



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS
INGENIERÍA ELECTROMECAÁNICA

PROPUESTA TECNOLÓGICA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA
REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA CON AFECCIONES MÚSCULO-
ESQUELÉTICAS EN ADULTOS**

Propuesta Tecnológica presentado previo a la obtención del Título de Ingeniera en
Electromecánica

Autora:

Simbaña Ponce Josely Dayana

Tutora Académica:

Ing. Ms.C. Verónica Paulina Freire Andrade

LATACUNGA – ECUADOR

2021

DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Yo, **Josely Dayana Simbaña Ponce** declaro ser autor del presente proyecto de investigación: **“IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA CON AFECCIONES MÚSCULO-ESQUELÉTICAS EN ADULTOS”**, siendo Ing. Ms.C. Verónica Paulina Freire Andrade, tutor del presente trabajo y eximo expresamente a la Universidad Técnica de Cotopaxi y a sus representantes legales de posibles reclamos o acciones legales.

Además, certifico que las ideas, conceptos, procedimientos y resultados vertidos en el presente trabajo investigativo, son de mi exclusividad.

Josely Dayana Simbaña Ponce

C.I. 1726675869

AVAL DE TUTOR DE PROYECTO DE TITULACIÓN

En calidad de Tutor del trabajo de Investigación sobre el título:

“IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA CON AFECCIONES MÚSCULO-ESQUELÉTICAS EN ADULTOS” de **Josely Dayana Simbaña Ponce**, de la carrera de Ingeniería Electromecánica, considero que dicho informe Investigativo cumple con los requerimientos metodológicos y aportes científicos- técnicos suficientes para ser sometidos a la evaluación del tribunal de Validación de Proyecto que el Consejo Directivo de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas de la Universidad Técnica de Cotopaxi designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Latacunga, Septiembre del 2021



Ing. Ms.C. Verónica Paulina Freire Andrade

C.I. 0502056229

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE TITULACIÓN

En calidad de Lectores, aprueban el presente Informe de Investigación de acuerdo a las disposiciones reglamentarias emitidas por la Universidad Técnica de Cotopaxi, y por la Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas; por cuanto, la postulante: Josely Dayana Simbaña Ponce con el título de Proyecto de Titulación:

“Implementación de un dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo-esqueléticas en adultos” ha considerado las recomendaciones emitidas oportunamente y reúne los méritos suficientes para ser sometidos al acto de Sustentación de Proyecto.

Por lo expuesto, se autoriza realizar los empastados correspondientes, según la normativa institucional.

Latacunga, Septiembre del 2021

Lector 1 (Presidente)

Ing. Héctor Raúl Reinoso Peñaherrera
C.I. 0502150899

Lector 2

Ing. Jefferson Alverto Porras Reyes
C.I. 0704400449

Lector 3

Ing. Edwin Homero Moreano Marínez
C.I. 0502607500

AVAL DE IMPLEMENTACIÓN



Quito, 30 de septiembre del 2021

CERTIFICADO

Informamos que la Señorita Simbaña Ponce Josely Dayana con C.I 1726675869 hace la entrega de un dispositivo electrónico para rehabilitación de muñeca. En el centro de rehabilitación física y deportiva LOGROÑOS FISIOTERAPIA.

Con un lapso de tiempo indefinido.

Atentamente,



Lic. Ft. Edison Logroño



Lic. Edison Logroño
REHABILITACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA
Libro I Folio 14 N° 42

 02 2290 948
098 4414 327

 info@logroñosfisioterapia.com

www.logroñosfisioterapia.com

AGRADECIMIENTO

Quiero dar las gracias primero a Dios por darme la fuerza y perseverancia para cumplir un propósito más en mi vida, segundo a todas las personas que me apoyaron a lograr este objetivo, principalmente a mi madre que, gracias a su apoyo incondicional, amor y trabajo diario nunca dejo que me rindiera en el camino.

A la Universidad Técnica de Cotopaxi que me permitió formarme académicamente y a la vez culminar con mis estudios, a cada uno de mis docentes que han sabido guiarme y compartir su conocimiento formando a una persona y un profesional.

Mi agradecimiento sincero a mi tutora de tesis, la Ing. Ms.C. Verónica Freire, quien con su apoyo en este proceso supo guiarme mediante sus conocimientos y experiencia.

JOELY SIMBAÑA

DEDICATORÍA

El trabajo de titulación lo dedico con mucho cariño a mi madre Raquel Ponce, quien con mucho esfuerzo y sacrificio me dio la oportunidad de ser una profesional, gracias por ser mi inspiración y ejemplo a seguir para alcanzar cada una de mis metas. A mi familia quién estuvo presente en esta trayectoria brindándome su apoyo y demostrándome su admiración por seguir luchando por mis sueños.

A Dios por guiar mi camino, cuidarme en cada momento y darme sabiduría en cada decisión que he tomado en mi vida.

JOSELY SIMBAÑA

INDICE GENERAL

DECLARACIÓN DE AUTORÍA	i
AVAL DE TUTOR DE PROYECTO DE TITULACIÓN	ii
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE TITULACIÓN	iii
AVAL DE IMPLEMENTACIÓN	iv
AGRADECIMIENTO	v
DEDICATORÍA.....	vi
INDICE GENERAL	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
ÍNDICE DE TABLAS	xi
RESUMEN	xii
ABSTRACT	xiii
AVAL DE TRADUCCIÓN.....	xiv
1. INFORMACIÓN GENERAL	1
2. INTRODUCCIÓN	2
2.1 EL PROBLEMA	3
2.1.1 Situación Problémica.....	3
2.1.2 Formulación del problema.....	4
2.3 OBJETIVO Y CAMPO DE ACCIÓN.....	5
2.3.1 Objeto de Estudio	5
2.3.2 Campo de Acción	5
2.4 BENEFICIARIOS.....	5
2.4.1 Beneficiarios Directos	5
2.4.2 Beneficiarios Indirectos.....	5
2.5 JUSTIFICACIÓN	5
2.6 HIPÓTESIS	6
2.7 OBJETIVOS	6
2.7.1 General.....	6
2.7.2 Específicos	6
2.8 SISTEMA DE TAREAS	7
2.9 MATRIZ DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	9
3. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	11
3.1 ANTECEDENTES.....	11
3.2 MARCO CONCEPTUAL.....	17
3.2.1 Anatomía de la muñeca	17
3.2.2 Biomecánica de la Muñeca.....	18

3.2.3 Movimientos Principales de la Muñeca	18
3.2.3.1 Movimiento de flexión y extensión	19
3.2.3.2 Movimiento de aducción y abducción	20
3.2.3.3 Movimiento de pronación y supinación.....	20
3.2.4 Antropometría de la muñeca	20
3.2.5 Causas de lesiones de la Muñeca	21
3.2.6 Lesiones que afectan la muñeca	21
3.2.6.1 Afecciones musculo- esqueléticas	21
3.2.6.2 Tratamiento	22
3.2.7 Conceptos de Rehabilitación	22
3.3 COMPONENTES DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO REHABILITADOR DE MUÑECA.....	23
3.3.1 Actuadores	23
3.3.1.1 Actuadores de corriente directa CD	23
3.3.1.2 Actuadores de corriente alterna CA	24
3.3.1.3 Servomotores de corriente continúa.....	24
3.3.1.4 Motor paso a paso	25
3.3.2 Microcontrolador	26
3.3.2.1 Arduino	26
3.3.2.2 PIC	27
3.3.2.3 Raspberry pi	27
3.3.3 Diseño del dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca.....	29
3.3.3.1 SolidWorks	29
3.3.3.2 Autodesk inventor	30
3.3.4 Ángulo de trabajo de la Muñeca	30
3.3.4.1 Velocidad	31
3.3.4.2 Torque	31
3.3.5 Materia prima	31
3.3.6 Tiempo.....	31
3.3.7 Costos	32
4. MATERIALES Y MÉTODOS.....	32
4.1 DISEÑO MECÁNICO	33
4.1.1 Tamaño del soporte mano.....	33
4.1.2 Materiales.....	35
4.1.2.1 Aluminio	35
4.1.2.2 Acero Inoxidable	36

4.1.2.3 Ácido Poliláctico	37
4.1.3 Diseño del Dispositivo Ensamblado	38
4.1.3.1 Masa de las piezas mecánicas	39
4.1.3.2 Dimensionamiento de los Actuadores	40
4.2 SISTEMA ELECTRÓNICO.....	43
4.2.1 Selección de motores	43
4.2.2 Motor paso a paso bipolar	44
4.2.3 Control y automatización.....	45
4.2.3.1 Plataforma de programación para interfaz gráfica	46
4.3 SISTEMA DE CONTROL	46
4.3.1 Selección de Microcontrolador	46
4.3.2 Arduino CNC Shield v3	47
4.3.4 Diagrama de Diseño Electrónico	49
5. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	51
5.1 ELEMENTOS DEL SISTEMA DE CONTROL	51
5.2 PRUEBAS DE ADAPTACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO	53
5.4 PRUEBAS DE CONTROL DE POSICIÓN ANGULAR DE LOS MOVIMIENTOS.....	53
5.5 FACTIBILIDAD DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO	55
5.6 PRESUPUESTO	55
5.6.1 Costos directos	56
5.6.2 Costos de mano de obra.....	57
5.6.3 Costos totales del proyecto	57
5.7 Análisis de impactos.....	57
5.7.1 Impacto económico.....	57
5.7.2 Impacto tecnológico	58
5.7.3 Impacto ambiental	58
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	58
6.1 CONCLUSIONES	58
6.2 RECOMENDACIONES	59
7. BIBLIOGRAFÍA	60
8. ANEXOS	64

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1. Matriz de Ishikawa.....	4
Figura 3. 1. Diseño de Máquina de rehabilitación de la muñeca.....	13
Figura 3. 2. Diseño de Máquina de rehabilitación de muñeca.....	14
Figura 3. 3. Diseño de la Máquina Rehabilitadora de codo y muñeca.....	15
Figura 3. 4. Rehabilitador de Muñeca movimiento de flexión - extensión	17
Figura 3. 5. Rehabilitador de Muñeca movimiento de abducción- aducción	17
Figura 3. 6. Relación de los músculos que desarrollan los movimientos de la muñeca	18
Figura 3. 7. Rango de movimiento flexión- extensión de la muñeca.....	19
Figura 3. 8. Rango de movimiento aducción- abducción de la muñeca	20
Figura 3. 9. Rango de movimiento supinación- pronación de la muñeca.....	20
Figura 3. 10. Ejercicio de rehabilitación de la muñeca.....	22
Figura 3. 11. Actuador CD	24
Figura 3. 12. Actuador CA	24
Figura 3. 13. Actuador CA	25
Figura 3. 14. Motor paso a paso	25
Figura 3. 15. Arduino	26
Figura 3. 16. Microcontrolador PIC	27
Figura 3. 17. Raspberry Pi	28
Figura 3. 18. SolidWorks.....	29
Figura 3. 19. Autodesk Inventor.....	30
Figura 4. 1. Diseño del dispositivo	39
Figura 4. 2. Motor paso a paso a) Nema 17 b) Nema 17 reducción 5:1	44
Figura 4. 3. Diagrama de diseño de control.....	45
Figura 4. 4. Arduino CNC Shield	47
Figura 4. 5. Diseño electrónico.....	49
Figura 5. 1. Base deslizante del sistema mecánico	53
Figura 5. 2. Posicionamiento angular flexión- extensión	53
Figura 5. 3. Posicionamiento angular pronación- supinación.....	54
Figura 5. 4. Posicionamiento angular aducción- abducción	54

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1. Tareas por objetivo	7
Tabla 2. 2. Matriz de operacionalización de variables independiente y dependiente	9
Tabla 3. 1. Rangos de movimiento de la muñeca [24].....	19
Tabla 3. 2. Medidas de la mano según DIN 33402, 2° parte [25]	21
Tabla 3. 3. Valores de giro promedio que depende de la velocidad de la muñeca [40]	31
Tabla 4. 1. Peso de hombres y mujeres según su altura [41]	34
Tabla 4. 2. Porcentaje del peso corporal de las partes del cuerpo [41].....	35
Tabla 4. 3. Propiedades de aleaciones seleccionadas de aluminio a temperatura ambiente [42].....	36
Tabla 4. 4. Propiedades mecánicas del Acero AISI 316 [42]	36
Tabla 4. 5. Propiedades mecánicas del Acero AISI 304 [42]	37
Tabla 4. 6. Propiedades ácido poliláctico PLA [Autor]	38
Tabla 4. 7. Masa de las piezas del prototipo [Autor]	39
Tabla 4. 8. Distancias de las piezas [Autor].....	40
Tabla 4. 9. Torque mínimo de los motores [Autor]	43
Tabla 4. 10. Tabla descriptiva de dos tipos de motores de corriente continua [Autor] .	44
Tabla 4. 11. Características principales de los motores paso a paso bipolar [31].....	45
Tabla 4. 12. Características de los microcontroladores [33].....	46
Tabla 4. 13. Tipos de Driver de motor [Autor]	48
Tabla 4. 14. Conexión mediante pines [Autor].....	50
Tabla 4. 15. Conexiones del driver A4988 [Autor]	50
Tabla 4. 16. Conexión Driver A4988 y motores paso a paso [Autor].....	51
Tabla 5. 1. Selección de elementos de control [Autor]	52
Tabla 5. 2. Tiempos en proceso de rehabilitación [Autor].....	52
Tabla 5. 3. Factibilidad del dispositivo electrónico [Autor]	55
Tabla 5. 4. Costos directos [Autor].....	56
Tabla 5. 5. Costos de mano de obra [Autor]	57
Tabla 5. 6. Costos totales [Autor]	57

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS

TÍTULO: “IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA CON AFECCIONES MÚSCULO- ESQUELÉTICAS EN ADULTOS”

Autora:

Simbaña Ponce Josely Dayana

RESUMEN

El presente proyecto de titulación tiene como objetivo principal implementar un dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo-esqueléticas en adultos en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, prototipo que se encargará de optimizar el tiempo de rehabilitación, en el cual intervienen factores como la velocidad, ángulos y repeticiones para cada movimiento como es Flexión-Extensión, Pronación- Supinación, Aducción-Abducción. La implementación del prototipo cuenta con etapas de estudio como la biomecánica de la muñeca, su antropometría, la selección de elementos y materiales, para partir a su diseño que se lo realizó en el software CAD que permitió diseñar cada uno de los elementos donde se demostró el comportamiento de cada elemento diseñado. Finalmente para lograr la interacción del usuario con el dispositivo se implementó la pantalla touch Nextion que permite una fácil operación para regular los parámetros mencionados para la ejecución de cada motor controlados mediante la programación de Arduino y varios componentes que conforman el diseño final del dispositivo. Se comprobó la hipótesis por medio de la reducción del tiempo donde se realizó pruebas con el prototipo y con el rehabilitador del centro, y se determina que el tiempo redujo en un 76.21% considerablemente en la rehabilitación.

Palabras clave: dispositivo, optimización, biomecánica, antropometría, motor.

COTOPAXI TECHNICAL UNIVERSITY
ENGINEERING AND APPLIED SCIENCES FACULTY

TOPIC: "AN ELECTRONIC DEVICE IMPLEMENTATION FOR WRIST REHABILITATION WITH MUSCULAR-SKELETAL AFFECTIONS INTO ADULTS".

Author: Simbaña Ponce Josely Dayana

ABSTRACT

The current degree project has as main aim to implement an electronic device for the wrist rehabilitation with musculo-skeletal affections into adults at the Logroños Physiotherapy and Rehabilitation Center, a prototype that will be take care of optimizing the rehabilitation time, which intervene factors such as speed, angles and repetitions for each movement as are Flexion-Extension, Pronation-Supination, Adduction-Abduction. The prototype implementation has study stages like the wrist biomechanics, its anthropometry, the elements and materials selection, for from with its design, which was performed into CAD software that it allowed to design each of elements, where it was demonstrated the behavior designed element, each one. Finally, to achieve user interaction with the device, it was implemented the Nextion touch screen, which allows easy operation for regulating the mentioned parameters for the each motor execution controlled through Arduino programming and various components that knock into shape the device final design. It was verified the hypothesis through time reducing, which tests were made with the prototype and with the center's rehabilitator, and it was determined that the time was reduced by 76.21% in the rehabilitation, considerably.

Keywords: Device, optimization, biomechanics, anthropometry, motor.



CENTRO
DE IDIOMAS

AVAL DE TRADUCCIÓN

En calidad de Docente del Idioma Inglés del Centro de Idiomas de la Universidad Técnica de Cotopaxi; en forma legal **CERTIFICO** que:

La traducción del resumen al idioma Inglés del proyecto de investigación cuyo título versa “**IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA CON AFECCIONES MÚSCULO-ESQUELÉTICAS EN ADULTOS**”, presentado por: **Simbaña Ponce Josely Dayana**, egresada de la Carrera de: **Ingeniería Electromecánica**, perteneciente a la **Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas**, lo realizó bajo mi supervisión y cumple con una correcta estructura gramatical del Idioma.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad y autorizo a la peticionaria hacer uso del presente aval para los fines académicos legales.

Latacunga, Septiembre del 2021

Atentamente,



Firmado electrónicamente por:
**MARCO PAUL
BELTRAN
SEMBLANTES**



CENTRO
DE IDIOMAS

Mg. Marco Paúl Beltrán Semblantes

**DOCENTE CENTRO DE IDIOMAS-UTCCI:
0502666514**

1. INFORMACIÓN GENERAL

Título: Implementación de un dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo-esqueléticas en adultos, en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha, durante el año 2021.

Fecha de inicio: Abril 2021

Fecha de finalización: Agosto 2021

Lugar de ejecución: Pichincha- Quito

Facultad que auspicia: Facultad de la Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas

Carrera que auspicia: Ingeniería Electromecánica

Proyecto de investigación vinculado: Proyecto Formativo

Equipo de Trabajo:

Tutor de Titulación: Ing. Verónica Paulina Freire Andrade
Estudiante: Josely Dayana Simbaña Ponce

Área de Conocimiento: Código UNESCO. [1]07 Ingeniería, Industria y Construcción
071 Ingeniería y Profesiones Afines
0714 Electrónica y automatización.

Línea de investigación:

Procesos Industriales

Sub líneas de investigación de la Carrera:

Automatización, control y protecciones de sistemas electromecánicos.

2. INTRODUCCIÓN

A escala mundial, la rehabilitación es un proceso de tratamiento que puede ayudar a las personas que han perdido partes del cuerpo o que tienen movilidad limitada y que en muchos casos previene la discapacidad permanente.

Las afecciones músculo-esqueléticas es una condición de dolor, malestar o tensión causada por cierto tipo de lesión en la estructura anatómica del cuerpo. Son lesiones de los tejidos blandos del sistema motor que afectan a músculos, huesos, tendones, ligamentos o discos intervertebrales y son habituales en la actualidad. [2]

Muchas enfermedades músculo-esqueléticas no ocurren como resultado de accidentes aislados, sino que son el resultado de pequeñas lesiones que ocurren repetidamente a lo largo del tiempo. El enfoque principal está en la fuerza de las manos, muñecas y hombros, la postura estática forzada, el manejo de objetos pesadas en condiciones inapropiadas y el aumento del ritmo del trabajo son las razones de esta frecuente aparición de afecciones.

Este proyecto nació con la necesidad de ayudar a los adultos que padecen afecciones músculo-esqueléticas de la muñeca, por otro lado, para satisfacer las necesidades de los fisioterapeutas encargados de la rehabilitación en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, porque el objetivo es mejorar su sistema en cuanto a la rehabilitación ejecutando adecuadamente el proceso y en un menor tiempo, solucionando los problemas que puedan ocurrir en los componentes mecánicos y electrónicos del dispositivo.

Capaz de desarrollar el dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo-esqueléticas en adultos, primero estudiaremos las enfermedades musculoesqueléticas de la muñeca en los adultos, así como el equipo de rehabilitación electrónicos existentes, y luego analizar el diseño seleccionado, para diseñar todos los elementos del dispositivo de rehabilitación de la muñeca de acuerdo con las rutinas de Fisioterapia para optimizar el tiempo. Una vez que se cuente con el dispositivo electrónico rehabilitador se procede a realizar las respectivas pruebas de funcionamiento y finalmente se procederá a la implantación del mismo en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, ubicado en el sector de Cotocollao, provincia de Pichincha.

2.1 EL PROBLEMA

Alrededor de 1980, diferentes países desarrollaron diferentes equipos de rehabilitación. Desde 1997, la investigación médica ha demostrado que el uso de equipos específicos puede mejorar el efecto de la rehabilitación. [3]

Estos dispositivos son un problema que sigue evolucionando con los desarrollos tecnológicos actuales.

La articulación de la muñeca es una de las articulaciones más preocupadas en el desarrollo de los equipos de rehabilitación, porque es la articulación más compleja del cuerpo humano, porque permite una gran movilidad al mismo tiempo que puede soportar grandes fuerzas y giros en la vida diaria. [4]

Ante el claro enfoque en mejorar parcial o totalmente estas condiciones de los adultos, hemos optado por recurrir a dar soluciones a los problemas, por lo que es necesario disponer de dispositivos electrónicos que ayuden a los pacientes con los movimientos de flexión – extensión, abducción – aducción y pronación - supinación y sean fáciles de operar por el terapeuta en todo momento garantizando su seguridad, logrando mejorar la calidad de rehabilitación de la muñeca. [5]

2.1.1 Situación Problemática

En la década de 1960, la Dra. Alicia Amate y José Cibeira comienzan a recibir una formación académica como especialistas en rehabilitación. Hoy en día, el Centro Nacional de Rehabilitación es el Instituto de Rehabilitación Psicofísica y la Asociación Anti poliomielítica es el principal formador de expertos y profesionales médicos. [6]

Hoy en día, varias agencias gubernamentales en otros países asignan millones de dólares cada año para la rehabilitación de niños, adultos y ancianos lesionados, enfermos o discapacitados. Este tratamiento es útil para pacientes que padecen ortopedia, enfermedades neuropsiquiátricas y enfermedades artríticas, así como durante el período preoperatorio o postoperatorio de enfermedades torácicas; aquellos con parálisis cerebral, lesiones de nervios periféricos o médula espinal; o aquellos que han sufrido amputaciones, diferentes tipos de accidentes y hemipléjicos o pacientes parapléjicos. [6]

Según Copo, en una encuesta a expertos médicos realizada por el IESS en Ambato en el 2018, se encontró que 26 Teno sinovitis por mes, son afecciones del tendón de la muñeca. Para la Dra. Mabel Chimbo, directora del área de fisioterapia del IESS, algunos pacientes presentan dolor en las extremidades durante las visitas semanales, no solo por Teno sinovitis, sino acompañado de síntomas relacionados. [7]

Es por ello que según el análisis de antecedentes y análisis de necesidades del Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, el motivo principal es la falta de equipos automatizados para la rehabilitación de la muñeca que optimizan el tiempo de rehabilitación, como se muestra en la Figura 2.1, permitiendo que diferentes personas estén al mismo tiempo realizando más tratamientos a los pacientes y de manera simultánea.

La propuesta tecnológica se desarrollará en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, el mismo que se ubica en el Ecuador provincia de Pichincha cantón Quito en el sector de Cotocollao.

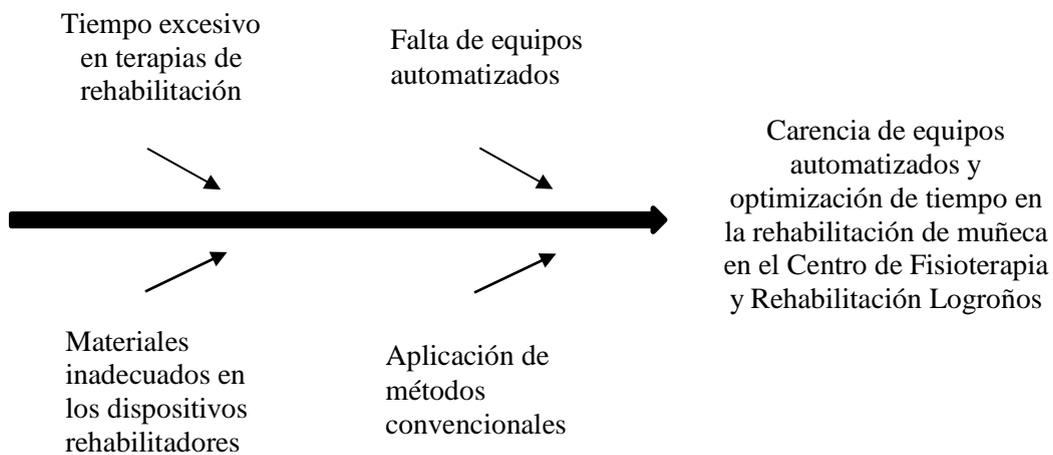


Figura 2. 1. Matriz de Ishikawa

2.1.2 Formulación del problema

En el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha, se requiere optimizar el tiempo de rehabilitación de la muñeca en adultos, por lo que existe la necesidad de contar con un dispositivo electrónico que pueda asistir al paciente con los movimientos automatizados de flexión- extensión, pronación- supinación y aducción- abducción.

2.3 OBJETIVO Y CAMPO DE ACCIÓN

2.3.1 Objeto de Estudio

Dispositivo electrónico rehabilitador de la muñeca en adultos del Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha.

2.3.2 Campo de Acción

Nomenclatura Internacional de la UNESCO. [8]3300 Ciencias Tecnológicas

3307 Tecnología Electrónica

3307.03 Diseño de circuitos 3312 Tecnología de Materiales

3312.08 Propiedades de los materiales

2.4 BENEFICIARIOS

2.4.1 Beneficiarios Directos

Los adultos del Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha.

2.4.2 Beneficiarios Indirectos

En el futuro, se beneficiarán otras instituciones médicas públicas y privadas que necesiten rehabilitación de la muñeca para tratamientos de Fisioterapia.

2.5 JUSTIFICACIÓN

Actualmente, en los servicios de fisioterapia es muy común observar adultos que necesitan rehabilitación de la muñeca debido a cierto tipo de patologías y traumatismos o accidentes a nivel neuronal que les impiden realizar movimientos articulares independientes. [5]

Hay varios tipos de equipos de rehabilitación, pero pocos pueden reproducir todos los movimientos de la muñeca en un diseño compacto y de bajo costo. Por otro lado, necesitamos la interacción humana – máquina para concretar los parámetros de movimiento inicial que debe realizar el equipo de rehabilitación, en cada uno de sus tratamientos rehabilitadores se puede comprobar el progreso mostrado por el paciente.

Utilizando equipos electrónicos para la rehabilitación de muñecas con afecciones músculo-esqueléticas en adultos, los principales beneficiarios serán los adultos del mismo Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha, ya que si estas personas no se someten a rehabilitación pueden perder la movilidad

total de sus muñecas, ya que es una articulación muy compleja, que necesita ser reforzada.

Por ello, los equipos electrónicos de rehabilitación de muñeca han comenzado a jugar un papel muy importante como dispositivo de apoyo en la labor de los fisioterapeutas, pues se implementarán para agilizar el proceso de rehabilitación y reintegrar a los pacientes a las actividades diarias, mejorando así el tiempo y la calidad de atención y recuperación.

Sin embargo, en el Ecuador, el desarrollo de este tipo de equipos no es una alta prioridad y pocas instituciones se dedican a la invención de equipos de rehabilitación de extremidades. [6]

2.6 HIPÓTESIS

El dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo-esqueléticas para adultos permitirá automatizar los movimientos de flexión- extensión, pronación- supinación y aducción- abducción optimizando el tiempo para realizar las terapias en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha, durante el año 2021.

2.7 OBJETIVOS

2.7.1 General

Implementar un dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo-esqueléticas en adultos automatizando los movimientos de flexión- extensión, pronación- supinación y aducción- abducción, optimizando el tiempo de rehabilitación, en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha, durante el año 2021.

2.7.2 Específicos

- Investigar mediante fuentes bibliográficas antecedentes y los aspectos más relevantes de los dispositivos electrónicos rehabilitadores de muñeca y las afecciones músculo - esqueléticas.
- Analizar las características mecánicas, eléctricas y electrónicas para la elaboración del rehabilitador de muñeca.
- Realizar el diseño mecánico del dispositivo rehabilitador de muñeca en un software CAD.
- Construir el dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca para adultos establecido en el diseño.

- Realizar la validación del funcionamiento del dispositivo electrónico para rehabilitación en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños.

2.8 SISTEMA DE TAREAS

Estas son actividades que se realizan para dar cumplimiento a cada uno de los objetivos específicos planteados.

Tabla 2. 1. Tareas por objetivo

Objetivos específicos	Actividades (tareas)	Resultados esperados	Técnicas, Medios e Instrumentos
1. Investigar mediante fuentes bibliográficas antecedentes y los aspectos relevantes de los dispositivos electrónicos rehabilitadores de muñeca y las afecciones músculo - esqueléticas.	1.1 Búsqueda de información con antecedentes que requiere el proyecto.	Archivos viables para determinar las posibles causas de estas afecciones que se presentan en la muñeca.	Investigación, documental y bibliográfica.
	1.2 Revisar los diferentes diseños mecánicos acerca de los prototipos rehabilitadores de Muñeca.	Determinar el diseño más adecuado, versátil y eficiente para ser implementado.	Investigación, documental y bibliográfica.
2. Analizar las características mecánicas, eléctricas y electrónicas para la elaboración del rehabilitador de muñeca.	2.1 Comparar las características mecánicas del material a utilizar para la construcción de cada elemento del rehabilitador.	Determinar las normativas y estándares de calidad vigentes para la elaboración de dispositivos de rehabilitación que tengan contacto con la piel del ser humano.	Investigación, documental y bibliográfica.

	2.2 Determinar los elementos eléctricos y electrónicos para el funcionamiento del dispositivo electrónico rehabilitador.	Identificación del funcionamiento y características de cada componente.	Investigación, documental y bibliográfica.
3. Realizar el Diseño mecánico del dispositivo rehabilitador de muñeca en un software CAD.	3.1 Definir la antropometría y movimientos de la muñeca como referencia para su diseño.	Archivos viables para determinar la antropometría de la muñeca.	Investigación, documental y bibliográfica.
	3.2 Diseñar en un software CAD el prototipo del dispositivo electrónico rehabilitador.	Archivo ejecutable para simulación del diseño.	Uso del software de diseño SolidWorks.
4. Construir el dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca para adultos establecido en el diseño.	4.1 Consideración de elementos, componentes y materiales para el dispositivo electrónico rehabilitador.	Disposición de los elementos y materiales.	Registro de elementos y materiales.
	4.2 Ajustar y posicionar adecuadamente cada una de las partes del	Fijar las piezas de tal manera que demuestre su funcionalidad.	Ensamblaje del dispositivo

	dispositivo electrónico rehabilitador.		electrónico rehabilitador.
5. Realizar la validación del funcionamiento del dispositivo electrónico para rehabilitación en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños.	5.1 Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo electrónico rehabilitador.	Comprobar el funcionamiento del dispositivo electrónico rehabilitador de la muñeca.	Registro de pruebas y resultados.
	5.2 Detectar y corregir errores en dispositivo electrónico rehabilitador.	Considerar tiempo de adquisición y manufactura de los elementos	Registro de elementos.

2.9 MATRIZ DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Tabla 2. 2. Matriz de operacionalización de variables independiente y dependiente

VARIABLE INDEPENDIENTE: Dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo- esqueléticas en adultos.					
Concepto	Categoría	Indicadores	Ítem	Técnicas	Instrumentos
Proceso que permitirá determinar la calidad del material asumiendo sus propiedades enfocadas en	Actuadores	Voltaje	V	Medición	Voltímetro
		Intensidad	A	Medición	Amperímetro
		Resistencia eléctrica	O	Medición	Óhmetro
		Grados paso a paso	°	Medición	Ecuación
	Microcontrolador	$V_{nominal}$ $V_{máx}$ V_{min}	V	Medición	Voltímetro

cada elemento para automatizar el proceso de rehabilitación		I_{min} $I_{máx}$	mA	Medición	Amperímetro
	Diseño del dispositivo electrónico rehabilitador	Modelado en 3D	mm	Diseño	SolidWorks
	Análisis de elementos	Fuerza	N	Simulación	SolidWorks
		Presión	MPa		
Torque		Nm			
VARIABLE DEPENDIENTE: La optimización del tiempo de rehabilitación					
Concepto	Categoría	Indicadores	Ítem	Técnicas	Instrumentos
Optimización del proceso de rehabilitación	Muñeca	Flexión- Extensión Aducción- abducción Pronación- supinación	Ángulo °	Medición	Ficha de observación
	Materia prima	Tiempo de vida útil	Años	Selección de materia	Ficha de Observación
	Tiempo	Reducción de tiempo en el proceso de rehabilitación	Horas	Medición y observación	Cronómetro
	Costo	Rendimiento en el proceso de rehabilitación	\$	Anotación y observación	Ficha de observación

CAPÍTULO II

3. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Para el desarrollo del dispositivo electrónico para rehabilitación, es necesario determinar las características de la muñeca, sus movimientos principales, revisar algunos de los mecanismos, equipos de rehabilitación que se han desarrollado e información sobre las afecciones músculo-esqueléticas que puede tener el paciente.

3.1 ANTECEDENTES

En la Tesis Diseño Mecánico y Primer Prototipo de un Robot de Rehabilitación de Mano, del autor BELLOSO José (2017), realizado en la Universidad de Valladolid en España, el autor argumenta que el modelado, simulación, diseño, fabricación y montaje del primer prototipo de exoesqueleto de mano, para su aplicación el cual fue diseñado para ayudar a estas personas a abrir y cerrar las manos, en la tarea de recoger y dejar objetos. Para lograr el objetivo deseado se llevó a cabo varias etapas de diseño, fabricación, análisis, pruebas y rediseño de las piezas, uno de los problemas que se presentó fue el hacer coincidir el punto de rotación del elemento mecánico de cada dedo con el eje de rotación. Gracias a ellas, el movimiento de cada dedo es más cómodo y natural. También se utilizó el Arduino para probar el movimiento, y se programaron varias secuencias de movimiento relacionadas con la apertura y cierre de la mano y la movilidad individual de los dedos. [9]

En la Tesis Desarrollo de un Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un micro controlador Arduino nano, de la autora BENÍTEZ Adelaida (2019), realizado en la Universidad Especializada de las Américas en Panamá, la autora dijo que a través del cuidadoso diseño de los nano-micro controladores Arduino para prótesis de rehabilitación de manos para terapia restringida (CIT), se desarrolló una solución técnica mediante el diseño de prototipos prácticos y de fácil acceso para rehabilitación debido a cambios en la capacidad motora como consecuencias de algún accidente cerebrovascular. Su propósito es promover la rehabilitación de personas con trastornos del movimiento causados por accidentes cerebrovasculares mediante materiales tecnológicos accesibles, siendo también de bajo costo. Este prototipo permite realizar los movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano, excluyendo el dedo pulgar como un sistema de rehabilitación de manera automatizada. [10]

En el Artículo Diseño de Rehabilitador de extremidades superiores ARMexs, de los autores Moreno José, Ojeda William, López Luis, Sánchez Luis (2020), publicado en la revista Tecnología Digital en México, según los autores, este artículo describe el diseño del sistema electromecánico CNC y su implementación en el prototipo del dispositivo de rehabilitación de miembros superiores ARMexs V2.0. Con este controlador, el prototipo contará con varias ventajas técnicas que repercuten en la rehabilitación, como el ajuste de la fuerza, la velocidad, la intensidad y los tipos de parámetros de subrutina. Además, el sistema proporciona un movimiento constante que es beneficioso para las extremidades con poca vibración. El controlador de rehabilitación utiliza como entrada la información proporcionada por tres finales de carrera, que permiten al dispositivo auto-referenciarse en 3 dimensiones de la misma forma que una impresora de tres dimensiones, con 4 motores paso a paso como salidas, que son sus salidas que generan acciones programadas en las rutinas de rehabilitación. [11]

En la Tesis Construcción de una Órtesis Inteligente para Rehabilitación de Articulaciones de Hombro y Codo, de los autores PÉREZ Andrea y RODRÍGUEZ Carlos (2018), realizada en la Universidad Santo Tomás en Colombia, los autores argumentan que para crear un sistema de asistencia funcional que permita a las personas con problemas de movimiento de los miembros superiores para hacer ejercicio sin más esfuerzo, se utiliza una órtesis robótica con 4 grados de libertad en la parte de la herramienta de Hardware. Computadoras utilizadas para desarrollar algoritmos de pre procesamiento y recopilación de datos, equipos utilizados para recopilar información fisiológica y espacial, servomotores y acoplamientos utilizados para crear aparatos ortopédicos. Herramientas de Software interfaz gráfica, permite obtener y monitorear los datos obtenidos del cuerpo en tiempo real y realizar acciones. A través de Matlab se puede manipular la matriz de procesamiento de datos y se pueden realizar gráficos junto con los datos. El lenguaje C++ es muy utilizado en el desarrollo de programas de aplicación con interfaces de datos, mediante las bibliotecas como DYNAMIXEL SDK, que permiten obtener y controlar la información del servomotor, y la biblioteca LIBSVM implementa algoritmos de optimización al desarrollar de SVMs para actividades de clasificación o regresión. Se trata de generar tecnología para desarrollar productos cuando las personas la utilicen, aprendan y se adapten a sus movimientos para crear una fluidez y sensación natural, y no habrá molestias al usarla. [12]

En la Tesis Diseño del Sistema Mecánico de un Equipo para Rehabilitación de la Muñeca Usando Mecanismos Paralelos, del autor PAJARES Brian (2017), realizado en la Pontificia Universidad Católica del Perú en Lima, el autor cree que este diseño es una alternativa de fabricación barata, como se muestra en la Figura 3.1. Es un dispositivo que utiliza tres actuadores eléctricos. Cuando todos los actuadores actúan al mismo tiempo, simula el movimiento de la muñeca, por lo que se utilizan dos tipos de actuadores eléctricos lineales. La marca SKF CAHB - 10 serie 2 tiene una longitud de mm, una fuerza de empuje y tracción de 240 N y una velocidad es mm/s. El tercer actuador funciona como un motor eléctrico de paso a paso modelo STP-MTR-17048 con un par de 0.59 N-m y una fuerza máxima de 1.82Kg. Al usar estos dispositivos al mismo tiempo, permitirán a los pacientes que necesitan una recuperación completa realizar ejercicios de muñeca. A través de la simulación en el software SolidWorks, se puede verificar si el equipo alcanza todos los ángulos máximos en todos los movimientos requeridos para la rehabilitación. [13]

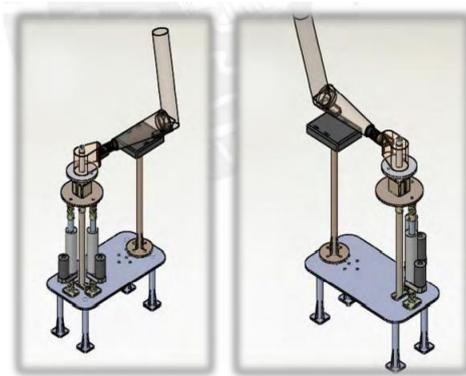


Figura 3. 1. Diseño de Máquina de rehabilitación de la muñeca
Fuente: [13]

En la Investigación Diseño de un Dispositivo de Rehabilitación para la Articulación de Muñeca desde el Enfoque de la Ingeniería Concurrente, de los autores CEBALLOS E., PAREDES J., DIAZ M., VARGAS P. (2017), realizada en la Universidad de Venezuela, los autores creen que el trabajo se ha desarrollado con éxito el diseño presenta características y funciones de acuerdo con las necesidades de tecnología, forma y ergonomía para cumplir con los requisitos de la Figura 3.2. El uso de materiales en el dispositivo de rehabilitación es fácil de fabricar y ensamblar, y los componentes disponibles comercialmente son fáciles de obtener, lo que hace que la construcción del dispositivo de rehabilitación sea más factible.

Con este tipo de equipo de rehabilitación, los pacientes se sentirán más cómodos durante el tratamiento, ya que su característica de diseño es que todo el peso de la mano está soportado directamente por el equipo.

Finalmente, el equipo de rehabilitación es realmente útil para el fisioterapeuta porque podrá supervisar y controlar muchos procedimientos de rehabilitación para diferentes pacientes al mismo tiempo, evitando así tareas repetitivas a largo plazo. [14]

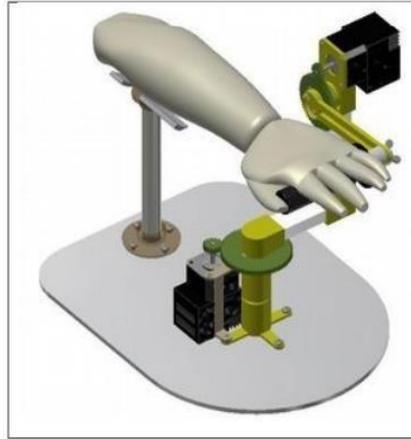


Figura 3. 2. Diseño de Máquina de rehabilitación de muñeca
Fuente: [13]

En la Tesis Diseño y Construcción de un Prototipo de Rehabilitación para Codo y Muñeca, de la autora FERNÁNDEZ Andrea (2019), realizada en la Escuela Politécnica Nacional en Quito, la autora dijo que este dispositivo de rehabilitación físicopermitió tres movimientos de la muñeca y un movimiento del codo, lo que significa que posee cuatro grados de libertad, como se muestra en la Figura 3.3. El prototipo cuenta con una interfaz hombre- máquina, a través de la cual se pueden configurar diversos parámetros, como el número de repeticiones, los ángulos de movimiento y las velocidades, así como los sensores y motores que hacen funcionar el prototipo. El sistema electrónico del prototipo está compuesto por dos plataformas de programación, una es una Raspberry Pi para la parametrización, la otra es un microprocesador, que se utiliza para la parametrización, la otra es un microprocesador, que se utiliza para recibir y procesar la información enviada por el HMI, y los datos leídos desde el sensor de posición. Ubicado en la estructura mecánica y generar señales de control del actuador, permitiendo a los fisioterapeutas verificar el progreso del paciente. [15]

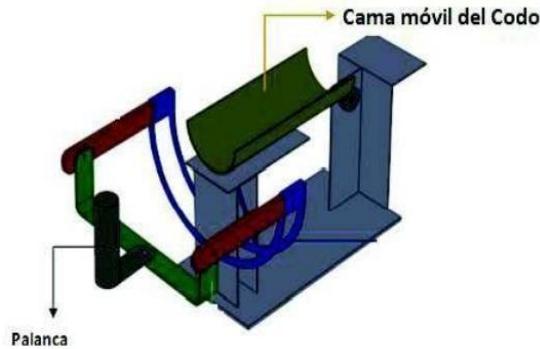


Figura 3. 3. Diseño de la Máquina Rehabilitadora de codo y muñeca
Fuente: [15]

En la Tesis Prospectiva para el Diseño y Fabricación de una Órtesis impresa en 3D, de los autores SEGNINI J., VERGARA M., PROVENZANO S. (2017), realizado en la Universidad Católica del Ecuador en Ibarra, los autores señalan que, especialmente en el campo de la traumatología, estos dispositivos de impresión se utilizan para realizar Órtesis, porque son estructuras anatómicas personalizadas, más ligeras, más cómodas desmontables realizado por tornillo y clips plásticos. Transpirables e impermeables, y portanto pueden mejorar la calidad de vida y resistencia del usuario. Esta propuesta debe ser un producto con una forma diseñada para reducir el peso y cumplir con los requisitos de diseño, que pueden incluir ayuda para acelerar la recuperación de lesiones. El proceso de trauma de componentes electrónicos. Esta órtesis en 3D promueve el desarrollo de programas CAD, CAE Y CAM, y ayuda a la relación médico-paciente.

En cuanto a impresión, se compone de seis bloques imprimibles similares y bloques de volumen, que forman un todo cuando se ensamblan, reduciendo el tiempo en un 83.7%. A su vez, el tiempo que se tarda en la imprimir este diseño permitió al médico intervenir en la zona afectada en cualquier momento que estime necesario. [16]

En la Tesis Dispositivo con Dos Grados de Libertad para Rehabilitación de la Muñeca, de los autores CALLE J., ÁVILA P., BENAVIDES L., VILLA M. (2017), realizada en la Universidad Politécnica Salesiana en Cuenca, los autores dijeron que el diseño del dispositivo de rehabilitación permite restaurar la abducción, aducción, flexión y extensión de la muñeca del paciente, este dispositivo cuenta con dos grados de libertad, utilizando materiales como bronce, aluminio, polímeros y madera. Para su funcionamiento se utiliza un mecanismo paralelo para simular el movimiento de ciertas partes de la muñeca como servomotores, y estos servomotores son controlados por programación en Arduino. La condición de este diseño está limitada por el Angioedema Hereditaria (AEH), por lo que puede retrasar la recuperación de la muñeca durante el tratamiento.

Por otro lado, el dispositivo debe ser operado por un experto para que pueda ver los resultados de la rehabilitación y el buen resultado para el paciente. [17]

En la Tesis Diseño y Construcción Mecánica de un Prototipo Rehabilitador Pasivo de Dedos de la Mano, de la autora ANDRADE María (2016), realizado en la Universidad Técnica del Norte en Ibarra, la autora manifestó que este diseño fue creado para brindar una solución a las áreas de fisioterapia donde los pacientes manifiestan fatiga física durante la rehabilitación, debido a que estas se realizan de forma manual y repetitiva, por lo que no se realizan de la misma manera con el tiempo, ritmo y potencia. El diseño se basa en medidas antropométricas, utilizando el software SolidWorks para visualizar, simular y conectar el equipo con la realidad. También se utiliza un cilindro de doble efecto y las partes plásticas que componen el equipo para analizar el movimiento a realizar en la estructura. Se fabrica con impresión 3D de plástico, mientras que el cilindro se fabrica mediante métodos de ingeniería inversa, y se realizan las correspondientes pruebas de rendimiento mecánico de funcionamiento y gracias a la correcta elección de materiales, se obtiene un dispositivo ligero, ergonómico y resistente y duradero. [18]

En la tesis Sistema Servo-Mecánico para la Rehabilitación de Codo y Muñeca, de los autores ORTIZ Christian y PADILLA Carlos (2019), realizado en la Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca, los autores afirman que su diseño de rehabilitación interactúa con el usuario a través de una interfaz gráfica, que permite a los médicos especialistas en fisioterapia determinar cuántas repeticiones son necesarias para realizar y controlar el tiempo necesario para el tratamiento, de manera que el sistema electrónico garantiza el proceso de rehabilitación, asegurando así una recuperación rápida y movilidad articular completa. En el diseño se tiene en cuenta la biomecánica y antropometría del brazo para crear un modelo que se pueda ajustar a diferentes características físicas y movimientos como flexión – extensión para el codo y la muñeca y abducción – aducción para la muñeca para diferentes edades como se muestra en la figura 3.4, y figura 3.5. La fuente de alimentación de todo el sistema tiene incorporadas fuentes de alimentación de 15V – 5A y de 12V – 3A para alimentar todo el sistema, porque el motor utilizado funciona a 12V y la tarjeta AVR requiere un voltaje de hasta 12V debido al efecto Joule generado en todo el circuito por lo que se decidió implementar un ventilador lo cual le ayudará a mantener una temperatura estable. [19]

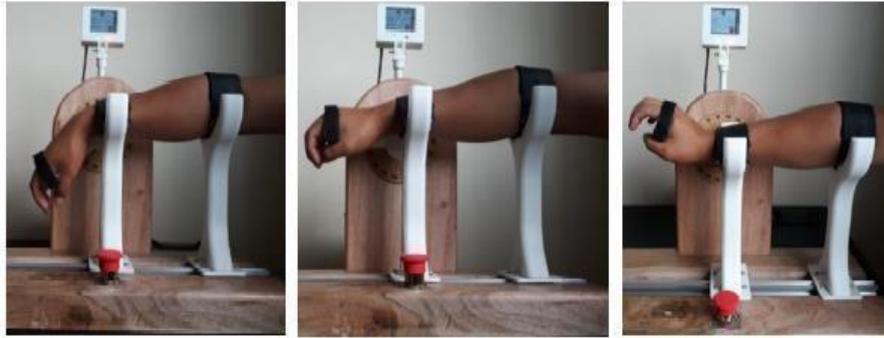


Figura 3. 4. Rehabilitador de Muñeca movimiento de flexión - extensión
Fuente: [19]

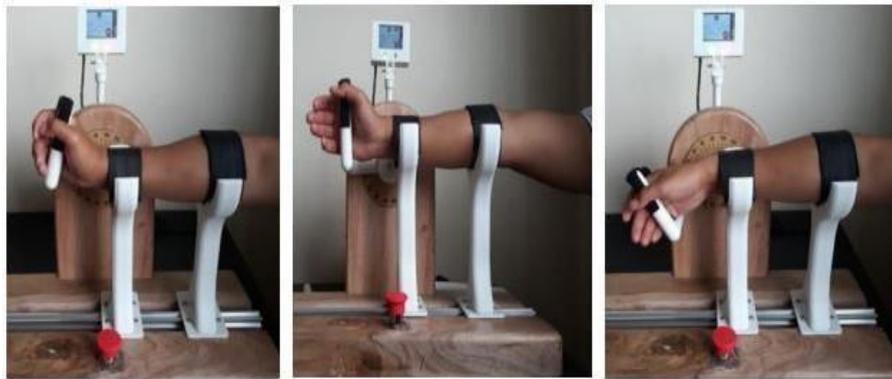


Figura 3. 5. Rehabilitador de Muñeca movimiento de abducción- aducción
Fuente: [19]

3.2 MARCO CONCEPTUAL

En esta parte se describe la estructura, amplitud de movimiento, lesiones causadas por afecciones músculo-esqueléticas y rehabilitación para la muñeca, así como algunos mecanismos y equipos desarrollados con este fin. Por lo tanto, se consideran los siguientes factores.

3.2.1 Anatomía de la muñeca

La muñeca es una de las partes más importantes del cuerpo humano porque tiene movilidad y funcionalidad, y puede sostener y manipular objetos. Dado que la estructura anatómica de la mano puede tomar varias formas en un momento específico según sea necesario, los humanos pueden interactuar con el medio externo. [20]

3.2.2 Biomecánica de la Muñeca

El análisis biomecánico de la articulación de la muñeca, que es una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano, porque tiene las siguientes características: alta movilidad, alta resistencia a la compresión, cizallamiento y cargas de torsión sin perjudicar la estabilidad. [21] La muñeca es un grupo de huesos, articulaciones y músculos, los cuales han desarrollado diferentes tipos de movimientos, como se muestra en la figura 3.6. Con el tiempo y las necesidades, estos movimientos han logrado la flexión-extensión, aducción-abducción y rotación, las cuales son bien conocidas como pronación - supinación, para lograr una función de la mano suficiente. [22]

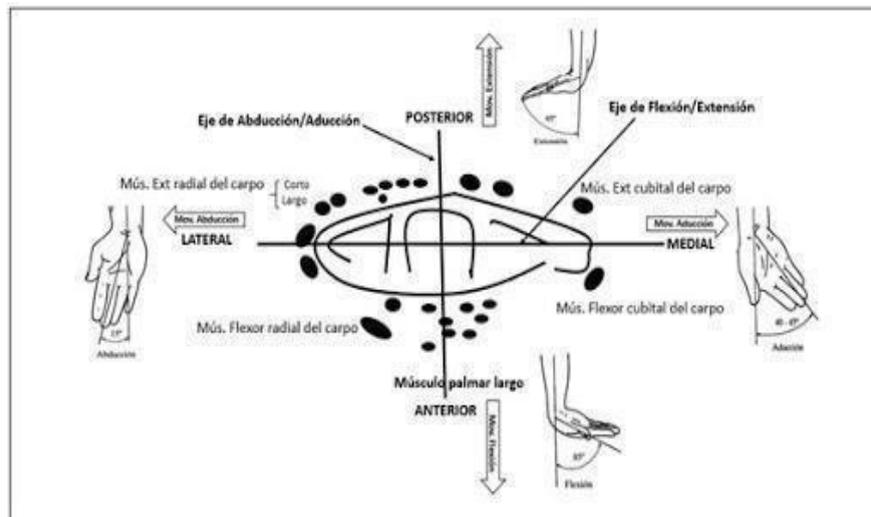


Figura 3. 6. Relación de los músculos que desarrollan los movimientos de la muñeca
Fuente: [22]

3.2.3 Movimientos Principales de la Muñeca

El rango de movimiento de la muñeca es el rango máximo de movimiento que puede lograr cada articulación. Los problemas articulares o neuromusculares estos pueden reducir el grado de movimiento de la muñeca, por lo que los fisioterapeutas utilizan rangos de movimiento para evaluar el estado del paciente al definir la gravedad del problema según el movimiento. [23]

Tabla 3. 1. Rangos de movimiento de la muñeca [24]

Articulación	Movimiento	Rango de movilidad
Muñeca	Pronación	85°
	Supinación	90°
	Flexión	90°
	Extensión	80°
	Aducción o desviación cubital	40°
	Abducción o desviación radial	15°

La muñeca tiene varios grados de libertad, lo que permite realizar movimientos básicos de las extremidades superiores.

3.2.3.1 Movimiento de flexión y extensión

Para determinar el rango de movilidad de la muñeca, el dedo medio se considera como una línea de referencia.

Este movimiento permite que la palma de la mano esté más cerca de la parte frontal del brazo, y más de media muñeca está involucrada en el movimiento de flexión dorsal (extensión), mientras que en la flexión palmar (flexión), el nivel de la articulación mueve el radio de la muñeca. [5]

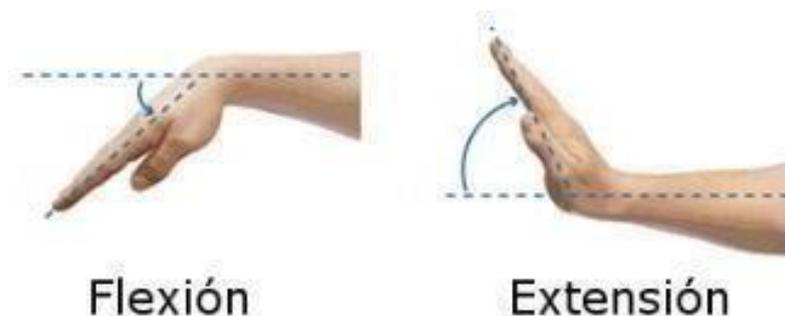


Figura 3. 7. Rango de movimiento flexión- extensión de la muñeca

Fuente: [5]

3.2.3.2 Movimiento de aducción y abducción

Estos movimientos de la muñeca permiten que la abducción del cubital gire unos 30° de derecha a izquierda, con el dedo meñique en el medio de la muñeca y retraído radialmente, rotando 20° de izquierda a derecha, con el pulgar en el medio de la muñeca. [15]

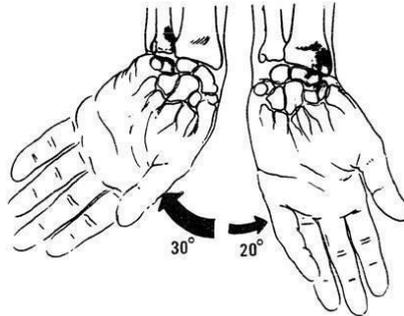


Figura 3. 8. Rango de movimiento aducción- abducción de la muñeca
Fuente: [5]

3.2.3.3 Movimiento de pronación y supinación

El movimiento de supinación ocurre cuando la palma se gira hacia arriba desde la posición neutral 0° , y cuando la palma se gira hacia abajo, se gira un ángulo de 90° en estos dos movimientos, aunque es diferente entre persona a persona. Y este movimiento ocurre en un 75° en el antebrazo y un 15° en el resto de la muñeca. [6]

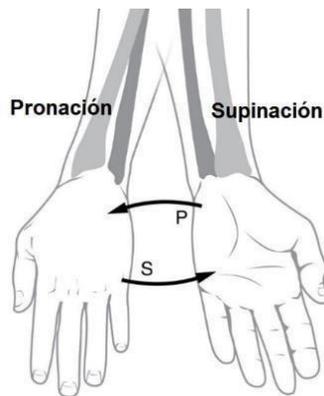


Figura 3. 9. Rango de movimiento supinación- pronación de la muñeca
Fuente: [6]

3.2.4 Antropometría de la muñeca

La antropometría es un campo dedicado a las mediciones corporales, que se pueden utilizar como referencia para las dimensiones del cuerpo humano. Las dimensiones generales encontradas muestran el tamaño de la muñeca que debe conocerse al diseñar un dispositivo electrónico de rehabilitación. [7]

Dentro de estos rangos de valores se encuentran los valores de longitudes mínimas y máximas de la muñeca como se muestra en la tabla 3.2, entre estos valores oscilan las dimensiones de largo y ancho de la mano adecuado para las personas que haga uso del dispositivo electrónico rehabilitador esto se ha basado en la norma DIN 33402, 2° parte.

Tabla 3. 2. Medidas de la mano según DIN 33402, 2° parte [25]

Dimensiones		HOMBRES (cm)			MUJERES (cm)		
		5%	50%	95%	5%	50%	95%
35	Largo de la palma de la mano	10.1	10.9	11.7	9.1	10.0	10.8
36	Largo total de la mano	17.0	18.6	20.1	15.9	17.4	19.0
39	Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9.8	10.7	11.6	8.2	9.2	10.1
40	Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	7.8	8.5	9.3	7.2	8.0	8.5
41	Diámetro de agarre de la mano	11.9	13.8	15.4	10.8	13.0	15.7
43	Perímetro de la articulación de la muñeca	16.1	17.6	18.9	14.6	16.0	17.7

3.2.5 Causas de lesiones de la Muñeca

La lesión de la muñeca ocurre cuando el tejido articular está dañado. Debido al carácter repetitivo de la actividad, son más frecuentes durante el ejercicio. Hay dos tipos de lesiones muy comunes en la muñeca, los esguinces y distensiones musculares. [26]

3.2.6 Lesiones que afectan la muñeca

3.2.6.1 Afecciones musculo- esqueléticas

Son lesiones físicas provocadas por traumatismos acumulados, que se desarrollan con el tiempo debido a esfuerzos repetidos de partes específicas del cuerpo, provocando un dolor crónico, afectando gravemente de manera importante la calidad de vida y provocando discapacidad. [24]

Estas lesiones pueden aparecer en cualquier parte del cuerpo, aunque son más frecuentes en la espalda, cuello, hombros, codos, manos y muñecas. Los síntomas más comunes son inflamación, pérdida de fuerza y dificultad para realizar algunos movimientos. Estos son unos de los problemas más comunes relacionados con las enfermedades en el ambiente laboral, que afectan a millones de trabajadores en todos los sectores productivos y afectan a la economía de muchos países. [27]

3.2.6.2 Tratamiento

El tratamiento de pacientes con afecciones músculo-esqueléticas busca un abordaje multidisciplinar. Indica movimientos activos suaves, asistidos activos o pasivos para mantener la movilidad. Este tratamiento puede reducir el dolor y es suficiente para restaurar un programa de ejercicio terapéutico. [6]



Figura 3. 10. Ejercicio de rehabilitación de la muñeca
Fuente: [6]

3.2.7 Conceptos de Rehabilitación

Según la Organización Mundial de la Salud, define la rehabilitación como parte de la cooperación médica, responsable del desarrollo de las funciones individuales y habilidades mentales y psicológicas de compensación, para que puedan llevar a cabo una vida autónoma y dinámica. [28]

El proceso de rehabilitación lo lleva a cabo principalmente fisioterapeutas que realizan ejercicios repetitivos, para lo que se han desarrollado equipos para realizar estas tareas reales de rehabilitación.[3] En comparación con las terapias tradicionales, la rehabilitación asistida por equipos automáticos tiene algunas ventajas potenciales, el funcionamiento eficaz del sistema de rehabilitación requiere un asesoramiento adecuado por parte del terapeuta, quien se relaciona con la condiciones del paciente según la situación de cada caso. [29]

Por tanto, el objetivo es diseñar un dispositivo de rehabilitación de muñeca en el que el terapeuta pueda realizar el tratamiento de forma cómoda, sencilla y práctica, de forma que se consigan los mejores resultados posibles en el tiempo que fuese necesario.

3.3 COMPONENTES DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO REHABILITADOR DE MUÑECA

Los equipos electrónicos para la rehabilitación de la muñeca deben permitir el movimiento pasivo de la muñeca, es decir, el ser humano no hará ningún esfuerzo para ello, y debe asegurarse de que el rango de movimiento sea preciso para evitar daños a futuro, a fin de evitar estos daños mencionados, nos enfocamos en una matriz de operacionalización de variables en la misma que se establece:

3.3.1 Actuadores

Es un dispositivo que puede generar una fuerza, a través de la conversión de energía, la posición, velocidad o estado del elemento mecánico sufre un cierto cambio.

Los actuadores suelen dividirse en dos grandes categorías: según el tipo de energía utilizada y el tipo de movimiento que producen, en este caso usaremos el de la segunda categoría. [30]

3.3.1.1 Actuadores de corriente directa CD

Los actuadores de corriente directa requieren que la corriente fluya en una sola dirección. Estos consisten en dos partes básicas, generalmente llamadas rotor y estator. El rotor constituye la parte móvil del actuador, además es la parte que proporciona la fuerza que actúa sobre el elemento mecánico. Por su parte, el estator constituye la parte fija del actuador y está provisto del magnetismo necesario para incitar la fuerza electromotriz. Una de las principales características de los actuadores de corriente directa es que al cambiar la velocidad del eje del actuador, porque la velocidad del motor de corriente directa es proporcional al voltaje y el par es proporcional a la corriente que fluye a través de sus devanado. [30]

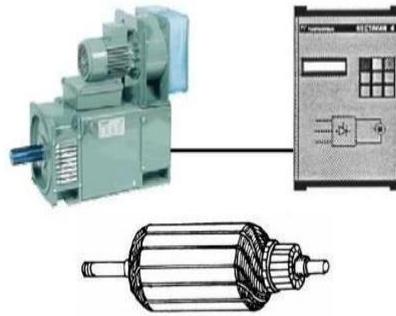


Figura 3. 11. Actuador CD
Fuente: [30]

3.3.1.2 Actuadores de corriente alterna CA

Por otro lado, el actuador de corriente alterna utilizan una corriente cuya intensidad cambia de dirección todos los días, que es causada por el cambio periódico de la polaridad del voltaje en los terminales de potencia del motor.

En aplicaciones de velocidad variable, el motor de corriente alterna se basan principalmente en la frecuencia de funcionamiento del voltaje aplicado para modificar el rango de velocidad. [30]

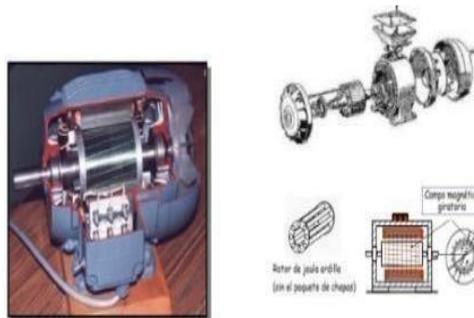


Figura 3. 12. Actuador CA
Fuente: [30]

3.3.1.3 Servomotores de corriente continúa

El servomotor es un motor especial de corriente continua o corriente alterna que tiene una velocidad de rotación ajustable en un amplio rango en ambas direcciones, con el objetivo de mover el sistema mecánico a lo largo de la trayectoria en un tiempo específico.

Los servomotores se utilizan en diversas aplicaciones: como la robótica, máquinas, herramientas CNC, tecnología aeroespacial, instalaciones médicas, etc. [31]



Figura 3. 13. Actuador CA
Fuente: [31]

3.3.1.4 Motor paso a paso

El principio de funcionamiento de un motor paso a paso es el mismo que el de los actuadores de corriente directa y corriente alterna. La diferencia es que este tipo de actuador electromecánico cambia una serie de pulsos eléctricos con desplazamiento angular directo, lo que significa que puede avanzar un valor específico en grados, el eje de accionamiento dependiendo de la entrada de control. [30]

La rotación es proporcional al número de pulsos y la velocidad de rotación es relativa a la frecuencia del pulso. Son fáciles de operar en una configuración de circuito cerrado y debido a su tamaño pueden proporcionar un excelente torque a baja velocidad. El torque de detención hace que el motor paso a paso permanezca en su lugar cuando no está girando. Esta función es muy ventajosa cuando el motor deja de moverse y la fuerza de carga todavía se aplica a su eje cuando se detiene. Se elimina así la necesidad de un mecanismo de freno. [32]

Los principales indicadores que se consideran en el diseño del dispositivo electrónico de rehabilitación de muñeca son: voltaje, intensidad, resistencia eléctrica, grado paso a paso, la investigación se presentará en detalle en el capítulo 4 sección 4.2.1.

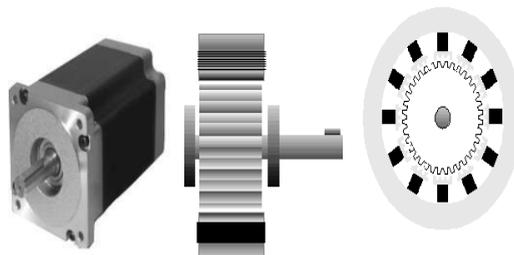


Figura 3. 14. Motor paso a paso
Fuente: [32]

3.3.2 Microcontrolador

El controlador es un dispositivo muy poderoso que se enfoca en ejecutar funciones lógicas, combinatorias y secuenciales, estas funciones se encargan de recibir códigos, procesarlos y establecer conexiones entre el software y hardware con ellos para realizar distintos tipos de operaciones. [32]

Existen muchos tipos de controladores en el mercado electrónico, para esta propuesta técnica se consideran los más importantes los siguientes.

3.3.2.1 Arduino

Una placa hardware gratuita que contiene un Microcontrolador programable y una serie de pines hembra. Estos pines están conectados internamente a los pines de E/S del Microcontrolador, lo que facilita el aprendizaje de otros sensores y actuadores.

Las placas de hardware se refieren específicamente a los PCB, que son superficies hechas de materiales no conductores. Las PCB se utilizan para realizar conexiones eléctricas con otros componentes electrónicos soldados a ella a través de caminos conductores. Una PCB es la forma más compacta y estable de construir circuitos electrónicos, pero a diferencia de estos, una vez fabricados, su diseño es difícil de modificar. Entonces, la placa Arduino es solo una PCB que realiza algún tipo de diseño de circuito interno.

Cuando hablamos de placa Arduino, debemos especificar el modelo, porque existen varias placas Arduino oficiales, cada una de las cuales tienen otras características, como tamaño físico, número de pines hembra y el modelo de Microcontrolador incorporado. Conocer estas características puede determinar fácilmente qué placa Arduino es mejor para nosotros. [33]

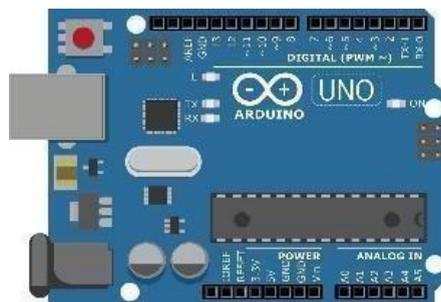


Figura 3. 15. Arduino

Fuente: [33]

3.3.2.2 PIC

Este PIC está diseñado para un propósito completamente diferente, utiliza la arquitectura Harvard, lo que significa que su memoria de programa está conectada a la CPU a través de más de 8 cables. Dependiendo del ancho del bus, existen microcontroladores de 12,14y 16 bits.

Todos los microcontroladores utilizan la arquitectura Harvard de 8 bits, correspondiente a una de las tres categorías. Por lo tanto, de acuerdo con el tamaño de la palabra del programa, hay un primer, segundo y tercer tipo de microcontrolador. Debido a que tienen núcleos de 8 bits similares, todos usan el mismo conjunto de instrucciones y el mismo marco de esqueleto de hardware básico, conectados a más o menos unidades periféricas. [34]



Figura 3. 16. Microcontrolador PIC
Fuente: [34]

3.3.2.3 Raspberry pi

Raspberry Pi es un Microcontrolador o computadora de placa única (SBC) con un procesador Broadcom, una memoria RAM, una GPU, puertos USB, HDMI, Ethernet, pines GPIO y conectores de cámara. Estos puertos permiten que la microcomputadora se conecte a otros dispositivos con conocimientos básicos, como hojas de cálculo, texto y juegos, conocimientos básicos de navegación y programación por internet. Esta plataforma no contiene memoria, por lo que se debe usar una tarjeta de memoria micro SD para el almacenamiento.

Se ocupan los lenguajes como Scratch y Python. También tiene un sistema en chip, que contiene un procesador ARM que funciona a 700 Mhz, un procesador de gráficos VideoCore IV y hasta 512MG de RAM. Se puede instalar un sistema operativo gratuito a través de una tarjeta SD. [35]



Figura 3. 17. Raspberry Pi
Fuente: [35]

Trabaja con las siguientes programaciones:

SoC (ARM vs X86)

El procesador dentro de la Raspberry Pi es un procesador multimedia Broadcom BCM2835 system-on-chip (SoC). Esto significa que la mayoría de los componentes del sistema, incluida la CPU y la GPU, así como el hardware de comunicaciones, están instalados en un solo componente oculto debajo del chip de la memoria de 512 MB en el centro de la placa base. Lo que hace que el BCM2835 sea diferente de un procesador de PC o portátil no es solo el diseño del SoC. También se diferencia en que maneja una arquitectura de conjunto de instrucciones diferente, llamada ARM. [35]

CPU

Contiene un ARM1176JZFS con un módulo de punto flotante y una frecuencia de trabajo de 700Mhz. Puede soportar overclock a 1GHZ en modo “TURBO” que hace que el SoC sea más útil sin acortar la vida de la placa y perder garantía. La CPU se basa en la sexta edición de la arquitectura ARM, que no es compatible con una gran cantidad de distribuciones Linux, incluyendo Ubuntu. [35]

GPU

Es un coprocesador multimedia Dual Core VideoCore IV de doble núcleo. Capacidad para mover contenido en calidad Bluray, usando H.264 hasta 40 Mbits / s. Instale un Kernel 3D que admita OpenGL ES2.0 y la biblioteca OpenVG capaz de decodificar 1080p30. [35]

3.3.3 Diseño del dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca

En la actualidad, el uso de las computadoras como herramientas auxiliares para diferentes actividades humanas se ha vuelto tan importante que hoy es casi imposible imaginar su uso en un mundo tan competitivo. Ahora los ingenieros necesitan hardware y software para el desarrollo de productos. Entre ellos, hay muchos paquetes de software de tipo CAD para elegir. Entre ellos, ofrece versiones especiales para diferentes tipos de aplicaciones de ingeniería. Esto ayuda a brindar un soporte muy importante en el campo de diseño, especialmente relacionado con el dibujo de piezas, ensamblaje de componentes, verificación de tamaño, cálculo de volumen de materiales, etc. [36]

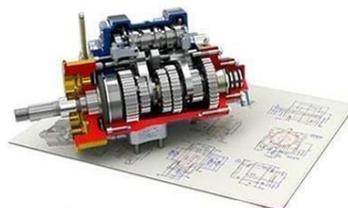
Para eso existen diferente software de diseño que podemos utilizar para el diseño del rehabilitador de muñeca como:

3.3.3.1 SolidWorks

Es un sistema de análisis de diseño que puede proporcionar soluciones de simulación para análisis estático lineal y no lineal, de frecuencia, de pandeo, térmicos, de fatiga, de presión, de caída, dinámicos lineal y no lineales y análisis de optimización.

También puede lograr una resolución intuitiva de problemas cuando diseña y proporciona procedimientos de resolución de problemas rápidos y precisos. Esto ahorra mucho tiempo y esfuerzo en encontrar los mejores resultados de diseño, acortando así el tiempo de comercialización.

El software utiliza el método de elementos finitos (FEM), que es una técnica numérica que se utiliza para considerar el diseño de ingeniería. Debido a su versatilidad y compatibilidad cuando se ejecuta en una computadora, FEM se considera un método de análisis estándar. Al dividir el modelo en muchas piezas pequeñas de formas simples, llamadas elementos, este método puede reemplazar eficazmente problemas complejos con muchos problemas simples, que se resolverán al mismo tiempo. [37]



 **SOLIDWORKS**

Figura 3. 18. SolidWorks
Fuente: [37]

3.3.3.2 Autodesk inventor

El software CAD Inventor proporciona herramientas de calidad profesional para el diseño mecánico 3D, la documentación y la simulación de productos. Funciona eficazmente con una potente combinación de funciones de diseño paramétrico, directo, de forma libre y basado en reglas. [38]

Es un paquete de software que integra tres programas: 3D Autodesk Inventor, AutoCAD Mechanical y Autodesk Vault. El primero permite el desarrollo de diseños 2D en un entorno 3D y promueve el contacto entre el equipo de fabricación, agregando capacidades de análisis de elementos finitos (FEA) de ANSYS y permitiendo la optimización dimensional de las piezas. Además, el programa también puede integrar estándares de diseño y fabricación de manera que los ensambles se realicen adecuadamente. El segundo programa mencionado está destinado a soportar el diseño mecánico 2D e incluye muchas herramientas para generar elementos mecánicos tradicionales como levas, engranajes, muelles, entre otros, y permite realizar un análisis de elementos finitos en 2D. El último módulo de la suite, Autodesk Vault, permite la gestión de los datos generados en el diseño.[39]

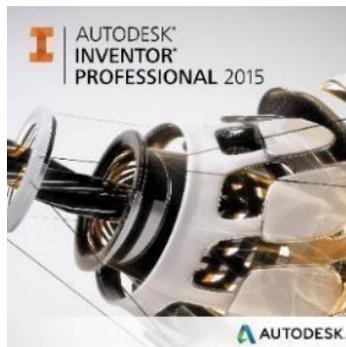


Figura 3. 19. Autodesk Inventor
Fuente: [38]

3.3.4 Ángulo de trabajo de la Muñeca

El ángulo máximo que debe alcanzarse en el dispositivo de rehabilitación por cada movimiento que son pronación 85° - supinación 90° , flexión 90° - extensión 80° , aducción 40° - abducción 15° , genera automáticamente la acción y el tiempo de la variable de ángulo determinado por expertos, generando los movimientos de forma automática con variables de ángulos y tiempo que sean establecidos por el especialista, como se puede apreciar en la Tabla 3.1.

3.3.4.1 Velocidad

El movimiento que realiza la muñeca es el movimiento que el dispositivo rehabilitador alcanzará a velocidades fisiológicas en tres diferentes movimientos: pronación- supinación, flexión- extensión, desviación cubital- desviación radial. La tabla 3.3 muestra el número medio de movimientos de la muñeca.

La máxima aceleración que una persona en recuperación puede ejercer sobre la muñeca sin que existan daños depende en gran medida de la fuerza ejercida sobre la muñeca de soporte.

3.3.4.2 Torque

Según el valor de movimiento de la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS), la muñeca realiza actividades diarias con 0.5 Nm de movimiento. El torque máximo que puede resistir la muñeca es de 1.2 Nm, según los valores de torque bajo que se muestra en la tabla 3.3 para diferentes velocidades de la muñeca.

Tabla 3. 3. Valores de giro promedio que depende de la velocidad de la muñeca [40]

Velocidad	Nm
Lento	0.5
Normal	0.9
Rápido	1.2

3.3.5 Materia prima

En los dispositivos de rehabilitación, además de otras propiedades mecánicas relacionadas los materiales tienen la principal característica de resistencia a la corrosión y ligereza. Con el aporte de la tecnología, se buscan mejores aplicaciones en el proceso de rehabilitación.

3.3.6 Tiempo

La principal característica de los dispositivos de rehabilitación es la realización de una gran cantidad de ejercicios repetitivos en un tiempo determinado, el aprovechamiento efectivo del tiempo de rehabilitación y la reducción de tiempo en comparación con la presencia del fisioterapeuta, ya que el proceso no es de forma continua.

3.3.7 Costos

Poseer un dispositivo electrónico rehabilitador de muñeca es un beneficio económico para el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, ya que, por los factores antes mencionados, el contar con una máquina automática que pueda realizar el proceso de rehabilitación en un menor tiempo es una ventaja.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

En este apartado, se detallan los métodos y materiales utilizados para el desarrollo del proyecto.

La modalidad utilizada fue la bibliográfica ya que se realizó una investigación en fuentes de relevancia relacionadas con el problema y con el objeto de estudio logrando tener un amplio número de antecedentes que permitieron establecer la metodología adecuada, para determinar cada parámetro requerido del diseño.

Otra de las modalidades utilizadas fue la experimental ya que se trabajó con las variables dependiente e independiente para poder observar los efectos y precisar la relación causa-efecto, a más de ello se realizaron pruebas con los pacientes y el personal experimentado del Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños y de esta manera determinar el tiempo necesario en la realización de los movimientos de Flexión- extensión, pronación-supinación y abducción-aducción.

Los niveles de investigación utilizados fueron el exploratorio, debido a que se tuvo que identificar uno de los principales problemas o requerimientos del Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños; el correlacional, el cual nos permite asociar la variable dependiente e independiente; y el explicativo ya que una vez realizado el proyecto se establecieron conclusiones, recomendaciones y la respectiva comprobación de la hipótesis.

Como técnicas se utilizó la medición y como instrumentos el voltímetro, el amperímetro, el óhmetro y el cronometro. Otra de las técnicas fue el uso de ecuaciones para determinar el número de grados de los motores paso a paso. Para el diseño se utilizó SolidWorks para análisis de elementos finitos, mediante el cual se muestra una simulación del análisis estático, en el que se colocará la carga y la torsión a la que estará sometido el dispositivo electrónico rehabilitador.

Para la simulación de dispositivos electrónicos y circuitos eléctricos se utilizaron varios softwares como Proteus, Fritzing y EasyEDA los mismos que nos permiten realizar los diagramas electrónicos y simular el funcionamiento del prototipo enlazado con la programación de la tarjeta Arduino.

Teniendo en cuenta la carga, el par de torsión y la intensidad de corriente a soportar, se determinó el tipo de actuador a implementar, para controlar el motor, crear el código de programación necesario para cada motor, que permita el movimiento del dispositivo de rehabilitación.

4.1 DISEÑO MECÁNICO

4.1.1 Tamaño del soporte mano

En el diseño del soporte de la mano se prioriza la comodidad del paciente con el diseño para el soporte para las manos. Para encontrar el tamaño adecuado para el paciente, se basa en la norma DIN 33402, 2 ° parte, establecida en la Tabla 4.1.

La altura del soporte es igual al ancho de la mano, que se aproxima a los 10 cm, para la base asumimos un diámetro de 10 cm, lo que permite que la mano del paciente esté en una posición adecuada. En cuanto al diámetro de la empuñadura, tome una quinta parte del diámetro de la base para obtener 2 cm. Esta consideración viene dada por sugerencia de un fisioterapeuta, donde el pequeño diámetro permite tener una mayor consistencia en el agarre del mango de soporte.

Para la carga a soportar, como los dispositivos electrónicos de rehabilitación, se asume que la articulación no ejercerá ninguna fuerza más que su propio peso, por lo que en la Tabla 4.1 se muestra el peso de personas de diferentes sexos y alturas. El peso máximo (Kg) de la persona seleccionada, se multiplica por el porcentaje de la parte del cuerpo de acuerdo con la Tabla 4.2, y luego se multiplica por la gravedad (m/s^2), para obtener el resultado de la carga (N).

Tabla 4. 1. Peso de hombres y mujeres según su altura [41]

Altura (mts)	Mujeres				Hombres			
	Mediana		Grande		Mediano		Grande	
	Peso (kg)		Peso (kg)		Peso (kg)		Peso (kg)	
	Min.	Máx.	Min.	Máx.	Min.	Máx.	Min.	Máx.
1.5	46.13	50.63	47.25	52.88	48.38	55.40	50.63	56.25
1.52	47.36	51.98	48.52	54.29	49.67	56.88	51.98	57.76
1.54	48.62	53.36	49.80	55.73	50.99	58.39	53.36	59.29
1.56	49.89	54.76	51.11	57.19	52.39	59.92	54.76	60.84
1.58	51.18	56.17	52.42	58.67	53.67	61.46	56.17	62.41

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI – CARRERA DE ELECTROMECAÁNICA

1.6	52.48	57.60	53.76	60.16	55.04	63.03	57.60	64.00
1.62	53.80	59.05	55.11	61.67	56.42	64.61	59.05	65.61
1.64	55.14	60.52	56.48	63.21	57.83	66.22	60.52	67.24
1.66	56.49	62.00	57.87	64.76	59.25	67.84	62.00	68.89
1.68	57.86	63.50	59.27	66.33	60.68	69.49	63.50	70.56
1.7	59.25	65.09	60.69	67.92	62.14	71.15	65.03	72.25
1.72	60.65	66.56	62.13	69.52	63.61	72.84	66.56	73.96
1.74	62.07	68.12	63.58	71.15	65.09	74.54	68.12	75.69
1.76	63.50	69.70	65.05	72.79	66.60	76.26	69.70	77.44
1.78	64.95	71.29	66.54	74.46	68.12	78.01	71.29	79.21
1.80	66.42	72.90	68.04	76.14	69.66	79.77	72.90	81.00
1.82	67.90	74.53	69.56	77.84	71.22	81.55	74.53	82.81
1.84	69.40	76.18	71.10	79.56	72.79	83.35	76.18	84.64
1.86	70.92	77.84	72.65	81.30	74.38	85.18	77.84	86.49
1.88	72.46	79.52	74.22	83.06	75.99	87.02	79.52	88.36
1.9	74.01	81.23	75.81	84.84	77.62	88.88	81.23	90.25
1.92	75.57	82.94	77.41	86.63	79.26	90.76	82.94	92.16
1.94	77.15	84.68	79.04	88.44	80.92	92.66	84.68	94.09
1.96	78.75	86.44	80.67	90.28	82.59	94.58	86.44	96.04
1.98	80.37	88.21	82.33	92.13	84.29	96.52	88.21	98.01
2.00	82.00	90.00	84.00	94.00	86.00	98.48	90.00	100.00
2.02	83.65	91.81	85.69	95.89	87.73	100.46	91.81	102.01
2.04	85.31	93.64	87.39	97.80	89.47	102.46	93.64	104.04
2.06	86.99	95.48	89.12	99.72	91.24	104.48	95.48	106.09
2.08	88.69	97.34	90.85	101.67	93.02	106.52	97.34	108.16

La tabla 4.2 muestra el porcentaje de peso de cada parte del cuerpo, lo que puede ayudarnos a comprender el peso de cada parte.

Tabla 4. 2. Porcentaje del peso corporal de las partes del cuerpo [41]

Parte del cuerpo	Porcentaje %
Tronco sin miembro	50.0
Mano	0.7
Antebrazo con la mano	2.3
Antebrazo sin la mano	1.6
Parte superior del brazo	2.7
Brazo completo	5.0

4.1.2 Materiales

Se utilizarán materiales aptos para la industria médica, como elementos metálicos que se pueden fabricar o encontrar en el mercado, a continuación, se detallan las características de algunos materiales que serán utilizados para la construcción de dispositivos electrónicos de rehabilitación de muñeca.

4.1.2.1 Aluminio

Las características que facilitan la selección del aluminio (Al) y sus aleaciones son su alta relación resistencia- peso, resistencia a la corrosión de muchos productos químicos, toxicidad, procesabilidad y el hecho de que no son magnéticos. [42]

Tabla 4. 3. Propiedades de aleaciones seleccionadas de aluminio a temperatura ambiente [42]

Aleación (UNS)	Temple	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Elongación en 50 mm (%)
1100(A91100)	O	90	35	35-45
1100	H14	125	120	9-20
2024(A92024)	O	190	75	20-22
2024	T4	470	325	19-20
3003(A93003)	O	110	40	30-40

3003	H14	150	145	8-16
6061(A96061)	O	125	55	25-30
6061	T6	310	275	12-17
7075(A97075)	O	230	105	16-17
7075	T6	570	500	11

4.1.2.2 Acero Inoxidable

Es un material con alta resistencia a la corrosión y es más resistente a altas temperaturas, pero depende de cómo se fabrique y del acabado superficial. [42]

Tabla 4. 4. Propiedades mecánicas del Acero AISI 316 [42]

Propiedades	Valor	Unidades
Módulo elástico	192999.9	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.3	Adimensional
Límite de tracción	550	N/mm ²
Límite de elasticidad	137.89	N/mm ²
Densidad	8000	Kg/m ³

Tabla 4. 5. Propiedades mecánicas del Acero AISI 304 [42]

Propiedades	Valor	Unidades
Módulo elástico	190000	N/mm ²
Módulo corte	75000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.29	Adimensional
Límite de tracción	517	N/mm ²
Límite de elasticidad	206.807	N/mm ²
Densidad de masa	8000	Kg/m ³

4.1.2.3 Ácido Poliláctico

El poliuretano es un polímero termoestable cuyas propiedades principales son la flexibilidad, suavidad, elasticidad, resistencia a la abrasión y diferentes tipos de comportamiento, dependiendo del procesamiento en su proceso de producción.

El PLA tiene buenas propiedades mecánicas en comparación con las de los materiales termoplásticos estándar. Tiene baja resistencia al impacto, comparable a la cloruro de polivinilo - PVC no plastificado. Dureza, rigidez, resistencia impacto y elasticidad del PLA, son similares a las de PET. La película orientada en PLA puede ser plegado o doblado, tiene buena resistencia a la torsión, propiedades típicas de papel y papel de aluminio y que, por lo general, en películas de plástico no lo hacen ubicada. Estas propiedades, el alto módulo de flexión y la alta transparencia hacer que la película en PLA sea un material comparable a la película de celofán.

Sus otras propiedades incluyen resistencia a aceites minerales, ácidos grasos, sudor y fluidos corporales. Bloquea el oxígeno, el ozono y los rayos ultravioleta.

Otra característica de ellos es su baja densidad y son ampliamente utilizados como materiales aislantes, térmicos, partes automotrices, en la industria de la construcción y muchas otras aplicaciones más.

Tabla 4. 6. Propiedades ácido poliláctico PLA [Autor]

Propiedades	Valor	Unidades
Densidad	1.25	<i>Kg/cm³</i>
Temperatura de transición	60-65	°C
Temperatura de fusión	173-178	°C
Módulo de elasticidad	2.7	<i>GPa</i>

Con base en la matriz de selección que se muestra en las tablas 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, y de acuerdo con las diferentes características obtenidas en el catálogo técnico, el acero inoxidable 304 y el PLA se designan como los materiales ideales para la construcción del dispositivo electrónico para rehabilitación de muñeca, por ser los materiales de uso más común en el campo hospitalario y es muy común su uso en diversas aplicaciones en la industria, el acero inoxidable posee una densidad de 8000 Kg/m^3 , como acero inoxidable proporciona una buena resistencia al impacto y el y el PLA presenta una baja densidad de 1.25 kg/cm^3 presenta una dureza excepcional y sobre todo una facilidad de procesamiento.

4.1.3 Diseño del Dispositivo Ensamblado

La figura 4.1 muestra una vista del dispositivo electrónico rehabilitador de muñeca para visualizar los componentes y los detalles que tendrá el dispositivo rehabilitador.

El prototipo a desarrollar tiene dos partes mecánicas, una para el movimiento requerido para la rehabilitación y otra para soportar todo el peso del antebrazo, los planos de cada parte mecánica se pueden encontrar en el Capítulo 6.

La estructura mecánica móvil que constituye el prototipo está formada por un sistema que realiza los tres grados de libertad que permite la muñeca, la parte mecánica que permite que la muñeca se mueva tiene un mango sobre la cual la mano mantiene su posición de agarre para realizar los movimientos de flexión- extensión, aducción- abducción y pronación- supinación.

El dispositivo de rehabilitación para la muñeca ejecutará el proceso a través de la pantalla touch, que seleccionará cuál de los tres movimientos desea realizar, el número de repeticiones, la velocidad y la calibración que requiera para cada movimiento.

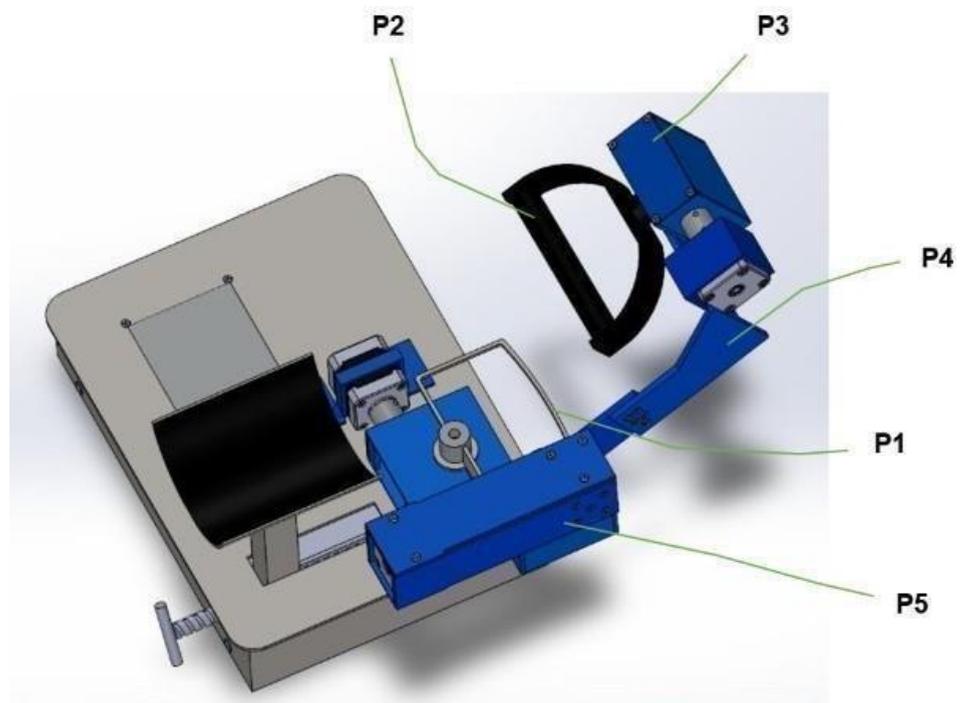


Figura 4. 1. Diseño del dispositivo

Fuente: Autor

4.1.3.1 Masa de las piezas mecánicas

La masa de las piezas de la estructura también es necesaria para el dimensionamiento de los actuadores. Como se muestra en la figura 4.1, hay cinco partes: el mango que permitela posición de agarre de la mano y realiza los movimientos de pronación- supinación de la muñeca, la caja reductora para el motor 3, luego la base guía que permite losmovimientos de flexión- extensión, la caja reductora del motor 2 y la base del motor paralos movimientos de aducción- abducción finalmente.

En la tabla 4.7 se muestran los valores de masa de cada una de las piezas mencionadas, que se obtuvieron del programa SOLIDWORKS.

Tabla 4. 7. Masa de las piezas del prototipo [Autor]

Pieza	Masa
P1	0.142 Kg
P2	0.094 Kg
P3	0.227 Kg
P4	0.085 Kg
P5	0.028 Kg

La tabla 4.8 muestra la distancia requerida para calcular el toque de los motores. La distancia d1 está entre el acople del motor 1 y el mango de agarre para movimiento de pronación-supinación. La distancia d3 está entre el motor 1 y el tope de la pieza que permite los movimientos de aducción- abducción. La distancia 2 es desde el motor 1 hastala pieza que permite los movimientos de flexión- extensión.

Tabla 4. 8. Distancias de las piezas [Autor]

Distancia	mm
d1	111
d2	229.37
d3	87

4.1.3.2 Dimensionamiento de los Actuadores

Se muestran las fuerzas aplicadas al mecanismo y otros parámetros como el valor del torque, datos precisos que se utilizan para seleccionar el motor que realiza los movimientos propuestos.

Debido al torque y a la baja velocidad que se necesita para ejecutar los movimientos, se utilizan tres actuadores. Para seleccionar los motores a utilizar, hay que considerar el valor de torque mínimo que deben soportar, para ello utilizar la ecuación 4.1. Que expresa el torque en función de la fuerza y la distancia.

$$T = F \times d \quad (\text{Ec. 4.1})$$

Donde;

T= Torque

F= Fuerza

d= Distancia

La fuerza viene dada de la suma de varios pesos, que son:

- El peso de la estructura o parte de la estructura
- El peso del de la parte del cuerpo que se moverá
- Peso del actuador

a. Movimiento de pronación - supinación

El primer motor a ser dimensionado es el motor que realiza los movimientos de pronación - supinación de la muñeca, es decir, el motor 3 que desarrolla es vertical y circular, y el eje rotacional es perpendicular a la dirección de la gravedad. Por este motivo, se menciona la ecuación 4.2, que representa el torque en función de la inercia y de la aceleración angular.

$$T = I \times \alpha \quad (\text{Ec. 4.2})$$

Donde;

T= Torque

I= Inercia

α = Aceleración angular

En cuanto al torque del motor 3, no se considera la gravedad, pero si se considera la inercia generada por palanca y mano. La inercia del sistema anterior viene dada por la ecuación 4.3.

$$I = M \times r^2 \quad (\text{Ec. 4.3})$$

Donde;

I= Inercia

M= Masa

r = Radio

El valor de la masa M es la masa total del mango más el peso de mano y la caja reductorapor la distancia d1 que es el valor de la base para el motor 1 al mango.

Entonces:

$$I = (0.75Kg + 0.094 Kg + 0.227 Kg) \times (0.111m)^2 = 0.013Kg.m^2$$

Para obtener el valor de la aceleración angular, se analiza el movimiento del mango comoun movimiento circular que cambia uniformemente, por lo que se sabe que el sistema parte del reposo y se mueve 90° (1.57 rad) en un tiempo de 1.7 segundos, para esto se utiliza la ecuación 4.4.

$$\Delta\theta = \omega_0 \cdot t + \frac{1}{2} \alpha \cdot t^2 \quad (\text{Ec. 4.4})$$

Donde;

$\Delta\theta$ = Desplazamiento angular

α = Aceleración angular

ω_0 = Velocidad inicial

t = tiempo

Entonces:

$$\alpha = \frac{2 \times 1.57rad}{(1.7s)^2} = 1.09 \frac{rad}{s^2}$$

De acuerdo con los valores de inercia y de aceleración angular, el torque requerido para realizar el movimiento de pronación - supinación de la muñeca se puede encontrar según la ecuación 4.1.

$$T = 0.013 \times 1.09 = 0.014 \text{ N.m}$$

Torque mínimo del motor pronación- supinación = 0.014 N.m

b. Movimiento de flexión- extensión

Para el motor 2, se analiza el movimiento de flexión - extensión de la muñeca, que se describe de arriba a abajo en el eje de gravedad y viene dado por la ecuación 4.5.

$$F = g \times m \quad (\text{Ec. 4.5})$$

Donde;

F= Fuerza

g= Gravedad

m= Masa

El valor de gravedad es 9.81 m/s^2 , la masa es la suma de la masa de la mano más de las piezas P2, P3, P4 y la masa del motor 3, porque son las piezas que el motor 2 debe soportar al realizar los ejercicios.

Entonces:

$$F_2 = 9.81 \text{ s}^2 \times (0.75 \text{ Kg} + 0.094 \text{ Kg} + 0.227 \text{ Kg} + 0.085 \text{ Kg} + 0.45)$$

$$F_2 = 15.77 \text{ N}$$

Usando el valor de fuerza anterior, el torque se puede encontrar usando la ecuación 4.1.

$$T_2 = F_2 \times d_2 = 15.77 \times 0.229 = 3.61 \text{ N.m}$$

Torque mínimo del motor flexión- extensión = 3.61 N.

c. Movimiento de abducción- aducción

Para el motor 3 que realiza el movimiento de abducción- aducción de la muñeca, el movimiento que recorre es de lado a lado, para encontrar la fuerza se analiza la masa de la mano y las piezas P2, P3, P4, P5 y el motor 2 y 3.

Entonces:

$$F3 = 9.81 \frac{m}{s^2} \times (0.75Kg + 0.094Kg + 0.227Kg + 0.085Kg + 0.028Kg + 0.45 + 0.6)$$

$$F3=21.92 \text{ N}$$

Usando la fuerza F3, el torque requerido para el motor 3 ahora se puede calcular aplicando la ecuación 4.1.

$$T = F3 \times d3 = 21.92 \times 0.087 = 1.90 \text{ N. m}$$

Torque mínimo del motor para abducción- aducción= 1.90 N. m

4.2 SISTEMA ELECTRÓNICO

4.2.1 Selección de motores

Con los cálculos obtenidos se consigue el valor de torque mínimo requerido para que cada motor realice el movimiento para su rehabilitación, como se muestra en la tabla 4.9.

Tabla 4. 9. Torque mínimo de los motores [Autor]

Movimiento	Torque Mínimo
Pronación – Supinación	0.014 N.m
Flexión – Extensión	3.61 N. m
Abducción – Aducción	1.90 N. m

Los motores deben tener estos valores de torque ya que funcionan a bajas velocidades para poder realizar un tratamiento preciso en los movimientos a realizar.

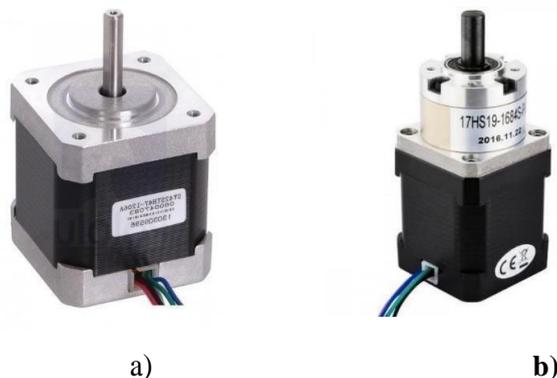
Teniendo en cuenta estas características, luego de la investigación, se decide realizar una tabla comparativa de motores de corriente continua, como se muestra en la tabla 4.10.

Tabla 4. 10. Tabla descriptiva de dos tipos de motores de corriente continua [Autor]

Servomotor	Motor Paso a Paso
Alta precisión	Fácil de controlar
Alto torque	Torque máximo cuando se encuentra enclavado
Conmutación electrónica basada en sensores de posición	Exactitud en la posición y repetición de movimientos
Requiere un control bastante complejo	Permite control de lazo abierto, haciendo un control más simple
Costos altos	Costos bajos
Utilizados en equipos médicos	Utilizados en equipos médicos

Después de comprender las principales características de estos dos motores utilizados ampliamente en equipos médicos, se decidió adoptar un motor paso a paso bipolar como sistema de accionamiento del mecanismo de rehabilitación ya que permite efectuar movimientos muy precisos en ángulos muy pequeños y por dar pasos en ambas direcciones, control simple y bajo costo.

4.2.2 Motor paso a paso bipolar

**Figura 4. 2.** Motor paso a paso a) Nema 17 b) Nema 17 reducción 5:1**Fuente:** [31]

La elección del actuador depende del dimensionamiento realizado anteriormente, ya que existen diferentes tipos de actuadores en el mercado, y se optó por trabajar con el motor

paso a paso bipolar nema 17 con caja reductora de relación 5:1 para el movimiento de flexión - extensión y el motor paso a paso nema 17 para los movimientos de pronación - supinación y aducción - abducción, se ha considerado los dispositivos electrónicos que estén disponibles en el mercado, y según sus características, como se muestra en la tabla 4.11.

Tabla 4. 11. Características principales de los motores paso a paso bipolar [31]

Motor paso a paso Bipolar Nema 17		Motor paso a paso Bipolar Nema 17 Relación 5:1	
Ángulo de paso	1.8°	Ángulo de paso	1.8°
Par de retención	0.4N.m	Par de retención	2N.m
Corriente	1.5 A	Corriente	1.68 A
Tensión recomendada	4 V	Tensión recomendada	12-24 V
Máx. Torque permisible	1.5N.m	Máx. Torque permisible	3N.m

4.2.3 Control y automatización

Para realizar la automatización del dispositivo rehabilitador, se proporciona un HMI, en el cual se puede ingresar y configurar parámetros, como velocidad, grados y el número de repetición de cada movimiento. Los datos de entrada se envían a través de la comunicación serial con el Microcontrolador. Para controlar diferentes actuadores de posición y velocidad.



Figura 4. 3. Diagrama de diseño de control
Fuente: Autor

Dado que se utiliza un motor paso a paso, no es necesario contar con un sensor para el posicionamiento de cada ángulo de movimiento, ya que este tipo de motor gira un cierto ángulo en cada paso. A través del Microcontrolador de la tarjeta Arduino se controla la velocidad, grados y número de repeticiones del movimiento seleccionado.

4.2.3.1 Plataforma de programación para interfaz gráfica

Para la implementación de HMI, utilice el editor Nextion, que es una solución hombre- máquina que proporciona una interfaz que permite el control, visualización y ejecución del proceso. El editor Nextion tiene una gran cantidad de componentes, como botones, texto, barras de progreso, deslizadores, un panel de control que permite la comunicación en serie y permite la comunicación con el microcontrolador seleccionado.

4.3 SISTEMA DE CONTROL

Esta sección describe en detalle todos los sistemas que controlan el equipo de rehabilitación para lograr su objetivo final.

4.3.1 Selección de Microcontrolador

Para la selección del sistema del microcontrolador se elaboró una tabla comparativa de los existentes en el mercado, se tomó en cuenta las características de requerimiento como un mínimo de 16 entradas y salidas digitales ya que el dispositivo rehabilitador requiere contar con un actuador por movimiento y estos a su vez con drivers para efectuar el control, además de la compatibilidad entre lenguajes de programación para la implementación de la interfaz y la velocidad de procesamiento de datos mínimo de 15MHz, estas características las reúne la serie Arduino, en la Tabla 4.12 se detalla las mismas.

Tabla 4. 12. Características de los microcontroladores [33]

Características	Arduino Nano	Arduino Uno	Arduino Mega
			
Microcontrolador Arduino	ATmega328	ATmega328P	ATmega2560
Voltaje de operación	5v	5v	5v
Corriente continua por pin entrada salida	40mA	50mA	40mA
Voltaje de entrada	7-12v	6-20v	6-20v
Pines de E/S digitales	22	14	54

Salida PWM	6	6	15
Consumo de energía	19mA	20mA	20mA

Después de analizar cada microcontrolador, se decide utilizar el Arduino Mega2560 ya que cumple con el número de entradas y salidas que requiere el proyecto, no se elige ArduinoNano y Arduino Uno ya que tienen un número excesivo de entradas y salidas digitales lo cual sobredimensionaría su uso.

4.3.2 Arduino CNC Shield v3

El Arduino CNC Shield es una placa pequeña. Por su formato, tiene todas las conexiones necesarias para finales de carrera, salidas de relé y varios sensores. Se puede controlar fácilmente hasta cuatro motores paso a paso con el Arduino seleccionado. Es totalmente compatible con el firmware de control GRBL. Con esta placa, se tiene un sistema completo para instalar máquinas CNC, máquinas de corte por láser o cualquier otro sistema que requiera un control preciso de motores paso a paso. [43]

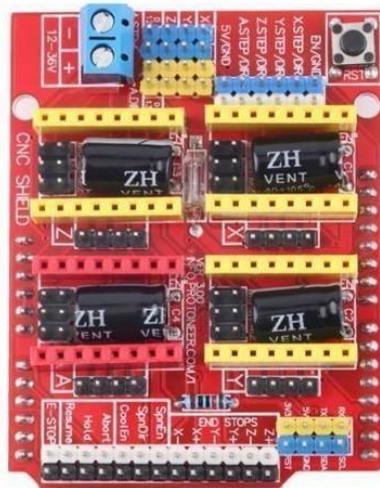


Figura 4. 4. Arduino CNC Shield
Fuente: [43]

4.3.3 Driver de motor

Para el diseño o selección de un sistema de control de motor, el elemento más conveniente en el trabajo es el llamado controlador de motor, para ello es necesario conocer las características a controlar, como el tipo de motor, que voltajes y corrientes manejará ya que forman parte de un sistema y no se utilizan de manera independiente.

Tabla 4. 13. Tipos de Driver de motor [Autor]

Modelo	A4988	DRV8825
		
Voltaje de operación	8-35v	8.2-45v
Corriente de salida máxima por bobina	2 A de pico 1.4 A RMS	2.5 A de pico 1.75 A RMS
Resistencia de salida de los FETs	0.32-0.45 Ω	0.2-0.32 Ω
Protección contra cortocircuito	Sí	Sí

Para ensamblar el controlador, primero se debe calcular la corriente de referencia. En este cálculo, se debe utilizar la siguiente fórmula para considerar la corriente máxima admitida por la bobina del motor y la resistencia del controlador.

$$V_{ref} = (8 \times R_s) \quad (\text{Ec.4.6})$$

Donde:

V_{ref} = Voltaje de referencia

I_{max} = Intensidad máxima del motor NEMA 17

R_s = Resistencia de sensado del A4988

$$V_{ref} = 1.5 (8 \times 0.1\Omega) = 1.2 V$$

Después de analizar el modelo y obtener estos valores, se decidió utilizar el controlador A4988 porque se puede conectar de forma segura al motor paso a paso Nema 17 y se pueden conectar correctamente al Arduino CNC Shield, como se puede apreciar en los cálculos se requiere un voltaje de 1.2V, el driver seleccionado cubre un rango de 8-35V, lo cual está dentro de las características requeridas para el proyecto, mientras que el otro driver abarca un voltaje de hasta 45V, cuya selección no sería la adecuada por estar sobredimensionado al voltaje requerido.

4.3.4 Diagrama de Diseño Electrónico

El diagrama de diseño electrónico es una combinación de todos los elementos previamente seleccionados, que juntos se convertirán en el sistema de control del dispositivo electrónico de rehabilitación de muñeca. Su diseño utiliza software libre, su nombre comercial es Fritzing, lo que nos permite simular el circuito antes mencionado, evitando así errores de construcción, el diagrama de diseño se muestra a continuación en la figura 4.5.

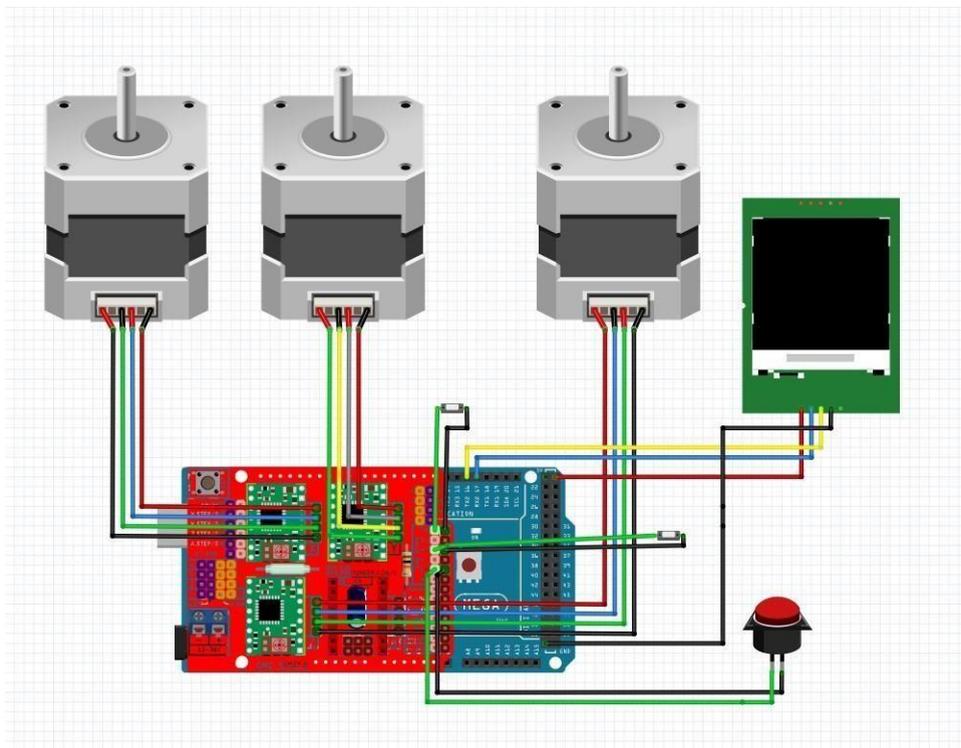


Figura 4. 5. Diseño electrónico

Fuente: Autor

Para el sistema de control usamos Arduino Mega como interfaz y cantidad de pines de salida para poder conectar la pantalla Nextion que están conectadas a los pines RX2 y TX2 por defecto para la comunicación serial de recepción y transmisión de información.

CNC Shield v3 nos permite conectar los tres motores Nema en los ejes X, Y y Z respectivamente. Para controlar el movimiento del equipo, también conectamos el driver A4988 para controlar la velocidad, ángulo y número de repeticiones del motor. Se puede ver en la Figura 4.5 que el CNC Shield está ubicado sobre la placa Arduino, y en los puertos que se muestran en la Tabla 4.14.

Tabla 4. 14. Conexión mediante pines [Autor]

Arduino Mega 2560	CNC Shield
Pin digital 2	X- STEP
Pin digital 3	Y- STEP
Pin digital 4	Z- STEP
Pin digital 5	X- DIR
Pin digital 6	Y- DIR
Pin digital 7	Z- DIR
Pin digital 8	EN
Pin digital 9	X- EndStop
Pin digital 10	Y- EndStop
Pin digital 11	Z- EndStpo
Pin digital 12	SpinEn
Pin digital 13	SpinDir

Y sobre la placa del CNC Shield tendremos conectados los diferentes drivers A4988 que permitirán los movimientos deseados en los ejes X, Y, Z, para que puedan ejecutar estos estarán conectados en los siguientes puertos como se muestra en la tabla 4.15.

Tabla 4. 15. Conexiones del driver A4988 [Autor]

CNC Shield	Drivers A4988
Pin digital 1	GND
Pin digital 2	12 V
Pin digital 3	SX4
Pin digital 4	SX3
Pin digital 5	SX2
Pin digital 6	SX1
Pin digital 7	EXT- V
Pin digital 8	EXT-V
Pin digital 9	EN
Pin digital 15	X-STEP
Pin digital 16	X-DIR

Podemos observar que en la tabla 4.15 no se utilizan los pin digitales 10, 11, 12, ya que estos son puertos para activar micro pasos y en nuestro proyecto no lo necesitamos, con respecto al pin digital 8 es el que va habilitar todos los motores que viene directamente desde el Arduino como se muestra en el Anexo 1.

De esta manera también podemos visualizar en la tabla 4.16 la conexión que existe entre los drivers y los motores paso a paso, hay que tomar en cuenta que para la activación de estos motores se necesita una alimentación externa, para este proyecto se utilizó una fuente de 12V-5A.

Tabla 4. 16. Conexión Driver A4988 y motores paso a paso [Autor]

Drivers A4988	Motores paso a paso
Pin digital 1	SX1
Pin digital 2	SX2
Pin digital 3	SX3
Pin digital 4	SX4

Los Drivers A4988 por una parte nos reciben la señal y alimentación del Arduino y por otra necesita de una alimentación externa para alimentar los motores.

5. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Después de completar el diseño, estructura y montaje del dispositivo electrónico de rehabilitación de muñeca, verifique el funcionamiento realizando las acciones anteriores. Este capítulo describe las pruebas realizadas en dispositivos electrónicos de rehabilitación de muñeca para verificar el logro de los objetivos establecidos. En primer lugar, se ha comprobado que el sistema mecánico se adapta a los diferentes tamaños de los segmentos del antebrazo de cada usuario, ya que estos segmentos son diferentes en un paciente. Esto se logra moviendo la base deslizante del antebrazo. La prueba se ejecuta enviando datos desde la HMI al actuador. Realice varias pruebas para controlar el ángulo, la velocidad y el número de repeticiones.

5.1 ELEMENTOS DEL SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control se resume como un modelo de placa impresa, que utiliza todos los componentes electrónicos seleccionados en el Capítulo 4, como se muestra en la Tabla 5.1.

Tabla 5. 1. Selección de elementos de control [Autor]

Tipo	Selección	Justificación
Microcontrolador	Arduino Mega 2560	La decisión de selección se basa en las siguientes razones, las cuales se basan en sus características de entrada y salida, por ser un sistema fácil de reprogramar y por su reducido tamaño.
Arduino CNC Shield	CNC Shield v3	Es una placa pequeña que nos permite controlarlos 3 motores paso a paso fácilmente tanto los pasos, la dirección y la velocidad que necesitamos para el dispositivo rehabilitador.
Driver de motor	A4988	Como se describe en la sección 4.3.3, el motor que se va a controlar es un motor paso a paso bipolar nema 17. El controlador se selecciona para cumplir con la corriente máxima soportada por la bobina del motor y la resistencia del driver.

5.2 VALIDACIÓN DEL TIEMPO DE REHABILITACIÓN

Con base en la hipótesis, se encontró que el tiempo de recuperación se redujo, significativamente como se muestra en la Tabla 5.2, donde cada acción se realizó de manera convencional para 5 repeticiones y se comprobó el tiempo obtenido al utilizar equipos electrónicos para la rehabilitación de la muñeca. El tiempo de 00:21.08 es diferente al tiempo tradicional de 00:58.03, por lo que se determina que el 76.21% del tiempo se reduce considerablemente, y se elimina por completo el método tradicional de rehabilitación de muñeca.

Tabla 5. 2. Tiempos en proceso de rehabilitación [Autor]

Método Movimiento	Repeticiones	Convencional	Dispositivo Rehabilitador
Pronación - Supinación	5	00:58.03	00:21.08
Flexión- Extensión	5	-	00:30.28
Aducción- Abducción	5	-	00:27.69

5.2 PRUEBAS DE ADAPTACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO

El sistema mecánico tiene una base deslizante que se puede ajustar de acuerdo con la longitud del brazo para alcanzar el agarre, como se muestra en la Figura 5.1.



Figura 5. 1. Base deslizante del sistema mecánico
Fuente: Autor

5.4 PRUEBAS DE CONTROL DE POSICIÓN ANGULAR DE LOS MOVIMIENTOS

Se ejecuta la posición angular del motor paso a paso para el movimiento de flexión-extensión, abducción-aducción, pronación-supinación, como se muestra en la Figura 5.2.



Figura 5. 2. Posicionamiento angular flexión- extensión
Fuente: Autor



Figura 5. 3. Posicionamiento angular pronación- supinación
Fuente: Autor



Figura 5. 4. Posicionamiento angular aducción- abducción
Fuente: Autor

5.5 FACTIBILIDAD DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO

Con el dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca se comprobó la factibilidad de la misma en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao, ya que en el lugar solo se cuenta con un rehabilitador convencional de muñeca por lo que comparado con el dispositivo electrónico se logró determinar grandes beneficios establecidos en la tabla 5.3.

Tabla 5. 3. Factibilidad del dispositivo electrónico [Autor]

REHABILITACIÓN CONVENCIONAL	REHABILITACIÓN CON DISPOSITIVO
	
Tiempo excesivo de rehabilitación	Reducción del tiempo de rehabilitación
Movimientos bruscos e invasivos	Movimientos pasivos y controlados
Trabajo en general del brazo	Trabajo focalizado en la muñeca
Tratamiento inconcluso por falta de repeticiones	Tratamiento supervisado por número de repeticiones
Trabajo supervisado por terapeuta	Trabajo sin supervisión del terapeuta
Máquina compacta	Dispositivo de fácil trasportación

5.6 PRESUPUESTO

En esta sección detalla los costos directos de los equipos electrónicos de rehabilitación de muñeca. El costo directo son los materiales y suministros que ingresan al sistema. Estos elementos constituyen los costos aplicables en el mercado actual. Además, existen costos indirectos como insumos y mano de obra.

5.6.1 Costos directos

Tabla 5. 4. Costos directos [Autor]

MATERIA PRIMA			
Descripción	Cantidad	V. Unitario	V. Total
Acero inoxidable 314	1	90	90
Motor paso a paso bipolar nema 17	2	15	30
Motor paso a paso bipolar nema 17 con reducción 5:1	1	60	60
Arduino Mega2560	1	20	20
Fuente de poder 12V	1	12	12
Pantalla Nextion 5"	1	120	120
Impresión 3D	7	16	112
Driver A4988	3	5	15
Pulsador	1	3	3
Cable 8m	-	7	7
Tornillo m3x15mm	26	0.7	1.82
Tornillos m4x20mm	4	0.10	0.40
Varilla 0.8 cm	3	4	12
Rodamientos	12	2	24
CNC Shield	1	15	15
Fines de carrera	2	2.50	5
Calibrador	1	18	18
Tapizado pieza	1	9	9
Cinta doble faz	1	5	5
TOTAL			559.22

5.6.2 Costos de mano de obra

Tabla 5. 5. Costos de mano de obra [Autor]

Mano de Obra			
Descripción	Cantidad	V. Unitario	V. Total
Cortes CNC	6	8	48
Construcción parte mecánica	-	76	76
Construcción de la parte electrónica	-	84	84
Total			208

5.6.3 Costos totales del proyecto

Tabla 5. 6. Costos totales [Autor]

Costos Totales	
Tipo de Costos	Costos Totales
Costos Directos	559.22
Costos Mano de Obra	208
Total	767.22

En la tabla 5.6 se muestran los gastos directos e indirectos respectivamente, cada uno de estos valores detallan el costo total de los materiales, trabajo y montaje, dando un total de \$767.22, para la implementación del dispositivo electrónico para rehabilitación de lamuñeca en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños.

5.7 Análisis de impactos

5.7.1 Impacto económico

Con la implementación del dispositivo electrónico para la rehabilitación de la muñeca, hay evidencia de que tiene un impacto económico positivo en los intereses de los pacientes del Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, evitando tratamientos costosos a largo plazo en otros centros de rehabilitación.

5.7.2 Impacto tecnológico

La implementación de equipos electrónicos para la rehabilitación de la muñeca reduce o incluso elimina la forma tradicional de rehabilitación, gracias a las herramientas técnicas utilizadas en esta propuesta.

5.7.3 Impacto ambiental

Al ser un prototipo construido principalmente con sistemas electrónicos, se obtiene un sistema silencioso que no causará interferencias al medio ambiente y es propicio para su desarrollo del ecosistema.

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 CONCLUSIONES

- Mediante un análisis técnico y el uso de sistemas electrónicos se logró implementar el dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños ubicado en el sector de Cotocollao provincia de Pichincha.
- Con la implementación del dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca se logró optimizar el tiempo en un 76.21% para la rehabilitación de la muñeca además de automatizar los tres movimientos básicos como son flexión- extensión, pronación- supinación y aducción- abducción.
- Con la revisión bibliográfica y recopilación de información sobre los dispositivos electrónicos rehabilitadores de muñeca se analizó los grados de libertad, los ángulos de movimiento y las medidas estandarizadas que son fundamentales para el diseño y funcionamiento del dispositivo, bajo la norma DIN 33402, 2° parte.
- El dispositivo de rehabilitación de muñeca posee una densidad en los materiales AISI 304 de 8000 Kg/m^3 que proporciona una buena resistencia al impacto y en el PLA con una densidad baja de 1.25 Kg/m^3 que además presenta una dureza excepcional y una facilidad de procesamiento, lo que hace que el dispositivo sea eficaz tanto en sus componentes mecánicos como eléctricos, lo que garantiza que no haya conflictos operativos con el tiempo.
- Utilizar el software de ingeniería como SolidWorks para simular el movimiento del dispositivo electrónico rehabilitador verificó a través de estas simulaciones que el equipo no va a tener falla alguna y logró cubrir todas las necesidades.

- Para la construcción del dispositivo electrónico rehabilitador de muñeca es indispensable contar con todos los elementos previamente seleccionados garantizando que los materiales, las piezas y las formas propuestas no genere conflictos de funcionamiento.
- La validación del dispositivo electrónico se consigue a partir de las pruebas realizadas en el Centro de Fisioterapia y Rehabilitación Logroños, donde se realizó 5 repeticiones con la máquina compacta y con el dispositivo rehabilitador, comprobando que el tiempo de 00:58.03 y 00:21.08 obtenidos respectivamente reduce considerablemente en un 76.21% en la rehabilitación.

6.2 RECOMENDACIONES

- Antes de poner en marcha el dispositivo, se recomienda comprobar varios parámetros, como la inspección visual para confirmar que el dispositivo no se encuentre atascado, y realizar una prueba de calibración y funcionamiento.
- Basada en la investigación se recomienda a futuro reducir el peso de los materiales y elementos del dispositivo electrónico rehabilitador para tener más estabilidad del mismo.
- Tener abierta la posibilidad de poder implementar una tarjeta de almacenamiento de datos para la rehabilitación de los diferentes pacientes que hagan uso del dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca.
- Investigar nuevos mecanismos que se puedan implementar en el prototipo para hacerlo versátil, multifuncional y obtener un mejor aprovechamiento dentro de la terapia de rehabilitación.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] UNESCO, *International Standard Classification of Education (ISCED) Fields of Education and Training 2013*, vol. 2013, no. May. 2015.
- [2] Secretaria de Salud Laboral y Medio Ambiente, “Lesiones musculoesqueléticas de origen laboral,” *Dep. Salud Labor. Com. Obreras Astur.*, vol. 2, pp. 1–54, 2016.
- [3] J. Sabater, J. M. Azorín, C. Pérez, N. García, and M. Menchón, “Ayuda robótica para la rehabilitación de miembros superiores,” *Congr. Int. sobre Domótica, Robótica y Telesistencia para Todos DRT4all*, vol. II, pp. 19–28, 2007.
- [4] P. C. Avila Cárdenas, *Desarrollo De Un Prototipo Automático Para Rehabilitación De Muñeca Con 2 Grados De Libertad*. 2018.
- [5] T. V. Gissela Elizabeth, “*DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA* .” 2017.
- [6] C. R. Mario Humberto and D. C. Gerardo, “DISEÑO Y ACCIONAMIENTO DE UN DISPOSITIVO REHABILITADOR DE MUÑECA,” 2013.
- [7] E. M. Copo Torres, “Instrumento Terapéutico para Tendinitis de Quervain,” *Ayan*, vol. 8, no. 2, p. 2019, 2019, doi: 10.22201/fq.18708404e.2004.3.66178.
- [8] S. P. y formación Continua, “Nomenclatura Internacional de la Unesco para los campos de Ciencia y Tecnología, Códigos,” pp. 1–57, 2004.
- [9] J. Ángel and L. Belloso, “Diseño mecánico y primer prototipo de un robot de rehabilitación de mano .,” 2017.
- [10] A. E. Benítez González, “Desarrollo de un Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano,” UNIVERSIDAD ESPECIALIZADA DE LAS AMERICAS, 2019.
- [11] J. E. Moreno, W. R. Ojeda, L. D. López, and S. L. Ángel, “Diseño de rehabilitador de extremidades superiores ARMexs,” vol. 10, no. 1, pp. 23–33, 2020.
- [12] U. Santo, I. A. Kather, I. Carlos, and S. Rodr, “Construcción de una órtesis inteligente para rehabilitación de articulaciones de hombro y codo,” 2018.

- [13] B. D. Pajares Correa, “Pontificia universidad católica del Perú,” 2017.
- [14] E. Ceballos-morales *et al.*, “Diseño de un Dispositivo de Rehabilitación para la Articulación de Muñeca desde el Enfoque de la Ingeniería Concurrente To citethis version : HAL Id : hal-01617040,” 2017.
- [15] B. A. Fernández Mejía, “Escuela politécnica nacional,” 2019.
- [16] E. Ceballos *et al.*, “Desarrollo de un Robot de Rehabilitación pasiva para la articulación de la muñeca mediante la implementación de un microcontrolador Arduino UNO,” 2017.
- [17] M. Vergara and F. Rivas, “Diseño de dispositivos de rehabilitación y órtesis,” no. March 2018, 2017.
- [18] M. E. Andrade Pastaz, “Diseño y Construcción Mecánica de un Prototipo Rehabilitador Pasivo de Dedos de la Mano. Universidad Técnica del Norte.,” 2016.
- [19] P. G. C. F. Ortiz Rodríguez Christian Jonnathan, “Sistema Servo-Mecánico Para La Rehabilitación De Codo Y Muñeca,” p. 74, 2019.
- [20] L. Amparo, A. López, M. Segundo, S. Maestría, and H. Departamento, “Biomecánica y patrones funcionales de la mano,” *Morfología*, vol. 4, no. 1, pp.14–24, 2012.
- [21] C. I. Castro, “Lesiones de la mano y la muñeca,” *Revista Aranzadi de derecho y nuevas tecnologías*. 2010.
- [22] C. E. Medina, M. Rodríguez, and F. Martínez, “El complejo articular de la muñeca,” *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, vol. 25, no. 3, 2016.
- [23] A. Fagali, D. S. Ivandro, and R. A. Schmidt, “8° CONGRESO IBEROAMERICANO DE INGENIERIA MECANICA Cusco , 23 al 25 de Octubre de 2007,” *8 Congr. Iberoam. Ing. Mec.*, pp. 1–10, 2007.
- [24] X. M. Dr. Vázquez and J. F. Dr. Couceiro, *Abordaje médico del dolor en*, Enfoque. 2017.
- [25] W. Mallon, H. Brown, and J. Nunley, “Rango de movimiento digitales: valores normales en adultos jóvenes,” Duke Unive., Durham.

- [26] W. E., *Técnicas de Rehabilitación en medicina deportiva*. 2010.
- [27] K. S. Burbano Ordoñez, “Evaluación de los trastornos musculoesqueleticos y calidad de vida en personas de 41 a 50 años en la provincia del Carchi 2020- 2021,” 2021.
- [28] Organización Mundial de la Salud and Banco Mundial, “Informe Discapacidad2011 Naciones Unidas,” *Inf. Mund. Sobre la Discapac.*, p. 388, 2011.
- [29] T. Mouri, H. Kawasaki, T. Aoki, Y. Nishimoto, S. Ito, and S. Ueki, *Telerehabilitation for fingers and wrist using a hand rehabilitation support system and robot hand*, vol. 42, no. 16. IFAC, 2009.
- [30] L. G. Corona Ramírez, G. S. Abarca Jiménez, and J. Mares Carreño, *Sensores y Actuadores Aplicaciones con Arduino*, GRUPO EDIT. México, 2014.
- [31] H. F. Velasco Peña, “Motores Paso a Paso,” *Lab. Mot. Paso a Paso*, p. Pag 1-3, 2006.
- [32] Álvarez Pulido Manuel, *Controladores Lógicos*. 2010.
- [33] Ó. Torrente Artero, *ARDUINO*. España, 2013.
- [34] P. López and A. J. Carlos, “MICROCONTROLADORES PIC,” pp. 1–44.
- [35] L. Contreras, “RASPBerry PI.” 2013.
- [36] J. Chaur Bernal, “Diseño conceptual de productos asistidos por ordenador: Un estudio analítico sobre aplicaciones y definición de la estructura básica de un nuevo programa,” 2005.
- [37] E. E. M. EIRL, *Simulación con SolidWorks Análisis estático lineal*, MACRO.Perú, 2014.
- [38] A. Inventor, “Autodesk Inventor,” 2015.
- [39] 3D CAD Portal, “Autodesk Inventor un sistema de diseño mecánico inteligente con modelado 3D | ARTICULOS | SECCION ARTICULOS,” 2015..

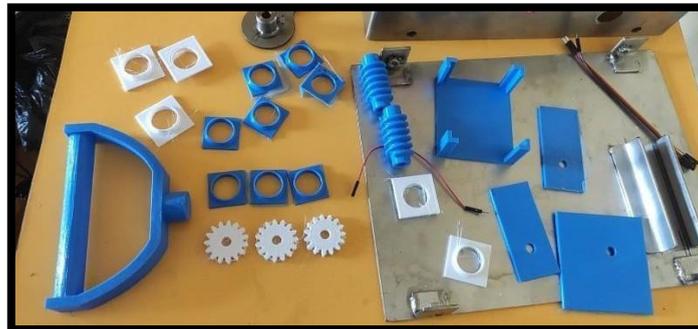
- [40] L. Sanz, “Ética médica y cirugía ortopédica y traumatología *,” vol. 21, pp. 65–74, 2010.
- [41] M. Lic. Licata, “Tabla de peso ideal para hombres y mujeres, por contextura y altura medida en centímetros / kilogramos. (sistema métrico-decimal),” 2017..
- [42] S. K. S. R. Schmid, *ManufacturA, INGENIERÍA Y TecNOLOGÍA*. [1] E. Darie, R. Pécsi, and M. Culcea, “Control de velocidad del servomotr de corriente continua y del motor paso a paso con plataforma Arduino UNO,” *IOP Conf. Ser. Earth Environ. Sci.*, vol. 664, no. 1, 2021, doi: 10.1088/1755-1315/664/1/012055.
- [43] G. Cruz, L. Espinosa, and S. Álvarez, “Prototipo de cnc controlado por arduino,” Institución universitaria Pacual Bravo, 2016.

8. ANEXOS

ANEXO 1. Estructura del Dispositivo



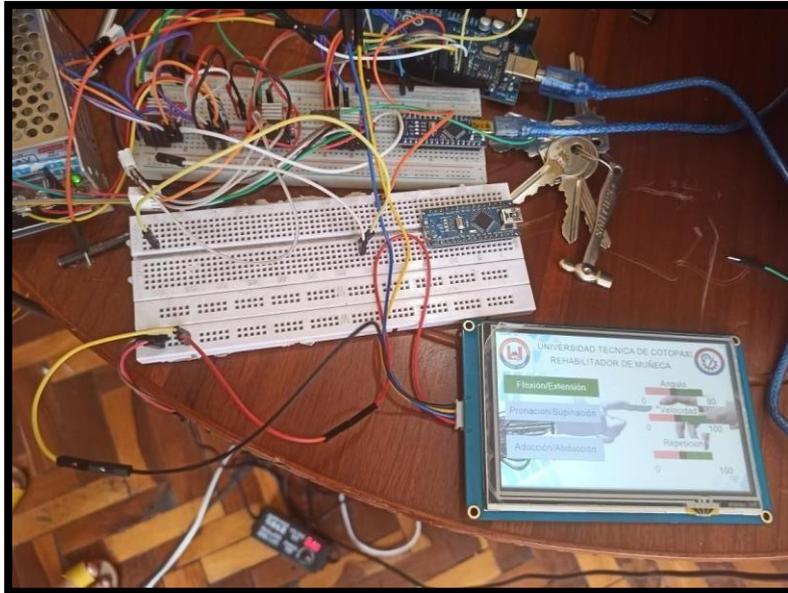
ANEXO 2. Impresión en 3D de las piezas



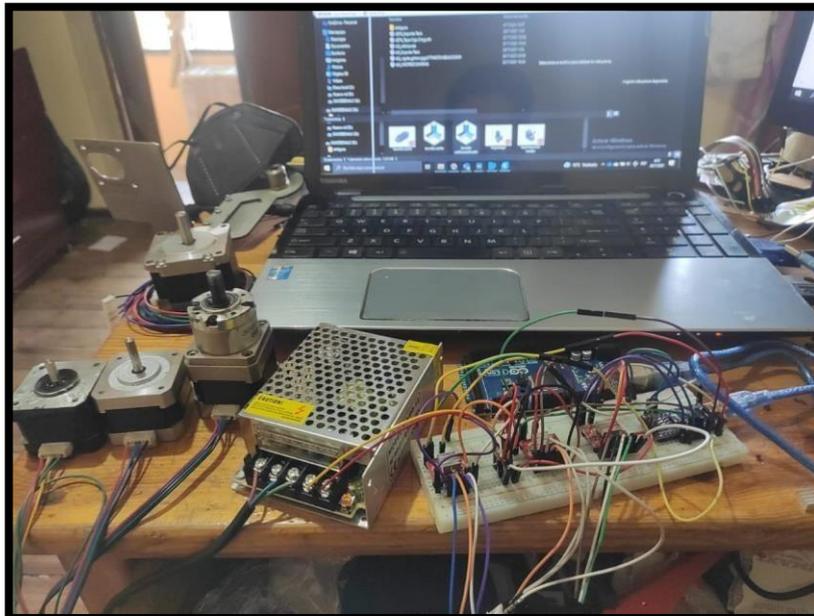
ANEXO 3. Ensamblado parte mecánica del Dispositivo



ANEXO 4. Programación de pantalla Nextion



ANEXO 5. Programación motores



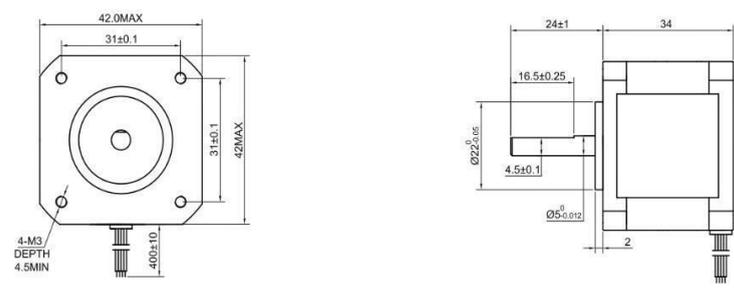
ANEXO 6. Ensamblaje del Dispositivo



ANEXO 7. Dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca



ANEXO 8. Motor paso a paso bipolar nema 17



SPEZIFIKATION	VERBINDUNG	BIPOLAR
AMPS/PHASE		1.33
RESISTANCE/PHASE(Ohms)@25°C		2.10±10%
INDUCTANCE/PHASE(mH)@1KHz		2.50±20%
HOLDING TORQUE(Nm) [lb-in]		0.22[1.91]
STEP ANGLE(°)		1.80
STEP ACCURACY(NON-ACCUM)		±5.00%
ROTOR INERTIA(g-cm²)		35.00
WEIGHT(Kg) [lb]		0.22[0.49]
TEMPERATURE RISE:MAX.80°C (MOTOR STANDSTILL.FOR 2PHASE ENERGIZED)		
AMBIENT TEMPERATURE -10°C-50°C[14°F-122°F]		
INSULATION RESISTANCE 100 Mohm (UNDER NORMAL TEMPERATURE AND HUMIDITY)		
INSULATION CLASS B 130°C[266°F]		
DIELECTRIC STRENGTH 500VAC FOR 1MIN.(BETWEEN THE MOTOR COILS AND THE MOTOR CASE)		
AMBIENT HUMIDITY MAX.85%(NO CONDENSATION)		

TYPE OF CONNECTION (EXTERN)		MOTOR	
PIN NO	BIPOLAR	LEADS	WINDING
1	A —	BLK	A
2	A\ —	GRN	A\
3	B —	RED	B
4	B\ —	BLU	B\

FULL STEP 2 PHASE-Ex. WHEN FACING MOUNTING END (X)

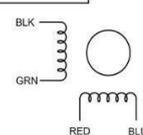
STEP	A	B	A\	B\
1	+	+	-	-
2	-	+	+	-
3	-	-	+	+
4	+	-	-	+

CCW

↓

↑

CW





APVD		8.18.2018
CHKD		
DRN		
SCALE	SIGNATURE	DATE

STEPPER MOTOR

17HS13-1334S

ANEXO 9. Motor paso a paso bipolar nema 17 con caja reductora relación 5:1

SPECIFICATION	CONNECTION	BIPOLAR
AMPS/PHASE		1.68
RESISTANCE/PHASE(Ohms)@25°C		1.80±10%
INDUCTANCE/PHASE(mH)@1KHz		3.20±20%
HOLDING TORQUE w/o GEARBOX(Nm) [lb-in]		0.52[4.60]
GEAR RATIO		5/1
EFFICIENCY		90.00%
STEP ANGLE w/o GEARBOX(°)		1.80
BACKLASH@NO-LOAD		<=1°
MAX.PERMISSIBLE TORQUE(Nm)		2.00
MOMENT PERMISSIBLE TORQUE(Nm)		4.00
SHAFT MAXIMUM AXIAL LOAD(N)		50.00
SHAFT MAXIMUM RADIAL LOAD(N)		100.00
WEIGHT(Kg) [lb]		—
TEMPERATURE RISE:MAX.80°C (MOTOR STANDSTILL;FOR 2PHASE ENERGIZED)		
AMBIENT TEMPERATURE -10°C-50°C [14°F-122°F]		
INSULATION CLASS B 130°C [266°F]		

TYPE OF CONNECTION (EXTERN)		MOTOR	
PIN NO	BIPOLAR	LEADS	WINDING
1	A+ —	BLK	A+ A-
2	A- —	GRN	
3	B+ —	RED	B+ B-
4	B- —	BLU	

FULL STEP 2 PHASE-Ex. .
WHEN FACING MOUNTING END (X)

STEP	A+	B+	A-	B-	
1	+	+	-	-	CCW ↓ ↑ CW
2	-	+	+	-	
3	-	-	+	+	
4	+	-	-	+	

STEPPER MOTOR

17HS19-1684S-PG5

APVD		10.30.2020
CHKD		
1:1	DRN	
SCALE	SIGNATURE	DATE

ANEXO 10. Pantalla Nextion 7"



Especificaciones					
	Datos	Descripción			
Color	64K 65536 colores	16 bits 565, 5R-6G-5B			
Tamaño del diseño	181 (largo) x 108 (ancho) x 7,3 (alto)	NX8048T070_011N			
Área activa (AA)	164,9 mm (largo) x 100 mm (ancho)				
Área visual (VA)	154,08 mm (largo) x 85,92 mm (ancho)				
Resolución	800 x 480 píxeles	También se puede configurar como 480 x 800			
Tipo de toque	Resistidor				
Toques	> 1 millón				
Vida útil de la luz de fondo (promedio)	> 30.000 horas				
Peso	216 g (NX8048T070_011N)				
Características Electrónicas					
	Condiciones de la prueba	Min	Típico	Max	Unidad
Tensión de funcionamiento		4,75	5	7	V
Corriente de funcionamiento	VCC = + 5V, el brillo es 100%	-	510	-	mA
Fuente de alimentación recomendada: 5V, 2A, DC					
Rendimiento de Interfaces					
	Condiciones de la prueba	Min	Típico	Max	Unidad
Velocidad en baudios del puerto serie	Estándar	2400	9600	115200	bps
Salida de alto voltaje	IOH = -1mA	3,0	3.2		V
Salida de bajo voltaje	LIO = 1 mA		0,1	0,2	V
Entrada de alto voltaje		2.0	3.3	5,0	V
Entrada de bajo voltaje		-0,7	0.0	1.3	V
Modo de puerto serie	TTL				
Puerto serial	4Pin_2.54mm				
Toma de tarjeta SD	Sí (FAT32), la ayuda máxima 32G Micro SD tarjeta ranura de la tarjeta microSD * se utiliza exclusivamente para actualizar el firmware de diseño Nextion / HMI				

ANEXO 11. Código de programación Arduino

```

#define EN 8 /* HABILITA TODOS LOS MOTORNES */
#define X_DIR 5 /* DIRECCIÓN X */
#define X_STEP 2 /* PASO EN X*/
#define Y_DIR 6 /* DIRECCIÓN Y */
#define Y_STEP 3 /* PASO EN Y */
#define Z_DIR 7 /* DIRECCIÓN EN Z*/
#define Z_STEP 4 /* PASO EN Z */
#define X_ENDSTOP 9 /*X axis endstop input pin*/
#define Y_ENDSTOP 10 /* Y axis endstop input pin */
#define Z_ENDSTOP 11 /* Z axis endstop input pin */
#define ABORT A0 /* Abort input pin */
#define HOLD A1 /* Hold input pin */
#define RESUME A2 /* Resume input pin */

int contador=0;int valor=0;
int estadoanteriorcontador=0;intestadoanteriorboton=0;

int contador1=0;int valor1=0;
int estadoanteriorcontador1=0;intestadoanteriorboton1=0;

int contador2=0;int valor2=0;
int estadoanteriorcontador2=0;intestadoanteriorboton2=0;

int Count = 0; /* CUENTA EL NUMERO DE PASOS 0 */
boolean Direction = LOW; /* Rotational direction of stepper motors */
int Count1 = 0; /* CUENTA EL NUMERO DE PASOS 0 */
boolean Direction1 = LOW; /* Rotational direction of stepper motors */

int Count2 = 0; /* CUENTA EL NUMERO DE PASOS 0e */
boolean Direction2 = LOW; /* dirección rotacional */

#include "Nextion.h" /*librerias para pantalla nextion*/#include
"NexDualStateButton.h"

```

```

NexText t0 = NexText(0, 14, "t5"); NexText t1 = NexText(0, 15, "t7"); NexText t2 = NexText(0, 16, "t9");
NexText t3 = NexText(0, 23, "t11");NexText t4 = NexText(0, 24, "t12");NexText t5 = NexText(0, 25, "t13");
NexText t6 = NexText(0, 32, "t17");NexText t7 = NexText(0, 33, "t18");NexText t8 = NexText(0, 34, "t19");

NexDSButton          bt0=NexDSButton(0,1,"bt0");NexDSButtonbt1=NexDSButton(0,6,"bt1");
NexDSButton          bt2=NexDSButton(0,7,"bt2");

//REINICIO 1
NexDSButton          bt3=NexDSButton(0,35,"bt3");

//REINICIO 2
NexDSButton          bt10=NexDSButton(1,12,"bt6");

//CALIBRACION
NexDSButton          bt4=NexDSButton(1,6,"bt0");NexDSButton          bt5=NexDSButton(1,7,"bt1");
NexDSButton          bt6=NexDSButton(1,8,"bt2");
NexDSButton          bt7=NexDSButton(1,9,"bt3");NexDSButton          bt8=NexDSButton(1,10,"bt4");
NexDSButton          bt9=NexDSButton(1,11,"bt5");

//flexion extension
NexSlider            h0 = NexSlider(0, 8, "h0");
NexSlider            h1 = NexSlider(0, 11, "h1");
NexSlider            h2 = NexSlider(0, 13, "h2");

//pronacion suprinacion
NexSlider            h3 = NexSlider(0, 17, "h3");
NexSlider            h4 = NexSlider(0, 20, "h4");
NexSlider            h5 = NexSlider(0, 22, "h5");

//aducción/abducción
NexSlider            h6 = NexSlider(0, 26, "h6");
NexSlider            h7 = NexSlider(0, 29, "h7");
NexSlider            h8 = NexSlider(0, 31, "h8");

char buffer[100] = {0};

int delayPasos = 9000; intdelayPasos1 = 9000;
int delayPasos2 = 9000;                               // Variable para temporizar los pasos.int
delayPasos3 = 9000;
int delayPasos4 = 9000;
intdelayPasos5 = 9000;
int delayPasos6 = 9000;

```

```

int delayPasos7 = 9000;
int delayPasos8 = 9000;
int delayPasos9 = 9000;

int valorSlider = 0; int valorSlider1 = 0;
int valorSlider2 = 0; // Variable para almacenar el valor del slider que se lee.
int valorSlider3 = 0;
int valorSlider4 = 0;
int valorSlider5 = 0;
int valorSlider6 = 0;
int valorSlider7 = 0;
int valorSlider8 = 0;

int disparo=500;

//SELECCION DEL TIPO DE MOVIMIENTO
uint32_t botonMotorON;
uint32_t botonSentidoGiro;
boolean puestaMarchaMotor = false;
boolean sentidoGiro = false;
uint32_t botonMotorON1;
uint32_t botonSentidoGiro1;
boolean puestaMarchaMotor1 = false;
boolean sentidoGiro1 = false;

uint32_t botonMotorON2;
uint32_t botonSentidoGiro2;
boolean puestaMarchaMotor2 = false;
boolean sentidoGiro2 = false;

// CALIBRACION MOTORES
//CALIBRACION DE MOTOR 1

uint32_t botonMotorON3;
uint32_t botonSentidoGiro3;
boolean puestaMarchaMotor3 = false;
boolean sentidoGiro3 = false;
uint32_t botonMotorON4;
uint32_t botonSentidoGiro4;
boolean puestaMarchaMotor4 = false;

```

```

boolean sentidoGiro4 = false;

//CALIBRACION DE MOTOR 2

uint32_t botonMotorON5;
uint32_t botonSentidoGiro5;
boolean puestaMarchaMotor5 = false;
boolean sentidoGiro5 = false;
uint32_t botonMotorON6;
uint32_t botonSentidoGiro6;
boolean puestaMarchaMotor6 = false;
boolean sentidoGiro6 = false;

//CALIBRACION DE MOTOR 3

uint32_t botonMotorON7;

uint32_t botonSentidoGiro7;
boolean puestaMarchaMotor7 = false;
boolean sentidoGiro7 = false;
uint32_t botonMotorON8;
uint32_t botonSentidoGiro8;

boolean puestaMarchaMotor8 = false;
boolean sentidoGiro8 = false;

//BOTON DE REINICIO1
uint32_t botonreinicio;
//BOTON DE REINICIO2
uint32_t botonreinicio1; NexTouch *nex_listen_list[]=
{
&bt0,&bt1,&bt2,&bt3,&bt4,&bt5,&bt6,&bt7,&bt8,&bt9, &bt10,&h0, &h1, &h2, &h3, &h4, &h5, &h6, &h7,
&h8, NULL
};

//MOTOR 1 SLIDERS
void h0PopCallback(void *ptr) // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
dbSerialPrintln("h0PopCallback"); // Mostramospor el puerto de depuración que se
activó la función hopopcallback.

```

```

h0.getValue(&number); // Recuperamos el valor del slider.
valorSlider=number;
dbSerialPrintln(valorSlider);
delayPasos=map(valorSlider,0,90,10,600); // Mapeamos para sacar la escala que deseamos.
dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10); // Lo pasamos a texto.
t0.setText(temp); // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}
void h1PopCallback(void *ptr) // Función que se ejecuta al cambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};

//dbSerialPrintln("h0PopCallback"); // Mostramos por el puerto de depuración que se activó
// la función hopopcallback.

h1.getValue(&number); // Recuperamos el valor del slider.

valorSlider1=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);

delayPasos1=map(valorSlider1,0,50,8000,400); // Mapeamos para sacar laescala que deseamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10); // Lo pasamos a texto.
t1.setText(temp); // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}
void h2PopCallback(void *ptr) // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
// dbSerialPrintln("h0PopCallback"); // Mostramos por el puerto de depuración que se
activo la funcion hopopcallback.
h2.getValue(&number); // Recuperamos el valor del slider.
valorSlider2=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);
delayPasos2=map(valorSlider2,0,50,1,50); // Mapeamos para sacar laescala que deseamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10); // Lo pasamos a texto.
t2.setText(temp); // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}

```

```

//MOTOR 2 SLIDERS
void h3PopCallback(void *ptr) // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
//dbSerialPrintln("h0PopCallback"); // Mostramos por el puerto de depuración que se activó la
// función hopopcallback.
h3.getValue(&number); // Recuperamos el valor del slider.valorSlider3=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);
delayPasos3=map(valorSlider3,0,90,10,400); // Mapeamos para sacar laescala que desamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10); // Lo pasamos a texto.

t3.setText(temp); // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}

void h4PopCallback(void *ptr) // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
// dbSerialPrintln("h0PopCallback"); // Mostramos por el puerto de depuración que se
// activó la función hopopcallback.
h4.getValue(&number); // Recuperamos el valor del slider.valorSlider4=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);
delayPasos4=map(valorSlider4,0,50,8000,400); // Mapeamos para sacar laescala que deseamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10); // Lo pasamos a texto.
t4.setText(temp); // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}

void h5PopCallback(void *ptr) // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
// dbSerialPrintln("h0PopCallback"); // Mostramos por el puerto dedepuración que se activó la
función hopopcallback.
h5.getValue(&number); // Recuperamos el valor del slider.valorSlider5=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);
delayPasos5=map(valorSlider5,0,50,1,50); // Mapeamos para sacar laescala que deseamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10); // Lo pasamos a texto.
t5.setText(temp); // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.

```

```

}

//MOTOR 3 SLIDERS

void h6PopCallback(void *ptr)                // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
// dbSerialPrintln("h0PopCallback");        // Mostramos por el puerto de depuración que
se activó la función hopopcallback.
h6.getValue(&number);                        // Recuperamos el valor del slider.
valorSlider6=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);
delayPasos6=map(valorSlider6,0,90,10,400);   // Mapeamos para sacar laescala que deseamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10);                     // Lo pasamos a texto.
t6.setText(temp);                           // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}

void h7PopCallback(void *ptr)                // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
// dbSerialPrintln("h0PopCallback");        // Mostramos por el puerto de depuración que se
activó la función hopopcallback.
h7.getValue(&number);                        // Recuperamos el valor del slider.
valorSlider7=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);
delayPasos7=map(valorSlider7,0,50,8000,400); // Mapeamos para sacar laescala que deseamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10);                     // Lo pasamos a texto.
t7.setText(temp);                           // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}

void h8PopCallback(void *ptr)                // Función que se ejecuta alcambiar el slider.
{
uint32_t number = 0;char temp[10] = {0};
// dbSerialPrintln("h0PopCallback");        // Mostramos por el puerto de depuración que se activó
la función hopopcallback.
h8.getValue(&number);                        // Recuperamos el valor del slider.valorSlider8=number;
//dbSerialPrintln(valorSlider);

```

```

delayPasos8=map(valorSlider8,0,50,1,50);           // Mapeamos para sacar laescala que deseamos.
//dbSerialPrintln(delayPasos);
utoa(number, temp, 10)                             // Lo pasamos a texto.
t8.setText(temp);                                  // Ponemos la etiqueta con el valor del slider.
}
void prender_motor1(void *ptr)
{
bt0.getValue(&botonMotorON);

if(botonMotorON)

puestaMarchaMotor = true;e

lse puestaMarchaMotor = false;
};
void prender_motor2(void *ptr)
{
bt1.getValue(&botonMotorON1);

if(botonMotorON1)

puestaMarchaMotor1 = true;

else puestaMarchaMotor1 = false;
};
void prender_motor3(void *ptr)
{
bt2.getValue(&botonMotorON2);

if(botonMotorON2)

puestaMarchaMotor2 = true;

else puestaMarchaMotor2 = false;
};
//REINICIO 1
void reinicio(void *ptr)
{
bt3.getValue(&botonreinicio); if(botonreinicio) digitalWrite(EN, HIGH);digitalWrite(EN, LOW);
};

```

```
//REINICIO 2
void reinicio1(void *ptr)
{
bt10.getValue(&botonreinicio1);

if(botonreinicio1)

digitalWrite(EN, HIGH);

digitalWrite(EN, LOW);

};

//calibrar motor1
//ARRIBA M1
void calibrar_motor1(void *ptr)
{
bt4.getValue(&botonMotorON3);

if(botonMotorON3)

puestaMarchaMotor3 = true;

else puestaMarchaMotor3 = false;

};

//ABAJO M1
void calibrar_motor2(void *ptr)
{

bt5.getValue(&botonMotorON4);

if(botonMotorON4)

puestaMarchaMotor4 = true;

else puestaMarchaMotor4 = false;

};

// ARRIBA M2
void calibrar_motor3(void *ptr)
{

bt6.getValue(&botonMotorON5);

if(botonMotorON5)
```

```

puestaMarchaMotor5 = true;

else puestaMarchaMotor5 = false;

};

//ABAJO M2
void calibrar_motor4(void *ptr)
{
bt7.getValue(&botonMotorON6);

if(botonMotorON6) puestaMarchaMotor6 = true;

else puestaMarchaMotor6 = false;

};

//ARRIBA M3
void calibrar_motor5(void *ptr)
{
bt8.getValue(&botonMotorON7);

if(botonMotorON7) puestaMarchaMotor7 = true;

else puestaMarchaMotor7 = false;

};

//ABAJO M3
void calibrar_motor6(void *ptr)
{
bt9.getValue(&botonMotorON8);

if(botonMotorON8) puestaMarchaMotor8 = true;

else puestaMarchaMotor8 = false;

};

void setup()
{
nexInit(); bt0.attachPop(prender_motor1);

bt1.attachPop(prender_motor2);

bt2.attachPop(prender_motor3);

bt3.attachPop(reinicio); b

t10.attachPop(reinicio1);

```

```

//CALIBRACION
bt4.attachPop(calibrar_motor1);

bt5.attachPop(calibrar_motor2);

bt6.attachPop(calibrar_motor3);

bt7.attachPop(calibrar_motor4);

bt8.attachPop(calibrar_motor5);

bt9.attachPop(calibrar_motor6);

h0.attachPop(h0PopCallback);
h1.attachPop(h1PopCallback);
h2.attachPop(h2PopCallback);
h3.attachPop(h3PopCallback);
h4.attachPop(h4PopCallback);
h5.attachPop(h5PopCallback);
h6.attachPop(h6PopCallback);
h7.attachPop(h7PopCallback);
h8.attachPop(h8PopCallback);
/* Initialize serial */
Serial.begin(9600);
/* Configure the stepper drive pins as outputs */
pinMode(EN, OUTPUT);
pinMode(X_DIR, OUTPUT);
pinMode(X_STEP, OUTPUT);
pinMode(Y_DIR, OUTPUT);
pinMode(Y_STEP, OUTPUT);
pinMode(Z_DIR, OUTPUT);
pinMode(Z_STEP, OUTPUT);

/* Configure the control pins as inputs with pullups */
pinMode(X_ENDSTOP, INPUT_PULLUP);
pinMode(Y_ENDSTOP, INPUT_PULLUP);
pinMode(Z_ENDSTOP, INPUT_PULLUP);
pinMode(ABORT, INPUT_PULLUP);
pinMode(HOLD, INPUT_PULLUP);
pinMode(RESUME, INPUT_PULLUP);

```

```

/* Enable the X, Y, Z & Aux stepper outputs */
digitalWrite(EN, LOW)//Low to enable
}
/* The setup routine runs once when you press reset: */

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop()
{
  nexLoop(nex_listen_list);
  //CALIBRACION ARRIBA MOTOR 1
  if(puestaMarchaMotor3)
  {digitalWrite(X_DIR, LOW);

  digitalWrite(X_STEP, LOW);
  delayMicroseconds(1000);
  digitalWrite(X_STEP, HIGH);
  delayMicroseconds(1000); // temporizamos el valor resultante del mapeo.
  }
  if(puestaMarchaMotor4)
  {digitalWrite(X_DIR, HIGH);

  digitalWrite(X_STEP, LOW);
  delayMicroseconds(1000);
  digitalWrite(X_STEP, HIGH);
  delayMicroseconds(1000); // temporizamos el valor resultante del mapeo.
  }
  //CALIBRACION ARRIBA MOTOR 2
  if(puestaMarchaMotor5)
  {digitalWrite(Y_DIR, LOW);

  digitalWrite(Y_STEP, LOW);
  delayMicroseconds(1000);
  digitalWrite(Y_STEP, HIGH);
  delayMicroseconds(1000); // temporizamos el valor resultante del mapeo.
  }
  if(puestaMarchaMotor6)
  {digitalWrite(Y_DIR, HIGH);

  digitalWrite(Y_STEP, LOW);

```

```

delayMicroseconds(1000);
digitalWrite(Y_STEP, HIGH);
delayMicroseconds(1000);           // temporizamos el valor resultante delmapeo.
}
//CALIBRACION ARRIBA MOTOR 3
if(puestaMarchaMotor7)
{
digitalWrite(Z_DIR, LOW);

digitalWrite(Z_STEP, LOW);
delayMicroseconds(1000);
digitalWrite(Z_STEP, HIGH);
delayMicroseconds(1000);           // temporizamos el valor resultante delmapeo.
}
if(puestaMarchaMotor8)
{
digitalWrite(Z_DIR, HIGH);

digitalWrite(Z_STEP, LOW);
delayMicroseconds(1000);
digitalWrite(Z_STEP, HIGH);
delayMicroseconds(1000);           // temporizamos el valor resultante delmapeo.
}
//MOTOR 1
if(puestaMarchaMotor)
{
Count++;
/* If we have reached 500 steps then change the stepper direction and reset the counter */if (Count >= delayPasos)
{
Direction = !Direction;

digitalWrite(X_DIR, Direction);
// Low = CWCount = 0; }
digitalWrite(X_STEP, HIGH);
delayMicroseconds(delayPasos1);
digitalWrite(X_STEP, LOW);
delayMicroseconds(delayPasos1);
//contador valor=Direction;

```

```

if(valor != estadoanteriorboton)
{
if(valor == 1)
{
contador++; Serial.print(contador);
if (contador == delayPasos2)
{
contador = 0; digitalWrite(EN, HIGH);
}
}
}
estadoanteriorboton = valor;
}
//MOTOR 2
if(puestaMarchaMotor1)
{
/* Count one step */
Count1++;
/* If we have reached 500 steps then change the stepper direction and reset the counter */
if (Count1 >= delayPasos3)
{
Direction1 = !Direction1; digitalWrite(Y_DIR, Direction1);
// Low = CWCount1 = 0; }
digitalWrite(Y_STEP, HIGH);
delayMicroseconds(delayPasos4);
digitalWrite(Y_STEP, LOW);
delayMicroseconds(delayPasos4);
valor1=Direction1;
if(valor1 != estadoanteriorboton1){
if(valor1 == 1){
contador1++;
Serial.print(contador1);
if (contador1 == delayPasos5) {contador1 = 0;
digitalWrite(EN, HIGH);
}
}
}
}

```

```

}
estadoanteriorboton1 = valor1;
}

//MOTOR 3
if(puestaMarchaMotor2)
{
/* Count one step */Count2++;
/* If we have reached 500 steps then change the stepper direction and reset the counter */
/if (Count2 >= delayPasos6)
{
Direction2 = !Direction2;
digitalWrite(Z_DIR, Direction2);
// Low = CWCount2 = 0;
}
/* Step the X, Y, Z, and Aux motors */

digitalWrite(Z_STEP, HIGH);

delayMicroseconds(delayPasos7);

digitalWrite(Z_STEP, LOW);

delayMicroseconds(delayPasos7); }

valor2=Direction2;

if(valor2 != estadoanteriorboton2){

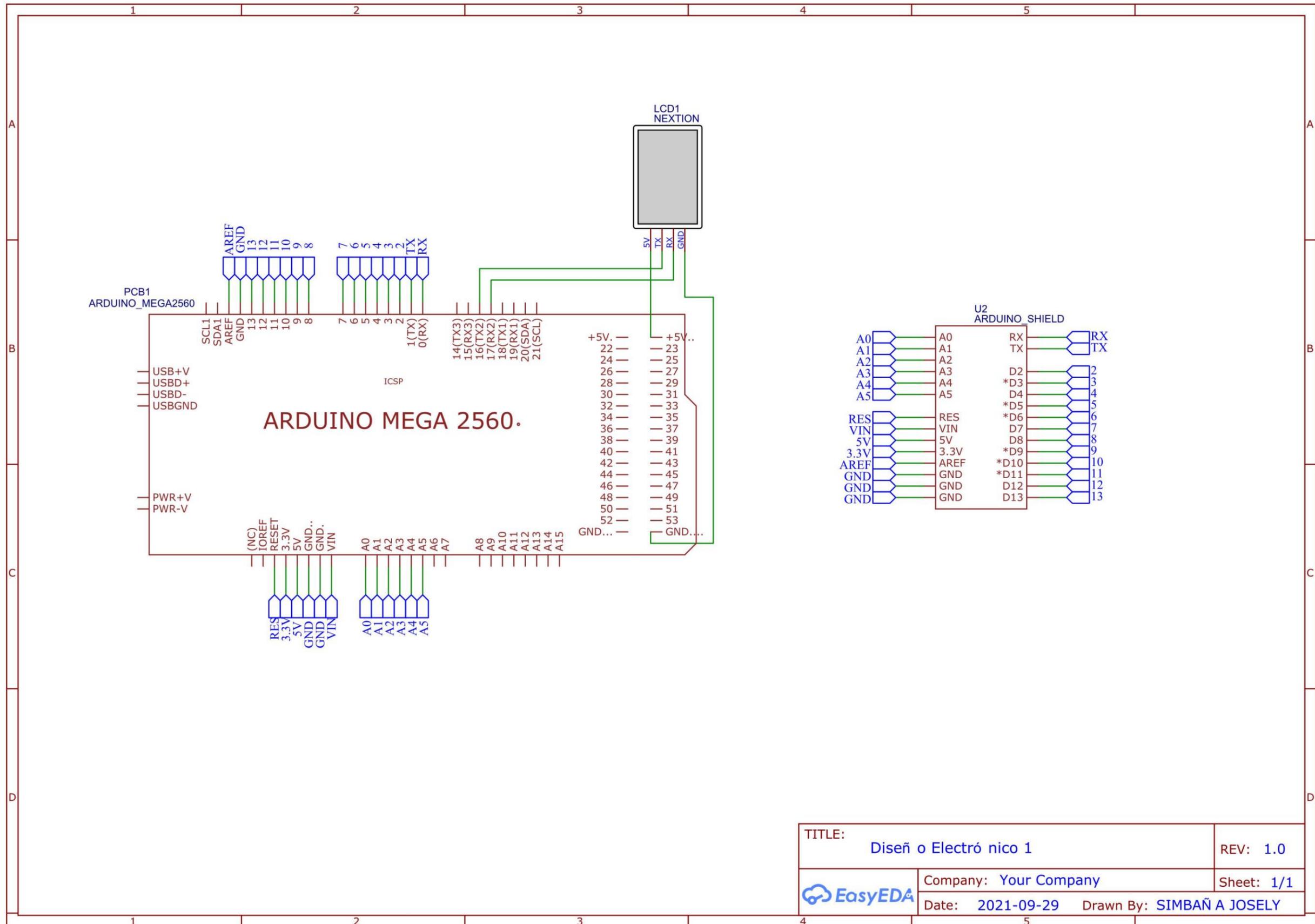
if(valor2 == 1){
contador2++;
Serial.print(contador2);
if (contador2 == delayPasos8) {
contador2= 0;
digitalWrite(EN, HIGH);
}
}
}

estadoanteriorboton2 = valor2;
/* Check state of inputs */
if (!digitalRead(X_ENDSTOP))

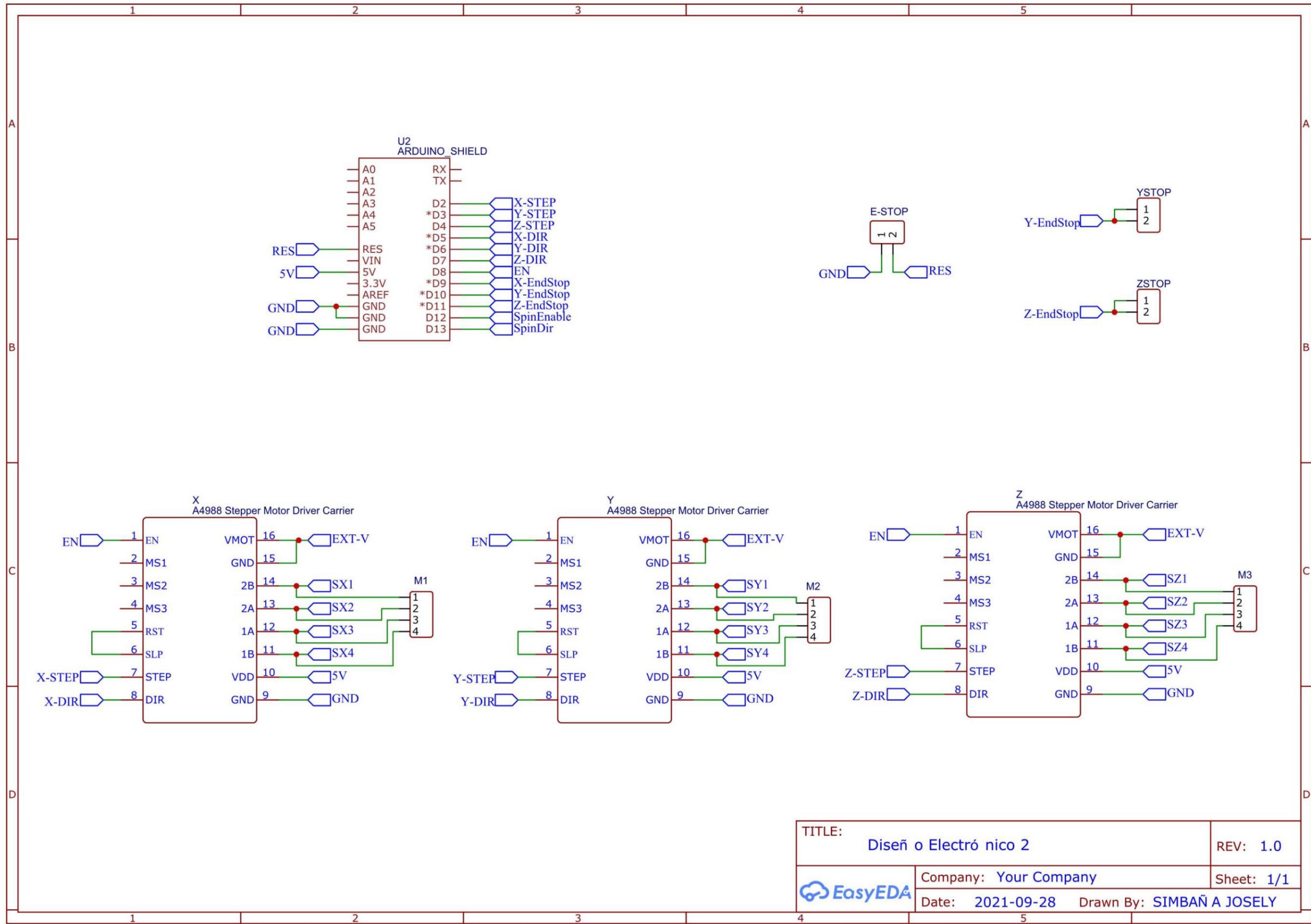
```

```
digitalWrite(EN, HIGH);  
if (!digitalRead(Y_ENDSTOP))  
digitalWrite(EN, HIGH);  
if (!digitalRead(Z_ENDSTOP))  
digitalWrite(EN,HIGH);
```

Anexo 12. Diseños Electrónico

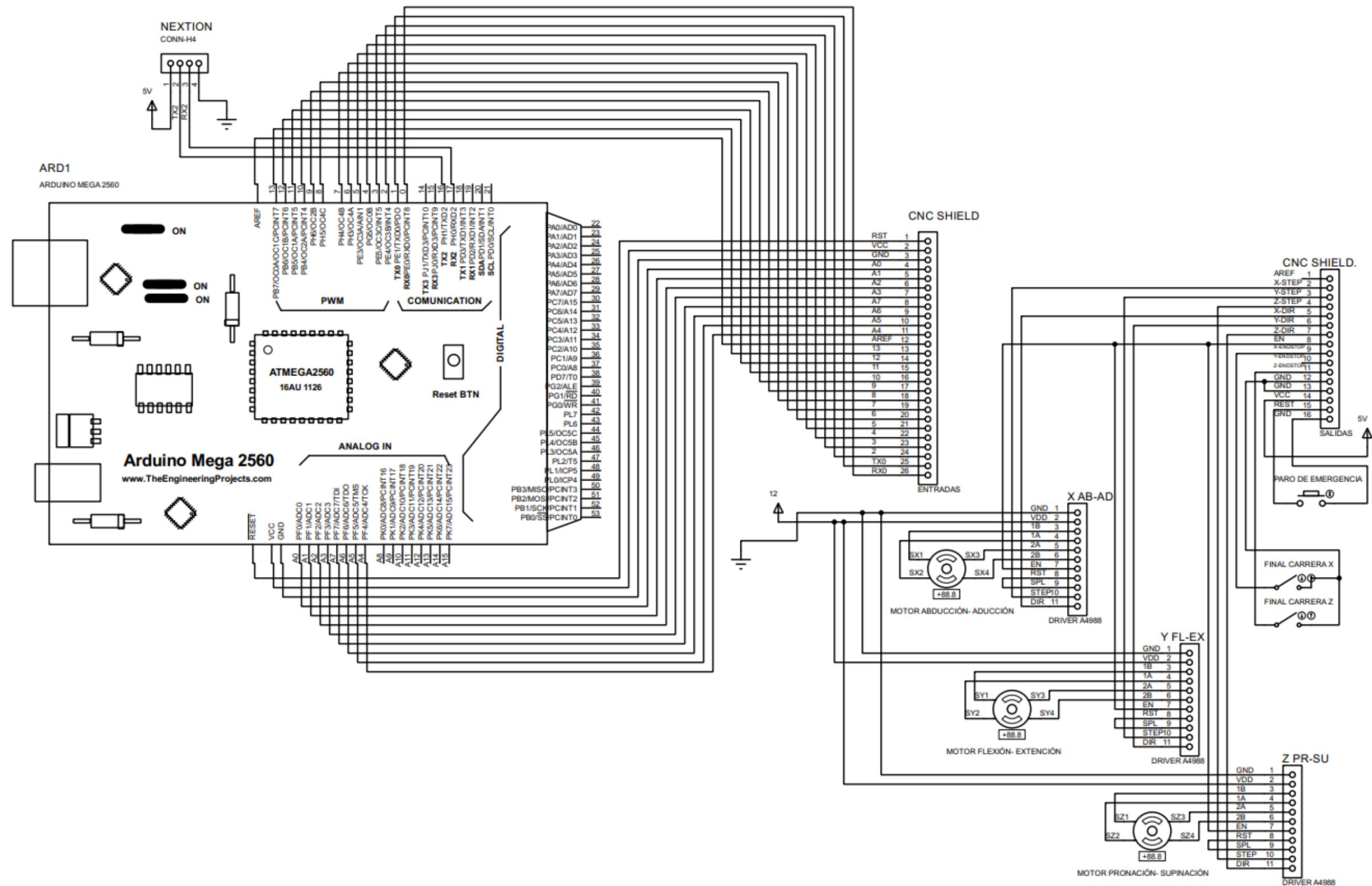


TITLE: Diseño Electrónico 1		REV: 1.0
	Company: Your Company	Sheet: 1/1
	Date: 2021-09-29	Drawn By: SIMBAÑA JOSELY

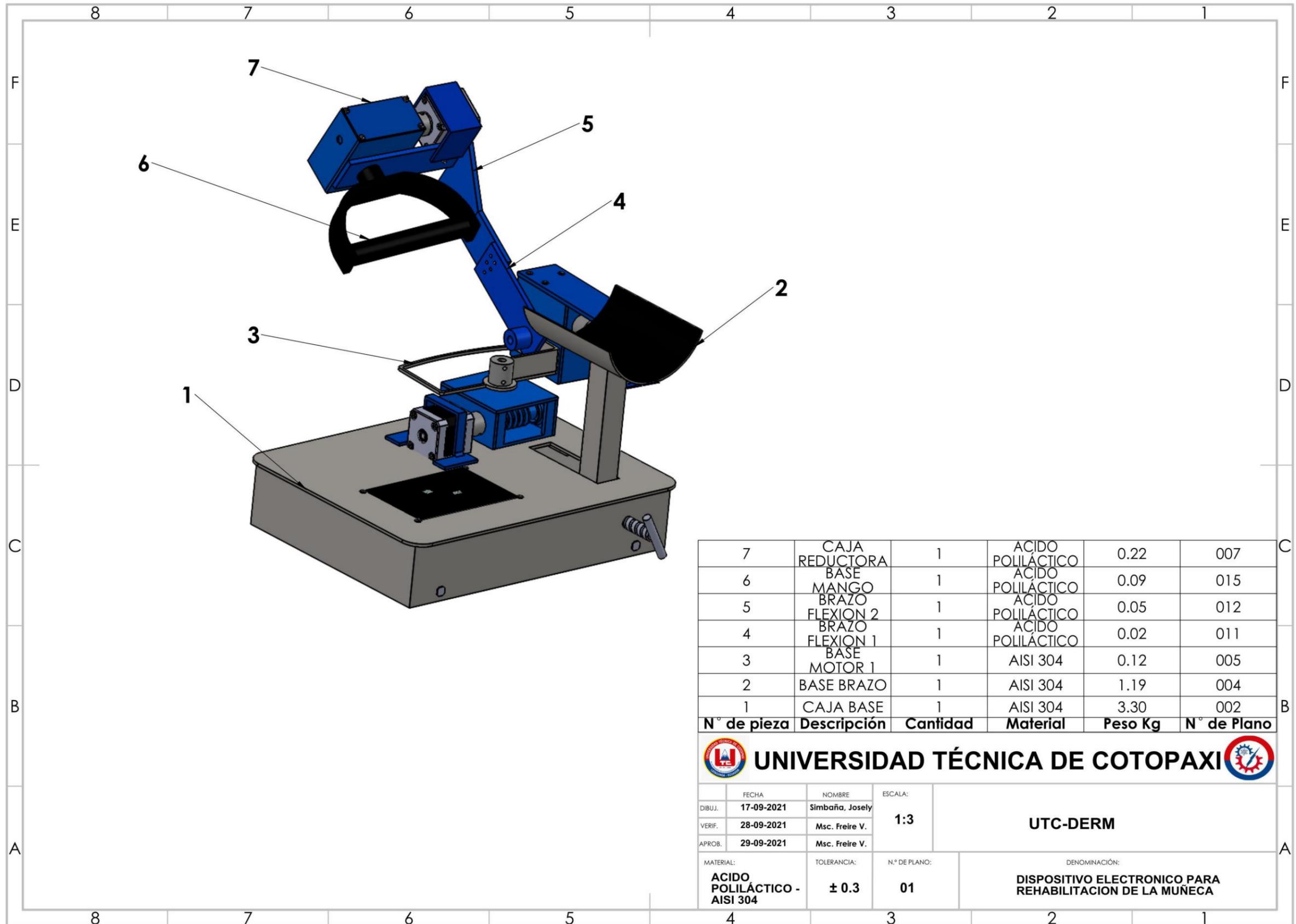


TITLE: Diseño Electrónico 2		REV: 1.0
	Company: Your Company	Sheet: 1/1
	Date: 2021-09-28	Drawn By: SIMBAÑA JOSELY

Anexo 13. Plano Eléctrico



Anexo 14. Planos

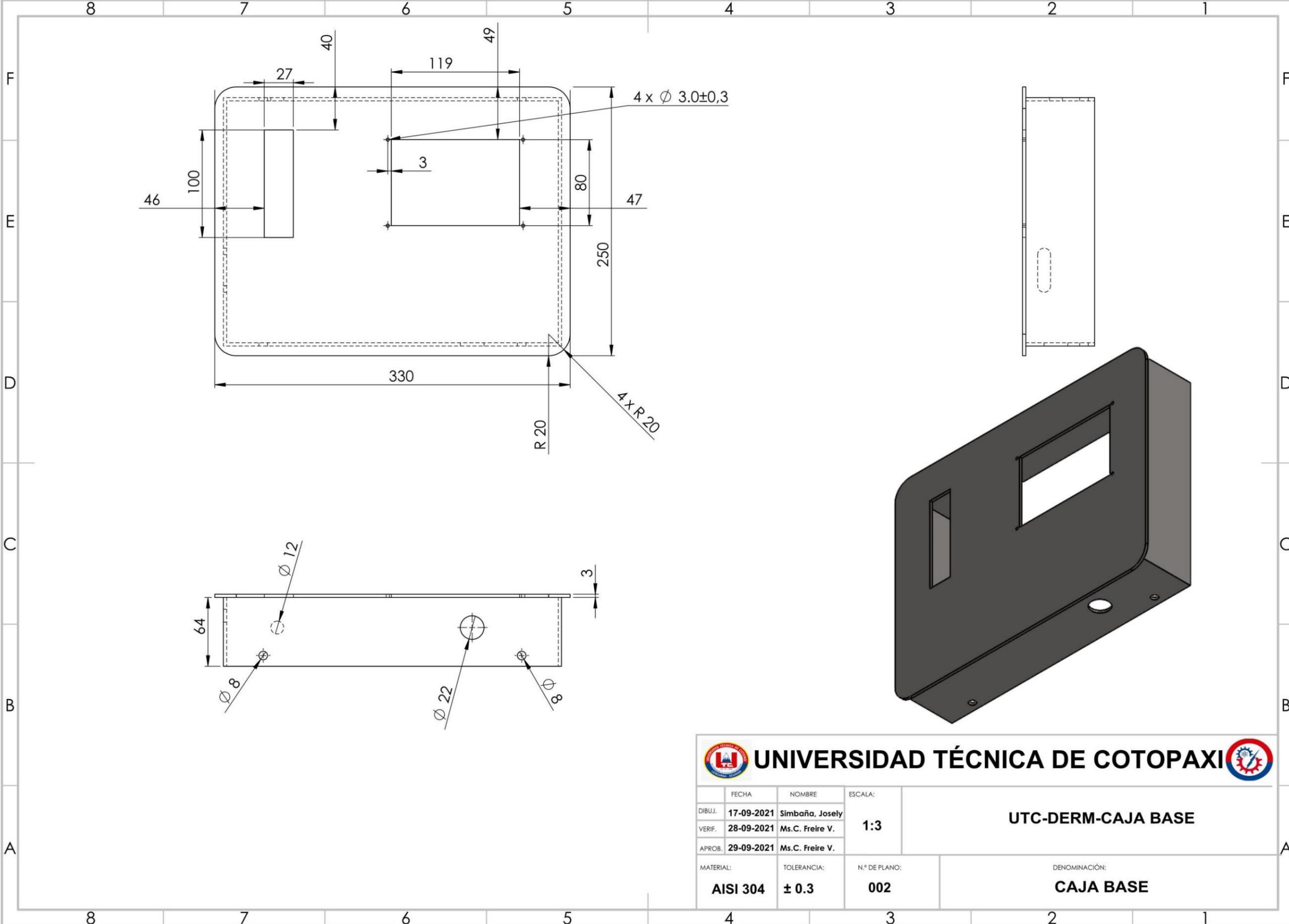


7	CAJA REDUCTORA	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.22	007
6	BASE MANGO	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.09	015
5	BRAZO FLEXION 2	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.05	012
4	BRAZO FLEXION 1	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.02	011
3	BASE MOTOR 1	1	AISI 304	0.12	005
2	BASE BRAZO	1	AISI 304	1.19	004
1	CAJA BASE	1	AISI 304	3.30	002
N° de pieza	Descripción	Cantidad	Material	Peso Kg	N° de Plano

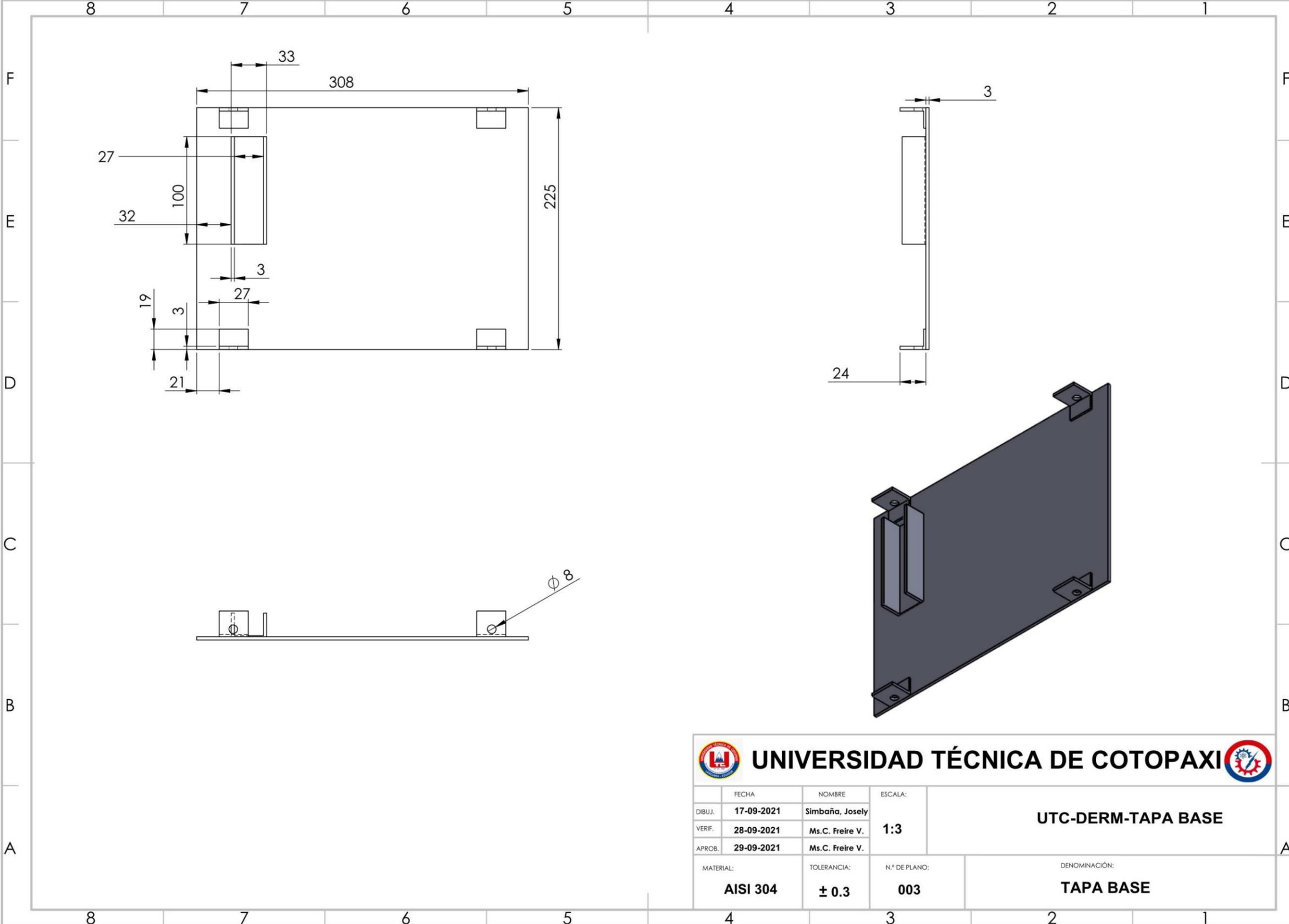


UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

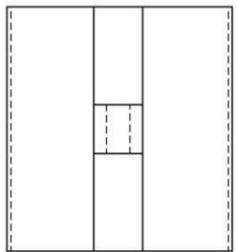
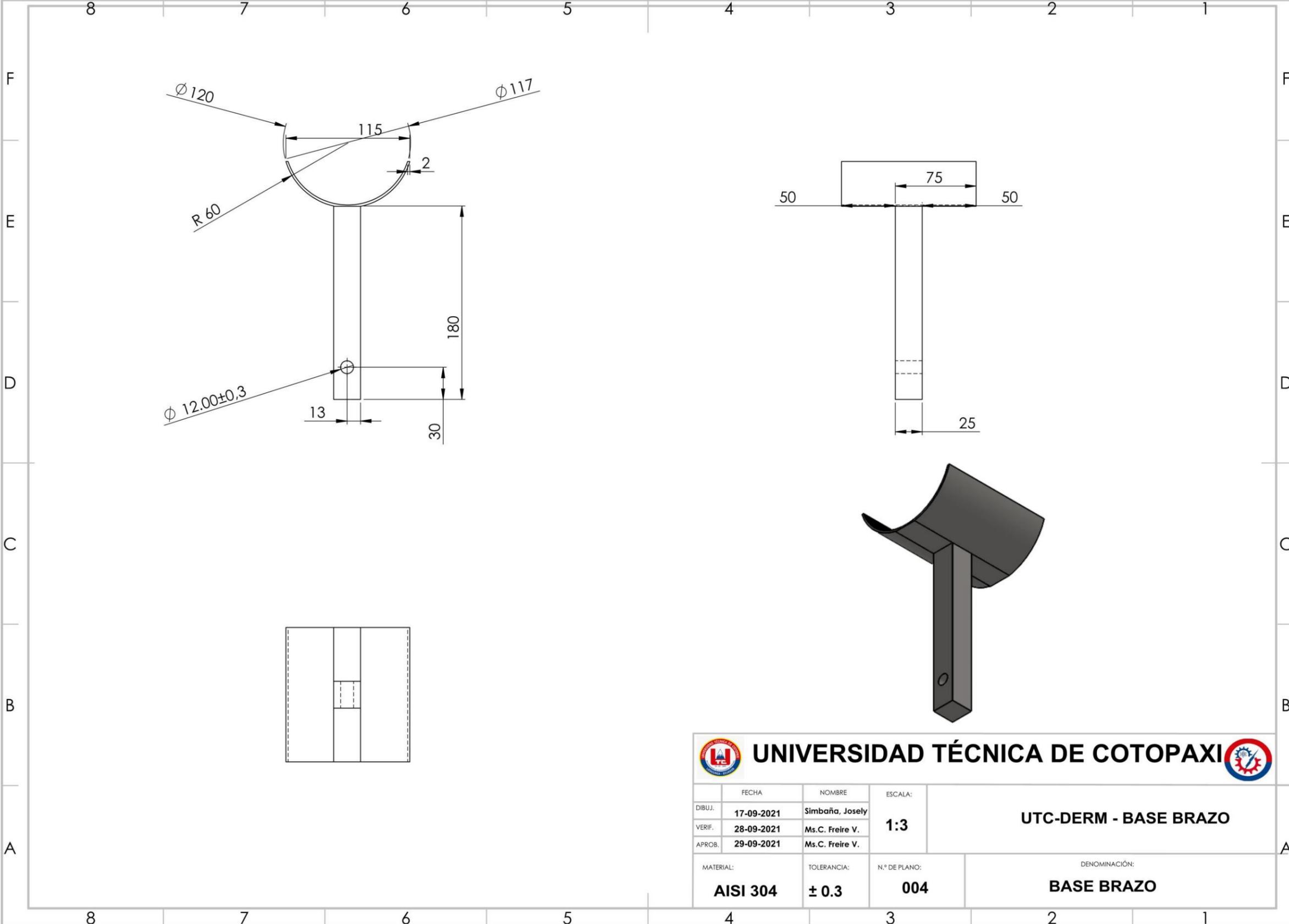
DIBUJ.	FECHA: 17-09-2021	NOMBRE: Simbaña, Josely	ESCALA: 1:3	UTC-DERM
VERIF.	28-09-2021	Msc. Freire V.		
APROB.	29-09-2021	Msc. Freire V.		
MATERIAL:	ACIDO POLILÁCTICO - AISI 304	TOLERANCIA: ± 0.3	N° DE PLANO: 01	DENOMINACIÓN: DISPOSITIVO ELECTRONICO PARA REHABILITACION DE LA MUÑECA



 UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI 		ESCALA:		UTC-DERM-CAJA BASE			
		DIBUJ.	FECHA		NOMBRE	1:3	
VERIF.	28-09-2021	Ms.C. Freire V.					
APROB.	29-09-2021	Ms.C. Freire V.					
MATERIAL:	AISI 304	TOLERANCIA:	± 0.3	N.º DE PLANO:	002	DENOMINACIÓN:	CAJA BASE



FECHA	NOMBRE	ESCALA:	UTC-DERM-TAPA BASE
DIBUJ. 17-09-2021	Simbaña, Josely	1:3	
VERIF. 28-09-2021	Ms.C. Freire V.		
APROB. 29-09-2021	Ms.C. Freire V.		
MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE PLANO:	DENOMINACIÓN:
AISI 304	± 0.3	003	TAPA BASE

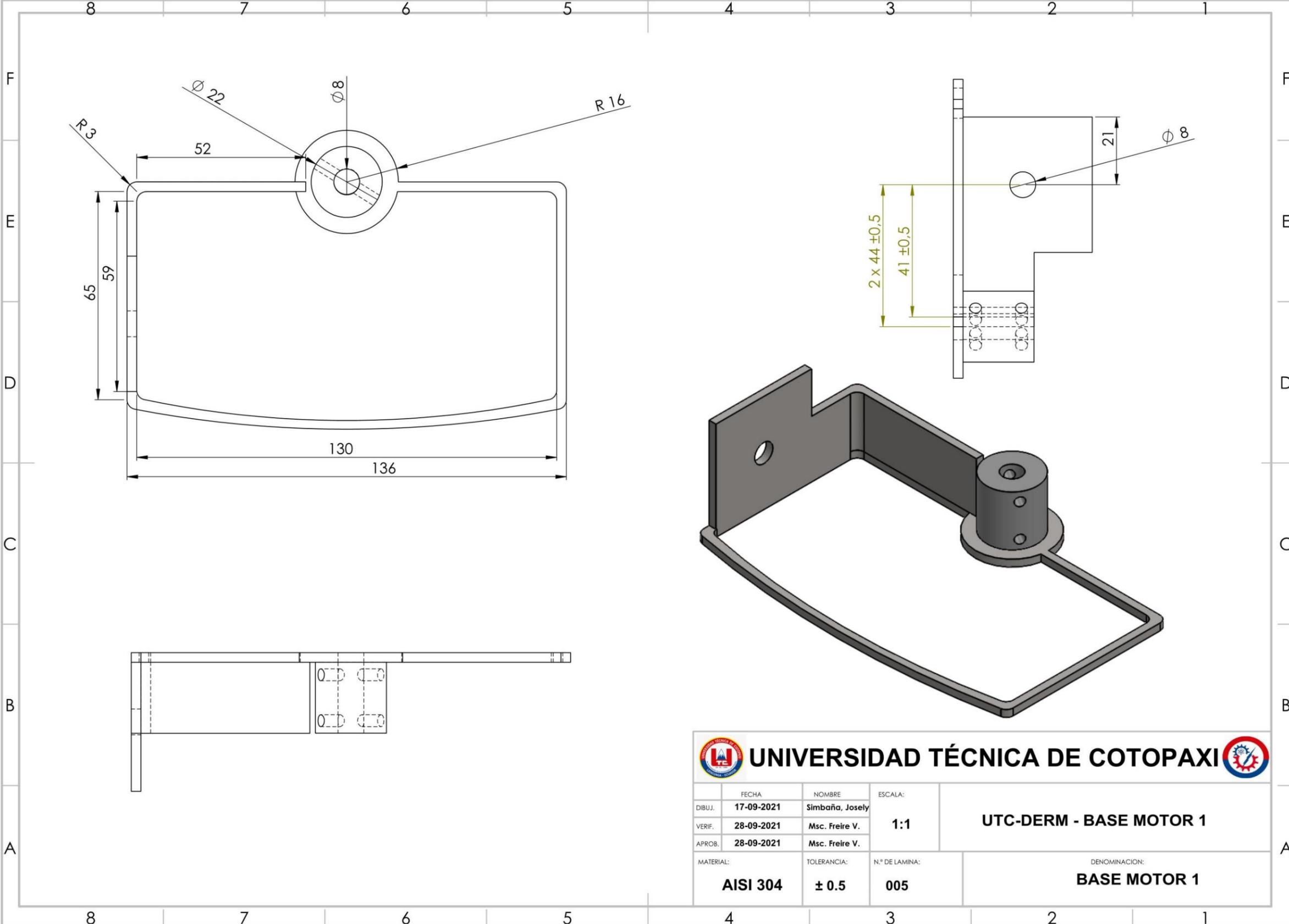



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

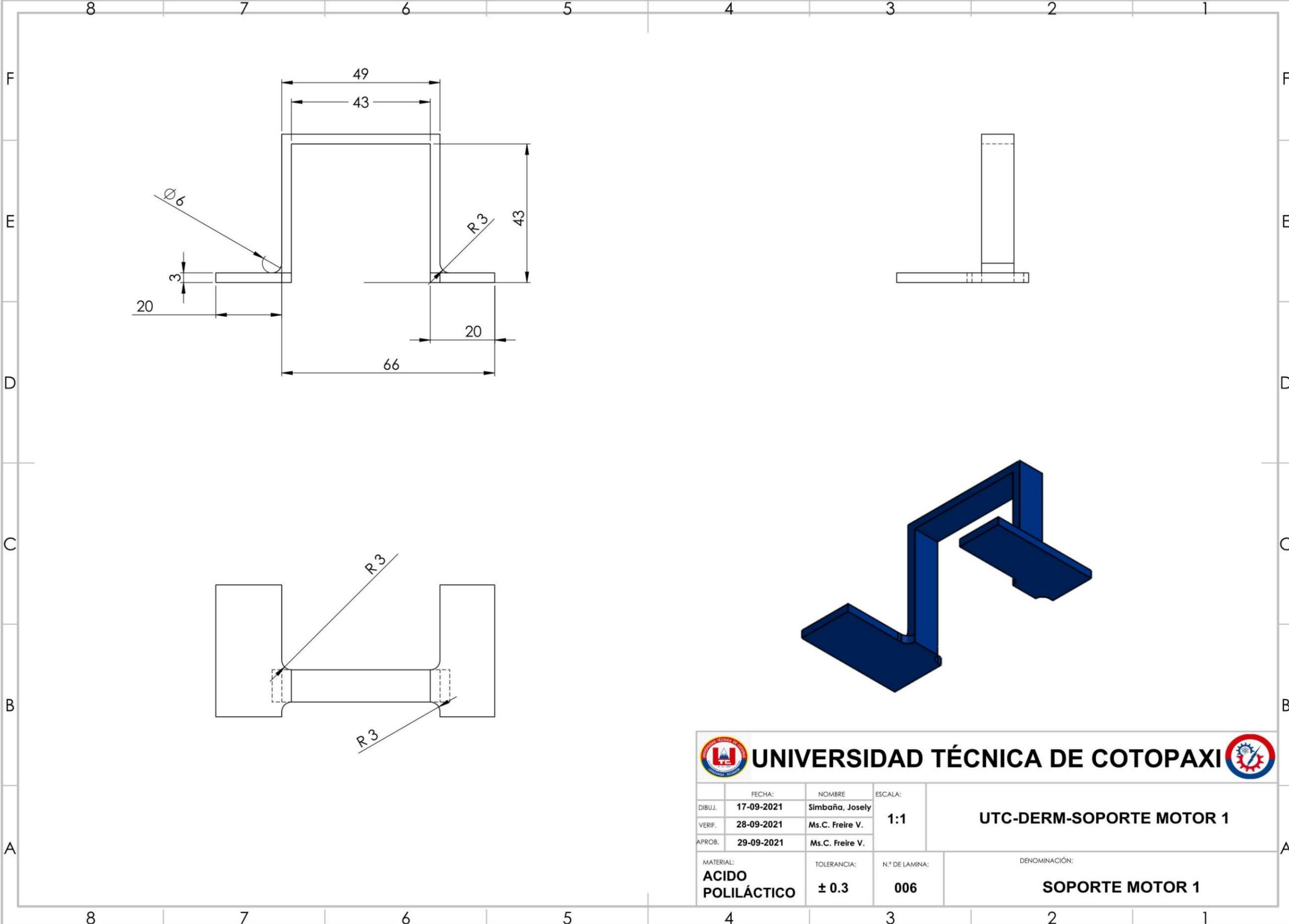

	FECHA	NOMBRE	ESCALA:
DIBUJ.	17-09-2021	Simbaña, Josely	1:3
VERIF.	28-09-2021	Ms.C. Freire V.	
APROB.	29-09-2021	Ms.C. Freire V.	

UTC-DERM - BASE BRAZO

MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE PLANO:	DENOMINACIÓN:
AISI 304	± 0.3	004	BASE BRAZO

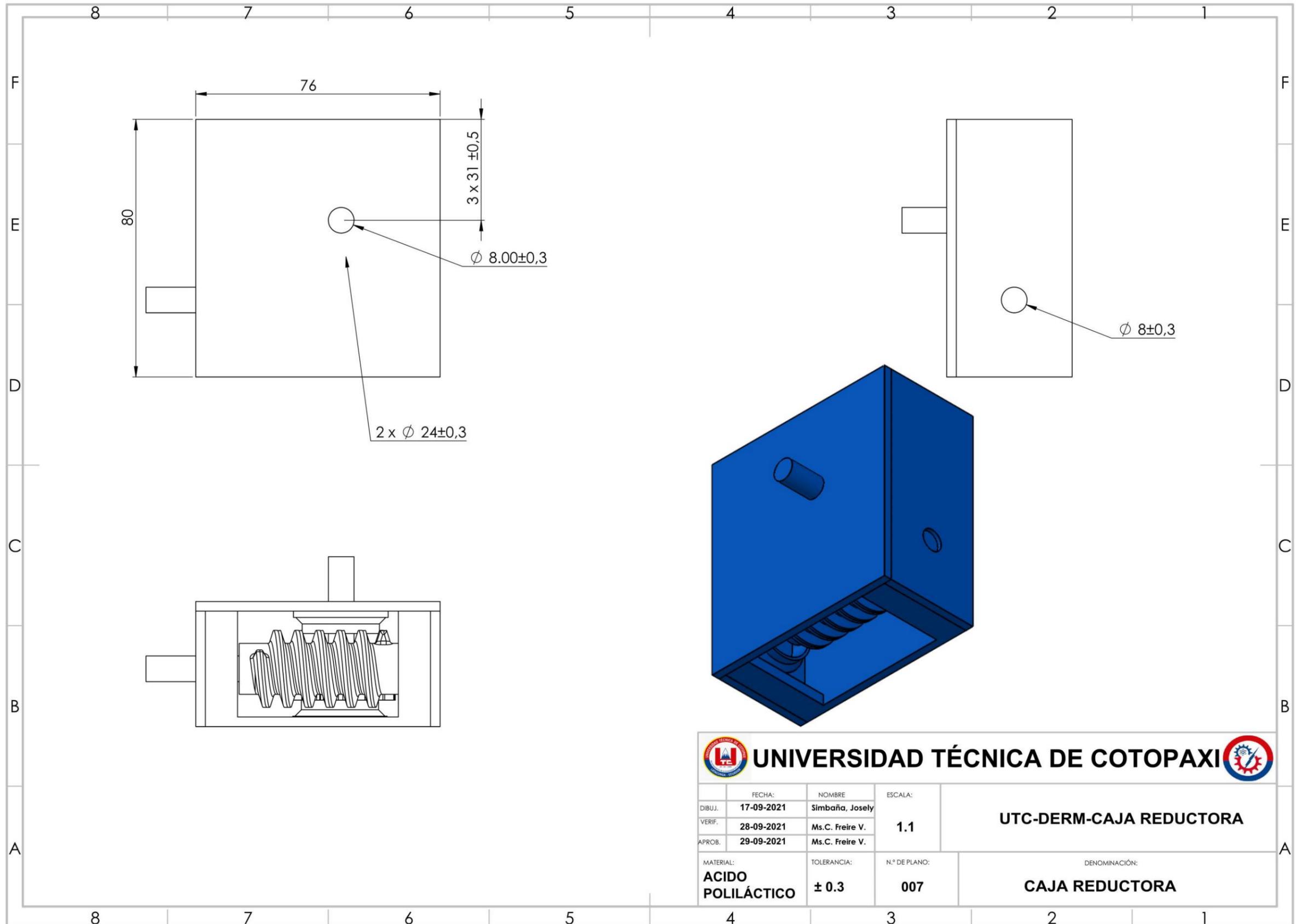


DIBUJ.	FECHA	NOMBRE	ESCALA:	UTC-DERM - BASE MOTOR 1
VERIF.	17-09-2021	Simbaña, Josely	1:1	
APROB.	28-09-2021	Msc. Freire V.		
MATERIAL:		TOLERANCIA:	N.º DE LAMINA:	DENOMINACION:
AISI 304		± 0.5	005	BASE MOTOR 1



DIBUJ.	FECHA: 17-09-2021	NOMBRE: Simbaña, Josely	ESCALA: 1:1	UTC-DERM-SOPORTE MOTOR 1
VERIF.	28-09-2021	Ms.C. Freire V.		
APROB.	29-09-2021	Ms.C. Freire V.		

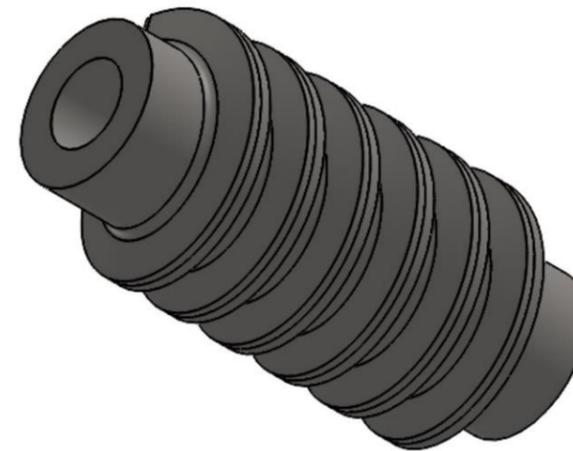
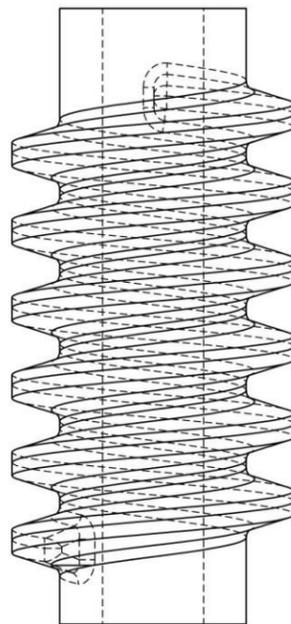
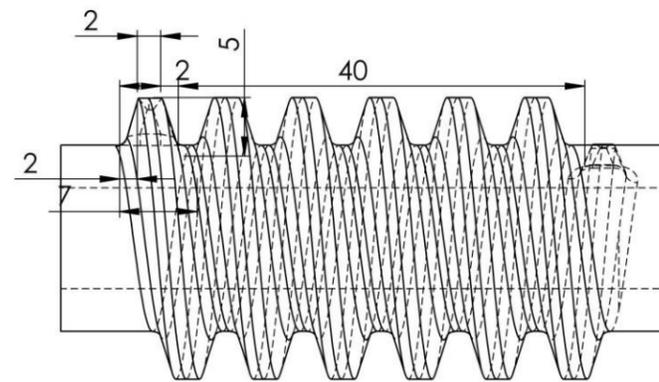
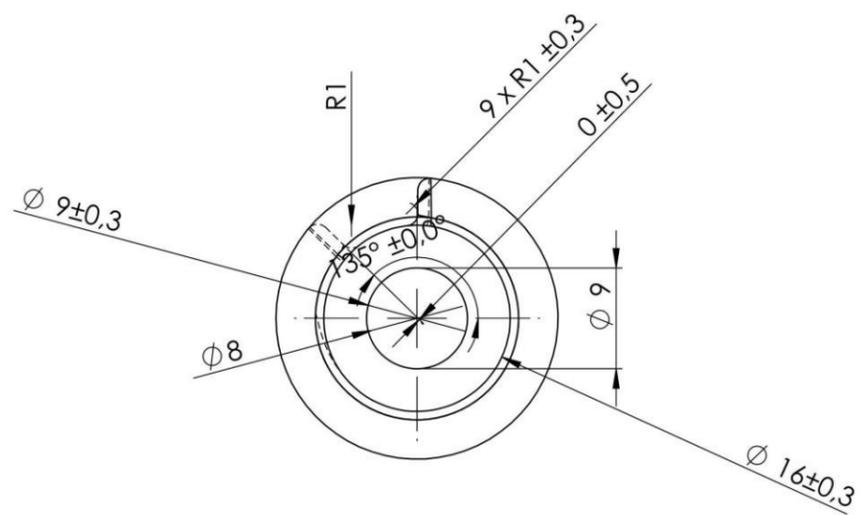
MATERIAL: ACIDO POLILÁCTICO	TOLERANCIA: ± 0.3	N.º DE LAMINA: 006	DENOMINACIÓN: SOPORTE MOTOR 1
------------------------------------	-----------------------	--------------------	--------------------------------------



 **UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI** 

FECHA:	NOMBRE:	ESCALA:	UTC-DERM-CAJA REDUCTORA
DIBUJ.: 17-09-2021	Simbaña, Josely	1.1	
VERIF.: 28-09-2021	Ms. C. Freire V.		
APROB.: 29-09-2021	Ms. C. Freire V.		

MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE PLANO:	DENOMINACIÓN:
ACIDO POLILÁCTICO	± 0.3	007	CAJA REDUCTORA



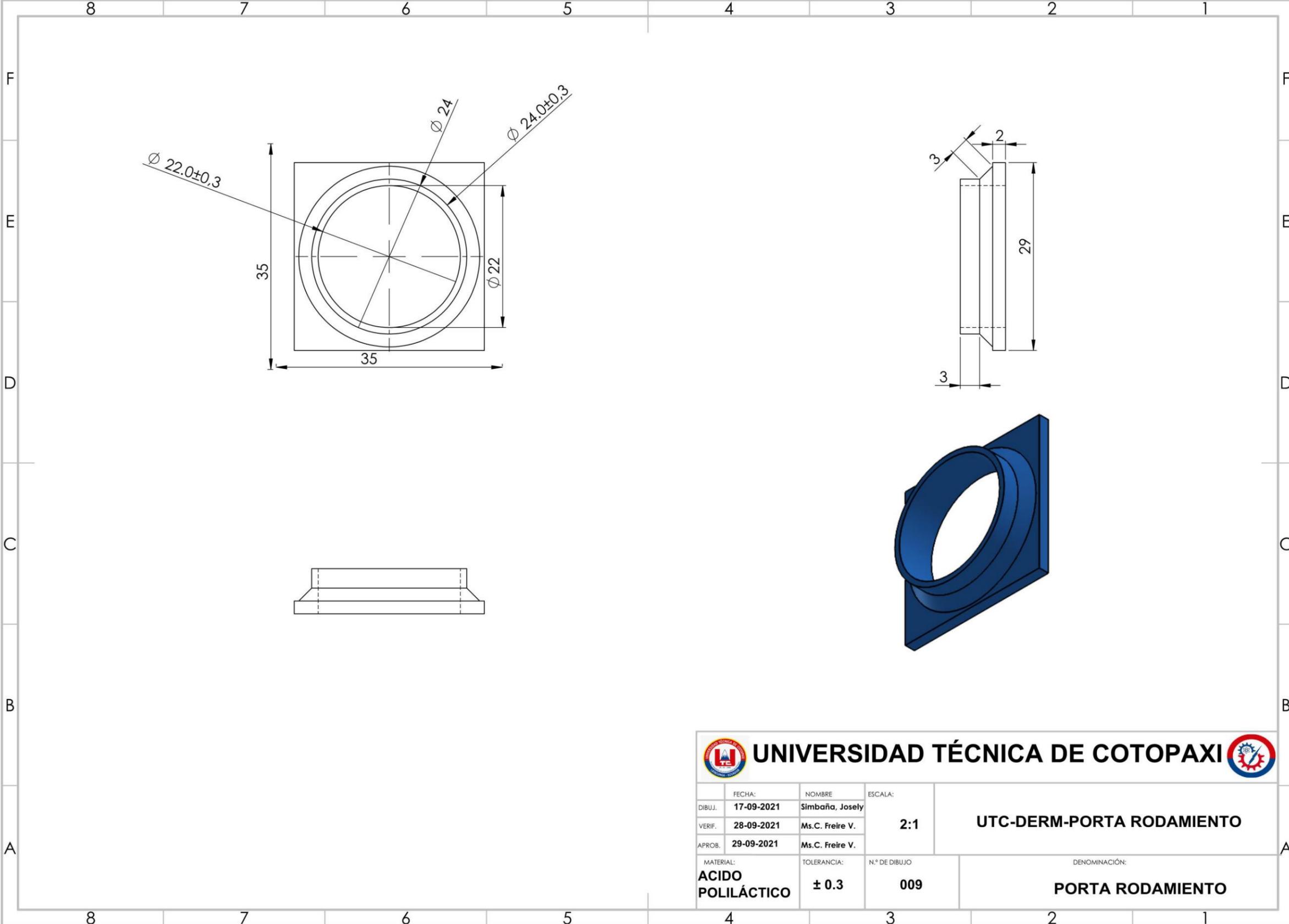
UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

DIBUJ.	FECHA	NOMBRE	ESCALA:
	17-09-2021	Simbaña, Josely	2:1
VERIF.	17-09-2021	Msc. Freire V.	
APROB.	17-09-2021	Msc. Freire V.	

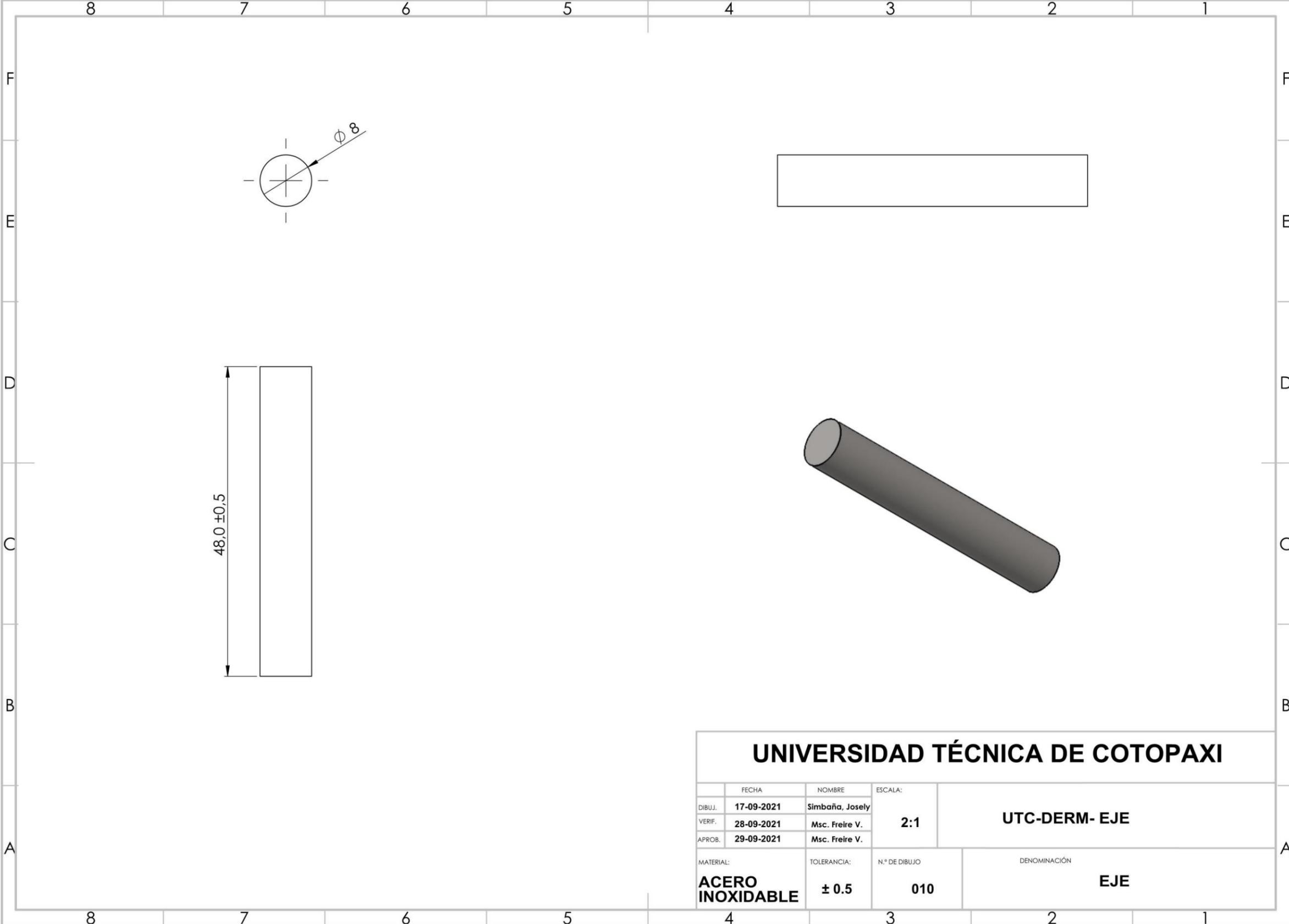
UTC-DERM-TORNILLO SIN FIN

MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE PLANO:
ACIDO POLILÁCTICO	± 0.3	008

DENOMINACIÓN:
TORNILLO SIN FIN

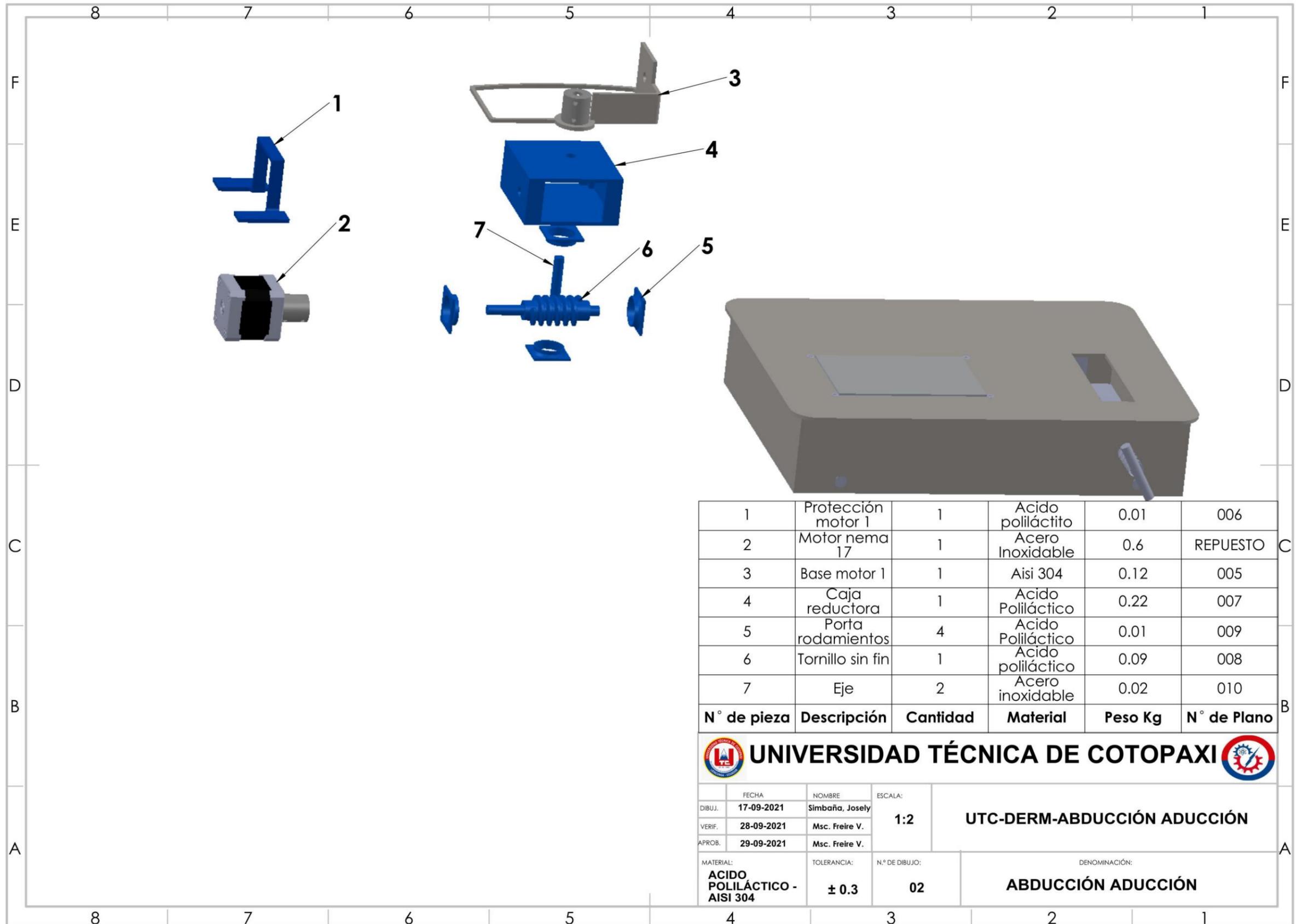


 UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI 				
DIBUJ.	FECHA: 17-09-2021	NOMBRE: Simbaña, Josely	ESCALA: 2:1	UTC-DERM-PORTA RODAMIENTO
VERIF.	28-09-2021	Ms.C. Freire V.		
APROB.	29-09-2021	Ms.C. Freire V.		
MATERIAL:	ACIDO POLILÁCTICO	TOLERANCIA: ± 0.3	N.º DE DIBUJO: 009	DENOMINACIÓN: PORTA RODAMIENTO



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

	FECHA	NOMBRE	ESCALA:	UTC-DERM- EJE
DIBUJ.	17-09-2021	Simbaña, Josely	2:1	
VERIF.	28-09-2021	Msc. Freire V.		
APROB.	29-09-2021	Msc. Freire V.		
MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE DIBUJO	DENOMINACIÓN	
ACERO INOXIDABLE	± 0.5	010	EJE	

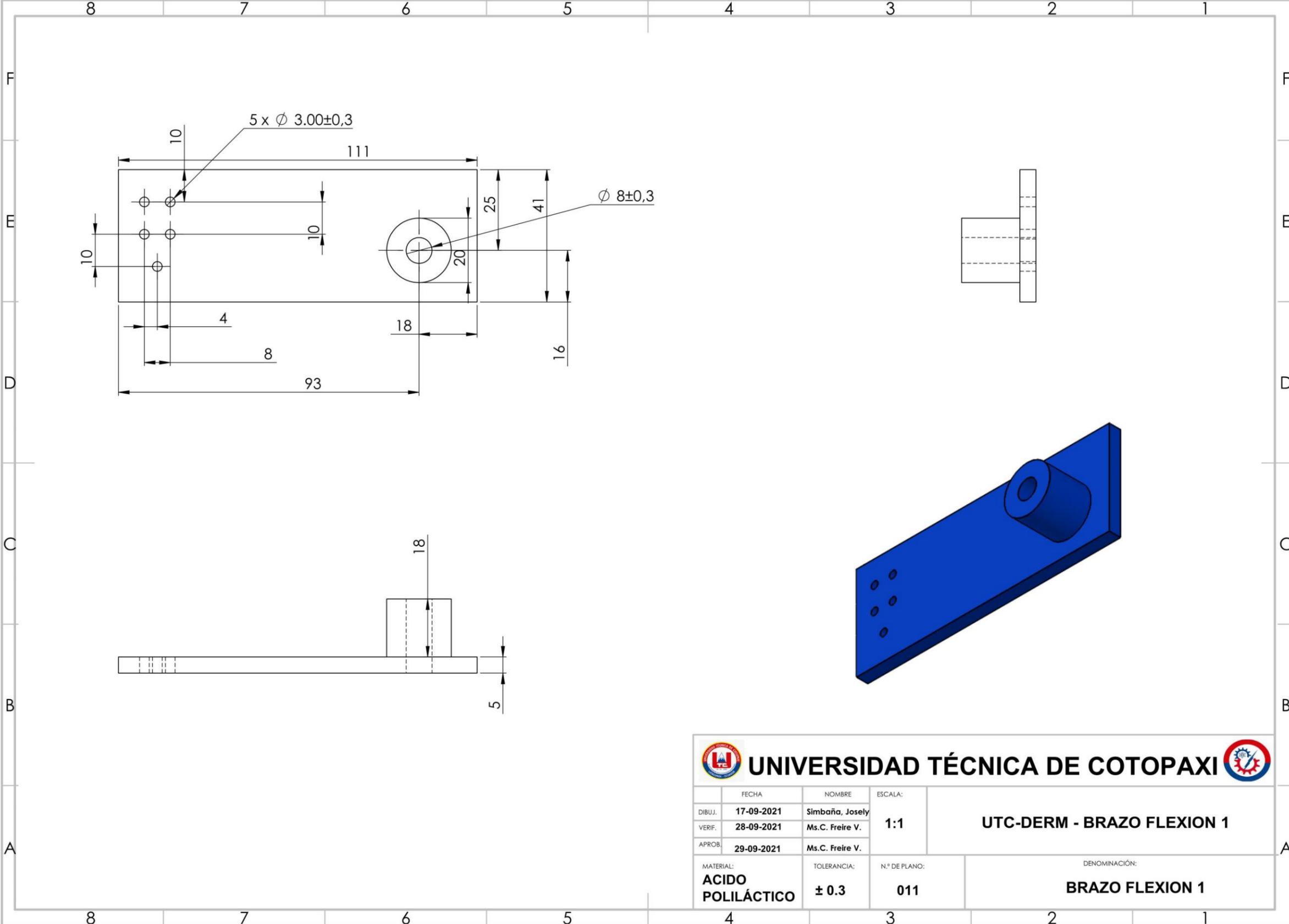


1	Protección motor 1	1	Acido poliláctito	0.01	006
2	Motor nema 17	1	Acero Inoxidable	0.6	REPUESTO
3	Base motor 1	1	Aisi 304	0.12	005
4	Caja reductora	1	Acido Poliláctico	0.22	007
5	Porta rodamientos	4	Acido Poliláctico	0.01	009
6	Tornillo sin fin	1	Acido poliláctico	0.09	008
7	Eje	2	Acero inoxidable	0.02	010
N° de pieza	Descripción	Cantidad	Material	Peso Kg	N° de Plano

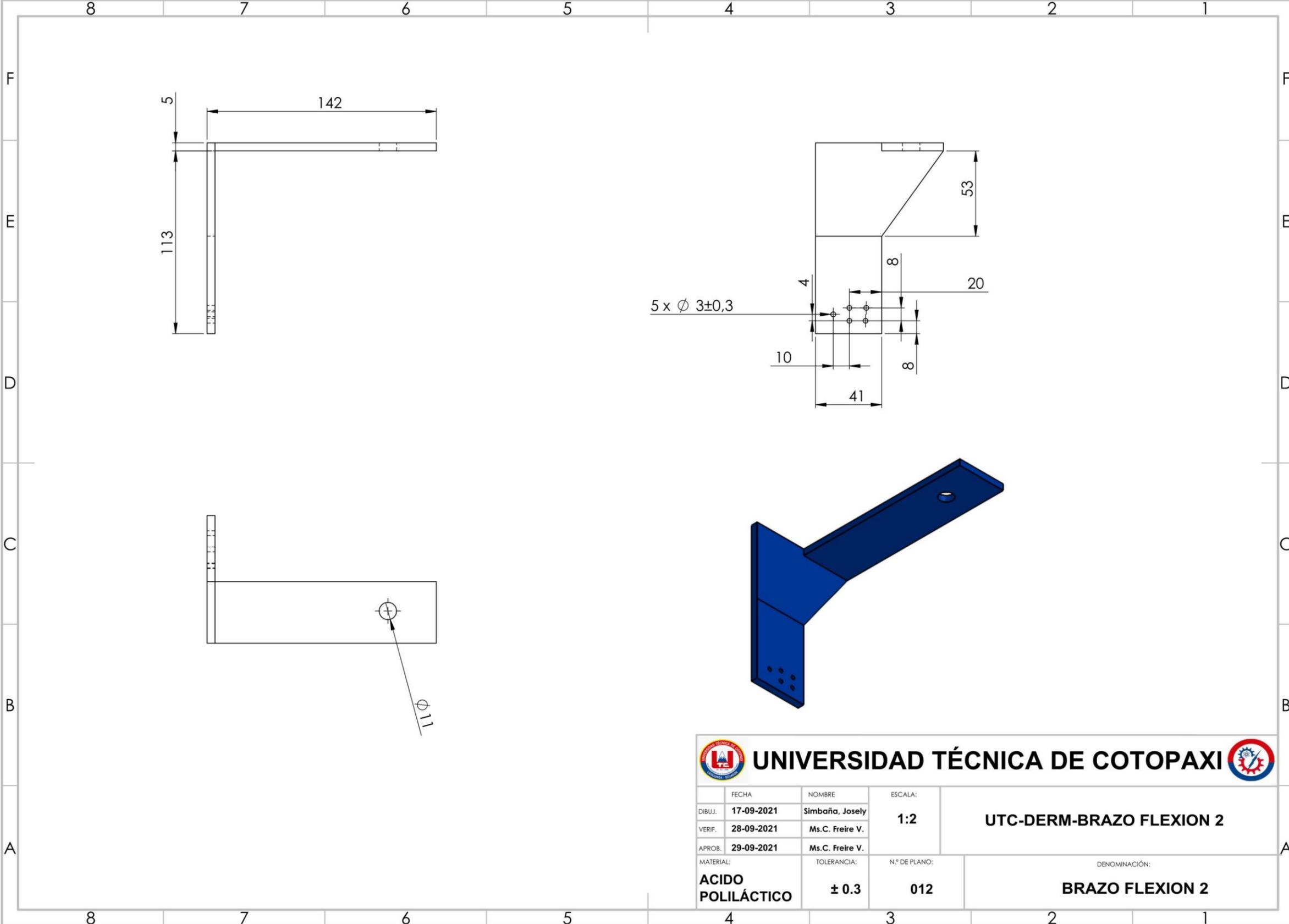


UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

DIBUJ.	FECHA: 17-09-2021	NOMBRE: Simbaña, Josely	ESCALA: 1:2	UTC-DERM-ABDUCCIÓN ADUCCIÓN
VERIF.	28-09-2021	Msc. Freire V.		
APROB.	29-09-2021	Msc. Freire V.		
MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE DIBUJO:	DENOMINACIÓN:	
ACIDO POLILÁCTICO - AISI 304	± 0.3	02	ABDUCCIÓN ADUCCIÓN	

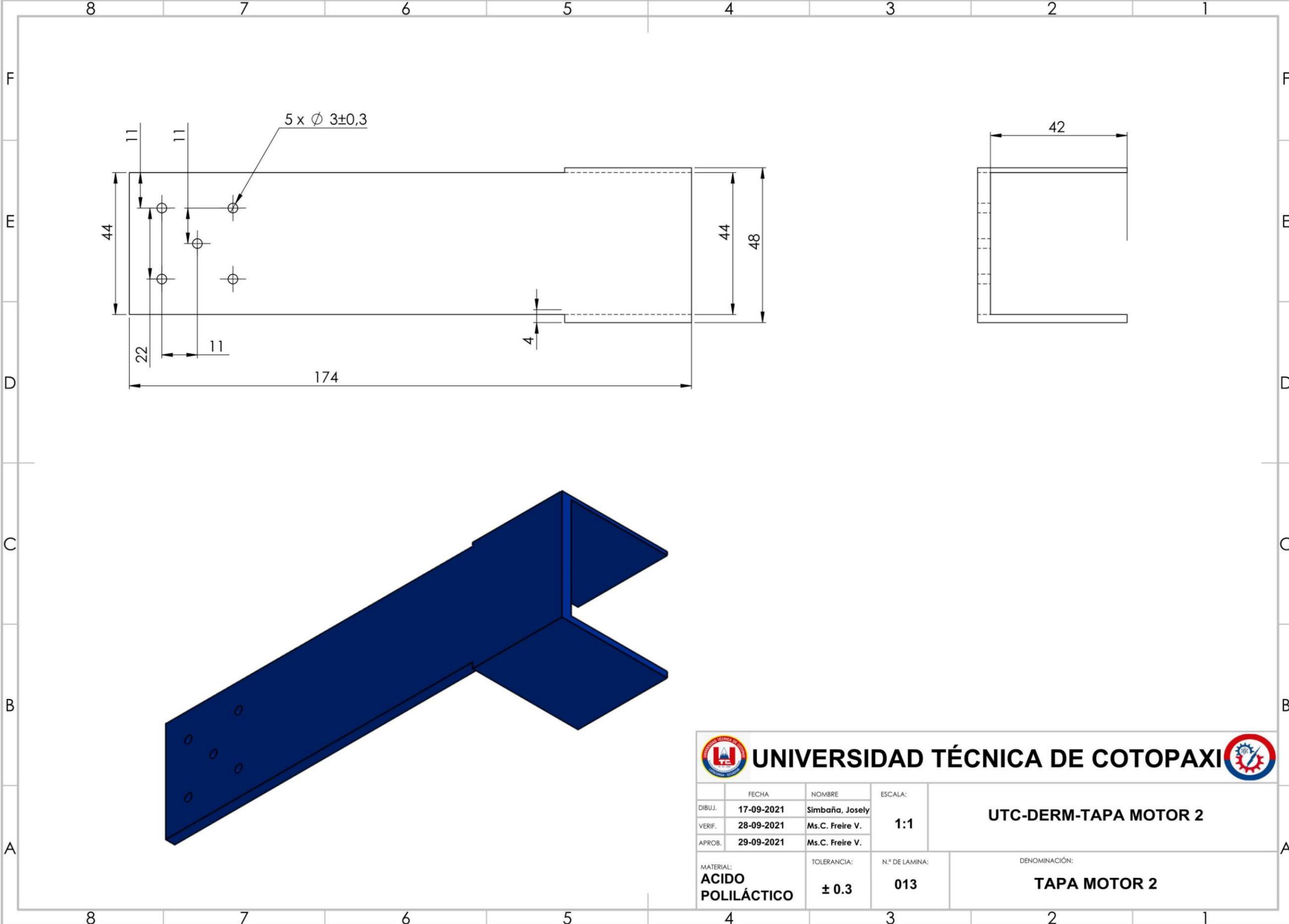


 UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI 			
FECHA	NOMBRE	ESCALA:	UTC-DERM - BRAZO FLEXION 1
DIBUJ. 17-09-2021	Simbaña, Josely	1:1	
VERIF. 28-09-2021	Ms.C. Freire V.		
APROB. 29-09-2021	Ms.C. Freire V.		
MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE PLANO:	DENOMINACIÓN:
ACIDO POLILÁCTICO	± 0.3	011	BRAZO FLEXION 1

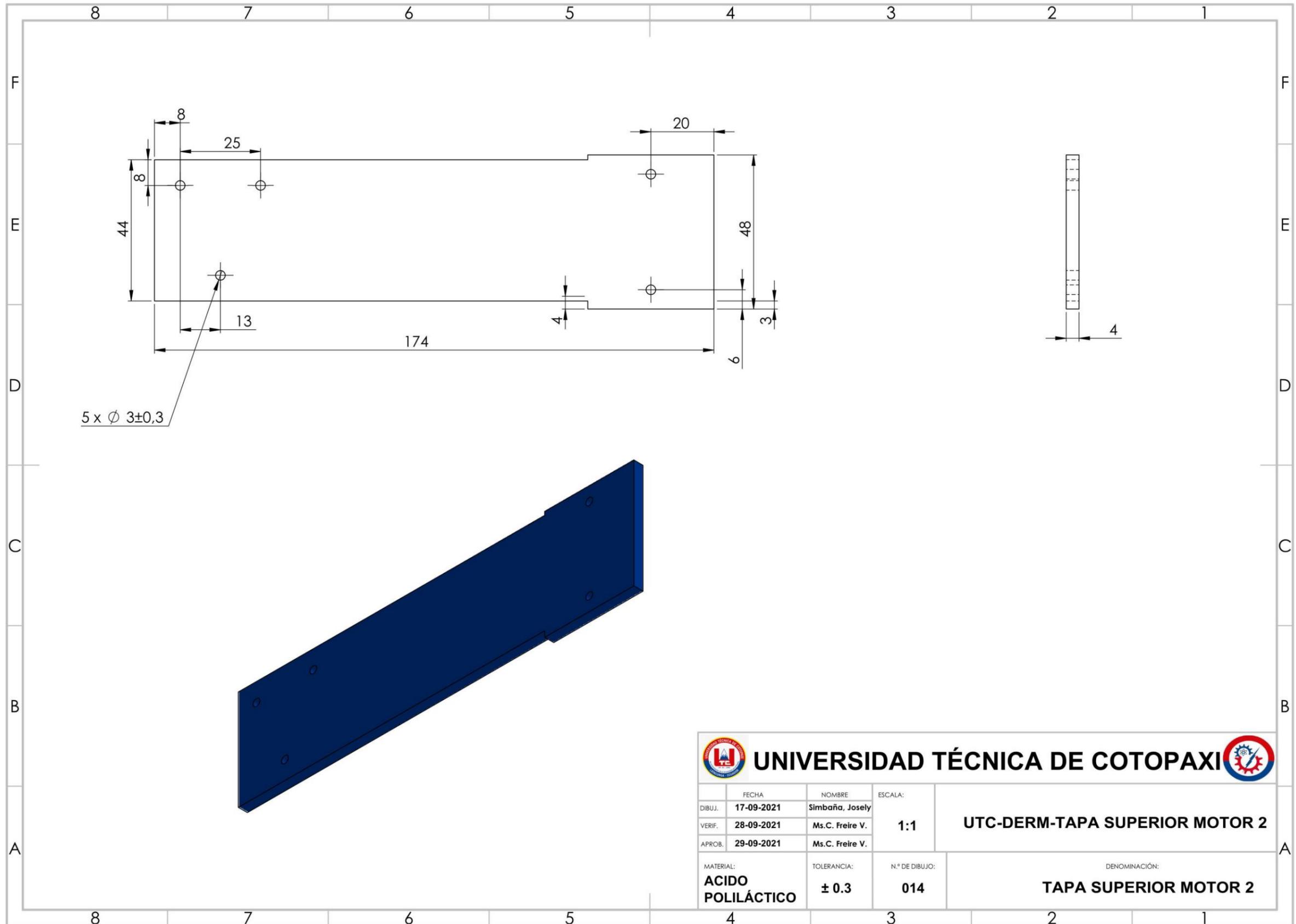



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI


DIBUJ.	FECHA	NOMBRE	ESCALA:	UTC-DERM-BRAZO FLEXION 2
17-09-2021	28-09-2021	Simbaña, Josely	1:2	
28-09-2021	29-09-2021	Ms.C. Freire V.		
APROB.		Ms.C. Freire V.		
MATERIAL:	TOLERANCIA:	N.º DE PLANO:	DENOMINACIÓN:	
ACIDO POLILÁCTICO	± 0.3	012	BRAZO FLEXION 2	

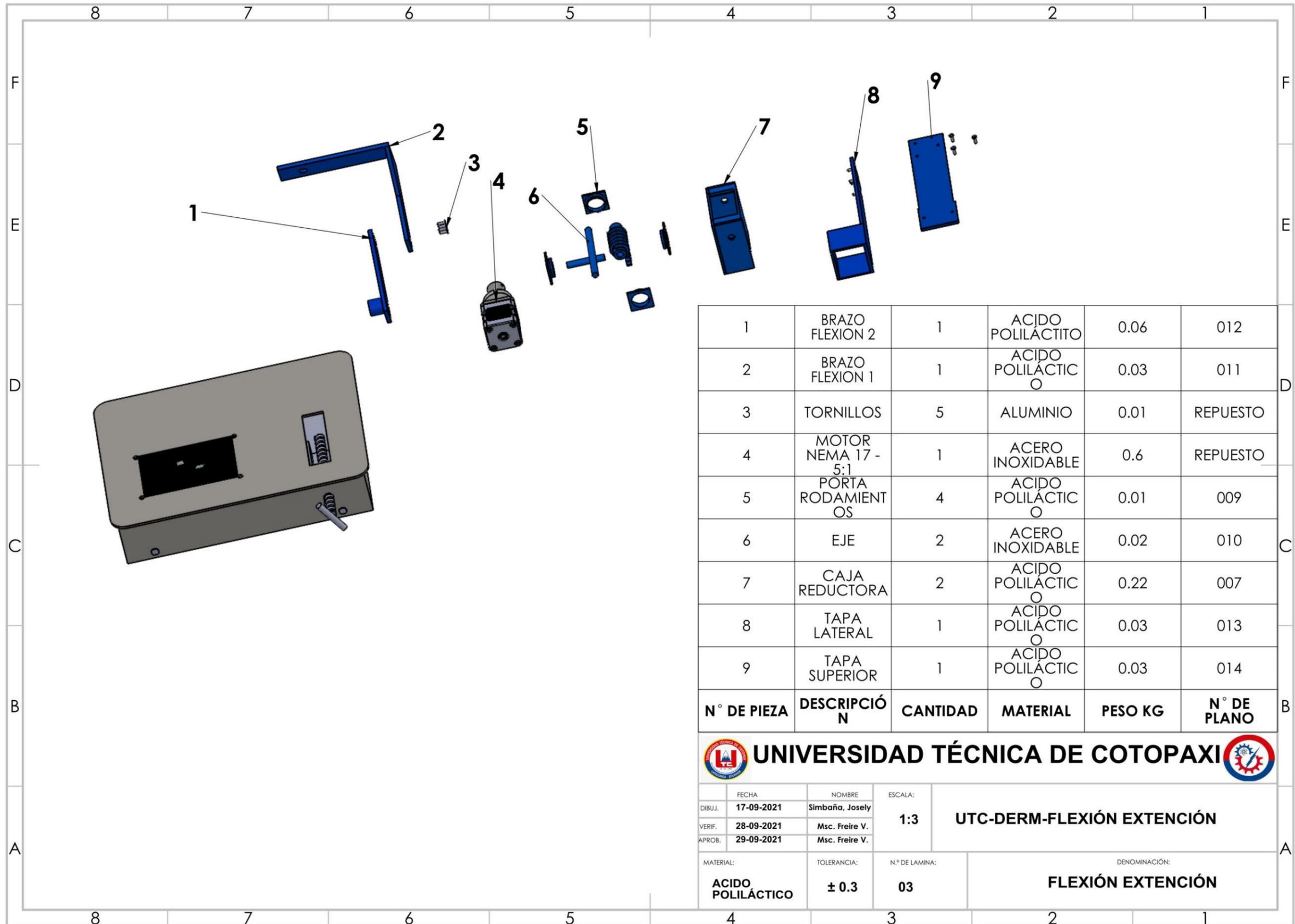


 UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI 			
DIBUJ.	FECHA	NOMBRE	ESCALA:
	17-09-2021	Simbaña, Josely	1:1
VERIF.	28-09-2021	Ms.C. Freire V.	
APROB.	29-09-2021	Ms.C. Freire V.	
MATERIAL:		TOLERANCIA:	N.º DE LAMINA:
ACIDO POLILÁCTICO		± 0.3	013
			DENOMINACIÓN:
			TAPA MOTOR 2



5 x \varnothing 3 \pm 0,3

 UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI 				
DIBUJ.	FECHA	NOMBRE	ESCALA:	UTC-DERM-TAPA SUPERIOR MOTOR 2
VERIF.	17-09-2021	Simbaña, Josely	1:1	
APROB.	28-09-2021	Ms.C. Freire V.		
		Ms.C. Freire V.		
MATERIAL:		TOLERANCIA:	N.º DE DIBUJO:	DENOMINACIÓN:
ACIDO POLILÁCTICO		± 0.3	014	TAPA SUPERIOR MOTOR 2



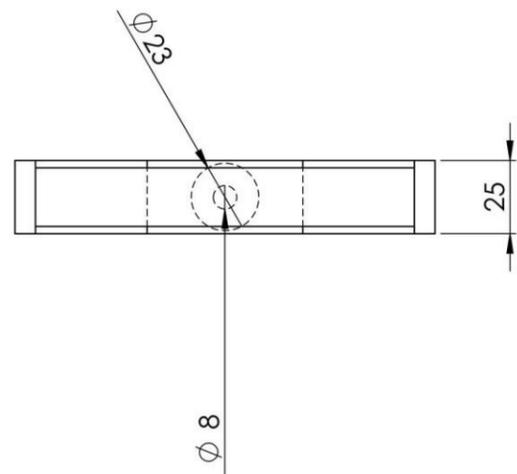
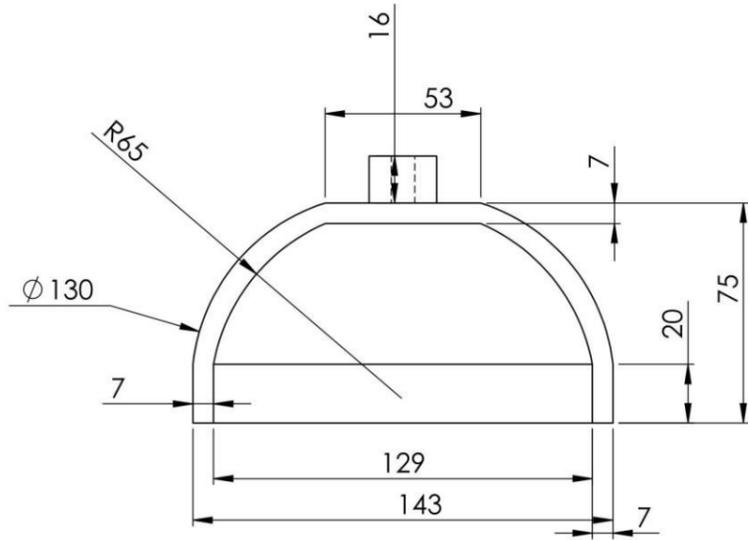
1	BRAZO FLEXION 2	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.06	012
2	BRAZO FLEXION 1	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.03	011
3	TORNILLOS	5	ALUMINIO	0.01	REPUESTO
4	MOTOR NEMA 17 - 5:1	1	ACERO INOXIDABLE	0.6	REPUESTO
5	PORTA RODAMIENTOS	4	ACIDO POLILÁCTICO	0.01	009
6	EJE	2	ACERO INOXIDABLE	0.02	010
7	CAJA REDUCTORA	2	ACIDO POLILÁCTICO	0.22	007
8	TAPA LATERAL	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.03	013
9	TAPA SUPERIOR	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.03	014
N° DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	MATERIAL	PESO KG	N° DE PLANO



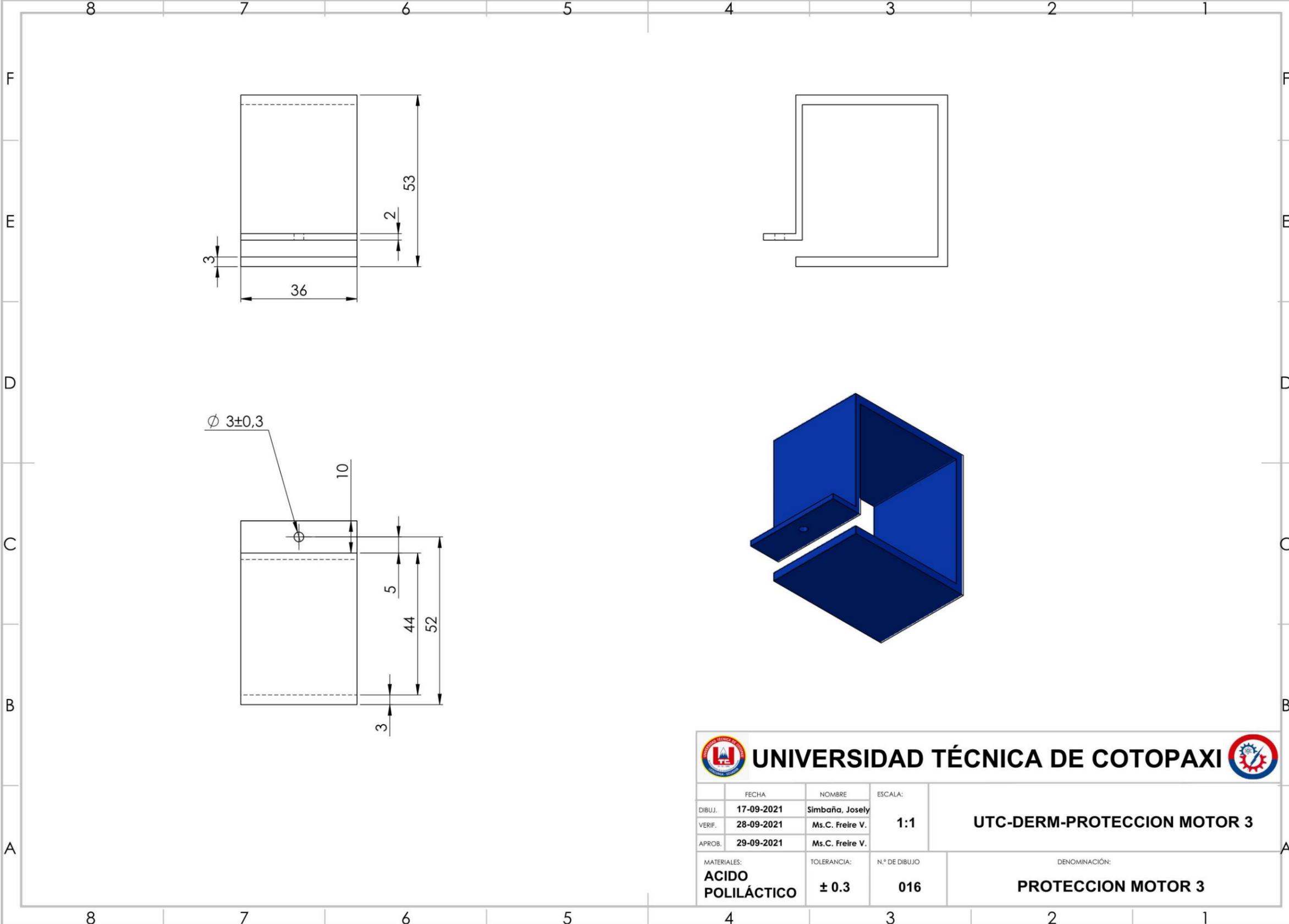
UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI



FECHA:	17-09-2021	NOMBRE:	Simbaña, Josely	ESCALA:	1:3	UTC-DERM-FLEXIÓN EXTENSIÓN
DIBUJ.:	17-09-2021	VERIF.:	Msc. Freire V.			
APROB.:	29-09-2021		Msc. Freire V.			
MATERIAL:	ACIDO POLILÁCTICO	TOLERANCIA:	± 0.3	N° DE LAMINA:	03	DENOMINACIÓN:
						FLEXIÓN EXTENSIÓN



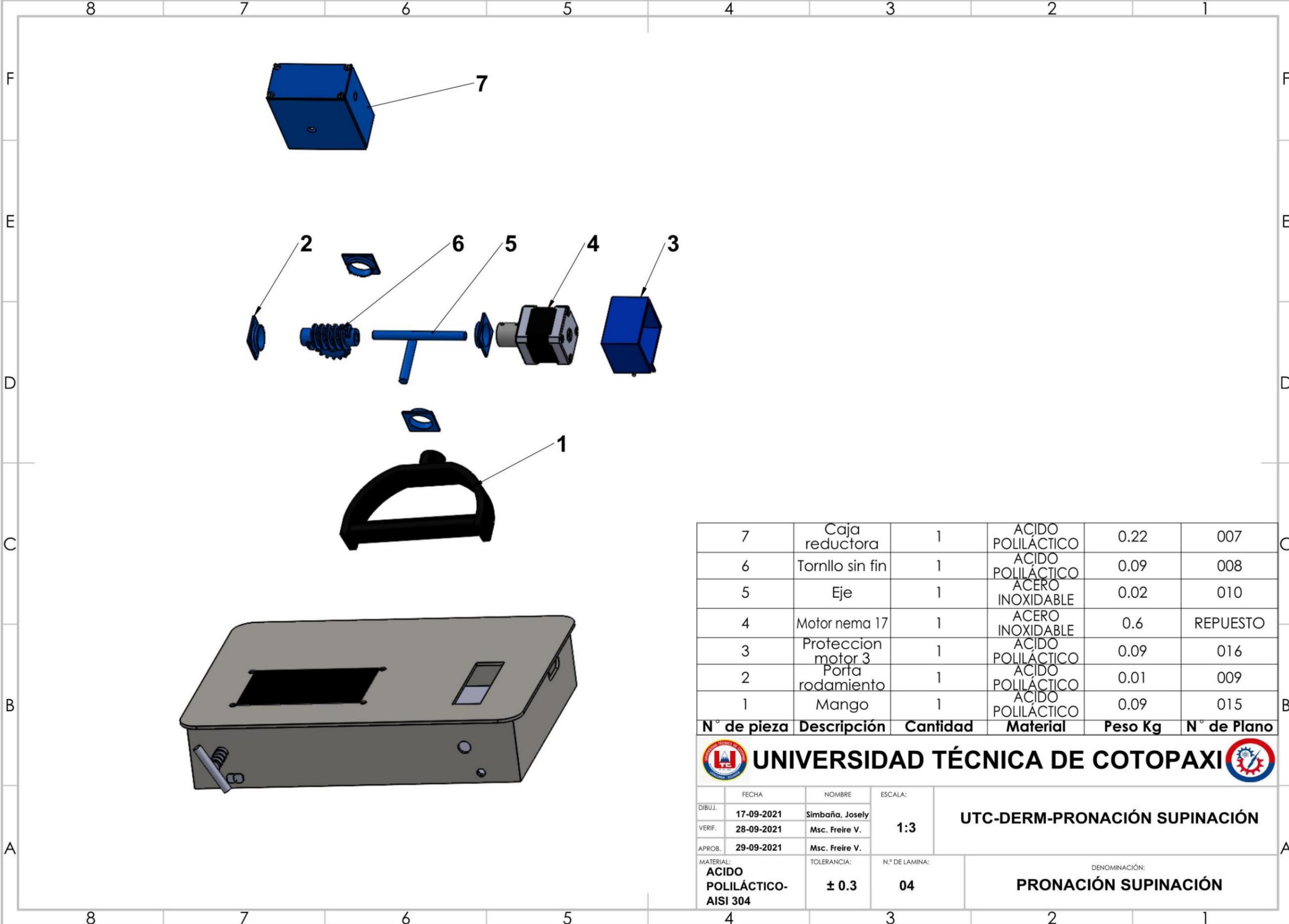
 UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI 			
DIBUJ.	17-09-2021	NOMBRE	Simbaña Josely
VERIF.	28-09-2021	Ms.C. Freire V.	
APROB.	29-09-2021	Ms.C. Freire V.	
MATERIAL:		TOLERANCIA:	N.º DE PLANO:
ACIDO POLILÁCTICO		± 0.3	015
ESCALA:			DENOMINACIÓN:
1:2			UTC-DERM-BASE MANGO
			BASE MANGO




UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI


FECHA	NOMBRE	ESCALA:	UTC-DERM-PROTECCION MOTOR 3
DIBUJ. 17-09-2021	Simbaña, Josely	1:1	
VERIF. 28-09-2021	Ms.C. Freire V.		
APROB. 29-09-2021	Ms.C. Freire V.		

MATERIALES:	TOLERANCIA:	N.º DE DIBUJO	DENOMINACIÓN:
ACIDO POLILÁCTICO	± 0.3	016	PROTECCION MOTOR 3



7	Caja reductora	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.22	007
6	Tornillo sin fin	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.09	008
5	Eje	1	ACERO INOXIDABLE	0.02	010
4	Motor nema 17	1	ACERO INOXIDABLE	0.6	REPUESTO
3	Proteccion motor 3	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.09	016
2	Porta rodamiento	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.01	009
1	Mango	1	ACIDO POLILÁCTICO	0.09	015
N° de pieza	Descripción	Cantidad	Material	Peso Kg	N° de Plano



FECHA		NOMBRE		ESCALA:		UTC-DERM-PRONACIÓN SUPINACIÓN
DIBUJ. 17-09-2021		Simbaña, Josely		1:3		
VERIF. 28-09-2021		Msc. Freire V.				
APROB. 29-09-2021		Msc. Freire V.		N.º DE LAMINA:		DENOMINACIÓN:
MATERIAL: ACIDO POLILÁCTICO-AISI 304		TOLERANCIA: ± 0.3		04		PRONACIÓN SUPINACIÓN