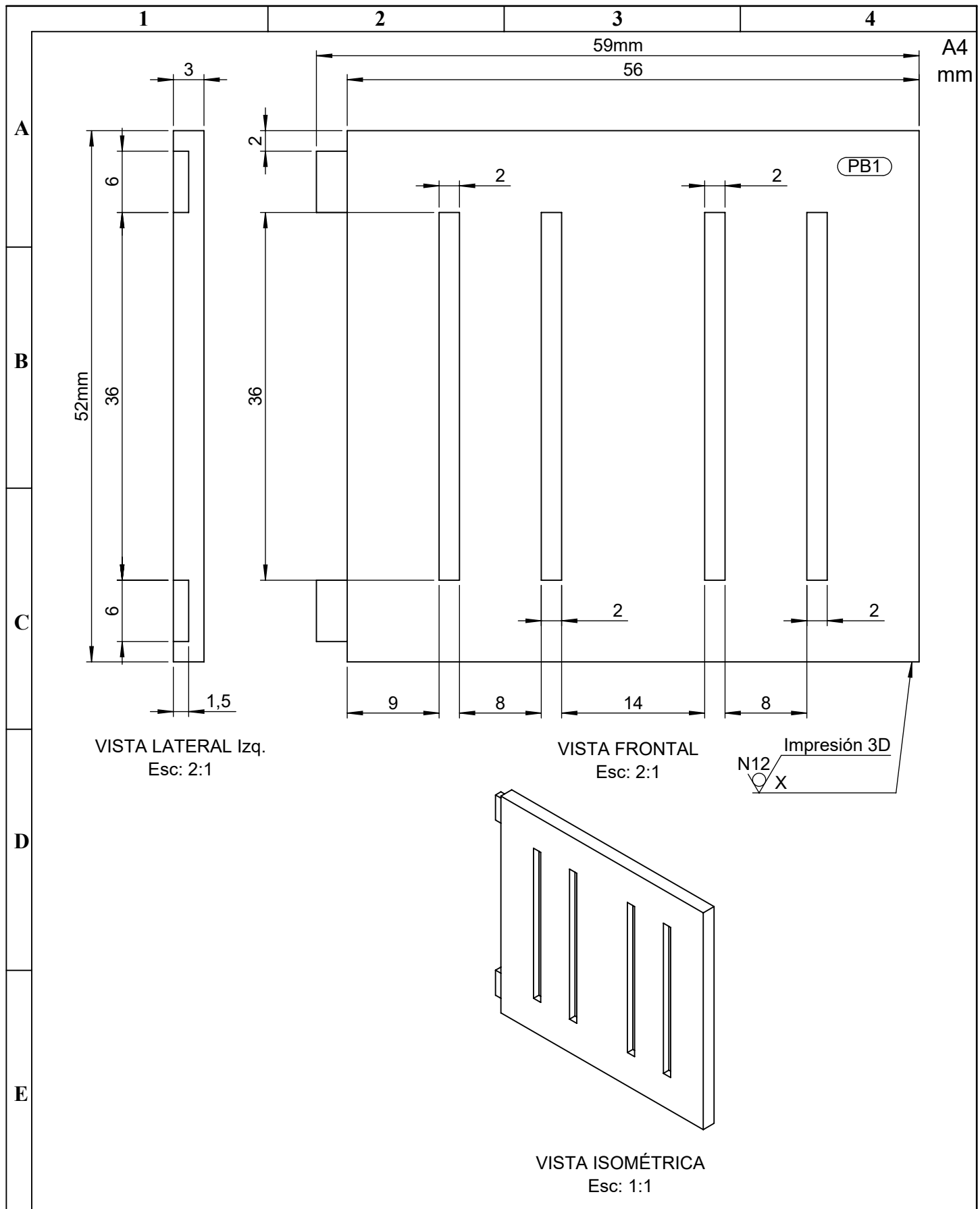
B

C

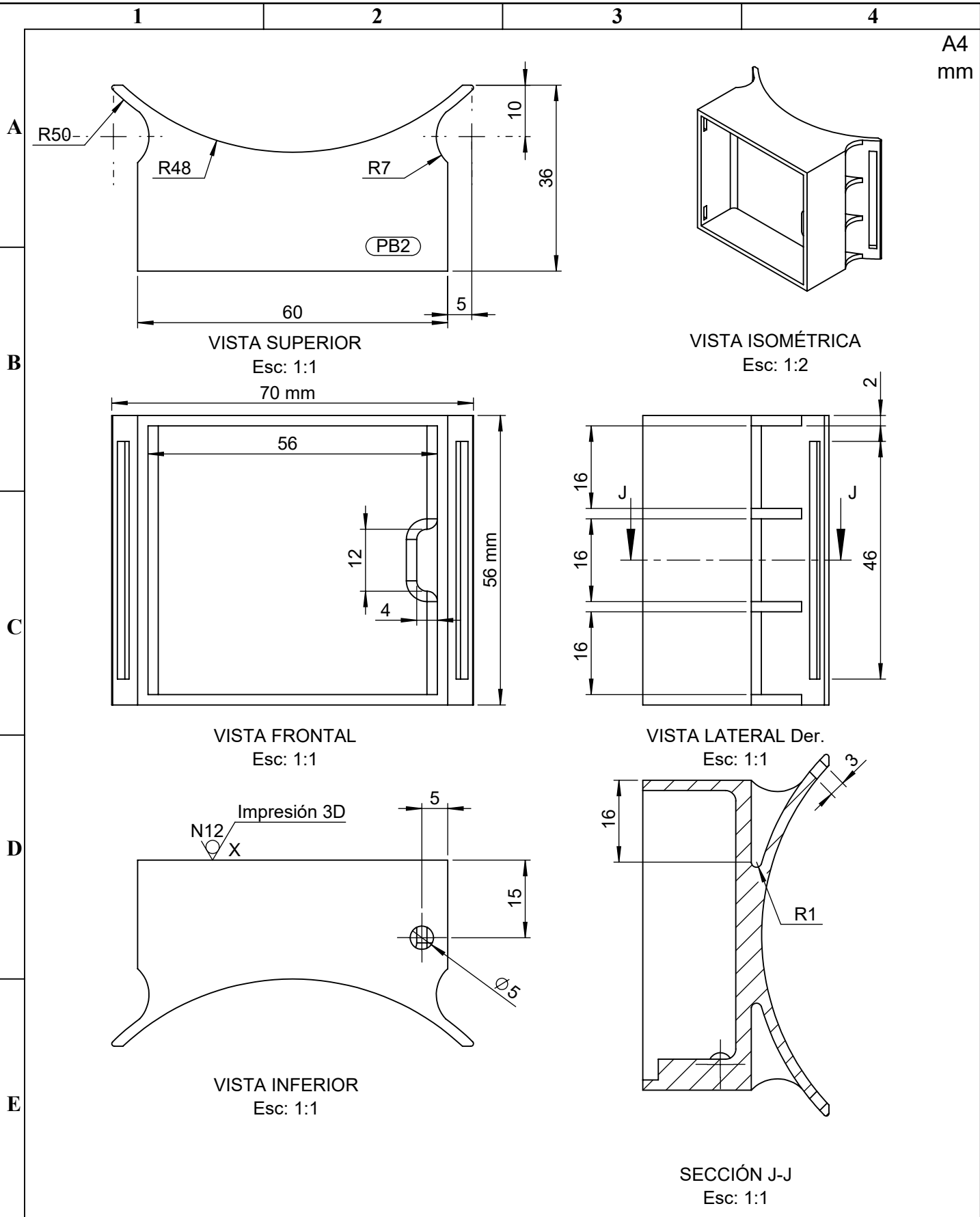
D

E

Nº. Lámina: 1 de 1		Nº. Hojas: 015		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-015-019-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec						CUERPO - SISTEMA DE CONTROL					
Teléfonos:											
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Materiales: PLA		Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro		
Proyectó	Sr. Orozco Santiago		2023/08/22			0.01	± 0.2	1:1			
Dibujó	Sr. Orozco Santiago		2023/10/22			Nombre de archivo: CUERPO_CTRL.sldprt					
Revisó	Ing. Lopez S.		2023/11/14								
Aprobó	Ing. Lopez S.		2023/11/16	ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY							



Nº. Lámina: 1 de 1		Nº. Hojas: 016		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-016-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@esPOCH.edu.ec Teléfonos:						Denominación: TAPA PORTA - BATERÍAS						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.01		± 0.2		2:1			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22		Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22									
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14		Nombre de archivo: PORTA_BAT_TAPA.sldprt							
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16									



Nº. Lámina: 1 de 1		Nº. Hojas: 017		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-PIC-PTP-017-08-2023		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: santiago.orozco@epoch.edu.ec Teléfonos:						Denominación: PORTA - BATERÍAS						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.01		± 0.2		1:1			
Proyectó		Sr. Orozco Santiago				2023/08/22		Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE: OROZCO S. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Dibujó		Sr. Orozco Santiago				2023/10/22									
Revisó		Ing. Lopez S.				2023/11/14		Nombre de archivo: PORTA_BAT.sldprt							
Aprobó		Ing. Lopez S.				2023/11/16									