

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO
EN MECATRÓNICA**

TEMA:

**“PROTOTIPO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE
MIEMBROS INFERIORES”**

AUTOR: JUAN DAVID PAREDES ALTAMIRANO

DIRECTOR: ING. COSME DAMIÁN MEJÍA ECHEVERRÍA, MSC.

IBARRA - ECUADOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN
A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	100382817-3		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Paredes Altamirano Juan David		
DIRECCIÓN:	Rafael Troya 3-40 y Olmedo		
EMAIL:	jdparedesa@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062643173	TELÉFONO MÓVIL:	0985585767

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”
AUTOR (ES):	Paredes Altamirano Juan David
FECHA: DD/MM/AAAA	26 / Mayo / 2021
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	PREGRADO <input checked="" type="checkbox"/> POSGRADO <input type="checkbox"/>
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Ing. Cosme Mejía Ms.

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 30 días del mes de julio de 2021

EL AUTOR:

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Juan David Paredes Altamirano". The signature is written in a cursive style with a large initial "J" and "D".

Juan David Paredes Altamirano

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “PROTOTIPO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES”, certifico que el presente trabajo fue desarrollado por el señor Juan David Paredes Altamirano, bajo mi supervisión.

Ing. Cosme Mejía MSc.

DIRECTOR

DEDICATORIA

El presente trabajo dedico a mis padres e hija quienes fueron el soporte de cada uno de mis logros, gracias a su paciencia y cariño me han motivado a poder terminar una parte mis estudios y seguir adelante en mi vida como profesional.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi gran amigo el Ing. Jorge Criollo por el préstamo de la maquinaria de su empresa como la cortadora laser e impresora 3D, con los cuales pude realizar este proyecto

A los docentes de la Universidad Técnica del Norte por brindarme parte de su conocimiento en especial al Msc. Cosme Damián Mejía Echeverría tutor de este proyecto por la paciencia, dedicación y apoyo brindado durante este proceso.

A mis padres Jorge y Susana, a mis hermanos Joel y Fernando, a mi novia Jhomaira y a mis amigos, quienes me apoyaron en esta trayectoria de mi vida y velaron por mí, para alcanzar las diferentes metas en mi vida.

Resumen

El presente trabajo de titulación corresponde al desarrollo de un prototipo de un exoesqueleto robótico de rehabilitación para extremidades inferiores em niños, el cual realiza el movimiento de marcha normal humana en seis grados de libertad los cuales son: cadera, rodilla y tobillo correspondiente a cada extremidad inferior, el diseño se compone por una estructura mecánica ajustable a las medidas antropométrica del paciente, se estableció un modelo matemático para poder determinar el torque necesario en la articulación más critica que en este caso sería la cadera ya que el prototipo está suspendido en el aire. Mediante el uso de una base de datos previa a esta investigación, el cual, se determina los ángulos de movimiento en cada articulación, se obtuvo la trayectoria que sigue el actuador y está regulada por un sensor “giroscopio” en un control lazo cerrado. Debido al valor del torque necesario de los actuadores se hizo un diseño de caja con sistema planetario para aumentar el torque de los actuadores para reducir costos. Para la validación se hizo una comparación entre los datos obtenidos mediante una simulación en el software Matlab con datos ingresados de la base de datos investigada y los datos registrados en el serial de Arduino por los sensores de movimiento angular, la estructura mecánica con su movimiento se validó exponiendo cada articulación a un peso muerto y así establecer su torque máximo y por último se verificó el correcto funcionamiento del dispositivo aplicando a un paciente.

Abstract

The present degree work corresponds to the development of a prototype of a robotic exoskeleton for rehabilitation for lower extremities in children, which performs the normal human gait movement in six degrees of freedom which are, hip, knee and ankle corresponding to each extremity lower, the design is composed of a mechanical structure adjustable to the anthropometric measurements of the patient, a mathematical model was established to determine the necessary torque in the most critical joint, which in this case would be the hip since the prototype is suspended in the air . Using a database prior to this investigation, which determines the angles of movement in each joint, the trajectory followed by the actuator was obtained and is regulated by a “gyroscope” sensor in a closed loop control. Due to the value of the necessary torque of the actuators, a box design with a planetary system was made to increase the torque of the actuators to reduce costs. For the validation, a comparison was made between the data obtained through a simulation in the MATLAB software with data entered from the investigated database and the data recorded in the Arduino serial by the angular motion sensors, the mechanical structure with its movement was validated by exposing each joint to a dead weight and thus establishing its maximum torque and finally the correct functioning of the device was verified by applying it to a patient.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
OBJETIVOS.....	2
OBJETIVO GENERAL.	2
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	2
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	3
ALCANCE.....	3
JUSTIFICACIÓN.....	4
CAPÍTULO I.	5
MARCO TEÓRICO Y REFERENCIAL.....	5
1.1. Discapacidades.....	5
1.1.1. Enfermedades en las Extremidades inferiores.....	5
1.2. Biomecánica.....	6
1.2.1. Planos que dividen al cuerpo humano.....	11
1.3. Exoesqueletos.....	13
1.3.1. Exoesqueletos Médicos Comerciales.....	14
1.3.1.1. Exoesqueleto REX.....	14
1.3.1.2. Exoesqueleto Indego.....	15
1.3.1.3. Exoesqueleto HAL.....	16
1.3.1.4. Exoesqueleto EKS0.....	17
1.3.2. Casos de estudio.....	17
1.3.3. Clasificación de exoesqueletos.....	18
CAPÍTULO II.	20
METODOLOGÍA.....	20

2.1.	Diseño Conceptual.	20
2.2.	Diseño Mecánico.....	20
2.3.	Análisis Cinemático.	26
2.3.1.	Análisis Dinámico	29
2.4.	Selección de Actuador.....	31
2.5.	Selección de sensor.	32
2.5.1.	Acelerómetro MMA7361.	32
2.5.2.	Acelerómetro MPU6050.....	32
2.5.3.	Acelerómetro ADXL335.....	33
2.6.	Selección de controlador.	34
2.6.1.	Placa Arduino Due.....	34
2.6.2.	Placa Raspberry Pi (Modelo B).....	34
2.6.3.	Placa BeagleBone.....	34
2.6.4.	ESP32.	35
2.7.	Diseño electrónico.....	36
2.8.	Selección de material.	38
2.9.	Simulación y sistema de control.....	42
2.10.	Etapas de construcción.....	44
2.10.1.	Caja reductora sistema planetario con tren epicicloidal.	44
2.10.2.	Exoesqueleto.....	47
CAPÍTULO III.....		49
PRUEBAS Y RESULTADOS.....		49
3.1.	Análisis de resultados.....	49
3.2.	Costos.....	53
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.		55

4.1. Conclusiones	55
4.2. Recomendaciones.....	56
BIBLIOGRAFÍA	57
ANEXOS	60

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Movimientos de Flexión/Extensión, Abducción/Aducción y Rotación Interna/Externa [20].	7
Figura 2 Representación y nomenclatura de los seis grados de libertad de movimiento de la rodilla: traslación anterior y posterior, traslación medial / lateral y traslación proximal / distal, rotación de flexión-extensión, rotación interna-externa y rotación de varo-valgo. [20].	8
Figura 3 Movimiento del pie representado alrededor de tres ejes. [20].	9
Figura 4 Planos anatómicos del cuerpo humano [19].	11
Figura 5 Ciclo de la marcha [17].	12
Figura 6 Exosqueleto REX [5].	15
Figura 7 Indego exoesqueleto [7].	16
Figura 8 Proceso de rehabilitación con HAL tipo medico [8].	17
Figura 9 Exoesqueleto EKSO de rehabilitación [10].	17
Figura 10 Torque máximo de cadera.	24
Figura 11 Torque máximo de rodilla.	25
Figura 12 Torque máximo de tobillo.	26
Figura 13 Sistema de referencia, plano sagital de exoesqueleto.	27
Figura 14 Diseño electrónico.	36
Figura 15 Diseño placa electrónica.	37
Figura 16 Primer diseño mecánico.	38
Figura 17 Análisis estático de los materiales propuestos para el diseño 1.	39
Figura 18 Diseño 2, pierna izquierda.	40
Figura 19 Diseño 2, Análisis Estático Acero ASTM A36	41

Figura 20 Diseño 2, Análisis Estático Aluminio	41
Figura 21 Diseño Simulink del sistema.	42
Figura 22 Diagrama de flujo sensor.....	43
Figura 23 Graficas de ángulos del sistema.	44
Figura 24 Terminología tren epicicloidal [31].	45
Figura 25 Motor con doble caja de tren epicicloidal.	46
Figura 26 Exoesqueleto terminado	49
Figura 27 Simulación cadera (actuador) Matlab.....	50
Figura 28 Datos mostrados por el sensor en Arduino por cadera (actuador).....	50
Figura 29 Simulación rodilla (actuador) Matlab.....	51
Figura 30 Datos mostrados por el sensor en Arduino por rodilla (actuador).....	51
Figura 31 Simulación tobillo(actuador) Matlab.....	52
Figura 32 Datos mostrados por el sensor en Arduino por tobillo (actuador).....	52

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Las características de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y los grados de libertad.[21].....	9
Tabla 2 Características para el desarrollo de un exoesqueleto.[21]	11
Tabla 3 Dimensiones medidas de paciente Elena Lechón.....	20
Tabla 4 Porcentajes de peso de segmentos corporales [22].....	21
Tabla 5 Dimensiones aproximadas de una persona de 1.30m de estatura.....	21
Tabla 6 Peso de segmento corporal de persona de 1.30 de estatura.....	22
Tabla 7 Peso deseado de sección de exoesqueleto.....	23
Tabla 8 Tabla de datos Denavit-Hartenberg.....	27
Tabla 9 Matriz de decisión para la selección del actuador.....	30
Tabla 10 Decisión de sensores.....	32
Tabla 11 Matriz de decisión para la selección del controlador.....	34
Tabla 12 Entradas y Salidas del controlador ESP32.....	36
Tabla 13 Costo de primer diseño.....	38
Tabla 14 Funciones de las piezas construidas.....	46
Tabla 15 Costos de fabricación prototipo.....	52

INTRODUCCIÓN

El siguiente trabajo se trata de un prototipo de exoesqueleto a bajo costo, para rehabilitación nivel 1 de extremidades inferiores con tres grados de libertad por extremidad y que corresponde a un nivel de marcha humana normal.

La característica principal del prototipo es generar la estimulación de caminata normal a personas con movimiento deficiente o nulo de sus extremidades inferiores, debido a alguna afección o enfermedad.

La problemática en adquisición de este tipo de dispositivos es en base al costo ya que los precios de exoesqueletos comerciales son muy altos, sin embargo, el tratamiento con este modelo de prototipo presenta un aporte positivo para la sociedad considerando dentro de este grupo a profesionales de la salud como son los terapeutas físicos quienes buscan otro tipo de rehabilitación, basado en el uso tecnológico y que a la vez sea accesible.

La investigación de esta problemática se da por el interés de los nuevos métodos de rehabilitación para personas con discapacidades o que hayan sufrido un accidente, y conocer las mejores opciones para mejorar, por otro lado, los exoesqueletos se pueden utilizar también como una herramienta de apoyo poco invasivo, para ancianos, para trabajo pesado, para trabajo repetitivo, que al pasar el tiempo se vuelven trabajos degenerativos.

En el marco de prototipos de exoesqueletos hay una variedad de tipos, y en el trabajo propuesto se consideró a las piernas y dentro de ellas las articulaciones más cruciales como son la cadera, la rodilla, y el tobillo en un plano sagital para que los actuadores solo generen movimiento en ese plano.

Se accedió diferentes bases de datos de investigaciones previas para tener constancia sobre los ángulos que se deben mover en el tiempo de una marcha normal completa, además para el movimiento se escogió un controlador comercial de bajo costo con una retroalimentación en base a un acelerómetro.

La construcción mecánica del exoesqueleto se hizo a través de un diseño económico, ajustable a niños, para las medidas se hizo cálculos dependiendo la altura y peso de la persona, y con el uso de una investigación sobre las medidas antropométricas y secciones de un ser humano,

también las medidas se sacaron de un paciente voluntario, por otro lado, los materiales a usar son comerciales y de fácil adquisición por conveniencia económica, más ajustes de piezas impresas.

La investigación se enfoca en analizar las propuestas sobre exoesqueletos y los materiales usados para su fabricación, también, diseñar el sistema mecatrónico del prototipo, así mismo, implementar el exoesqueleto en una persona y validar su uso.

Primero se revisó las propuestas para la realización del prototipo.

El capítulo I se enfoca en la recolección de datos de trabajos previos y exoesqueletos comerciales, así como, los materiales usados más los actuadores y sensores.

En el capítulo II se aborda sobre la metodología a usar para diseñar construir e implementar el exoesqueleto.

El capítulo III se verifica el funcionamiento del exoesqueleto y los aspectos a mejorar en trabajos futuros.

Y por último se presenta las conclusiones y recomendaciones.

OBJETIVOS.

OBJETIVO GENERAL.

- Implementar un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Analizar las propuestas tecnológicas sobre exoesqueletos, actuadores y mecanismos utilizados e instrumentación aplicada en exoesqueletos.
- Diseñar el sistema mecatrónico de un exoesqueleto.
- Implementar el exoesqueleto diseñado.
- Validar el dispositivo en el ámbito de la neurorrehabilitación.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Un exoesqueleto, es un sistema mecatrónico ergonómico o auxiliar externo aplicado a los miembros inferiores o superiores, que ayuda a personas con discapacidad motriz en su rehabilitación y en aplicaciones de aumento de potencia muscular [1].

El ser humano se encuentra diariamente expuesto a sufrir lesiones en las diferentes articulaciones del cuerpo siendo las extremidades inferiores las más afectadas debido al desgaste natural del cuerpo humano, accidentes, lesiones por actividades deportivas, violencia, entre otros; que pueden causar diferentes tipos de discapacidades o atrofas [1].

El cuerpo humano en sí, es un mecanismo orgánico muy complejo, el diseño biomecánico para implementar este prototipo de exoesqueleto de rehabilitación para las extremidades inferiores debe ser de bajo costo que sea completamente funcional y se adapte a la anatomía del cuerpo humano además de ser ligero y robusto. [1].

Es por lo que surge la necesidad de crear un prototipo funcional de exoesqueleto que genere movimientos en las diferentes articulaciones de la estructura ósea de personas con discapacidades en extremidades inferiores recopilando toda la información de investigaciones previas realizadas en la Universidad Técnica del Norte.

ALCANCE.

El prototipo de exoesqueleto estará enfocado en un grupo etario específico, el mismo que cumplirá como función la rehabilitación de miembros inferiores, en sus tres articulaciones principales por extremidad con movimientos pasivos y movimientos activo-asistidos, por medio de control de actuadores que seguirán la referencia cinemática del ciclo de la marcha humana normal a velocidad moderada de caminata nivel 1, considerando que se utilizará un dispositivo externo para suspender el peso del paciente.

Para obtener este dispositivo se procederá por realizar la conceptualización a partir de los requerimientos y restricciones de diseño, continuando con el diseño del prototipo para luego implementarlo y operarlo para su validación.

JUSTIFICACIÓN.

Dentro del PLAN NACIONAL TODA UNA VIDA se encuentra el Primer Eje: Derechos para todos durante toda la vida. En enero de 20 el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) reportó un total de 479910 personas con discapacidad, del cual el 46.62% tiene discapacidad física [2].

En comparación con la Fisioterapia tradicional, el exoesqueleto para la rehabilitación tiene las ventajas de reducir el trabajo de los terapeutas, lo que permite un uso intensivo y un entrenamiento, y es más conveniente para evaluar el nivel de recuperación midiendo la fuerza y patrones de movimiento. En otras aplicaciones, también puede ayudar a una persona sana para tener un incremento de fuerza. Por lo tanto, con la ayuda de un exoesqueleto, los usuarios pueden incrementar su nivel de rendimiento [1].

En la Universidad Técnica del Norte se ha venido realizado investigaciones sobre exoesqueletos pasivos para la adquisición de datos de los diferentes parámetros que intervienen en la marcha humana nivel 1.

Gracias a esto se cuenta con una base de información y datos experimentales que permitirán el desarrollo de un primer prototipo de exoesqueleto activo, que generará movimientos en las diferentes articulaciones de la estructura ósea de personas con discapacidades en extremidades inferiores, con la ayuda de actuadores, sistemas eléctricos y de control, que efectúen la caminata normal con el paciente

CAPÍTULO I.

MARCO TEÓRICO Y REFERENCIAL

1.1. Discapacidades.

Discapacidad es un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación. Las deficiencias son problemas que afectan a una estructura o función corporal; las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales. Por consiguiente, la discapacidad es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y las características de la sociedad en la que vive [3].

Según [4], la discapacidad se clasifica en:

Discapacidad cognitiva. Se establece como una falta en porcentaje de ejecución en varias funciones cognitivas, mismo estado que obstaculiza en el desarrollo de la información y de igual forma en el aprendizaje.

Discapacidad Sensorial. Se caracteriza por la falta o deficiencia de uno varios sentidos como: visión, audición, tacto, etc.

Discapacidad intelectual. Está representado por un nivel de actividad de intelecto inferior las cuales influyen en dos o más áreas de habilidades como: comunicación, vida de hogar, cuidado personal, actividades escolares, trabajo entre otros.

Discapacidad física. Se define cuando existe alguna deficiencia física, donde se presencia una pérdida o anormalidad de la estructura funcional del sistema ósea- articular, nervioso o muscular. Esta deficiencia reduce la movilidad de las partes del cuerpo humano.

1.1.1. Enfermedades en las Extremidades inferiores.

Las extremidades inferiores son conformadas por huesos, vasos sanguíneos, músculos y otros tejidos conectivos. Aparte de soporte las piernas brindan movimiento por otra parte la práctica deportiva, correr, las caídas o los accidentes pueden lesionar sus piernas. Las lesiones más

comunes incluyen torceduras y distensiones, dislocaciones de una articulación y fracturas (huesos rotos) [5].

Estas lesiones pueden afectar toda la pierna o solamente el pie, el tobillo, la rodilla o la cadera. Algunas enfermedades también causan problemas en las piernas [5].

Como se redacta en [6]. Estas son las afecciones que pueden ser tratadas por exoesqueletos.

Accidente Vascular Cerebral AVC. Esta enfermedad afecta el flujo sanguíneo de una parte del cerebro por un bloqueo del vaso sanguíneo o rotura. Existen dos tipos:

- Isquémico. Bloqueo del vaso sanguíneo que irriga sangre al cerebro.
- Hemorrágico. Rotura del vaso sanguíneo y provoca un escape al cerebro.
- Lesión de la Medula Espinal LME. Es la alteración en la medula espinal que ocasiona pérdida de control en las extremidades, espasmos, agarre débil, etc.

Parálisis Cerebral PC. Es un grupo de trastornos que impactan en el equilibrio de la persona, este tipo de trastorno aparece en edad temprana y no empeora con la edad. No existe cura y solo se puede tratar a base de terapia, medicinas y equipos especializados.

1.2. Biomecánica.

Como se encuentra en [5]. Es la disciplina que estudia modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento de un ser vivo. Para el cual se estudian tres aspectos:

- El movimiento controlado que se relaciona con los entornos psicológicos y neurofisiológicos.
- El movimiento de la estructura del cuerpo, en el caso del ser humano formado por músculos, huesos, tendones, etc.
- Las fuerzas, tanto externas (gravedad, viento, etc.), como internas (producidas por el propio ser vivo), que se mueven acatando las leyes físicas.

Con el estudio de la biomecánica del miembro inferior se pueden conocer los movimientos, restricciones y comportamientos de las diferentes articulaciones que participan en la marcha, que

son cadera, rodilla y tobillo, que previamente deben ser analizados para el diseño del exoesqueleto [7].

Cadera. Enartrosis se refiere a la articulación de la cadera,(ver

Figura 1), se define así porque se mueve en los tres ejes del espacio, los cuales permiten movimientos de flexo extensión, abducción- aducción y rotaciones, al igual que las demás articulaciones presenta movimientos activos y movimientos pasivos [8].

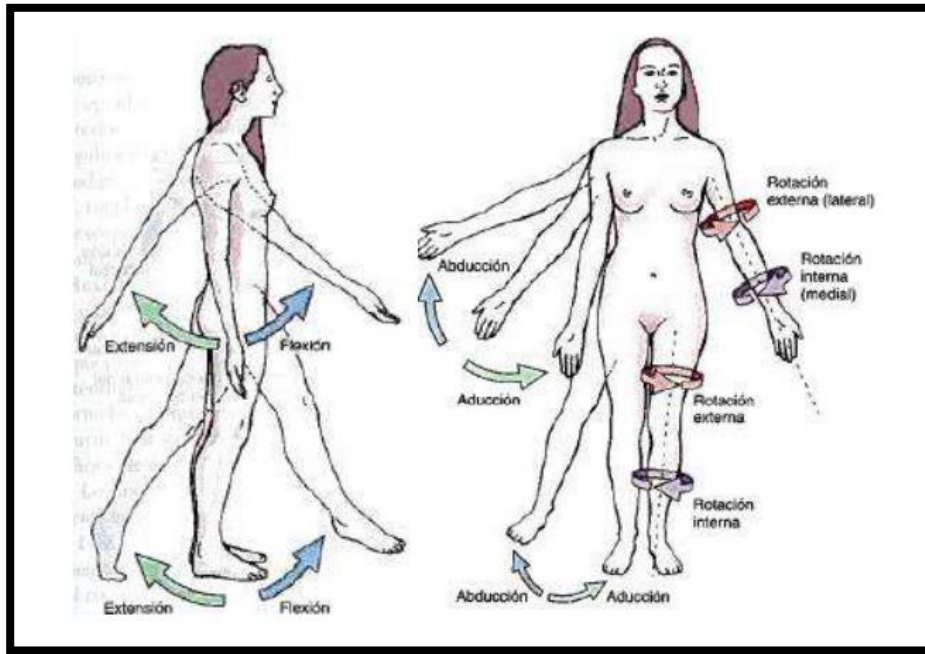


Figura 1 Movimientos de Flexión/Extensión, Abducción/Aducción y Rotación Interna/Externa [20].

Rodilla. La rodilla es la articulación biarticular formada por las articulaciones tibio-femoral y la femorrotuliana, esta es encargada de transmitir cargas, participar en el movimiento, apoyar para la conservación de momento y generar un par de fuerzas para realización de actividades del miembro. La cinemática de la articulación proyecta el rango de movimiento y presenta el movimiento de superficie en tres planos: (Corono o longitudinal), sagital y transversal horizontal, (ver Figura 2). [8].

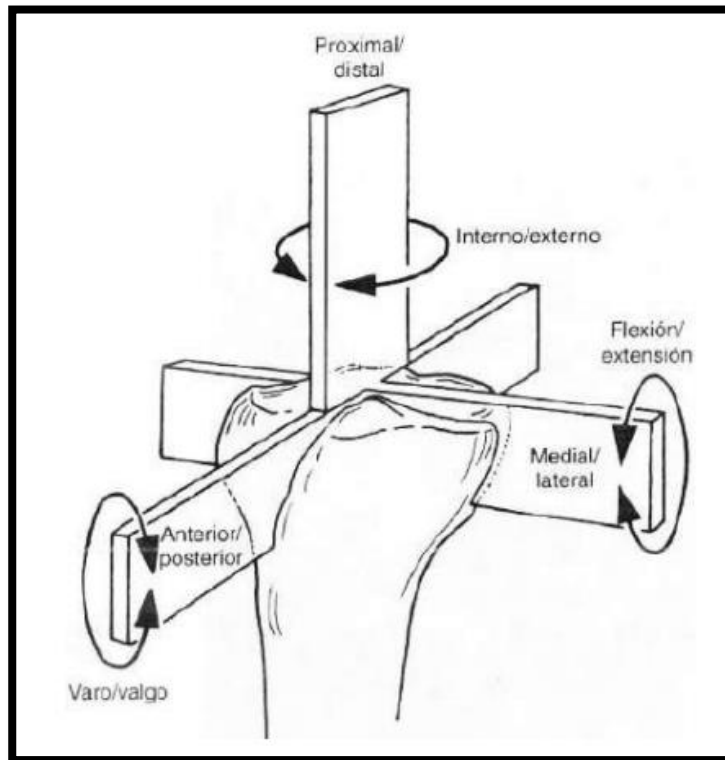


Figura 2 Representación y nomenclatura de los seis grados de libertad de movimiento de la rodilla: traslación anterior y posterior, traslación medial / lateral y traslación proximal / distal, rotación de flexión-extensión, rotación interna-externa y rotación de varo-valgo. [20].

Tobillo. El tobillo es el encargado de transmitir la carga de la extremidad inferior al pie e influye en la orientación de este en relación con el suelo, esta articulación está compuesta por tres huesos que generan la mortaja del tobillo, también está constituido por las articulaciones tibio-astragalina, peroneo- astragalina y tibio- peronea. Así mismo, el tobillo es una articulación tipo bisagra y la estabilidad que genera depende de la concordancia articular, de los ligamentos interiores y exteriores y los de la sindesmosis. El movimiento que genera es en los tres ejes y en los tres planos como se muestra en la Figura 3. La dorsiflexión-flexión plantar se da en el plano sagital, la abducción-aducción en el plano horizontal o transversal, y la inversión-eversión en el plano coronal o frontal. El movimiento del dedo comprende la dorsiflexión, flexión plantar, aducción y abducción. [8].

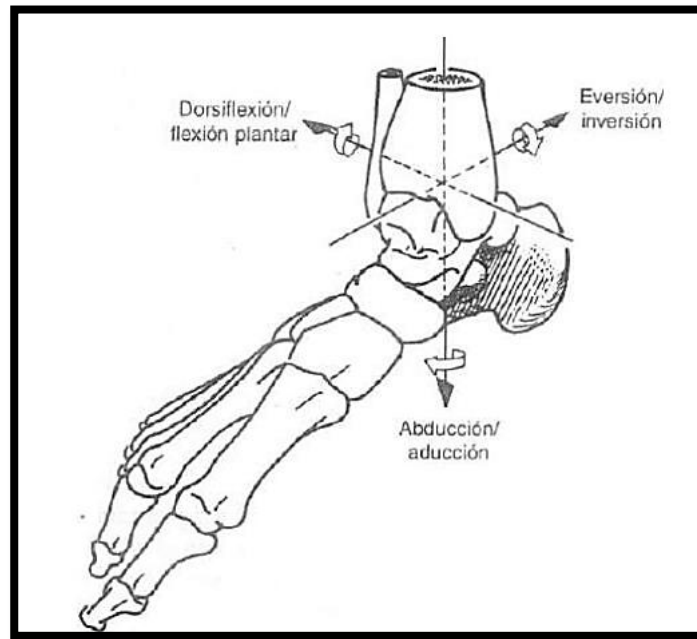


Figura 3 Movimiento del pie representado alrededor de tres ejes. [20].

A continuación, en la Tabla 1 se presenta las características de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y los grados de libertad (GDL).

Tabla 1

Las características de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y los grados de libertad.[21].

ARTICULACIÓN	GDL	CARACTERÍSTICAS	TIPO DE MOVIMIENTO O DE FUERZA	RANGO DE MOVIMIENTO O GRADOS
Cadera	3	Flexión	Activa	
			Rodilla ext.	90°
			Rodilla Flex.	120°
			Pasiva	
			Rodilla ext.	140°
			Rodilla Flex.	
Extensión			Activa	
			Rodilla Ext	20°

		Rodilla Flex	10°
		Pasiva	20°
		Aducción	Relativa 30°
		Abducción	180°
		Rotación interna	30°
		Rotación externa	60°
Rodilla	6	Flexión	Activa
			Cadera Ext 120°
			Cadera Flex. 140°
			Pasiva 160°
		Extensión	Pasiva 15°
		Rotación interna	30°
		Rotación externa	50°
			Con flexión 90°
		Translación medio/lateral	
		Translación anterior/posterior	
		Translación compresión/distracción	
Tobillo	3	Flexión	20°-30°
		Extensión	30°-50°
		Aducción	30°-50°
		Abducción	20°-30°
		Pronación	
		Supinación	

En la Tabla 2 los autores de [9] señalan el rango de movimientos de las articulaciones y sus características.

Tabla 2

Características para el desarrollo de un exoesqueleto.[21]

Características	Rango de movimiento y potencia
Rango de movimiento en la articulación de la cadera	0° a 90° en el plano sagital
Momento de fuerza mayor en la articulación de la cadera	150N/m
Rango de movimiento en la articulación de la rodilla	0° a -65° en el plano sagital
Momento de fuerza mayor en la articulación de la rodilla	120 N/m
Rango de movimiento en la articulación del tobillo	-35° a 15° en el plano sagital
Momento de fuerza mayor en la articulación del tobillo	200 N/m

1.2.1. Planos que dividen al cuerpo humano.

El movimiento que genera el cuerpo humano se divide en tres planos, es decir, tres líneas imaginarias que nos ayudan para analizar la posición anatómica, y poder localizar en el espacio a las múltiples estructuras y órganos de la persona [7].

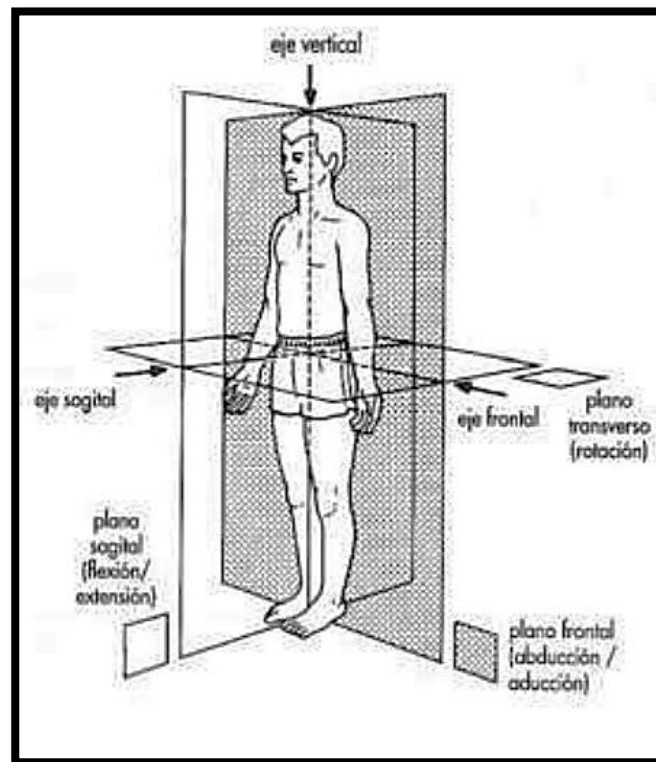


Figura 4 Planos anatómicos del cuerpo humano [19].

Así mismo en [7]. Se enuncia.

- Plano sagital: divide el cuerpo en izquierda y derecha.
- Plano transversal: divide el cuerpo en superior e inferior.
- Plano frontal: divide el cuerpo en anterior y posterior.

Marcha Humana. El ciclo de la marcha ocurre desde el golpe de talón hasta el mismo golpe del mismo pie en un intervalo de tiempo, para determinar un caminado anormal de la marcha, existe un ciclo correcto a seguir el cual constituye en dos fases: la fase de apoyo y la fase de balanceo, los cuales representan el 60% y el 40% del ciclo de la marcha respectivamente. [5]. En la Figura 5, se muestra el ciclo de la marcha.

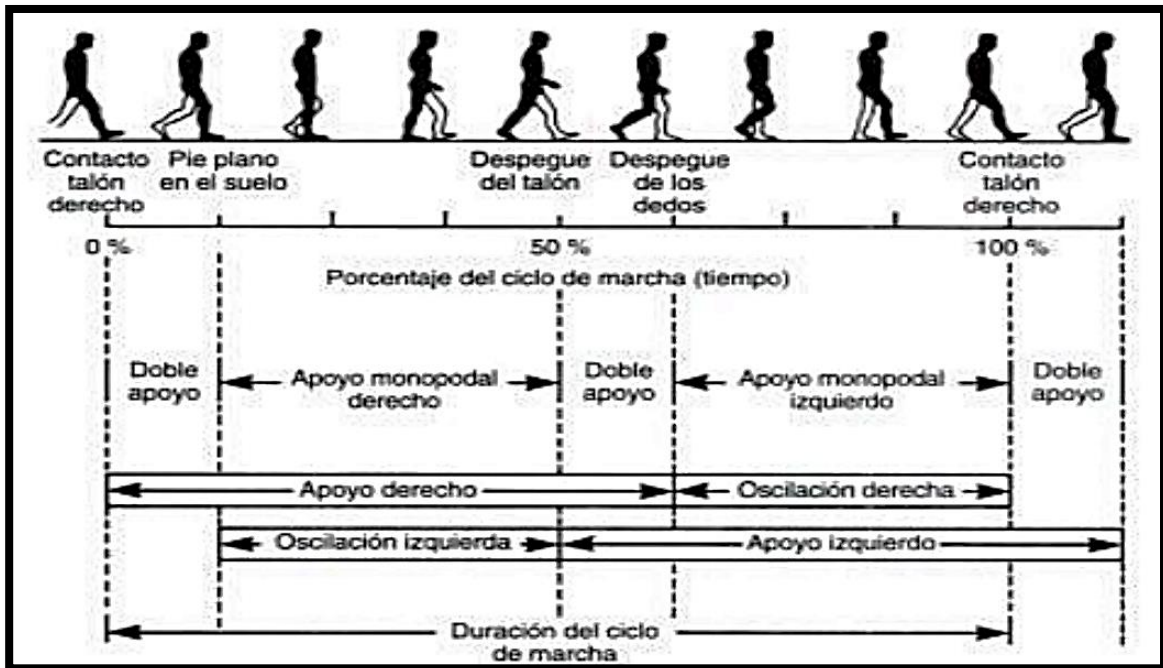


Figura 5 Ciclo de la marcha [17].

Fases de apoyo. También en el mismo [5] se muestra:

- Contacto inicial; Contacto del pie con el piso.
- Respuesta de carga; Desde el contacto inicial hasta el despegue de la extremidad opuesta del piso.

- Apoyo medio; Va una vez finalizado la respuesta de carga hasta cuando los dos tobillos se alineen en el plano frontal.
- Apoyo terminal; Va desde el apoyo medio hasta el momento preciso antes del contacto inicial de la extremidad opuesta.
- Pre-balanceo; Intervalo desde el contacto inicial de la extremidad opuesta hasta justo antes de despegar del apoyo de la pierna.
- Fases del balanceo:
 - Balanceo inicial; Despegar la extremidad hasta el periodo de la máxima flexión de la rodilla.
 - Balanceo medio; Intervalo de tiempo desde el pico de flexión de la rodilla hasta cuando la tibia es vertical.
 - Balanceo final; Desde el final del balanceo medio hasta justo antes del contacto inicial.

1.3. Exoesqueletos.

La rehabilitación es un campo que la robótica está aprovechando al máximo con sus avances para una terapia constante mejorando cada día las capacidades del paciente. Según [10], este tipo de terapia se puede dividir en dos categorías principales: a) basadas en cinta de correr, o b) no estacionarias.

El primer tipo se enfoca en pacientes médicos de hospitalización y en ambientes interiores como una sala de rehabilitación, donde el paciente es apoyado por el arnés y las prácticas de peso corporal ejercicios de las extremidades inferiores, en una cinta de correr usando paralelas o jaulas fisioterapéuticas para realizar un programa de rehabilitación [10].

El segundo tipo de exoesqueletos son ambulatorios (no estacionarios), enfocados para uso personal como en el ambiente laboral para carga pesada.

1.3.1. Exoesqueletos Médicos Comerciales.

Hay varios exoesqueletos médicos que están disponibles comercialmente para rehabilitación y uso personal. Estos son capaces de mejorar la movilidad y producir grandes beneficios psicológicos y fisiológicos sin embargo su alto costo y la falta de fondos de seguros reduce el mercado a la rehabilitación clínicas y personas de altos ingresos [11].

1.3.1.1. Exoesqueleto REX.

Características. REX, (

Figura 6). Es un dispositivo exoesqueleto para rehabilitación, según [12], sus características son:

- Manos libres para actividades diarias.
- Control autónomo; es decir, puesta en marcha en minutos.
- Realiza movimientos, hacia delante, atrás, de lado y giro, es ideal para los distintos tipos de ejercicio que imponga el terapeuta.
- Se pone en cuclillas.
- Adaptable tanto a personas con lesiones leves a lesiones serias como; Lesión de medula Espinal, tetraplejia, Esclerosis Múltiple, Lesión Cerebral Traumática.
- El costo de REX y sus Varianzas esta alrededor de 150000 NZD.



Figura 6 Exosqueleto REX [5]

Se ha destacado un estudio de caso en referencia a REX [13], donde se comenta un problema en la clasificación como dispositivo médico ya que este título exige una rigurosidad en su calidad, para que no se perjudique de ninguna manera al paciente, lo cual significa con un ejemplo, que el dispositivo no debe caer si sucede una falla de software.

1.3.1.2. Exoesqueleto Indego.

Indego (Figura 7) según su página oficial [14], es un exoesqueleto que se ajusta alrededor de la cintura y las piernas y permite a las personas con problemas de la marcha pararse y caminar sus características son.

- Ligero, Indego pesa 26 libras.
- Diseño Modular y fácil de colocar.
- Operación inalámbrica por medio de un teléfono móvil inteligente.
- Controles intuitivos, es decir; Imita el caminado natural humano.
- Compatible con ayudas de movilidad.
- Configuración y ajuste rápido con el sistema Boa F.
- Versátil.

- Poder extendido con una batería de 4 horas continuas de uso.
- Exclusivamente personal es decir diseñado desde el principio con datos del paciente.
- Parker Hannifin Corp ofrece la “Terapia Indego”, una serie de ejercicios adaptables al exoesqueleto y es aprobado por FDA.



Figura 7 Indego exoesqueleto [7].

1.3.1.3. Exoesqueleto HAL.

HAL (Figura 8). Es el primer robot tipo ciborg en el mundo conforme lo que dice su página oficial [15]. HAL ayuda a personas con discapacidades física a moverse, así acelera el aprendizaje motor de los nervios cerebrales. Cyberdyne ofrece tres tipos de HAL que son:

- Apoyo de Tareas HAL.
- Facilitar el trabajo diario, mayor expansión de áreas utilizables, alta visibilidad y seguridad de conformidad con las normas internacionales.

HAL para miembros inferiores (Tipo medico). Cambio en el mapa cerebral para el control de extremidades, HAL abre la posibilidad de caminar a pacientes que tal vez no pensaban en eso, usa “Robot Suit Flexible” es decir para personas de varios tamaños. HAL es controlable y fiable, posee un controlador desmontable para uso de terapeutas. HAL Bienestar para miembros inferiores (Tipo no medico). Sincronización de intensidad y movimiento, fácil control y posee varios tipos de movimientos, ajustable para cada persona.



Figura 8 Proceso de rehabilitación con HAL tipo medico [8].

1.3.1.4. Exoesqueleto EKSO.

El exoesqueleto Ekso de Ekso BIONICS (Figura 9), es un exoesqueleto portátil creado para asistencia y rehabilitación de pacientes con problemas en las extremidades inferiores [16]. Según su página oficial [17], EKSO BIONICS ofrece dos tipos de exoesqueletos; El EKSO Salud que se encarga de la rehabilitación de lesiones de medula espinal y accidentes cerebro vasculares en objeto a las extremidades inferiores aprobado por FDA, y el EKSO Trabajo enfocado a la asistencia en construcción, fabricación, y aplicaciones industriales.

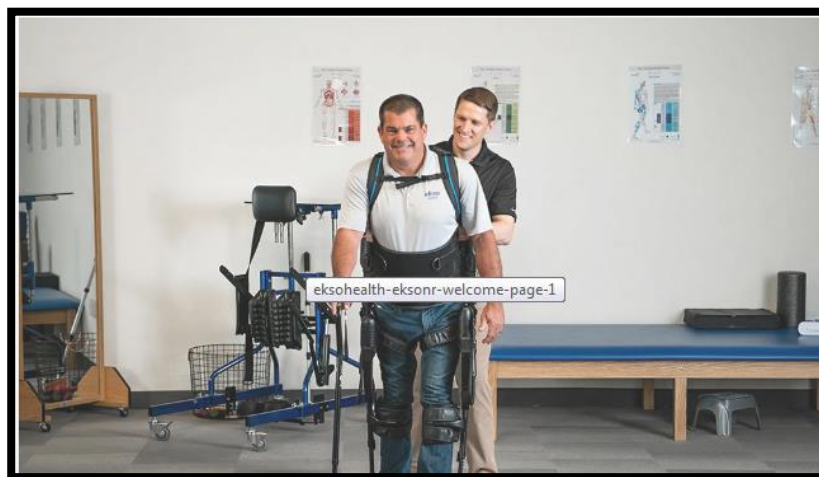


Figura 9 Exoesqueleto EKSO de rehabilitación [10].

1.3.2. Casos de estudio.

En el primer caso de estudio seleccionado [18], se hace referencia al uso de exoesqueletos de rehabilitación en ambientes hospitalarios para tratar pacientes con Lesión de Medula Espinal

(LME). Donde se realizó la prueba con doce pacientes voluntarios, donde se demostró que el uso de exoesqueleto como estímulo para el sistema locomotor es seguro y factible. Como evento adverso los autores tuvieron el caso de una hipotensión ortostática, donde más de la mitad de los participantes tuvieron que terminar la sexta sesión para poder caminar.

El segundo caso de estudio [19], se presenta una nueva bio-articulación (BJS) accionada por cable para la interacción, intensidad movimiento, persona-exoesqueleto, el cual pretende un control robusto con un controlador experimental SMC. Este Caso se probó con un participante con parálisis cerebral espástica, como conclusión los autores sugieren su potencial para ser utilizado como un controlador de par interno para resolver paradigmas más complejos de rehabilitación.

1.3.3. Clasificación de exoesqueletos.

Modalidad Activa o Pasiva. De acuerdo a [20], la modalidad activa es una característica que se enfoca cuando se genera el primer movimiento de ruptura inercial; para generar la activación de esta característica, el exoesqueleto debe ser excitado por un impulso eléctrico muscular, neuronal o un mínimo movimiento o gesto detectable por los sensores, y a su vez se emita la señal hacia los actuadores. En la modalidad pasiva el exoesqueleto recibe la señal por medio de un interruptor el cual acciona el inicio de ciclo de movimiento [20].

Funcionalidad móvil o estática. La funcionalidad está acorde a la forma y tipo que los exoesqueletos están contruidos, es decir dan o no movilidad al usuario. Los exoesqueletos estáticos son contruidos para un ambiente de rehabilitación, por lo que tienen una estructura de apoyo y comúnmente una banda caminadora. Los exoesqueletos móviles son de gran uso militar por sus aplicaciones de mejorar el rendimiento del usuario, su gran desventaja es el uso de baterías, ya que tiene un límite de tiempo[20].

Por número de articulaciones. Para un modelo completo de extremidades inferiores son necesarios 36 grados de libertad y se distribuyen de la siguiente manera: 10 grados en dedos, 3 grados en articulaciones de tobillo, 2 grados en la rodilla y 3 grados en la cadera, los mismos grados de libertad se aplican en la otra pierna. Por esta razón, se usa un modelo simplificado de 7 grados de libertad los cuales son: 3 grados para tobillo tipo esfera, 1 grado para rodilla, 3 grados

para cada tipo esfera; a los cuales se puede simplificar más el modelo si se escogen los grados referentes al plano sagital [1].

Portabilidad. Cuando se define todos los aspectos anteriores y se crea una imagen del tipo de exoesqueleto a realizar, la portabilidad es importante. Para exoesqueletos fijos, por ejemplo; la portabilidad se ve sujeta al espacio donde se accionará el equipo, existirán otras limitaciones, pero están establecidas acorde al usuario. Por otro lado para los exoesqueletos móviles es más importante esta característica ya que los usuarios deberán cargar y accionar estos dispositivos en algunos casos de la rehabilitación, la portabilidad en ambientes controlados no es tan crítica pero aun así se requiere una forma liviana, cómoda y de buena autonomía en todo sentido [21].

CAPÍTULO II.

METODOLOGÍA

2.1. Diseño Conceptual.

La aplicación del exoesqueleto fue enfocada en un paciente de 10 años en etapa de recuperación a una fractura de sus extremidades inferiores. El Paciente de sexo masculino, 130cm de estatura y 30Kg de peso, al momento el paciente realiza sus terapias mediante las paralelas y caminadora

Requisitos de exoesqueleto:

- Material ligero.
- Resistente a la rotura.
- Resistente a la corrosión.
- No debe lesionar músculos.
- Sistema electrónico programable.
- Seguridad de conexiones.
- De fácil colocación y uso.
- Comodidad del usuario.

2.2. Diseño Mecánico.

El diseño referente a la caminata humana en este trabajo se basa en el plano sagital, por consiguiente, a continuación, en la Tabla 3 presenta las medidas tomadas del paciente.

Tabla 3

Dimensiones medidas de paciente.

Parte	Dimensión (m)
Tibia-Peroné	0.28
Muslo	0.3
Tobillo	0.04
Pie	0.2

En la Tabla 4 se observa el porcentaje de peso de los segmentos corporales estandarizados según [22].

Tabla 4

Porcentajes de peso de segmentos corporales [22]

PARTE DEL CUERPO	PORCENTAJE %
Tronco sin miembros	50
Mano	0.7
Antebrazo con mano	2.3
Antebrazo sin mano	1.6
Parte superior del brazo	2.7
Brazo completo	5
Pie	1.5
Parte inferior de la pierna con pie	5.9
Parte inferior de la pierna sin pie	4.4
Muslo	10.1
Pierna completa	16

En la Tabla 5 se observa las proporciones de medidas de segmentos corporales normalizadas desde percentiles según [22], y están ajustadas a una persona de 1.30m de estatura y 30Kg de peso.

Tabla 5

Dimensiones aproximadas de una persona de 1.30m de estatura

Parte del cuerpo	Dimensión		Centro de Gravedad	
	Valor	Nomenclatura	Valor	Nomenclatura
Tobillo-Talón	0.05m	D ₅	0.02m	C ₅
Pierna (Tibia- Peroné)	0.3198m	D ₄	0.1279m	C ₄
Muslo	0.3185m	D ₃	0.1274m	C ₃
Cabeza	0.2366m	D ₂	0.0946m	C ₂
Torso	0.3744m	D ₁	0.1672m	C ₁

A continuación de acuerdo con la Tabla 3 se realiza la ecuación de cálculo de peso (W) de los segmentos corporales.

$$W = P * G \quad (1)$$

Donde:

W → Peso,

P → Porcentaje de peso de cada segmento.

G → a la gravedad,

En la Tabla 6 se muestra los resultados de cada segmento corporal.

Tabla 6

Peso de segmento corporal de persona de 1.30 de estatura

Referencia de peso de segmento corporal	Resultado de peso (N)
Cabeza (W ₁)	23.544
Tronco con Brazos (W ₂)	176.58
Muslo (W ₃)	29.7243
Canilla (W ₄)	12.9492
Pie (W ₅)	4.4145

A continuación, se considera un peso deseado para cada parte de exoesqueleto con una masa de 5Kg por cada pierna.

$$A = m * g \quad (2)$$

Donde:

$A \rightarrow$ segmento del exoesqueleto.

$m \rightarrow$ masa aproximada de sección de exoesqueleto.

$g \rightarrow$ gravedad.

Entonces, en la Tabla 7 se obtiene los resultados de la ecuación 2.

Tabla 7

Peso deseado de sección de exoesqueleto

Segmento exoesqueleto	Peso (N)
Cadera (A_1)	19.62
Rodilla(A_2)	19.62
Tobillo (A_3)	9.81

Una vez obtenidos todos los valores se procede al cálculo de torque de cadera, rodilla, tobillo, en el segmento sagital.

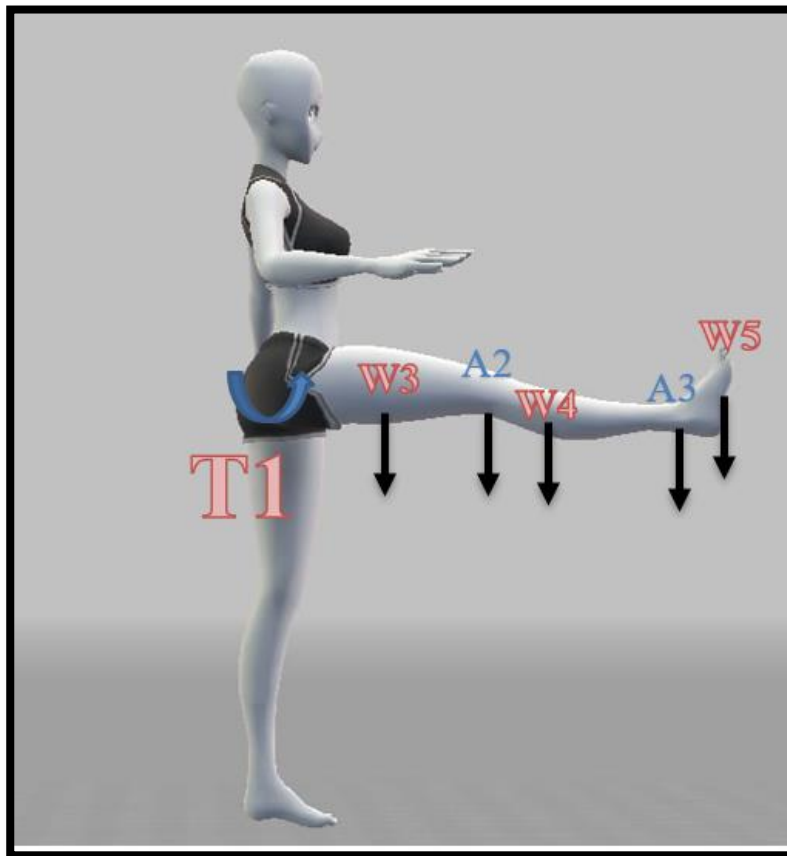


Figura 10 Torque máximo de cadera.

Para el cálculo del Torque 1 (T1) Cadera, ya que es el más grande, se realiza en un supuesto caso que la pierna se estire totalmente, por el hecho de estar la paciente suspendida, los pesos W1 y W2, según la Tabla 6 son irrelevantes ya que esa carga no soporta el exoesqueleto sino el apoyo externo previamente instalado.

Entonces se establece la ecuación 3 en base a las Tabla 3, Tabla 4, Tabla 5, Tabla 6 y Tabla 7.

$$T1 = (W_3C_3) + (A_2D_3) + W_4(D_3 + D_4) + A_3(D_3 + D_4) + W_5(D_3 + D_4 + C_5) \quad (3)$$

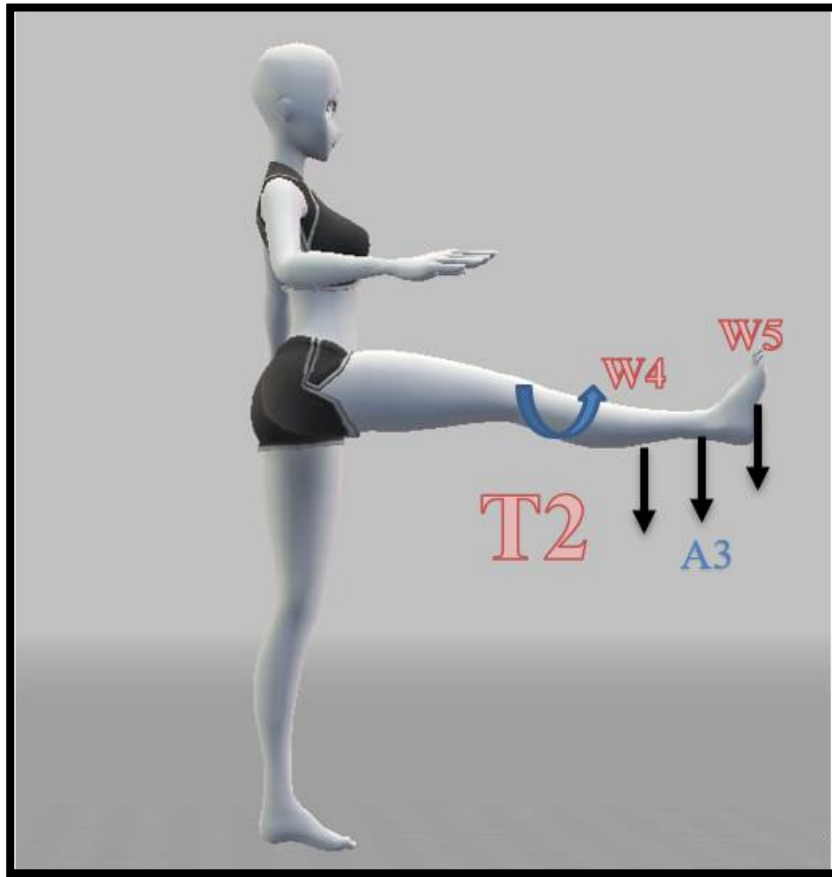


Figura 11 Torque máximo de rodilla.

Para el cálculo del Torque 2 (T2) Rodilla, igual que en T1 se realiza en un supuesto caso que la pierna se estire totalmente.

Entonces se establece la ecuación 4 en base a la Tabla 3, Tabla 4, Tabla 5, Tabla 6 y Tabla 7.

$$T2 = (W_4 C_4) + (A_3 D_4) + W_5 (D_4 + C_5) \quad (4)$$

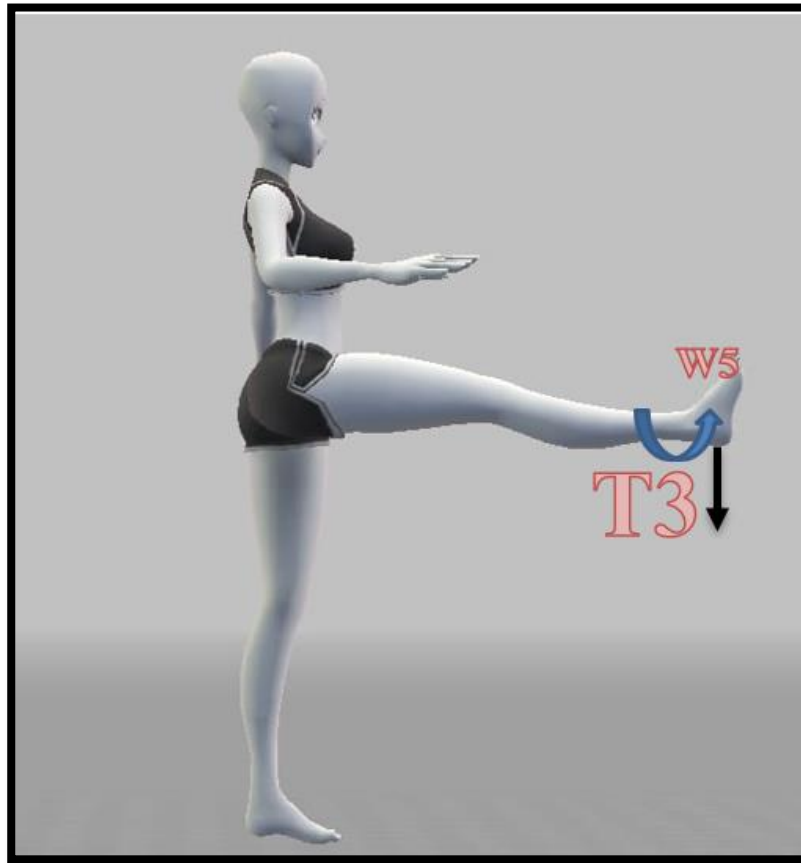


Figura 12 Torque máximo de tobillo.

Para el cálculo del Torque 3 (T3) Tobillo, se establece la ecuación 5 en base a la Tabla 3, Tabla 4, Tabla 5, Tabla 6 y Tabla 7.

$$T3 = (W_5 C_5) \quad (5)$$

Teniendo como resultados:

- T1= 24.9842Nm.
- T2=6.2935Nm.
- T3=0.0883Nm.

2.3. Análisis Cinemático.

Este análisis está representado en el plano sagital.

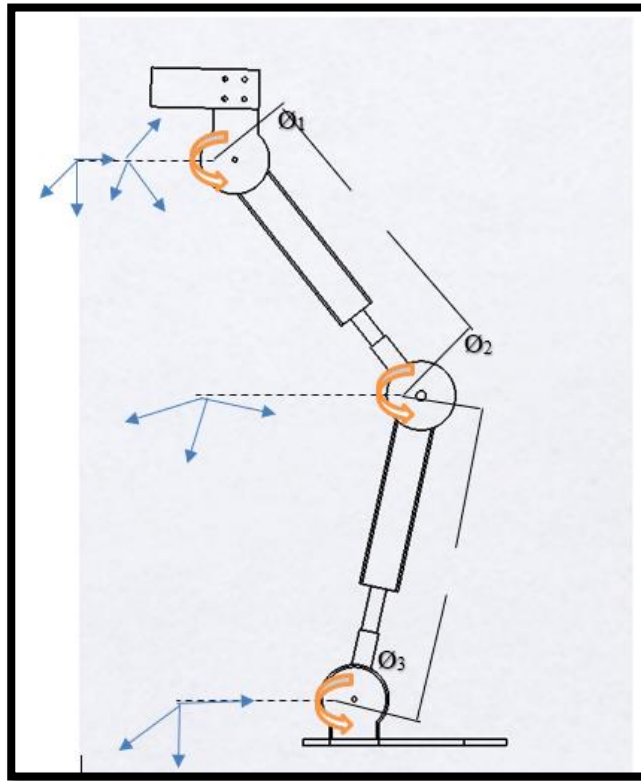


Figura 13 Sistema de referencia, plano sagital de exoesqueleto.

La cinemática expuesta del exoesqueleto se considera como la relación entre las juntas individuales de cada extremidad, con la localización y orientación de la unión con la rodilla, la cadera y el tobillo. También se hace uso de la cinemática inversa para definir la posición de las uniones y los eslabones, y así se obtiene la dinámica del sistema mecánico. Utilizando el método de Denavit-Hartenberg se obtiene las matrices de transformación homogénea describiendo la relación entre los movimientos rotacionales y traslacionales, adyacentes a los eslabones del exoesqueleto.

A continuación, se plantea los parámetros de Denavit-Hartenberg [23]:

a_i = la distancia de Z_i a Z_{i+1} medida sobre X_i .

α_i = el ángulo de Z_i a Z_{i+1} medida sobre X_i .

d_i = la distancia de X_i a X_{i+1} medida sobre Z_i .

θ_i = el ángulo de X_i a X_{i+1} medida sobre Z_i .

Tabla 8

Tabla de datos Denavit-Hartenberg

Articulación	a	θ	d	α
1	a1	θ	0	0
2	a2	θ	0	0
3	a3	θ	0	0

$$T = \begin{bmatrix} R_{3*3} & P_{3*1} \\ f_{1*3} & 1 * 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Rotación & Posición \\ Perspectiva & Escalado \end{bmatrix} \quad (6)$$

Girar respecto al eje Z_{i-1} un ángulo θ para alinear el eje X_{i-1} con el eje X_i .

Trasladar a lo largo del eje Z_{i-1} una distancia de d_i para llevar en coincidencia los ejes X_{i-1} y X_i .

Trasladar a lo largo del eje X_i una distancia a_i para traer en coincidencia también los dos orígenes de los ejes X .

Girar respecto del eje X_i un ángulo α_i para traer en coincidencia a los sistemas de coordenadas.

$$A_i^{i-1} = T_{z,d} T_{z,\theta} T_{x,a} T_{x,\alpha}$$

$$T_{(z,d)} T_{(z,\theta)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i & 0 & 0 \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$T_{(z,d)} T_{(z,\theta)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_i & -\sin \theta_i & 0 \\ 0 & \sin \theta_i & \cos \theta_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$A_i^{i-1} = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i * \sin \theta_i & \sin \alpha_i * \sin \theta_i & a_i * \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i * \cos \theta_i & -\sin \alpha_i * \cos \theta_i & a_i * \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & a_1 * \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & a_1 * \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & a_2 * \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & a_2 * \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$A_3^2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & a_3 * \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & a_3 * \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$T = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (13)$$

$$T_3^0 = \begin{bmatrix} \cos \xi & -\sin \xi & 0 & \zeta \\ \sin \xi & \cos \xi & 0 & \mu \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$\xi = \theta_1 \theta_2 \theta_3 \quad (15)$$

$$\zeta = \frac{a_2 + 2a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos 2\theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + 2a_3 \cos \xi}{2} \quad (16)$$

$$\mu = \frac{2a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin 2\theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + 2a_3 \sin \xi}{2} \quad (17)$$

2.3.1. Análisis Dinámico

Euler Lagrange

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\theta}} = \tau_{in} \quad (18)$$

Langrangiano es:

$$L(\theta, \dot{\theta}) = K(\theta, \dot{\theta}) - U(\theta) \quad (19)$$

Energía cinética

$$K(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2} m v^2 \quad (20)$$

Energía potencial

$$U(\theta) = mgh \quad (21)$$

$$v^2 = \dot{y}^2 + \dot{z}^2 \quad (22)$$

$$K(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m(\dot{y}^2 + \dot{z}^2) \quad (23)$$

$$K = \frac{1}{2}m(\dot{\theta}^2 l^2 \cos^2 \theta + \dot{\theta}^2 l^2 \cos^2 \theta) \quad (24)$$

$$K = \frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 \quad (25)$$

$$h = l - l \cos(\theta) \quad (26)$$

$$U(\theta) = mg(l - l \cos(\theta)) \quad (27)$$

$$L(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 - mg(l - l \cos(\theta)) \quad (28)$$

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left(\frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 - mg(l - l \cos(\theta)) \right) \quad (29)$$

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left(\frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 \right) = ml^2 \dot{\theta} \quad (30)$$

$$\frac{d}{dt} (ml^2 \dot{\theta}) = ml^2 \ddot{\theta} \quad (31)$$

$$\frac{\partial}{\partial \theta} \left(\frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 - mg(l - l \cos(\theta)) \right) \quad (32)$$

$$\frac{\partial}{\partial \theta} (mgl \cos(\theta)) = -mgl \sin(\theta) \quad (33)$$

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left(\frac{1}{2}B_T \dot{\theta}^2 \right) = B_T \dot{\theta} \quad (34)$$

$$\tau_{in} = ml^2 \ddot{\theta} + \eta V \dot{\theta} + mgl \sin(\theta) \quad (35)$$

El análisis dinámico que se presentó fue en base a una pierna en su movimiento libre extendida totalmente del cual se obtuvo como resultado que el torque máximo necesario cuando el fémur este en su ángulo más crítico. Basados en los cálculos realizados tendría que ser superior

a 20Nm. En el análisis mecánico basado en la Figura 10, se obtuvo un torque máximo de cadera de 24.98Nm.

En comparación de los dos análisis presentados para la selección del actuador se utiliza la información de un torque necesario aproximado de 25Nm.

2.4. Selección de Actuador.

Para seleccionar el actuador más adecuado, se utilizó una matriz de decisión. Las consideraciones que se utilizaron para la matriz de decisión fueron: Fuerza necesaria para el funcionamiento del mecanismo, el consumo de energía del sistema, la facilidad de diseño y montaje para el mecanismo, la seguridad y confiabilidad del sistema, la facilidad de control, la precisión en la operación, y por último el costo del sistema.

Los valores dados son: poco calificado (1), calificado (2), más calificado (3), muy calificado (4).

Tabla 9

Matriz de decisión para la selección del actuador.

Consideraciones	Motor DC	Servo Motor	Motor paso a paso	Actuador hidráulico	Actuador Neumático	Actuador Lineal
Fuerza	1	1	4	4	2	3
Consumo de Energía	2	2	2	1	3	4
Diseño y montaje	3	2	4	1	3	4
Seguridad	1	4	4	1	2	3
Control	2	3	4	2	1	4
Precisión	1	3	3	3	1	4
Costo	3	1	4	3	1	1
Puntuación Total	13	16	25	15	13	23

Bajo las características de los actuadores y la matriz de decisión se seleccionó el motor paso a paso NEMA 23, sin embargo, para llegar a los niveles óptimos al actuador se adicionó mejoras como una caja reductora para aumentar la fuerza en base a un sistema planetario relación 1:16.

Además, se diseña el controlador con retroalimentación para mejorar la precisión, con sensores de posición y aceleración.

2.5. Selección de sensor.

Se enlista 3 acelerómetros para la posterior selección del sensor que admita la mejor retroalimentación para el sistema de control, en la tienda [24], se obtuvo la información de los sensores detallados enseguida.

2.5.1. Acelerómetro MMA7361.

- Tiene 3 grados de libertad.
- Comunicación análoga.
- Voltaje de alimentación 2.2V-3.3V.
- Sensibilidad +/- 1.5g y +/- 6g.
- Bajo consumo de corriente.
- Acondicionamiento de señales con filtro de paso bajo.
- Costo: 8 Dólares.

2.5.2. Acelerómetro MPU6050.

- Tienes 6 grados de libertad.
- Comunicación I2C.
- Voltaje de alimentación 3.3V – 5V.
- Sensibilidad 2g.
- Resolución de 16 bits.
- Posee, giroscopio acelerómetro y sensor de temperatura
- Costo: 3.50 dólares.

2.5.3. Acelerómetro ADXL335.

- Tiene 3 grados de libertad.
- Salida analógica.
- Bajo consumo: 350uA típico.
- Voltaje de trabajo: 1.8V a 3.6V.
- Compatible con Arduino, AVR o PIC.
- Dimensiones: 22.46x19.64x02.84 mm.
- Peso: 04 g.
- Sensibilidad 1.65g.
- Costo: 6 Dólares.

Teniendo en cuenta las características de los sensores a probar se toma en cuenta cada punto en una matriz de decisión que va de un rango de 1 a 4 siendo 4 la calificación más alta según la característica.

Tabla 10

Decisión de sensores

CARACTERISTICAS	MMA 7361	MPU6050	ADXL335
Precisión	3	4	3
Costo	3	3	2
Consumo	2	4	3
Compatibilidad	4	3	4
Grados de libertad	2	4	2
Total	14	18	14

En base a los datos obtenidos se entiende que el acelerómetro ADXL 335 es el más apto por su sensibilidad tan baja, pero puesto a prueba de movimiento deseado en la base de la estructura

de diseño se obtiene que su sensibilidad es de 50g, es decir, no apta para la aplicación por lo cual un acelerómetro análogo no es la opción para el controlador.

Dado los datos obtenidos de los sensores se elige como prueba el sensor MPU5060 para obtener con datos experimentales su sensibilidad el cual da como resultado la que es de 1g por lo cual se escoge como sensor apto para el controlador.

2.6. Selección de controlador.

2.6.1. Placa Arduino Due.

El Arduino Due es una placa de microcontrolador basada en la CPU Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3. Es la primera placa Arduino basada en un microcontrolador de núcleo ARM de 32 bits. Tiene 54 pines de entrada / salida digital (de los cuales 12 se pueden usar como salidas PWM), 12 entradas analógicas, 4 UART (puertos serie de hardware), un reloj de 84 MHz, una conexión USB OTG compatible, 2 DAC (digital a analógico), 2 TWI, un conector de alimentación, un encabezado SPI, un encabezado JTAG, un botón de reinicio y un botón de borrado [25].

2.6.2. Placa Raspberry Pi (Modelo B).

Es un ordenador de una sola placa con LAN inalámbrica y conectividad Bluetooth, posee un CPU de 64 bits Quad Core de 1.2GHz Broadcom BCM2837, 1 GB de RAM, BCM43438 Wireless LAN y Bluetooth a bordo, GPIO extendido de 40 pines, 4 puertos USB, HDMI de tamaño completo, ideal para proyectos de video juegos y la posibilidad de instalar sistema operativos libres a través de una tarjeta SD [26].

2.6.3. Placa BeagleBone.

BeagleBone Black es una plataforma de desarrollo de bajo costo y comunidad para desarrolladores y aficionados, es una computadora de Linux de tamaño de tarjeta de crédito como se muestra en la Figura 42 que se conecta a Internet y ejecuta software como Android 4.0 y Ubuntu. Cuenta con una gran cantidad de E / S y la potencia de procesamiento para el análisis en tiempo real es proporcionada por un procesador AM335x de 720MHz ARM®, BeagleBone puede complementarse con tarjetas plug-in de capa para aumentar la funcionalidad [27].

2.6.4. ESP32.

Es un sistema barato y eficiente en cuestión de energía, y está compuestas por una serie de chips (SoC) con capacidades de Wi-Fi y Bluetooth de modo dual. La familia ESP32 incluye los chips ESP32- D0WDQ6 (y ESP32- D0WD), ESP32- D2WD, ESP32- S0WD y el sistema en paquete (SiP) ESP32-PICO-D4. En esencia, hay un microprocesador Tensilica Xtensa LX6 de doble núcleo o de un solo núcleo con una frecuencia de reloj de hasta 240 MHz. ESP32 está altamente integrado con interruptores de antena incorporados, balun de RF, amplificador de potencia, amplificador de recepción de bajo ruido, filtros y módulos de administración de energía. Diseñado para dispositivos móviles, dispositivos electrónicos portátiles y aplicaciones de IoT, ESP32 logra un consumo de energía ultra bajo a través de funciones de ahorro de energía que incluyen sincronización de reloj de resolución fina, múltiples modos de energía y escalado dinámico de energía [28].

Para la selección del controlador se utiliza la una matriz de decisión en la Tabla 11.

Tabla 11

Matriz de decisión para la selección del controlador.

Consideraciones	Arduino Due	Raspberry PI	BeagleBone	ESP32
Microcontrolador	3	4	4	4
Operativo	4	4	2	4
Potencia Consumida	4	1	2	4
Alimentación	3	1	1	4
Voltaje de Pin	4	4	2	4
Pines digitales	4	1	4	4
Pin Análogo	4	1	4	4
Adquisición	4	2	1	4
Precio	4	1	1	4
Calificación Total	34	19	21	36

Analizando la Tabla 11, se ha escogido como tarjeta controladora al ESP32, ya que superó las calificaciones según las características de las otras placas, es decir en base su precio, bajo consumo energético, número de entradas y salidas análogas, complementando con una fácil adquisición en el mercado nacional.

2.7. Diseño electrónico.

En recuento los materiales electrónicos a usar son:

- 4 motores a paso NEMA 23.
- 2 motores a paso NEMA 17.
- Esp32.
- 4 drivers tb6560.
- 2 drivers drv8825.
- 6 sensores Mpu6050.
- Fuente de poder de 24V a 20A.
- Fuente de alimentación del Arduino 5V a 1A.
- Cable utp 8 Hilos.

En la Figura 14 se puede ver la conexión instaurada que como se ve la Figura 15 en la placa electrónica.

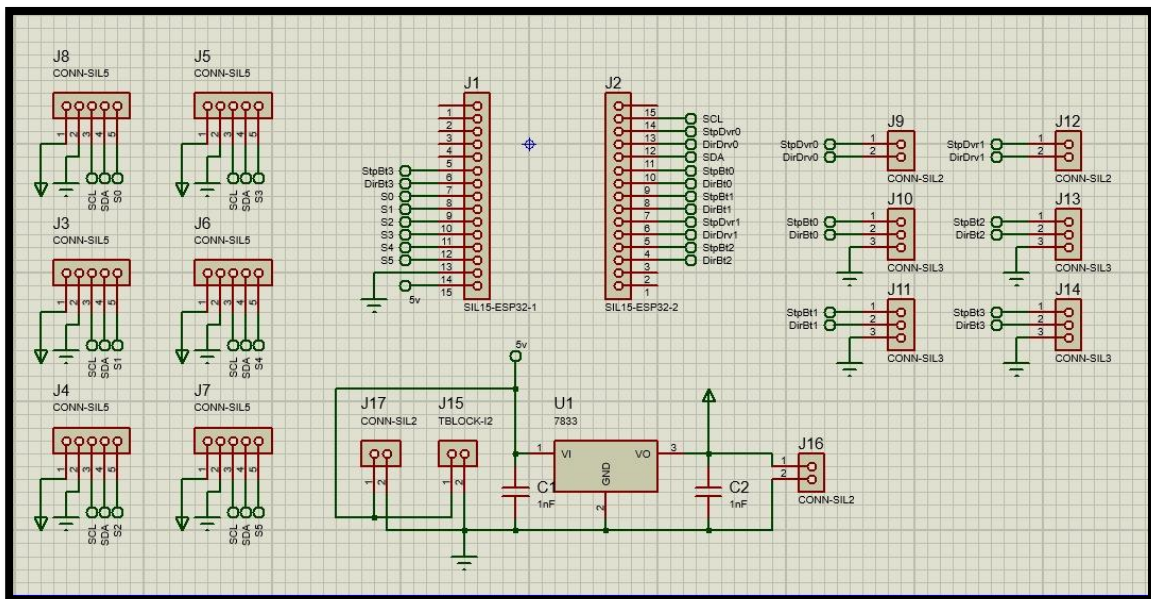


Figura 14 Diseño electrónico.

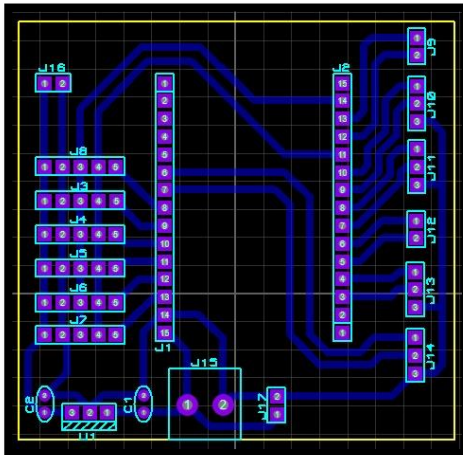


Figura 15 Diseño placa electrónica.

En la Tabla 12, se muestra los pines usados del controlador.

Tabla 12

Entradas y Salidas del controlador ESP32.

Pin ESP32	Dispositivo
20	SDA
21	SCL
2	AD0 (Sensor 0)
3	AD0 (Sensor 1)
4	AD0 (Sensor 2)
5	AD0 (Sensor 3)
6	AD0 (Sensor 4)
7	AD0 (Sensor 5)
24	DIR (DRV0)
26	STP(DRV0)
42	DIR(DRV1)
44	STP(DRV1)
23	CLK+(TB0)
25	CW+(TB0)
31	CLK+(TB1)
33	CW+(TB1)
39	CLK+(TB2)
41	CW+(TB2)
47	CLK+(TB3)
49	CLK+(TB3)

2.8. Selección de material.

En la elección del material debe considerarse que todo el exoesqueleto no debe pesar más de 15kg entonces, a base del diseño se considera el ensamblaje como peso total.

Se tomo en cuenta dos diseños preliminares, bajo un modelo creado para procesos de mecanizado de materiales como Aluminio, Acero Negro, Nylon, y un proceso de impresión 3D en ABS, en la Figura 16 se observa el primer diseño.

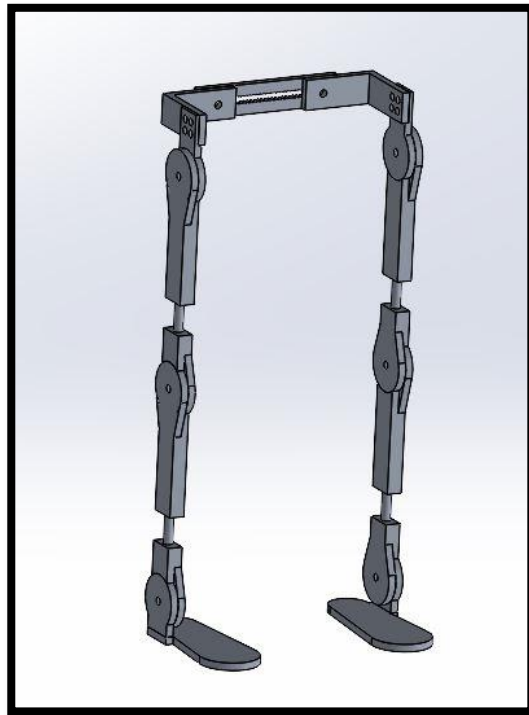


Figura 16 Primer diseño mecánico.

A continuación, se realiza la simulación por factor de seguridad en cada uno de los elementos propuesto como se muestra en la comparativa de la Figura 17.

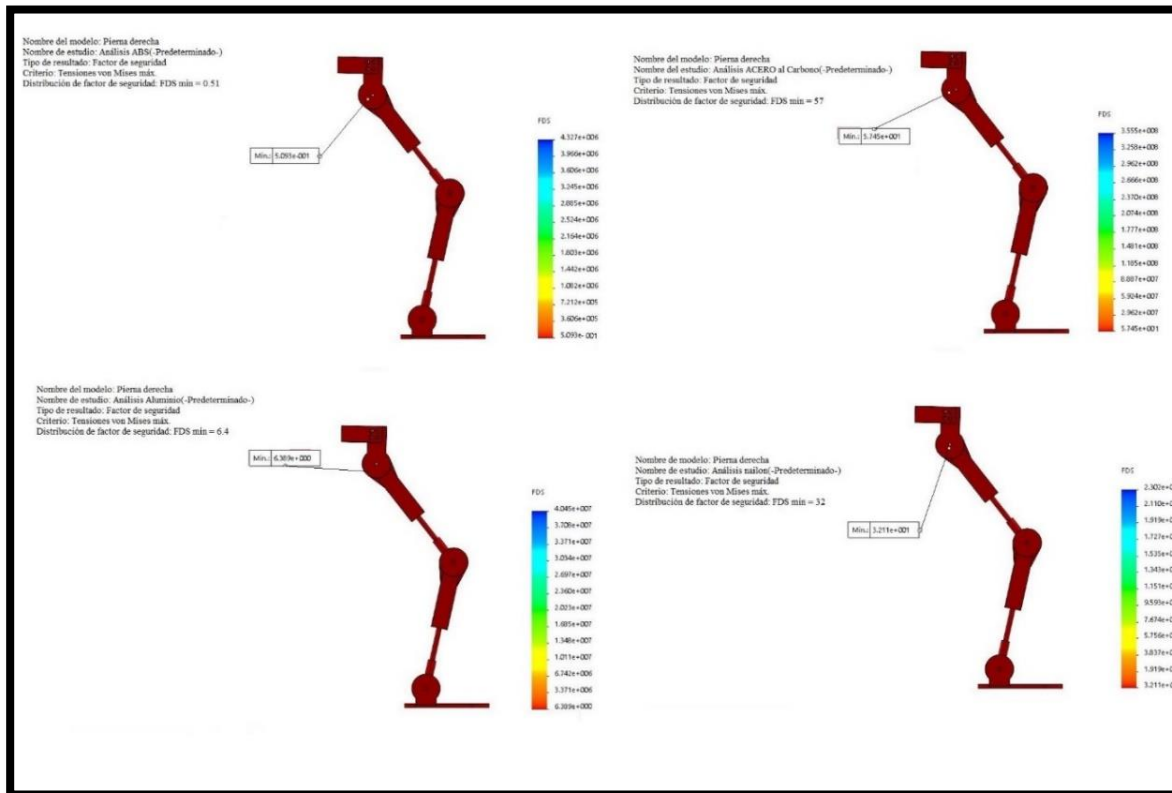


Figura 17 Análisis estático de los materiales propuestos para el diseño 1.

Con el estudio realizado se obtiene en el material ABS un factor de seguridad de 0.57, es decir se descarta el material, para el análisis de viabilidad de los materiales restantes en base al diseño presentado.

A partir del diseño se hizo un breve análisis de proformas de costos el cual se presenta en la Tabla 13.

Tabla 13

Costo de primer diseño.

Proceso	Costo (Dólares)
Fundición de Aluminio	110
Proceso de Manufactura	320
Pernos y Tuercas	40
Tol de aluminio	36
Corte Plasma	30
Costo Total	536

En vista de la complejidad de diseño se obtiene un alto costo para todos los tipos de material descalificando así el primer diseño.

El segundo diseño, Figura 18, creado en base a lo económico se presenta con el uso de materiales comerciales, con la ayuda del software SolidWorks, se determina las características del material a usarse, entre las opciones están aluminio, acero negro.

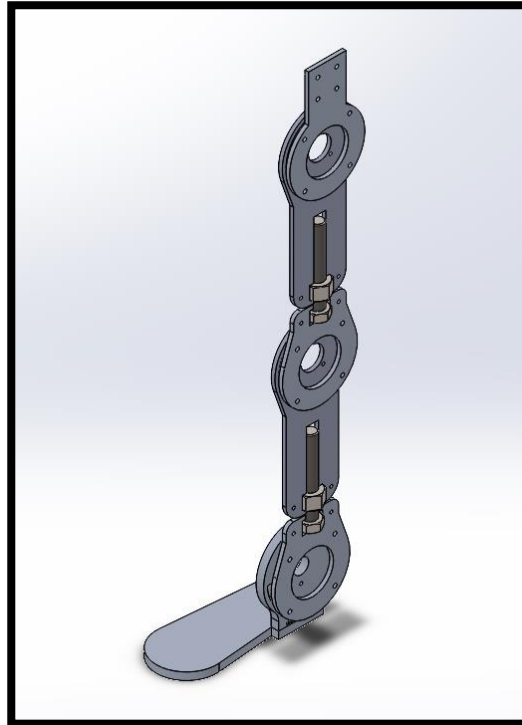


Figura 18 Diseño 2, pierna izquierda.

El mismo diseño se utiliza para muslo y canilla ajustable con un margen de 4cm y es donde se obtiene el esfuerzo que realizaran los actuadores, en la Figura 19 y Figura 20 se obtiene el análisis estático para los materiales expuestos.

Nombre del modelo: Analisis Cadera
Nombre de estudio: ACERO ASTM A36(-Predeterminado-)
Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1
Criterio: Tensiones von Mises máx.
Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 4,1

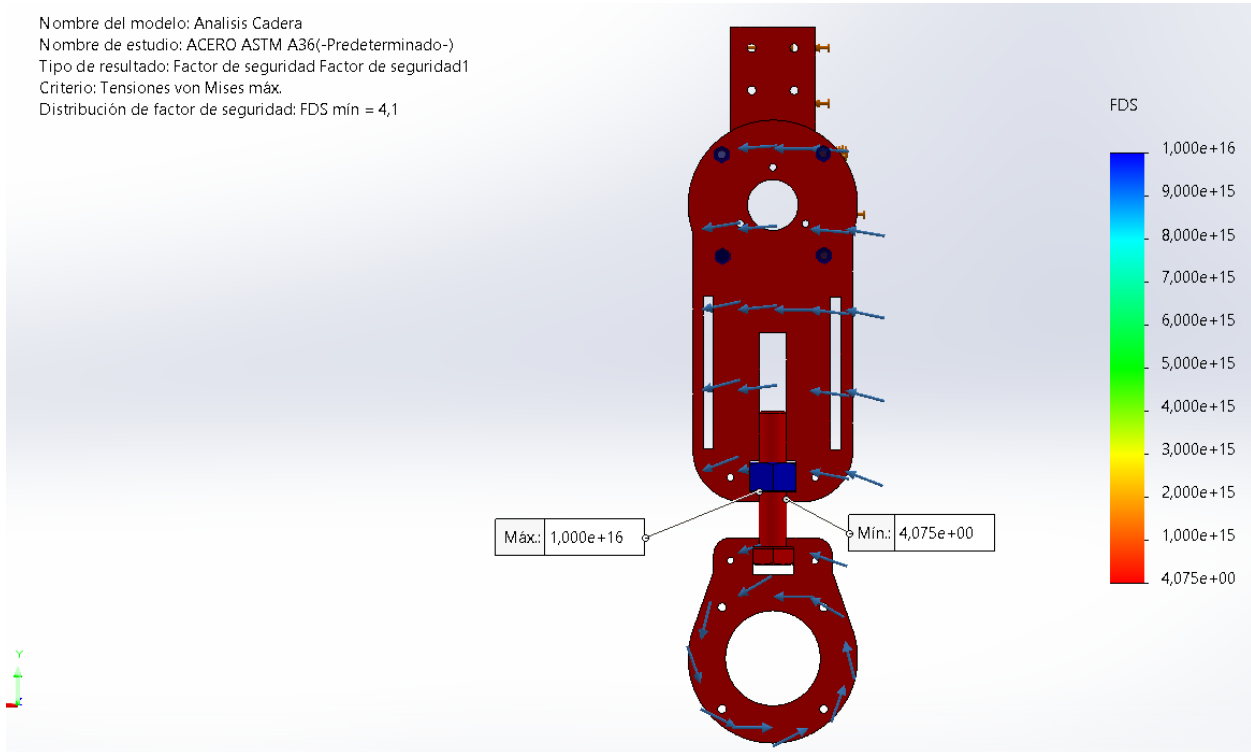


Figura 19 Diseño 2, Análisis Estático Acero ASTM A36

Nombre del modelo: Analisis Cadera
Nombre de estudio: Aleación de Aluminio 1060(-Predeterminado-)
Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1
Criterio: Tensiones von Mises máx.
Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 0,63

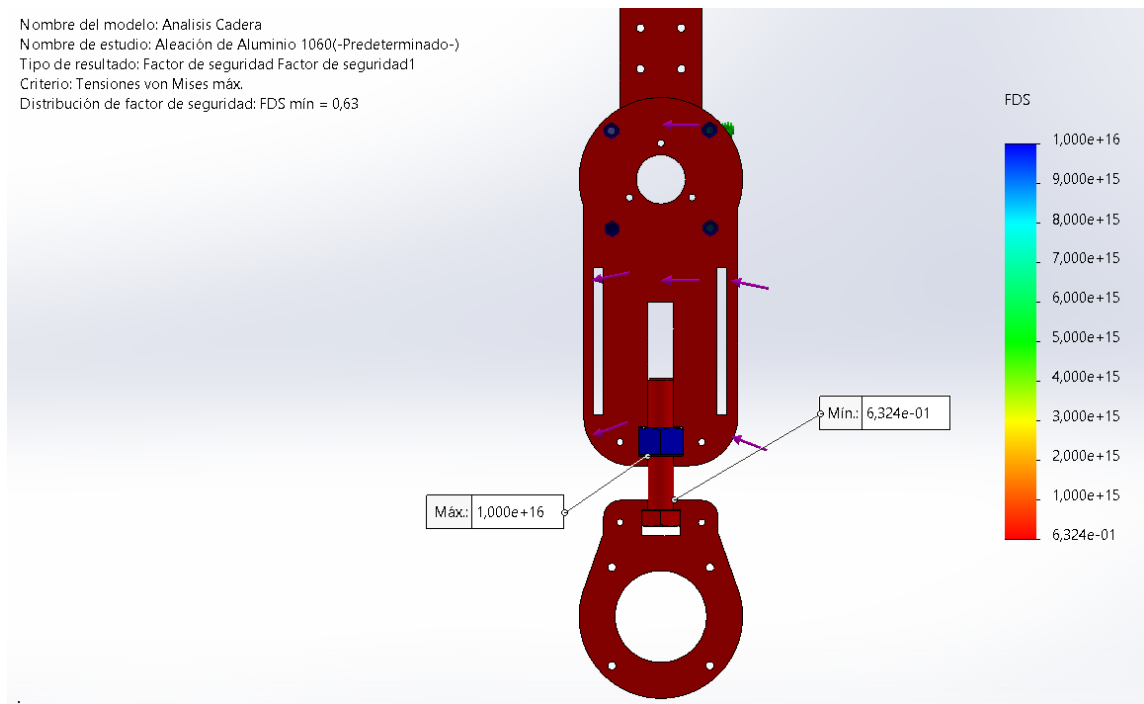


Figura 20 Diseño 2, Análisis Estático Aluminio

El análisis presentado sugiere que los dos materiales son aptos para la construcción, pero en sí, la decisión se toma en torno al costo de los componentes anexados al material como son la suelda con la que se fija las tuercas adaptadoras y por ser más conservador en el proceso se optó por el acero al carbono, el peso se ajusta a lo planificado por cada extremidad.

2.9. Simulación y sistema de control.

Se utiliza la comunicación entre los softwares Matlab y SolidWorks, para realizar una simulación a raíz de la base de datos de la investigación [29], en donde señala el proceso de caminata normal con clasificación, de personas pequeñas, medianas y grandes, y también en relación a personas jóvenes, adultas y ancianos, tomando en cuenta que ya se ha obtenido el proceso de ángulos de los 6 grados de libertad a trabajar, es decir por parte de un workspace (Variables qn) en Matlab se importan los datos de la investigación en conversión a radianes para la mejor asimilación del programa y se obtiene la caminata empezando desde el 0% por cada pierna (conjunto de 3 grados de libertad), a continuación se muestra el esquema en Simulink en la Figura 21.

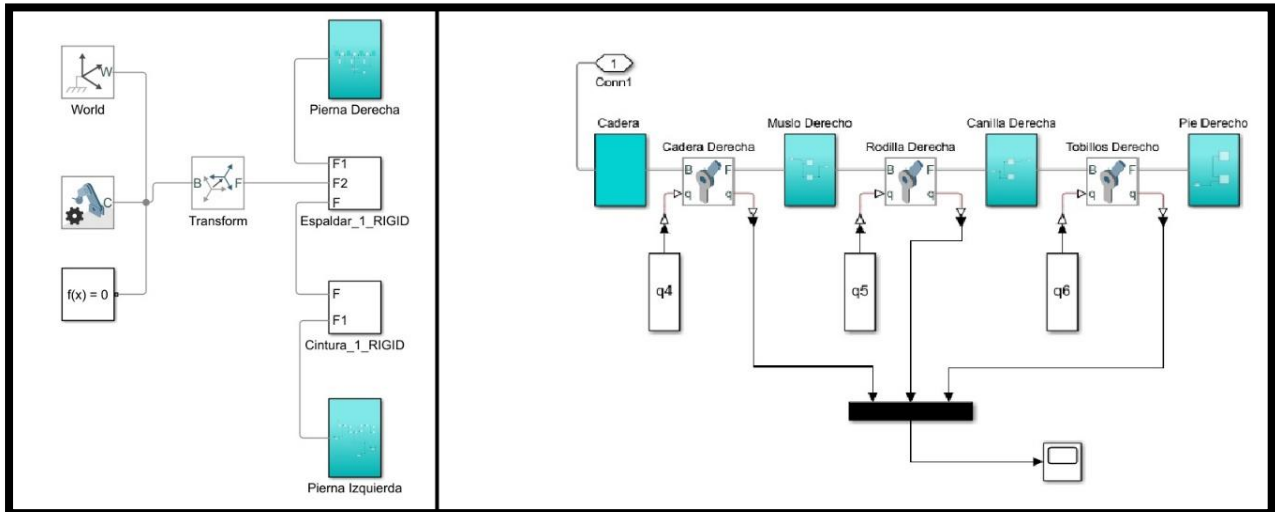


Figura 21 Diseño Simulink del sistema.

Por otro lado, se muestra el diagrama de flujo con la función que realizaría la comunicación de los sensores en la Figura 22.

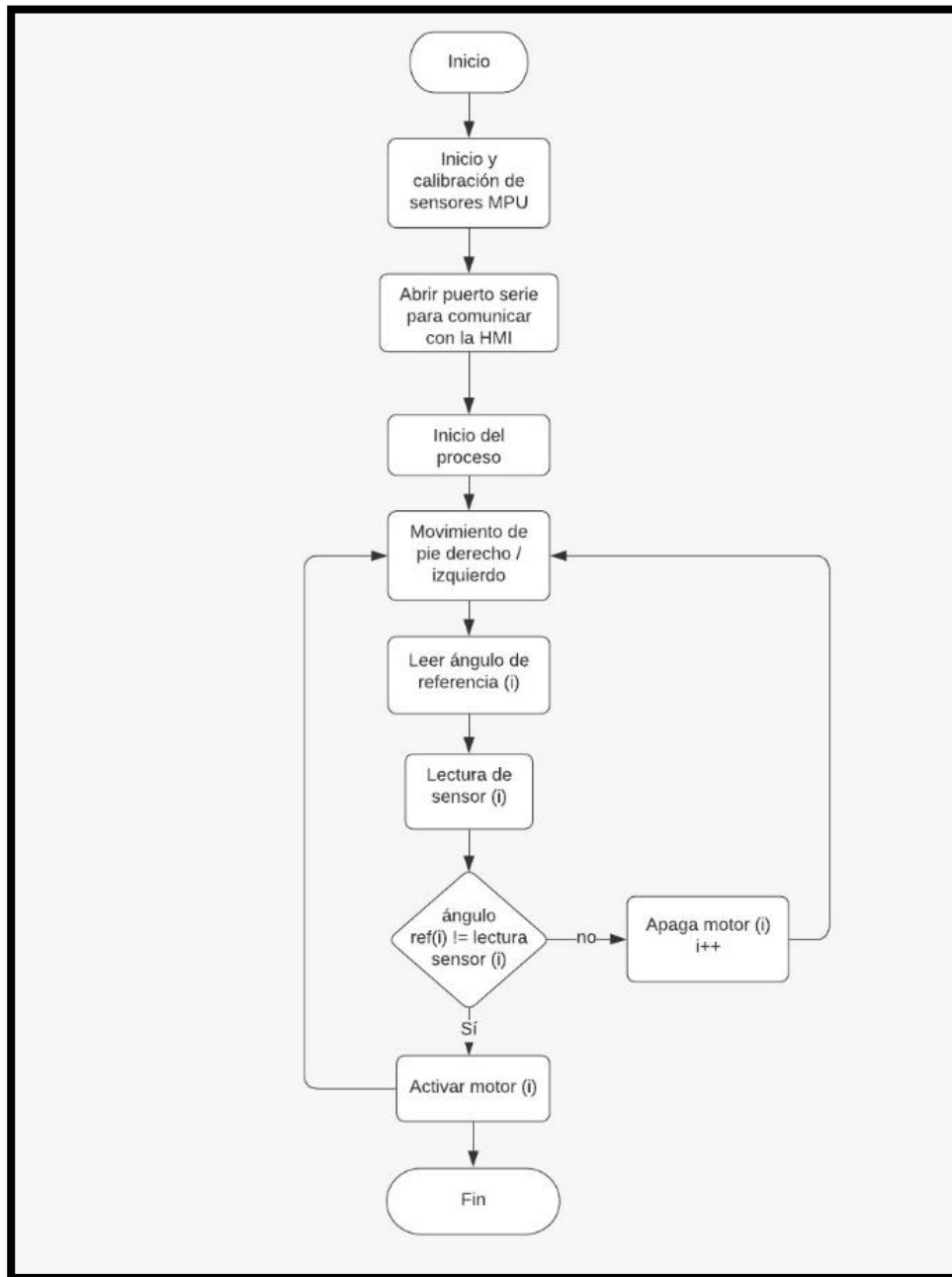


Figura 22 Diagrama de flujo sensor.

En la Figura 23, se muestra los ángulos especificados en la base de datos de la investigación.

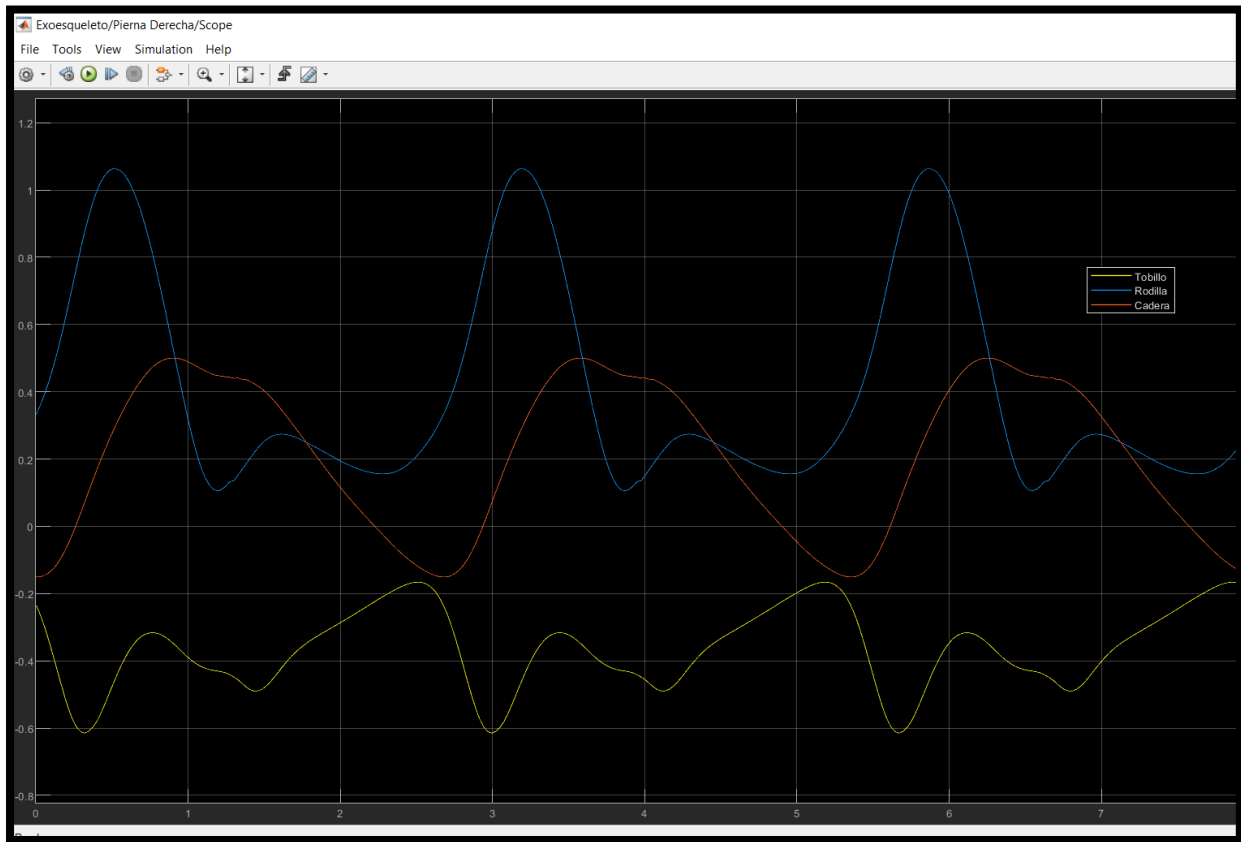


Figura 23 Graficas de ángulos del sistema.

2.10. Etapa de construcción.

2.10.1. Caja reductora sistema planetario con tren epicicloidal.

Un tren de engranajes epicicloidal es un sistema de engranajes singular el cual depende de una corona, un porta satélites que soporta varios satélites y un planeta, los cuales tienen como función reducir la velocidad angular y aumentar el torque de la carga primaria [30].

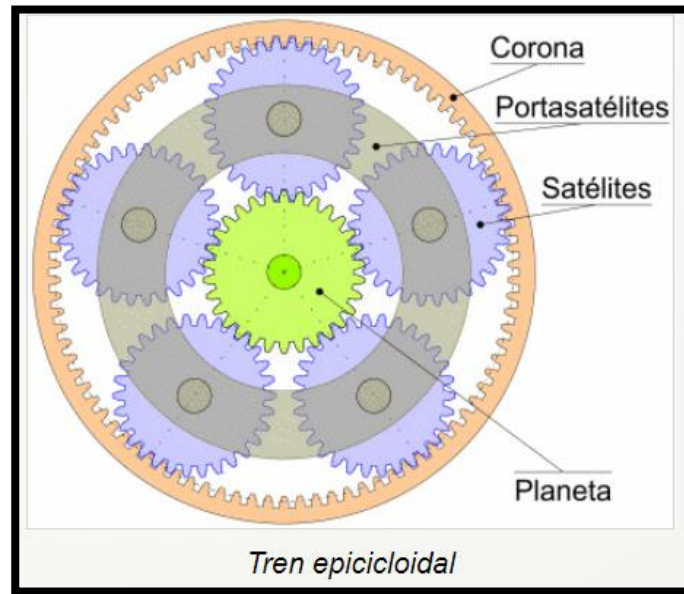


Figura 24 Terminología tren epicycloidal [31].

Según la Figura 24, se toman cinco aspectos para realizar el cálculo que son, corona como elemento fijo, planeta como elemento impulsor, y el módulo al cual se quiere llevar.

Entonces las variables son:

- Corona: 45 dientes.
- Planeta: 15 dientes.
- Módulo: 2.
- Velocidad del elemento impulsor: 50Nm
- Par del elemento del impulsor: 2Nm.
- Usando [31], los resultados que generan las variables son:
- Relación: 4 a 1.
- Diámetros de corona: 90mm.
- Diámetros de satélites: 30mm.
- Diámetro de planeta: 30mm.

- Numero de satélites: 3.
- Números de dientes del satélite: 15.
- Torque: 8Nm.

Dado que el torque no es el indicado para que el motor cumpla su función se genera otra caja a partir de la primera, entonces se mantienen las variables de la caja exceptuando el par del elemento impulsor por 8Nm. Entonces los datos de salida según [31] son:

- Relación: 4 a 1.
- Diámetros de corona: 90mm.
- Diámetros de satélites: 30mm.
- Diámetro de planeta: 30mm.
- Numero de satélites: 3.
- Números de dientes del satélite: 15.
- Torque: 32Nm.

Dado los datos generados y los cálculos de torque de cadera que es el más crítico el par resultante es el ideal para la función del motor el cual su esquema se muestra en la Figura 25.

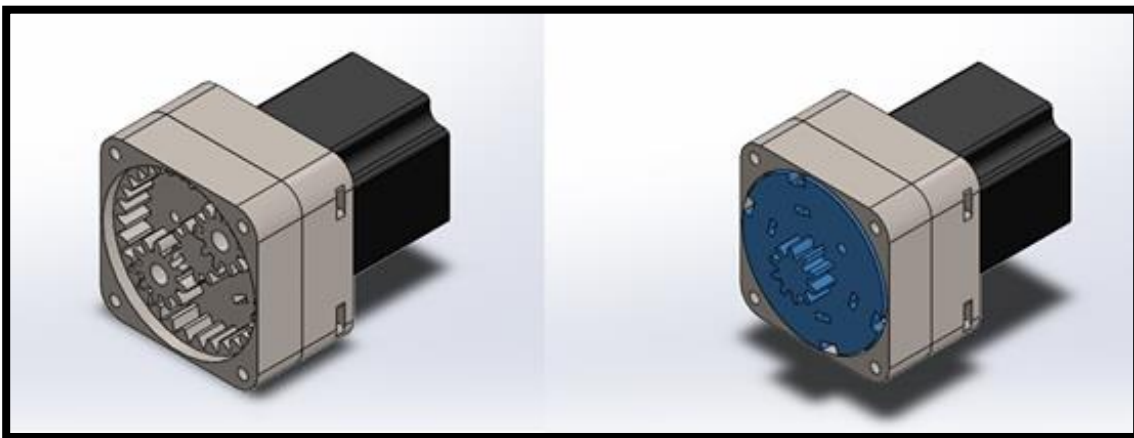




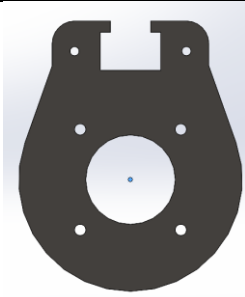
Figura 25 Motor con doble caja de tren epicicloidal.

2.10.2. Exoesqueleto.

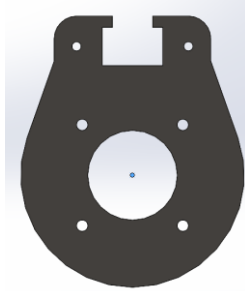
El diseño mecánico de exoesqueleto consta de 7 piezas por pierna en la Tabla 14. Se explica la función de cada pieza.

Tabla 14

Funciones de las piezas construidas.

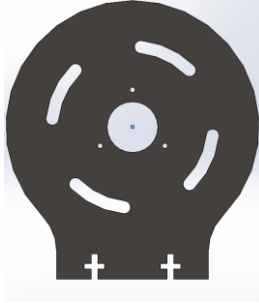
Nombre de Pieza	Figura	Función
Cintura		Su uso es el acople del primer actuador, el que soporta mayor carga y sostén de arnés
Muslo		Muslo: Función móvil del primer actuador con líneas de seguridad mecánica, y en la parte de inferior se usa una tuerca para realizar la función adaptable al tamaño del paciente.
Rodilla		Rodilla: Parte baja de la pieza Muslo que por medio de un tornillo se ajusta a la posición indicada a la altura del paciente, también cumple la función de sujeción del siguiente actuador.
Canilla		Canilla: Función móvil del segundo actuador e igual q Muslo impide que la trayectoria se desplace hacia una posición no apta para el paciente y realiza la misma función que muslo, peor donde corresponde la canilla.

Tobillo



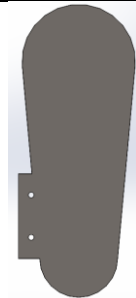
Tobillo: Misma función de Rodilla, pero donde corresponde su nombre.

Soporte Pie



Función móvil del ultimo actuador, e igual que la pieza Muslo. Tiene un componente de seguridad mecánica

Pie



Función de apoyo de pie del paciente

CAPÍTULO III

PRUEBAS Y RESULTADOS

En la Figura 26 se presenta el prototipo terminado montado en un arnés de prueba con un paciente femenino de 6 años suspendido a un metro del piso.



Figura 26 Exoesqueleto terminado

3.1. Análisis de resultados

En el análisis de resultados se obtiene como gráficas de seguimiento de coordenadas para cada articulación dando como resultado un seguimiento de paso normal a cada articulación de acuerdo con el parámetro establecido.

Como se puede ver en la Figura 27 la curva característica para la cadera por medio de la simulación teórica de la base de datos.

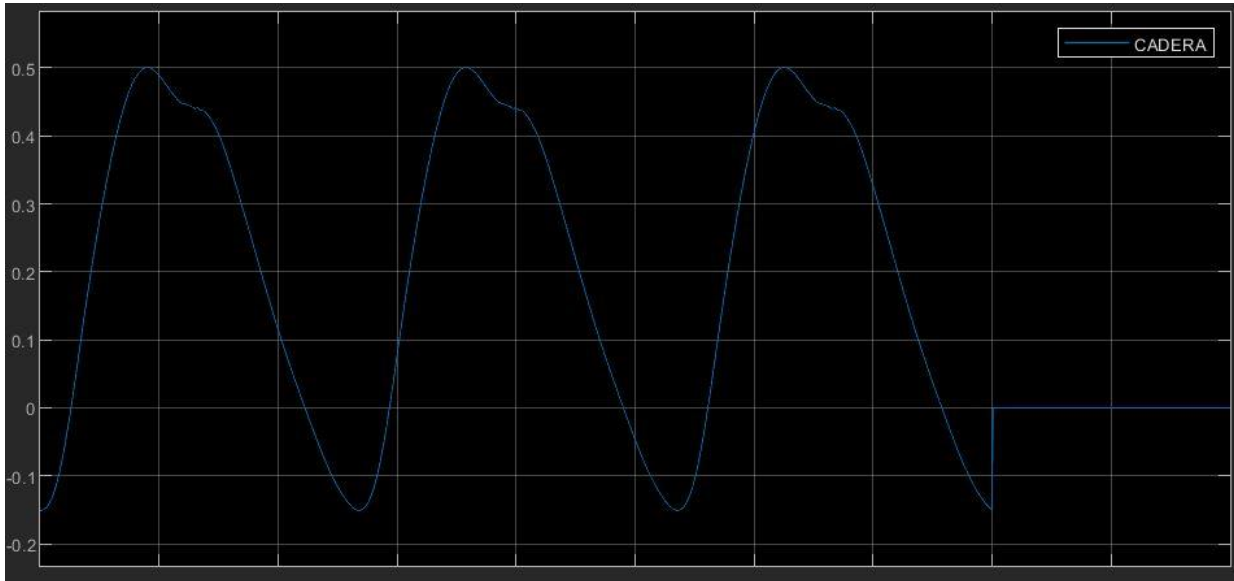


Figura 27 Simulación cadera (actuador) Matlab.

A continuación, la curva que nos muestra el software Arduino en tiempo real de seguimiento.

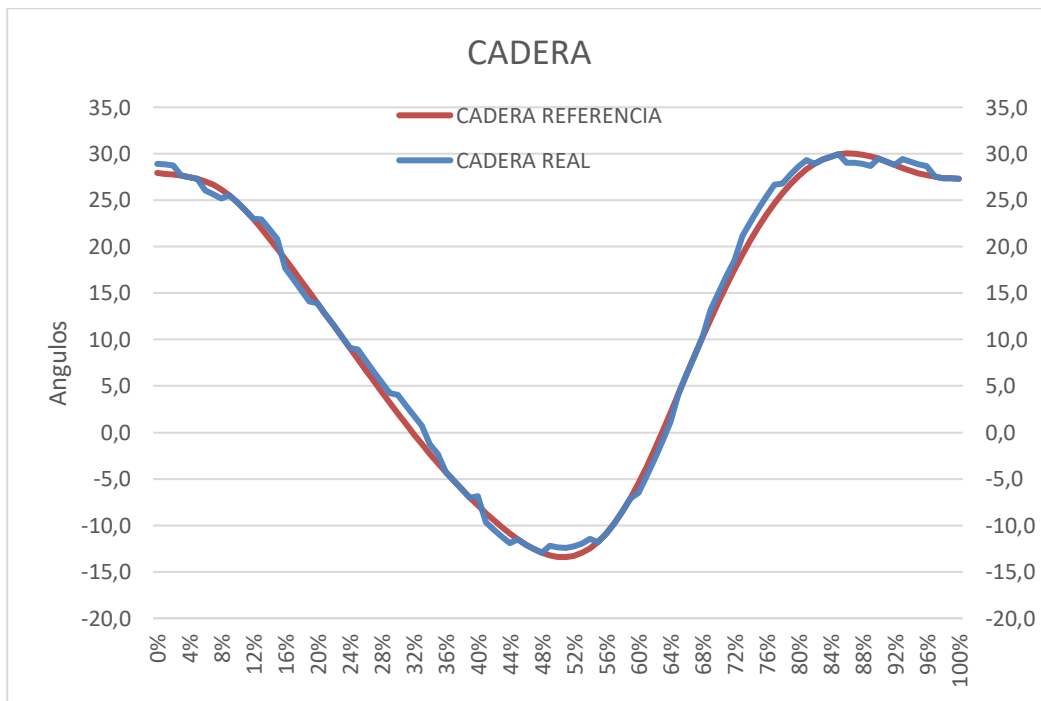


Figura 28 Datos mostrados por el sensor en Arduino por cadera (actuador).

Así mismo se muestra en la Figura 29 la curva teórica dada por la simulación de la rodilla.

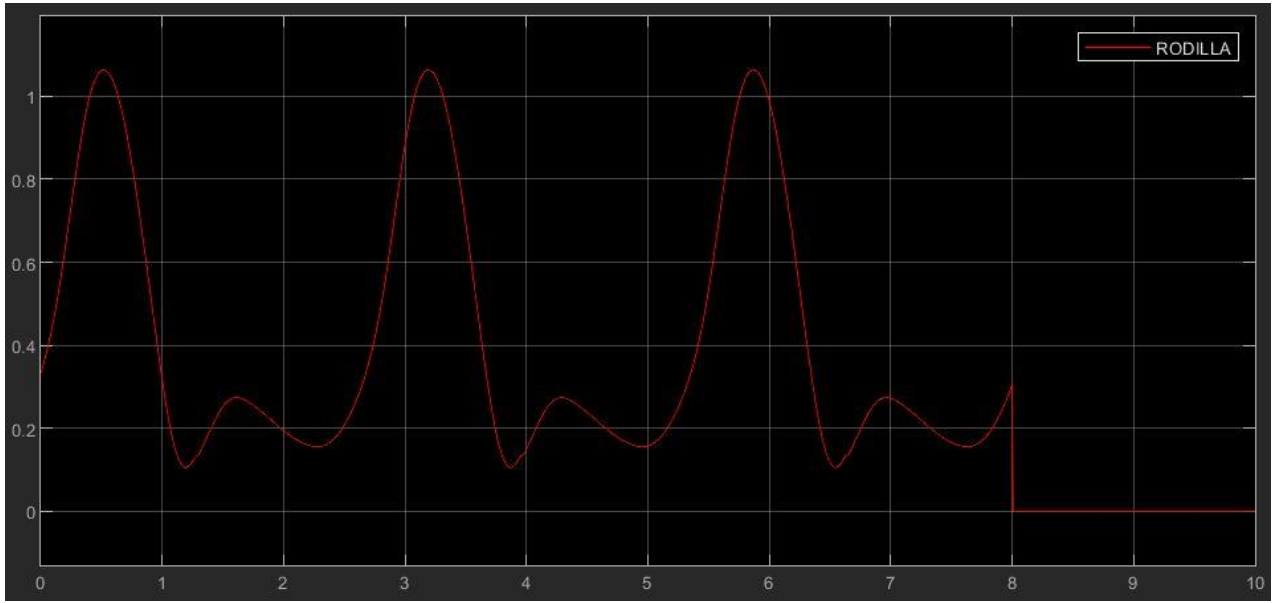


Figura 29 Simulación rodilla (actuador) Matlab.

Y en la Figura 30 se muestra la curva de seguimiento en tiempo real por medio del mecanismo.

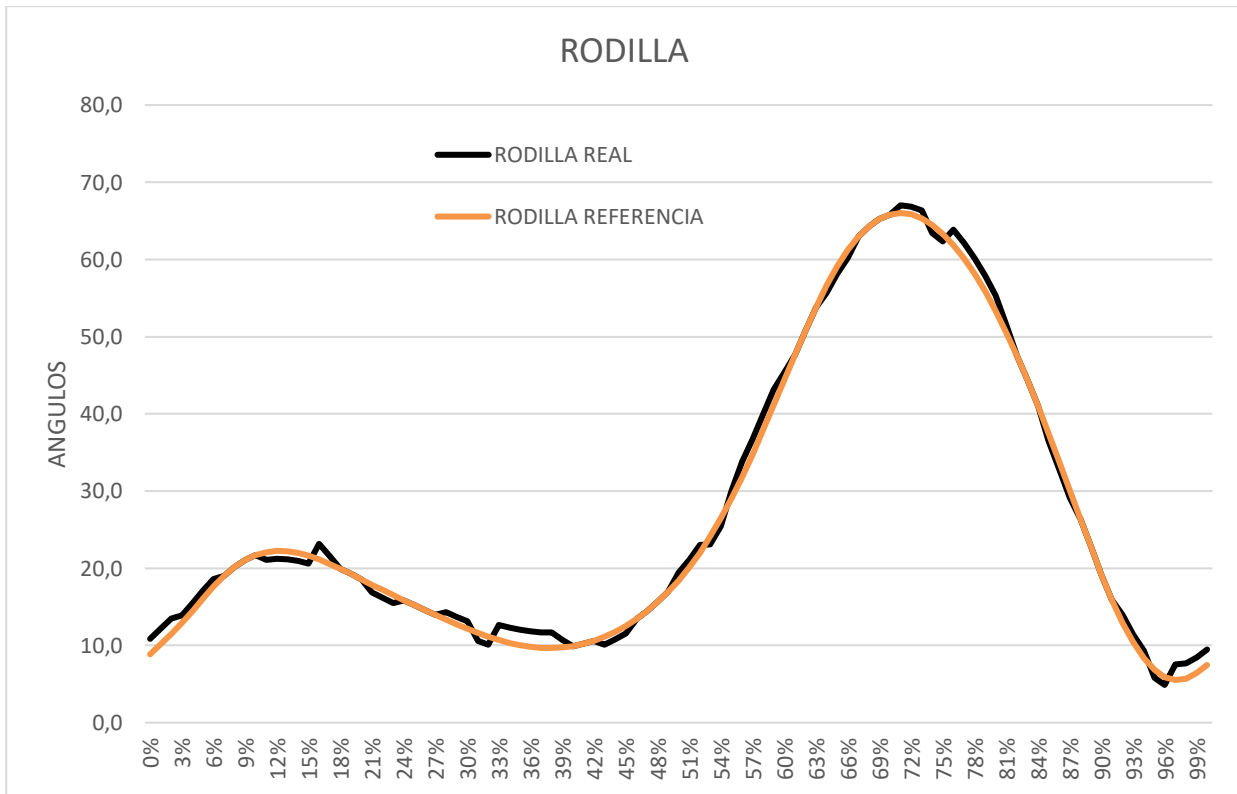


Figura 30 Datos mostrados por el sensor en Arduino por rodilla (actuador).

Por otra parte, al igual que en las primeras articulaciones en la siguiente Figura 31 se muestra la curva característica de la base de datos del tobillo

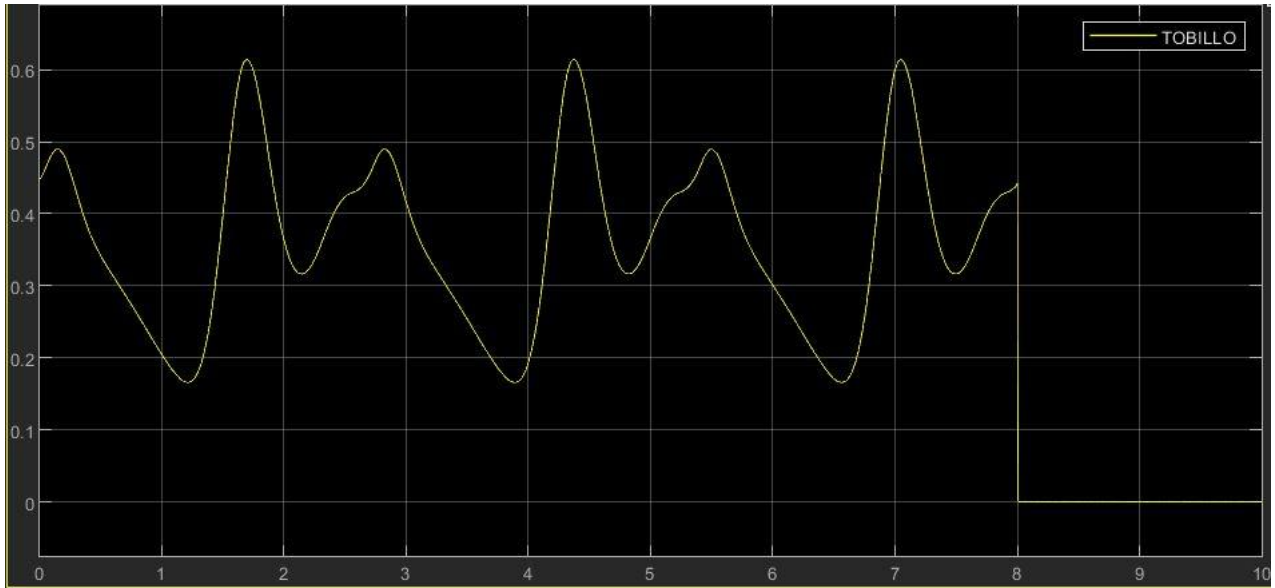


Figura 31 Simulación tobillo(actuador) Matlab.

Y como se puede demostrar que en la curva de en tiempo real por medio del mecanismo se mantiene en la Figura 32.

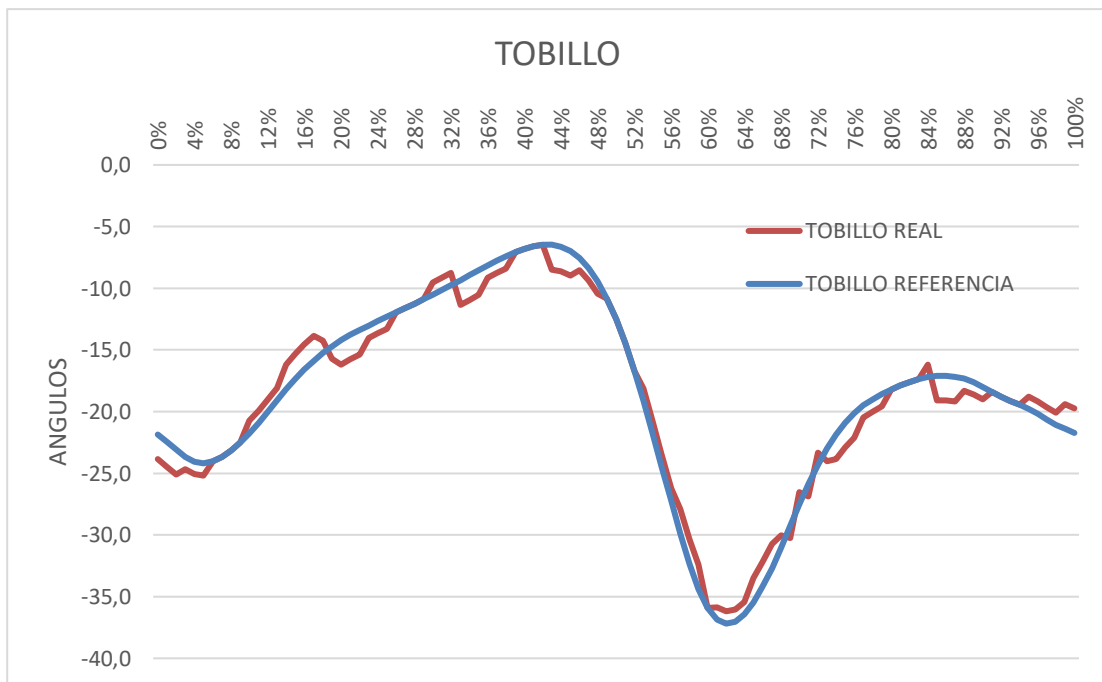


Figura 32 Datos mostrados por el sensor en Arduino por tobillo (actuador).

El porcentaje de error se define por la ecuación (36).:

$$e\% = \frac{|V_{real} - V_{simulación}|}{V_{real}} \times 100 \quad (36)$$

$e_{cadera} = 4.4\%$

$e_{rodilla} = 5.6\%$

$e_{tobillo} = 6.3\%$

3.2. Costos.

A continuación, en la Tabla 15 se muestra los costos de fabricación para el prototipo planteado.

Tabla 15

Costos de fabricación prototipo

Mecánico			
Cantidad	Proceso o Material	Costo por Unidad	Costo Total
1	Materia Prima (Acero Negro ½) Plancha	35	35
276 cm	Corte Plasma y Pulido	0.2*cm	55.2
3	ABS	25	75
1	Insumos (Tornillos, Rodamientos, Tuercas, Rodelas)	-	80
1	Caja Acrílico	10	10
Costo Total Mecánica			255
Electrónico			
Cantidad	Proceso o Material	Costo por Unidad	Costo Total
4	Motor NEMA 23	25	100
2	Motor NEMA 17	20	40
4	Driver Tb6560	13	52
2	Driver dvr8825	4	8
6	Sensor mpu6050	4	24
2	Conectores Molex	1	2
6	Rj45	1	6
1	Fuente 24V – 20 A	30	30
1	Insumos	-	20
1	Microcontrolador EP32	25	25

Costo Total Electrónica			307
Ingeniería			
Cantidad (hora)	Proceso o Material	Costo por hora	Costo Total
240	Mano de Obra	4	960
60	Impresión 3D	1	60
240	Computador	0.25	60
Costo Total Ingeniería			1080
Costo Total del Prototipo			1642

↳

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

4.1. Conclusiones

- Se logró realizar un diseño e implementación adaptable, funcional y robusto para el uso de niños desde los 5 años hasta los 12 años, con movimiento pasivo o activo de sus extremidades, para el tipo de paraplejia nivel T10, T12 y de L1 a L5, de acuerdo con la velocidad especificada en la marcha nivel 1 normal que se encuentra en la base de datos utilizada que asocia la velocidad con la longitud del cuerpo.
- Mediante el uso de la simulación entre los softwares Matlab y Solid Works, se logró verificar el correcto funcionamiento de la lista de ángulos dentro de la base de datos expuesta para que de una manera interactiva y visual se pueda apreciar la marcha que debió regirse como lineamiento para el prototipo en físico.
- Por medio de un modelo matemático y cálculos de sistema de cargas se dimensionó adecuadamente los actuadores que permiten ejecutar el movimiento correcto.
- A través de la impresión 3d se consiguió el objetivo de economizar el prototipo alcanzando los torques necesarios de los motores de bajo costo por medio de un sistema planetario con relación 1:16.
- El control en lazo cerrado propuesto actúa en seguimiento a la ruta establecida con porcentajes de error de 4%, 5% y 6%, respectivamente para, cadera, rodilla y tobillo. Con respecto a las curvas propuestas en la base de datos

4.2. Recomendaciones.

- Se recomienda el cambio de sensores por la programabilidad de dirección en bug de datos más abierta, ya que los sensores usados necesitan un muestro en tiempo real y requieren una dirección específica para su funcionamiento
- Se recomienda no exceder los 4cm por sección de extremidad en la adaptabilidad del prototipo ya que los cálculos realizados fueron probados hasta esa capacidad.
- Se recomienda el uso combinado de paralelas con la grúa o jaula para la sujeción del arnés dentro del centro de rehabilitación ya que por la fuerza de brazos del paciente genera mayor estabilidad de sostén del cuerpo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] C. Chango and F. Lino, “Diseño y Construcción de un Prototipo de Exoesqueleto para Miembros Inferiores,” Universidad De Las Fuerzas Armadas “ESPE,” 2017.
- [2] Consejo Nacional Para La Igualdad de Discapacidades, “CONADIS.” <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
- [3] N. Tabti, M. Kardofaki, S. Alfayad, Y. Chitour, F. Ben Ouezdou, and E. Dychus, “A Brief Review of the Electronics, Control System Architecture, and Human Interface for Commercial Lower Limb Medical Exoskeletons Stabilized by Aid of Crutches,” in *2019 28th IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*, Oct. 2019, pp. 1–6, doi: 10.1109/RO-MAN46459.2019.8956311.
- [4] A. D. Gardner, J. Potgieter, and F. K. Noble, “A review of commercially available exoskeletons’ capabilities,” in *2017 24th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP)*, Nov. 2017, pp. 1–5, doi: 10.1109/M2VIP.2017.8211470.
- [5] Rex Bionics Ltd, “The REX Exoskeleton,” 2016. <https://www.rexbionics.com/> (accessed Apr. 17, 2020).
- [6] TE KETE IPURANGI, “REX the robotic exoskeleton.” <http://technology.tki.org.nz/Resources/Case-studies/Technologists-practice-case-studies/Electronics-and-control-technologies/Rex-the-robotic-exoskeleton> (accessed Apr. 17, 2020).
- [7] Parker Hannifin Corp, “Indego Exoskeleton,” 2020. <http://www.indego.com/indego/en/home> (accessed Apr. 17, 2020).
- [8] Cyberdyne, “HAL Robot,” 2020. .
- [9] B. Chen *et al.*, “Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons,” *Journal of Orthopaedic Translation*. 2016, doi: 10.1016/j.jot.2015.09.007.
- [10] EKSO BIONICS, “EKSO Exoskeleton,” 2020. <https://eksobionics.com/> (accessed Apr. 18,

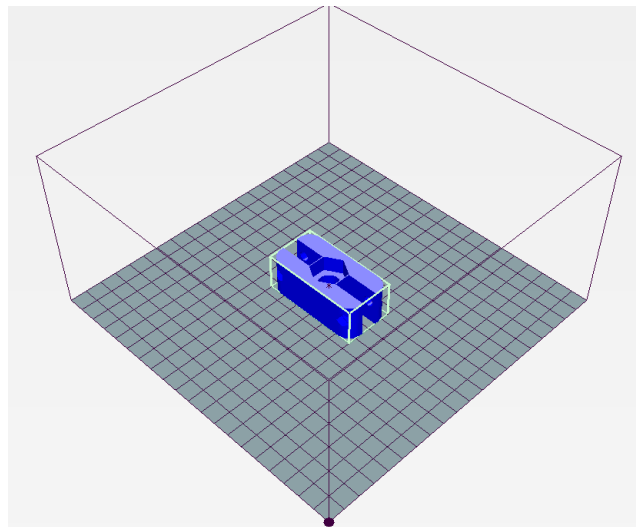
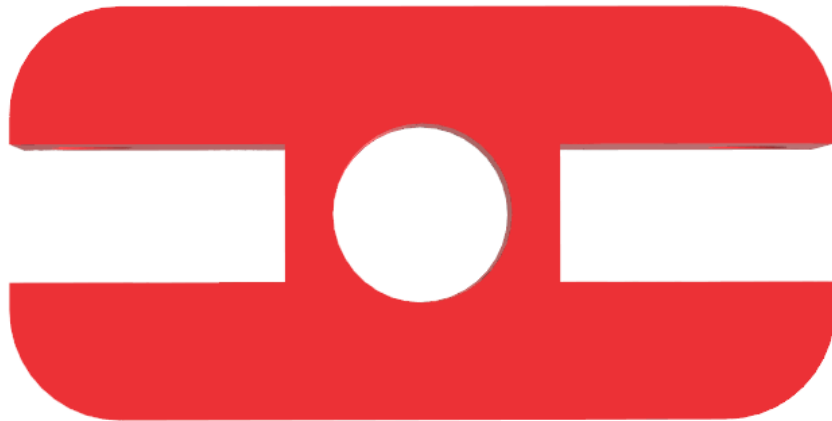
- 2020).
- [11] A. D. Delgado *et al.*, “Safety of exoskeleton-assisted walking in SCI inpatient rehabilitation,” in *2017 International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob)*, Nov. 2017, pp. 1–2, doi: 10.1109/WEROB.2017.8383826.
 - [12] C. Jarrett and A. J. McDaid, “Robust Control of a Cable-Driven Soft Exoskeleton Joint for Intrinsic Human-Robot Interaction,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 7, pp. 976–986, 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2017.2676765.
 - [13] M. S. Ballesteros Muñoz, J. A. Martínez Orjuela, and others, “Diseño y construcción de un exoesqueleto de miembros inferiores que emula la marcha humana,” 2015.
 - [14] L. Calderon and J. Enrique, “Manufactura y pruebas de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación física de miembros inferiores para el grupo de investigación y estudios de bioingeniería de la Facultad de Mecánica ESPOCH,” Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2018.
 - [15] Organización Mundial de la Salud, “Discapacidad,” 2020. <https://www.who.int/topics/disabilities/es/>.
 - [16] A. F. Erazo Silva and J. O. Tene Escobar, “Diseño mecánico y simulación de un equipo para rehabilitación muscular de extremidades inferiores,” Quito, 2017., 2017.
 - [17] G. E. Maldonado Ibarra, “Desarrollo de un prototipo de andador-exoesqueleto de 6 grados de libertad para la rehabilitación física de miembros inferiores en infantes dentro del Grupo de Investigación en Bioingeniería GIEBI,” Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2019.
 - [18] N. Franco and K. José, “Análisis y diseño de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación pediátrica de los miembros inferiores, utilizando sistemas embebidos para el control del sistema y la interfaz de usuario,” 2017.
 - [19] R. Luis, F. Dario, and F. Hisnel, “Diseño y construcción de un exoesqueleto para la asistencia en la marcha a pacientes con paraplejia flácida,” 2017.

- [20] V. Giancarlo, “DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y CONTROL DE UN EXOESQUELETO PARA PACIENTES CON DISCAPACIDAD MOTORA EN LAS EXTREMIDADES INFERIORES,” Universidad de Piura, 2017.
- [21] L. Dunai, I. Lengua, G. Peris Fajarnes, and B. Defez Garcia, “Diseño de un exoesqueleto de extremidades inferiores,” *DYNA Ing. e Ind.*, vol. 94, no. 3, pp. 297–303, 2019.
- [22] I. Alvarez, “Diseño de los elementos mecánicos de un exoesqueleto para personas con perdida de movilidad en extremidades inferiores,” Instituto Politecnico Nacional, 2017.
- [23] C. Mario, S. Rafael, and V. Javier, *Percepción Visual Aplicada a la Robótica*. 2016.
- [24] R. Ramirez, “Hetpro-store,” 2021. <https://hetpro-store.com/>.
- [25] Arduino, “Arduino,” 2021. <https://www.arduino.cc/>.
- [26] R. P. Foundation, “RaspberryPI,” 2021. .
- [27] F. BeagleBoard.org, “BeagleBoard,” 2020. <https://beagleboard.org/bone>.
- [28] C. ESP32, “ESP32.” <http://esp32.net/#Features>.
- [29] M. F. Gabriele Bovi, Marco Rabuffetti, Paolo Mazzoleni, “A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects,” 2010.
- [30] R. Yanez-Valdez, J. A. Cisneros, O. A. Todd, and J. C. Pano, “Diseno mecánico de un multiplicador de velocidad basado en un tren epicicloidal.”
- [31] Calculartodo, “Calculartodo,” 2017. <https://www.calculartodo.com/mecanica/tren-epicicloidal.php>.

ANEXOS

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 1

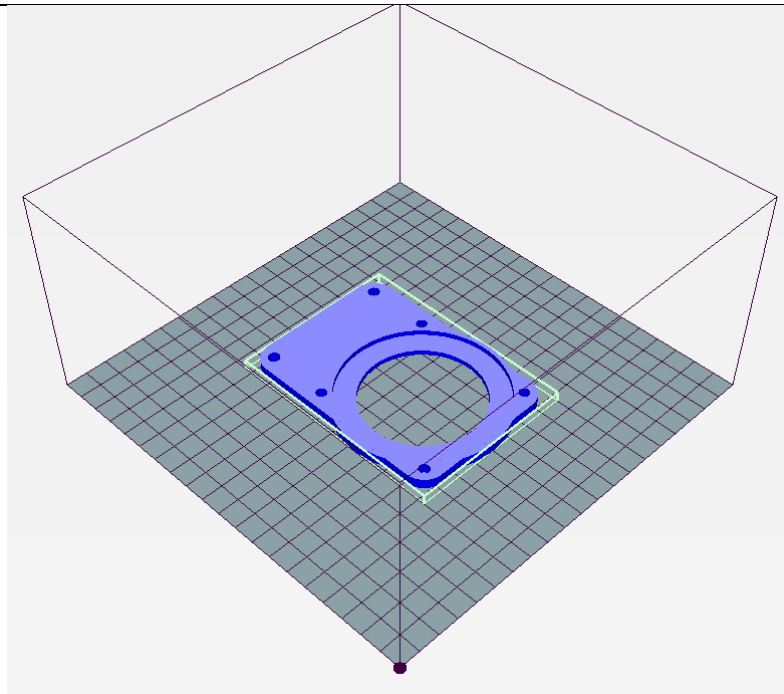
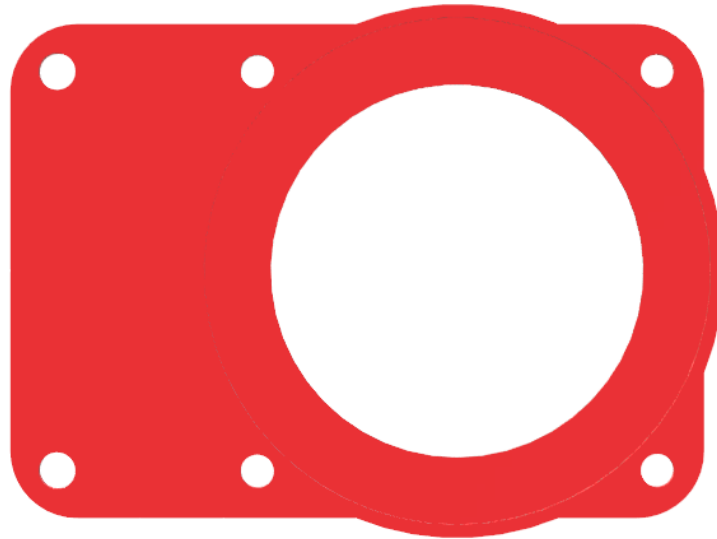
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	Camisa Tornillo	Plano Nro.	CIME- TESIS-025	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	90 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	6 horas

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 2

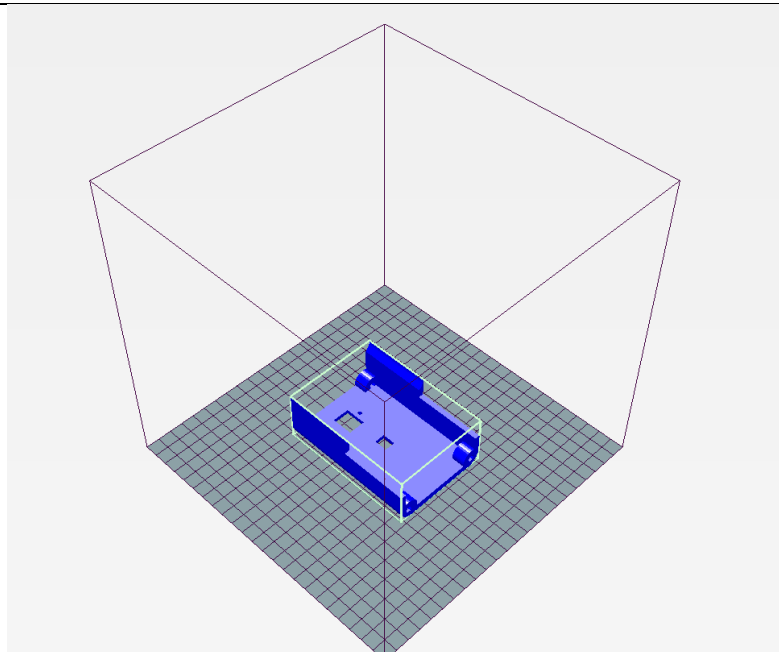
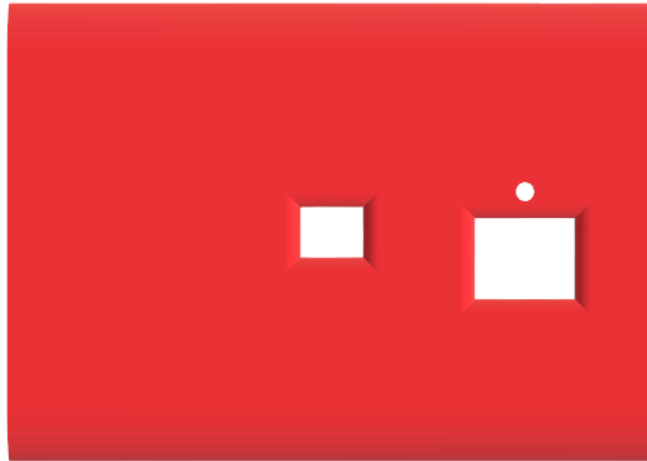
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	PE1N23	Plano Nro.	CIME-TESIS-032	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	90 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	2 horas

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 3

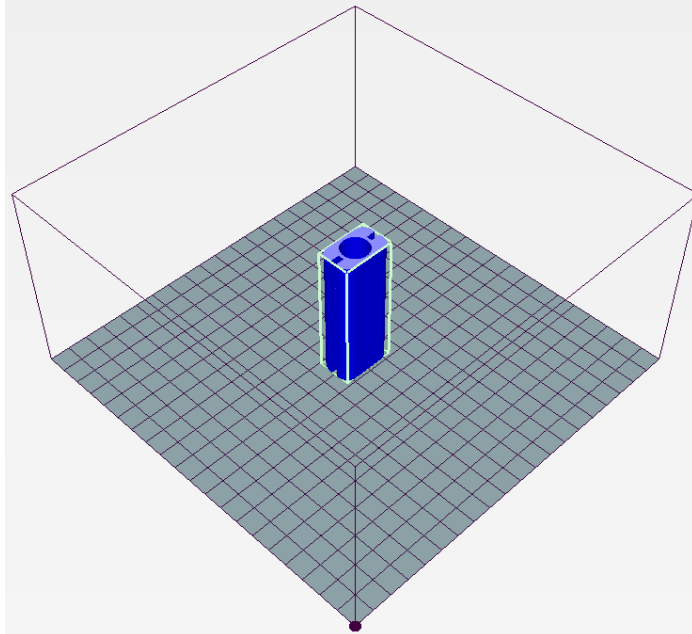
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	P2N17	Plano Nro.	CIME-TESIS-033	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	100 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	1 día 12h 50min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 4

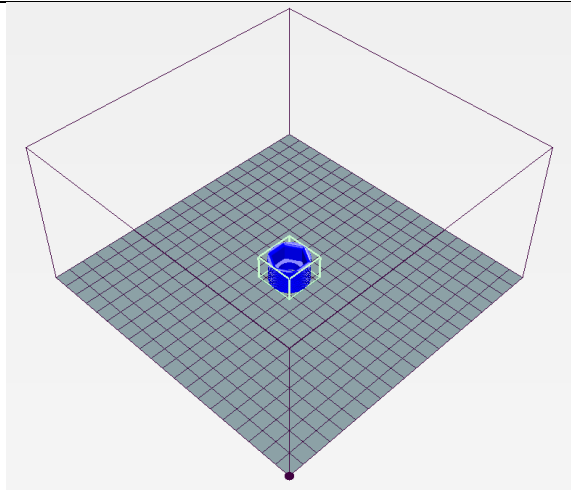
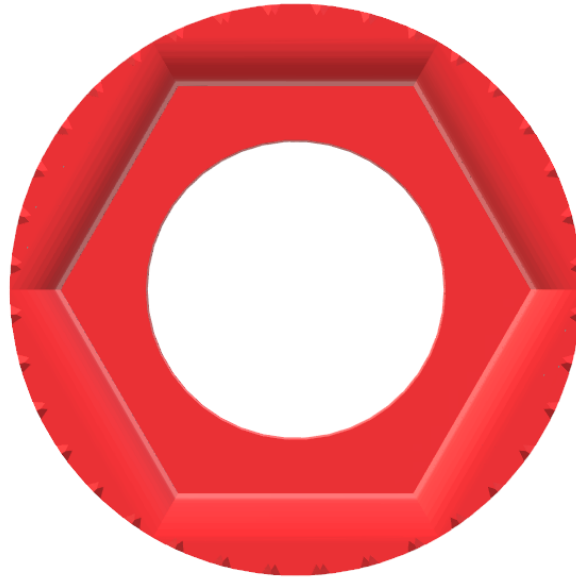
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	CAMISA EJE	Plano Nro.	CIME- TESIS-024	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	100 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	3h 23min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 5

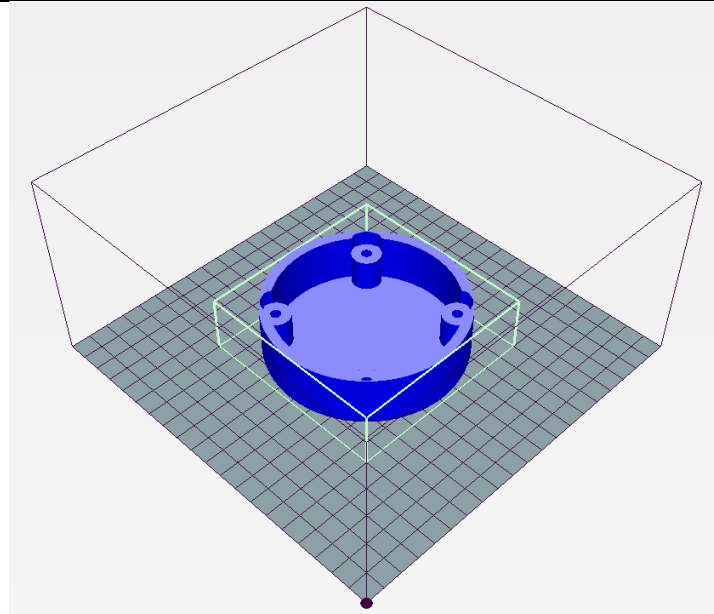
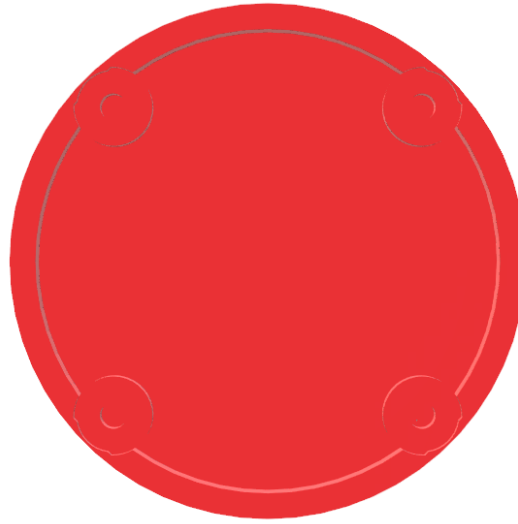
Proyecto	"Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores"			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	CAMISA TUERCA	Plano Nro.	CIME- TESIS-026	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	100 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	1día12h 50min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 6

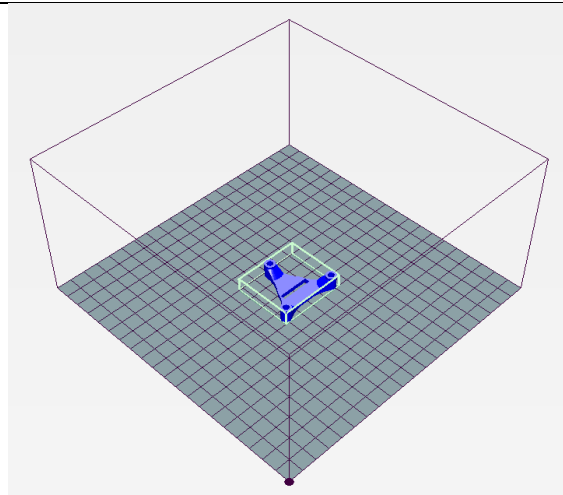
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	Tapa	Plano Nro.	CIME-TESIS-027	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	70 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	5h 23min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 7

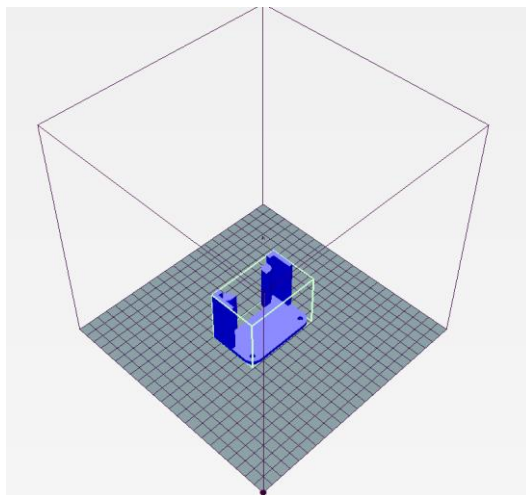
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	SENSOR	Plano Nro.	CIME- TESIS-035	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.2 mm	Densidad de relleno	100 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	1h 50min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 8

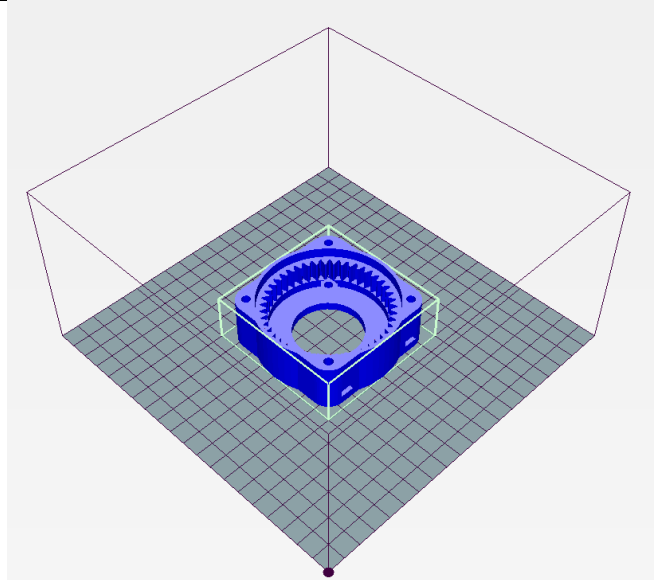
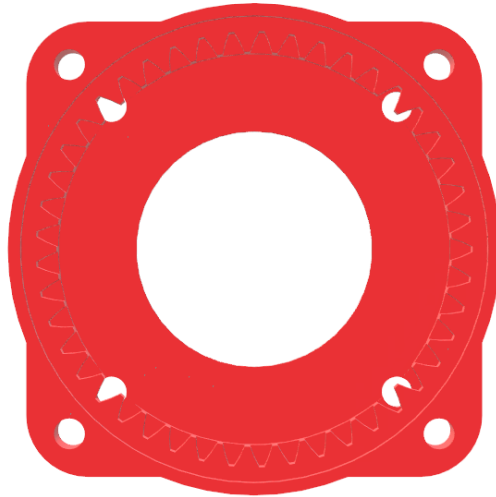
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	PE3N23	Plano Nro.	CIME-TESIS-031	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	90 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	5h 23min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 9

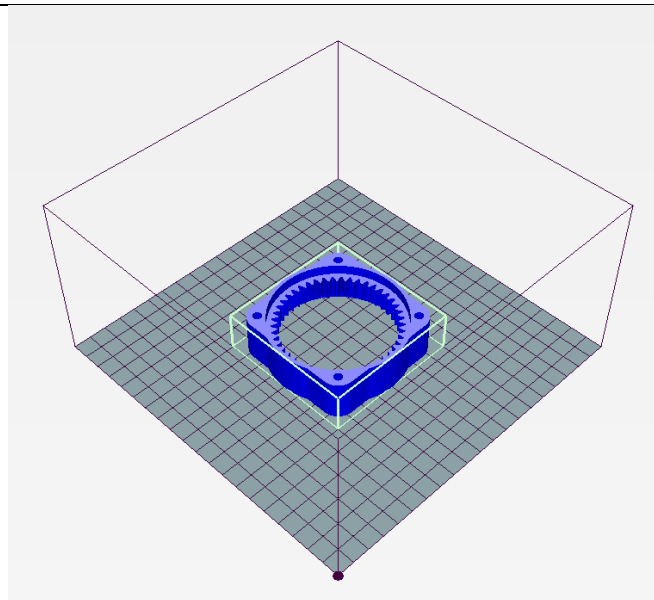
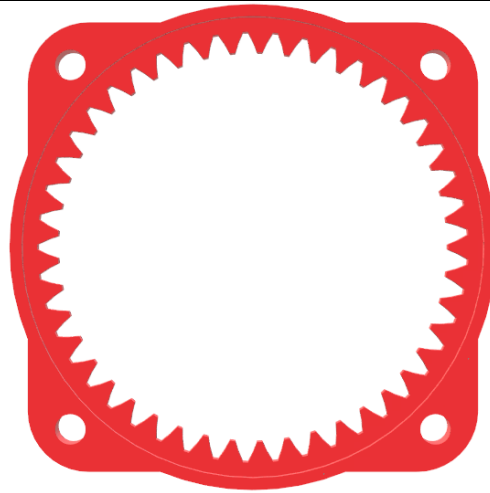
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	CARCASA1N23	Plano Nro.	CIME-TESIS-002-012	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	90 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	100 mm/s	Densidad de soporte	10 %
Temperatura Nozzle	215°C	Patrón de soporte	Triángulos
Temperatura cama	90°C	Tiempo	12h 50min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 10

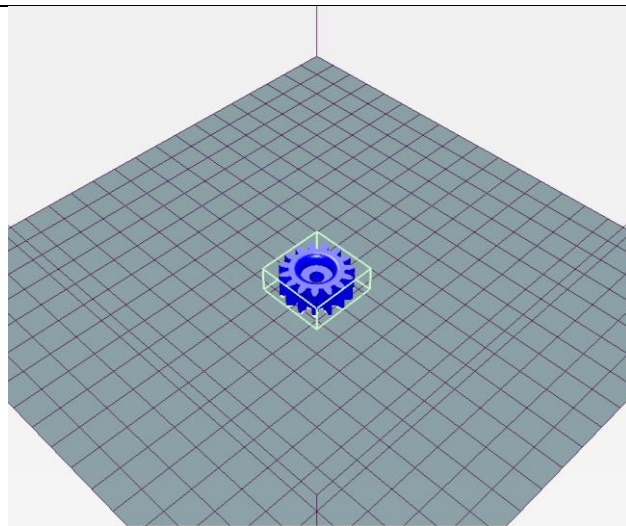
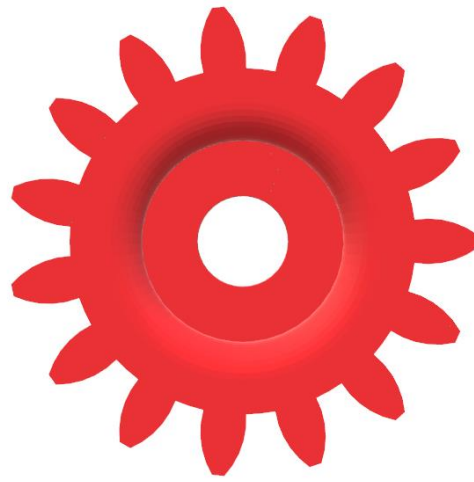
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	CARCASA2N23	Plano Nro.	CIME-TESES-002-013	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	90 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	100 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	215°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	90°C	Tiempo	12h 23min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 11

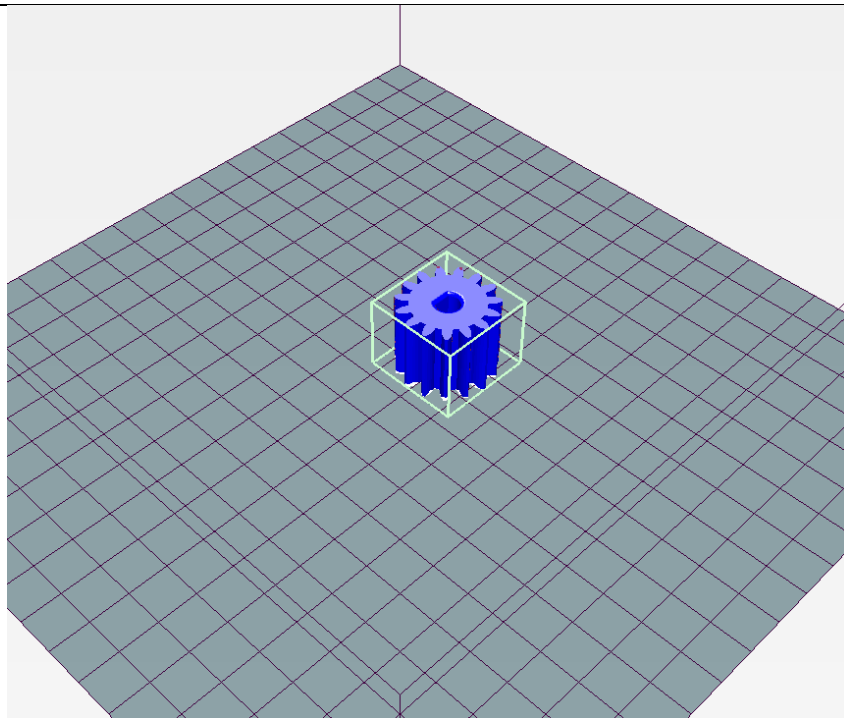
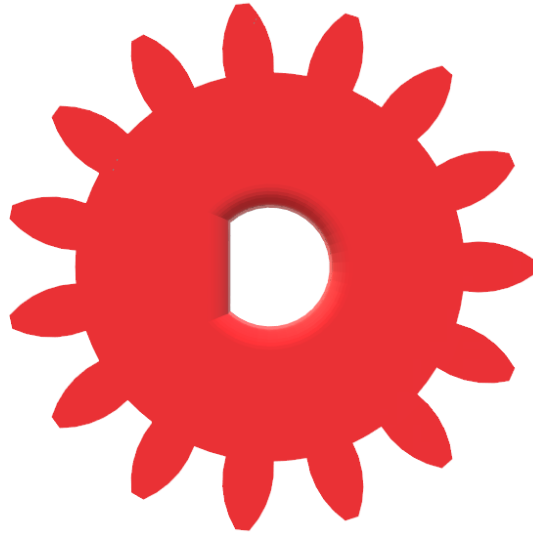
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	PLANETA	Plano Nro.	CIME-TESIS-002-016	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	100 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	50 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	50min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 12

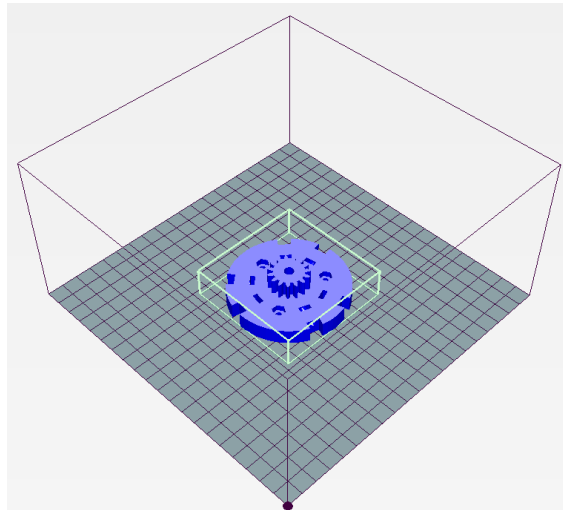
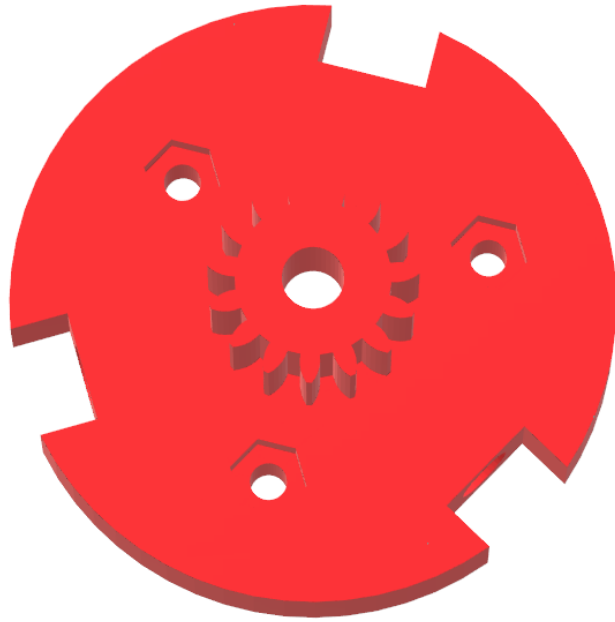
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	SOL1N23	Plano Nro.	CIME-TESIS- 002-014	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	100 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	50 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	50min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 13

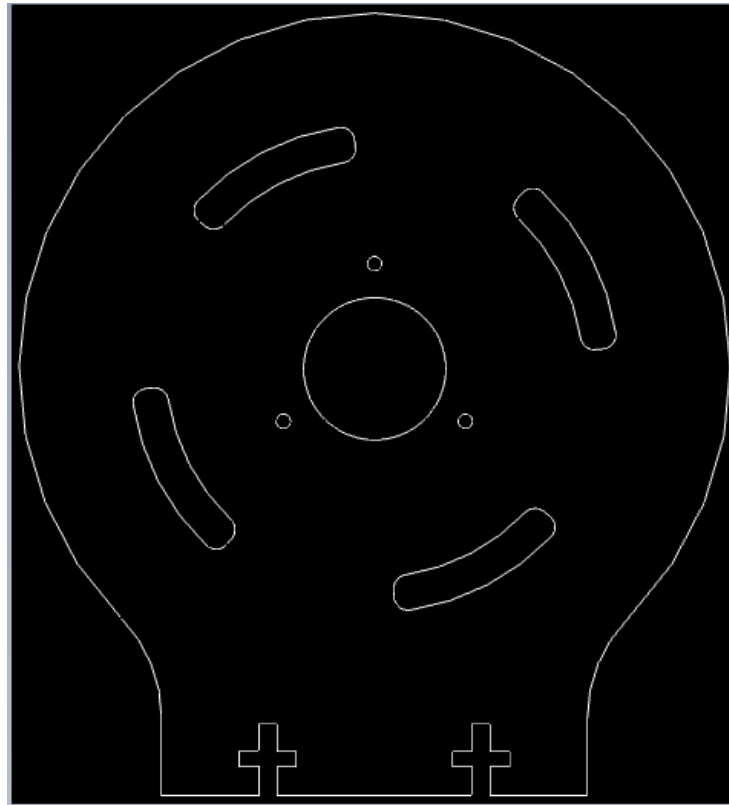
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/05/2021
Pieza	SOL2N23	Plano Nro.	CIME-TESIS-002-015	Hoja	1/1	
Material	ABS					
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Altura capa	0.3 mm	Densidad de relleno	100 %
Nozzle	0.4 mm	Patrón de relleno	Rejilla
Velocidad	70 mm/s	Densidad de soporte	-
Temperatura Nozzle	210°C	Patrón de soporte	-
Temperatura cama	70°C	Tiempo	2h 30min

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 14

Proyecto	"Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores"			Máquina	Cortadora Plasma CNC F2100b	Fecha: 10/02/2021
Pieza	ACOPLE PIE	Plano Nro.	CIME-TESSIS-010	Hoja	1/1	
Material	Acero ASTM A36	Dimensiones en bruto		100*30*3mm		
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Espesor	0.5 in	Gas de Plasma	O2
Corriente	300	Gas de Protección	AIRE
Velocidad de corte	80 IPM		

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 15

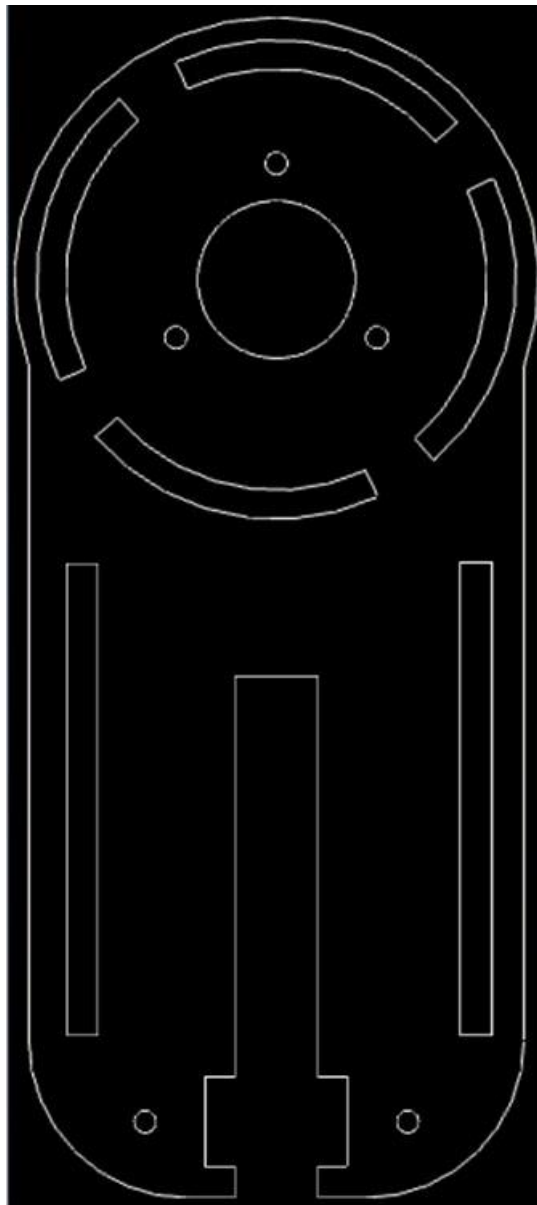
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Cortadora Plasma CNC F2100b	Fecha: 10/02/2021
Pieza	CADERA	Plano Nro.	CIME- TESIS-005	Hoja	1/1	
Material	Acero ASTM A36	Dimensiones en bruto		100*30*3mm		
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Espesor	0.5 in	Gas de Plasma	O2
Corriente	300	Gas de Protección	AIRE
Velocidad de corte	80 IPM		

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 16

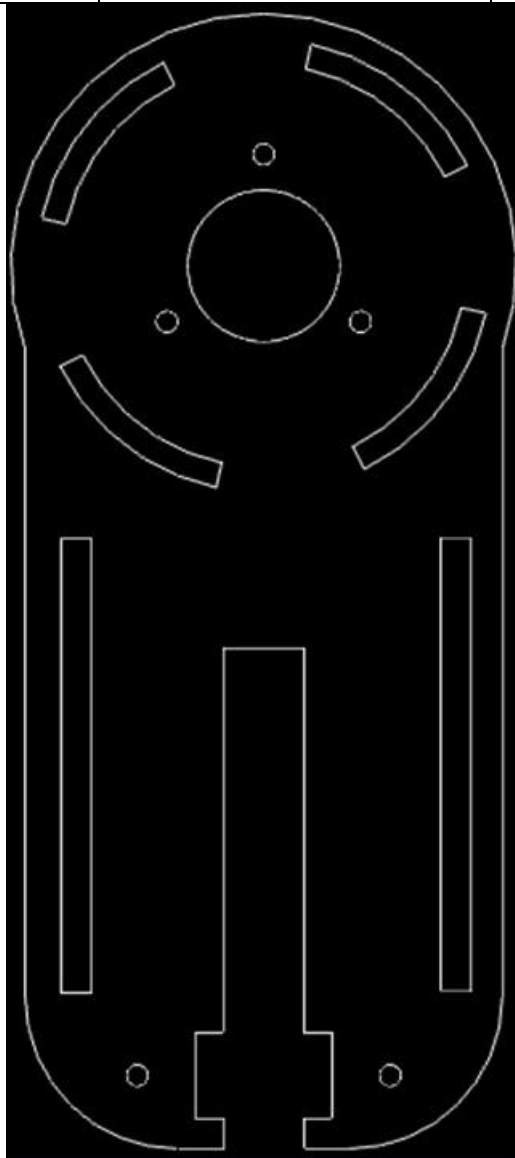
Proyecto	"Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores"			Máquina	Cortadora Plasma CNC F2100b	Fecha: 10/02/2021
Pieza	MUSLO	Plano Nro.	CIME- TESIS-006	Hoja	1/1	
Material	Acero ASTM A36	Dimensiones en bruto		100*30*3mm		
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Espesor	0.5 in	Gas de Plasma	O2
Corriente	300	Gas de Protección	AIRE
Velocidad de corte	80 IPM		

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 17

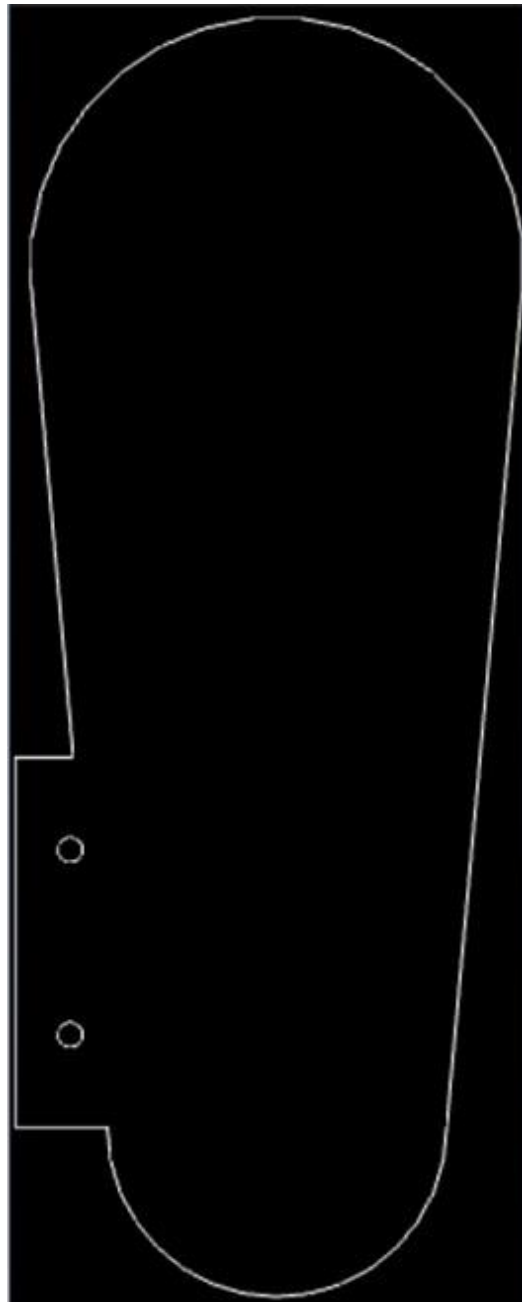
Proyecto	"Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores"			Máquina	Cortadora Plasma CNC F2100b	Fecha: 10/02/2021
Pieza	CANILLA	Plano Nro.	CIME- TESIS-008	Hoja	1/1	
Material	Acero ASTM A36	Dimensiones en bruto		100*30*3mm		
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Espesor	0.5 in	Gas de Plasma	O2
Corriente	300	Gas de Protección	AIRE
Velocidad de corte	80 IPM		

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 18

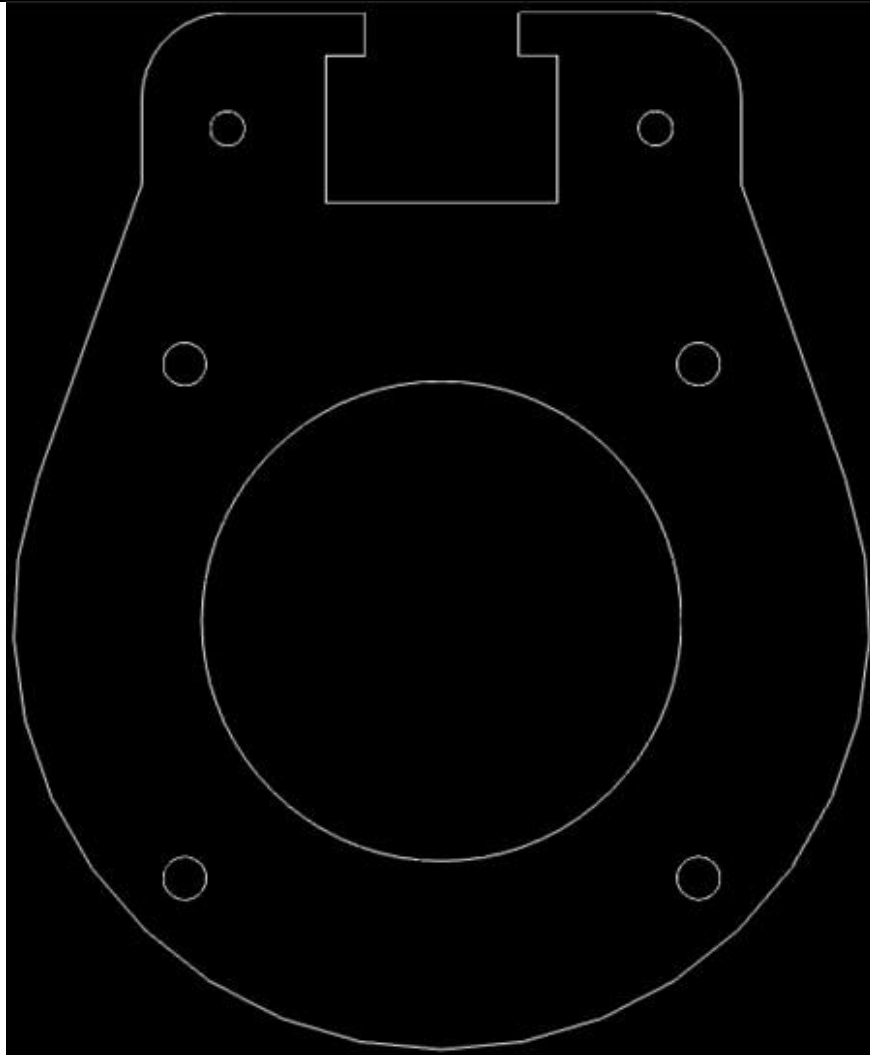
Proyecto	"Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores"			Máquina	Cortadora Plasma CNC F2100b	Fecha: 10/02/2021
Pieza	PIE	Plano Nro.	CIME- TESIS-011	Hoja	1/1	
Material	Acero ASTM A36	Dimensiones en bruto		100*30*3mm		
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



Espesor	0.5 in	Gas de Plasma	O2
Corriente	300	Gas de Protección	AIRE
Velocidad de corte	80 IPM		

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 19

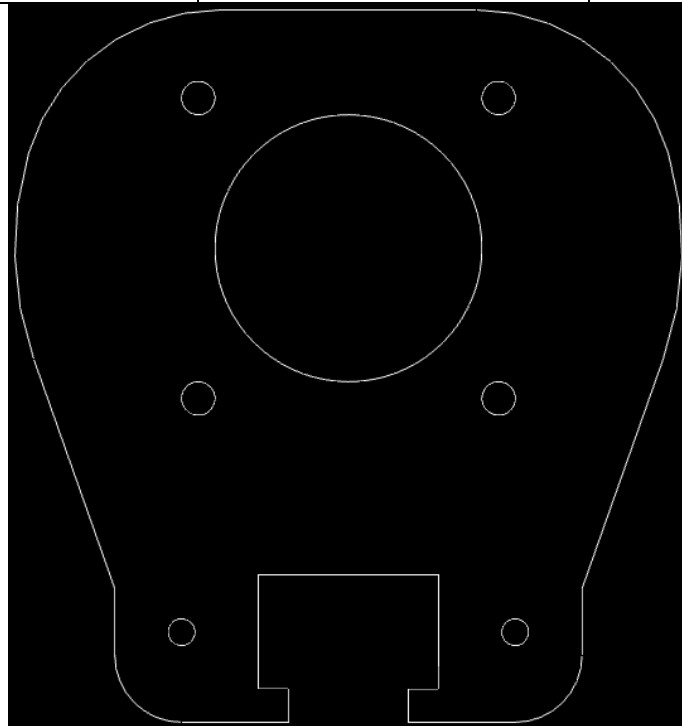
Proyecto	“Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores”			Máquina	Ender 3 Pro	Fecha: 10/02/2021
Pieza	RODILLA	Plano Nro.	CIME- TESIS-007	Hoja	1/1	
Material	Acero ASTM A36	Dimensiones en bruto		100*30*3mm		
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



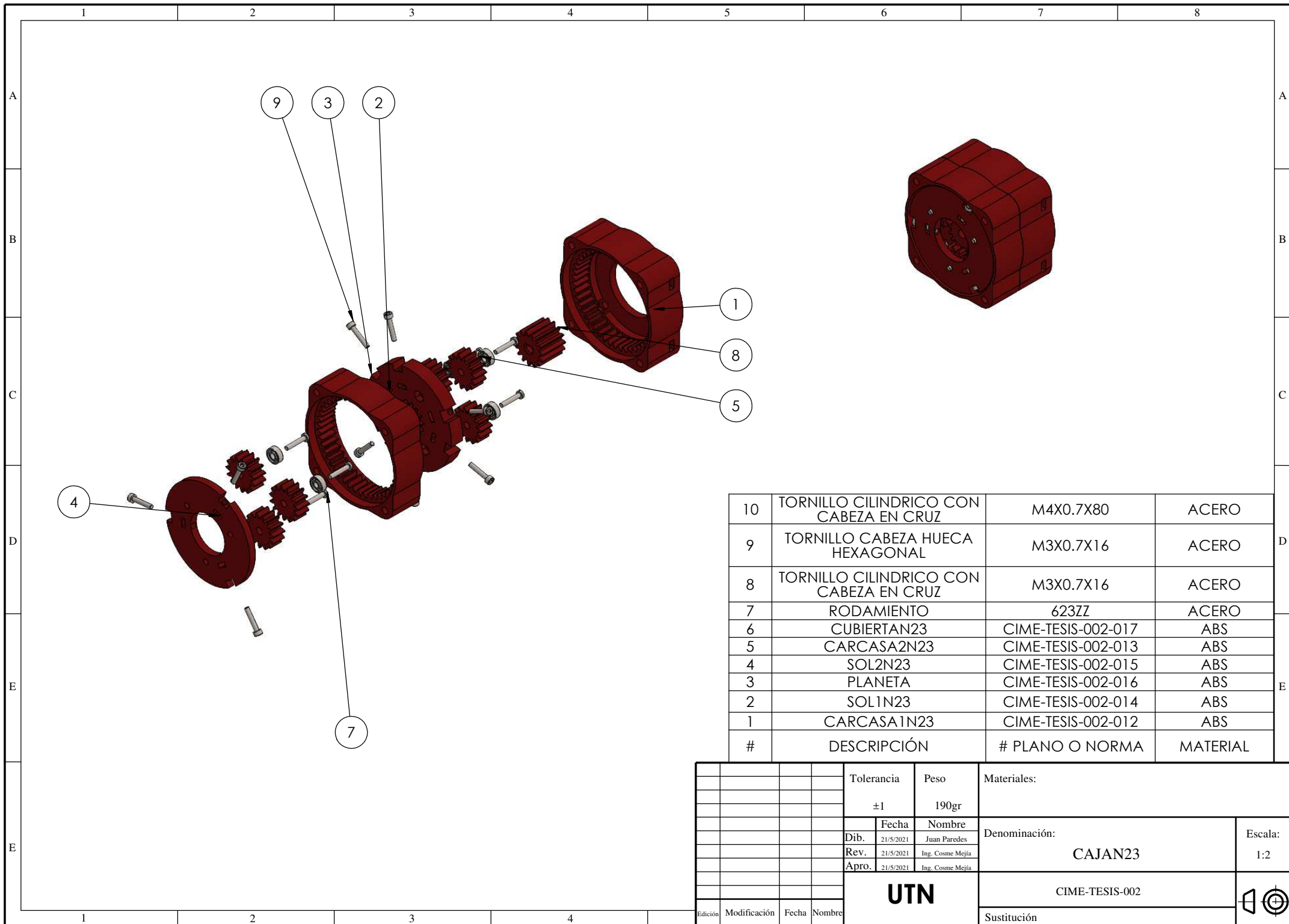
Espesor	0.5 in	Gas de Plasma	O2
Corriente	300	Gas de Protección	AIRE
Velocidad de corte	80 IPM		

HOJA DE PROCESOS PARA LA PIEZA 20

Proyecto	"Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores"			Máquina	Cortadora Plasma CNC F2100b	Fecha: 10/02/2021
Pieza	TOBILLO	Plano Nro.	CIME- TESIS-009	Hoja	1/1	
Material	Acero ASTM A36	Dimensiones en bruto		100*30*3mm		
Realizado por	Juan Paredes	Observaciones				



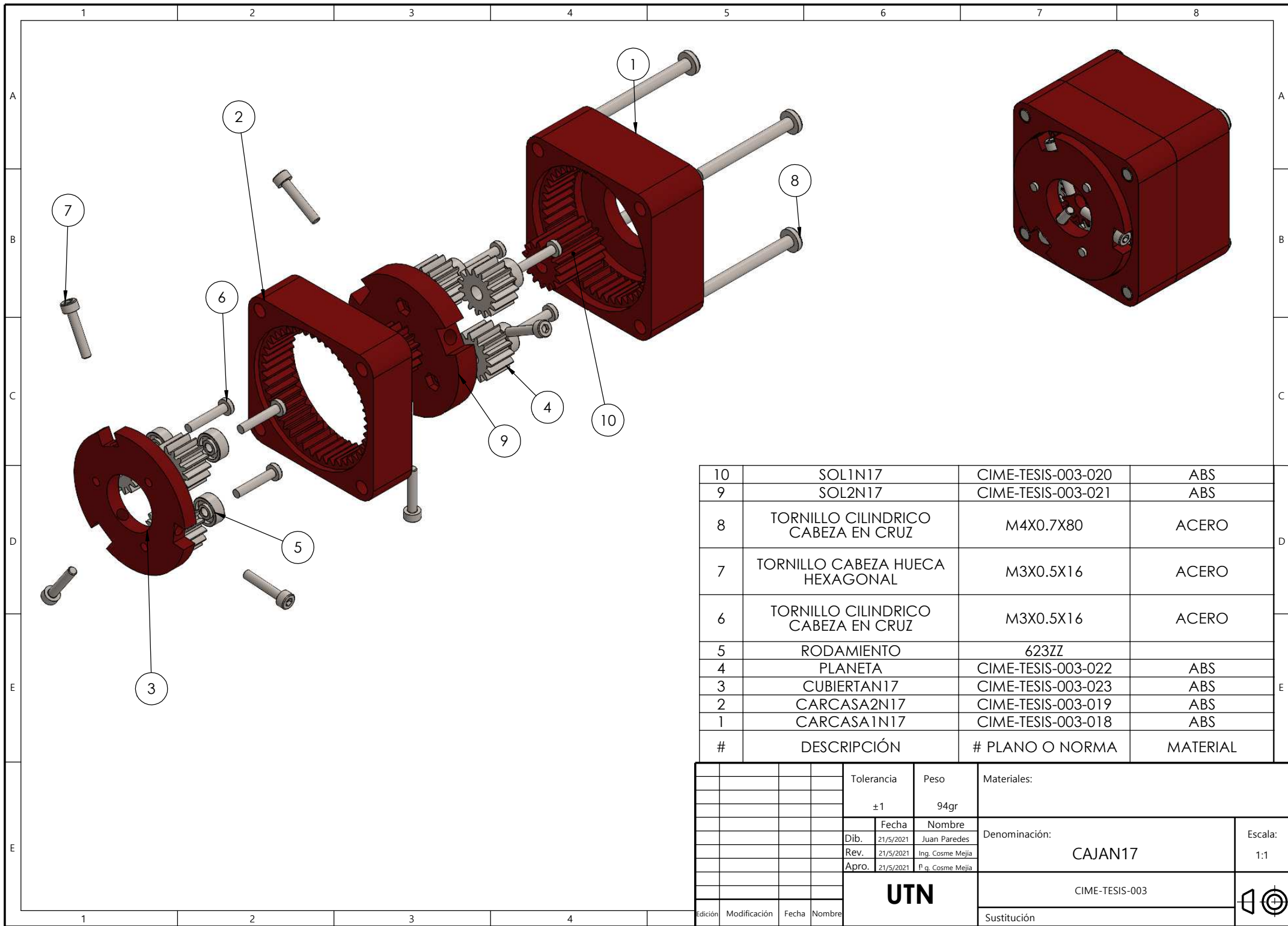
Espesor	0.5 in	Gas de Plasma	O2
Corriente	300	Gas de Protección	AIRE
Velocidad de corte	80 IPM		



10	TORNILLO CILINDRICO CON CABEZA EN CRUZ	M4X0.7X80	ACERO
9	TORNILLO CABEZA HUECA HEXAGONAL	M3X0.7X16	ACERO
8	TORNILLO CILINDRICO CON CABEZA EN CRUZ	M3X0.7X16	ACERO
7	RODAMIENTO	623ZZ	ACERO
6	CUBIERTAN23	CIME-TESIS-002-017	ABS
5	CARCASA2N23	CIME-TESIS-002-013	ABS
4	SOL2N23	CIME-TESIS-002-015	ABS
3	PLANETA	CIME-TESIS-002-016	ABS
2	SOL1N23	CIME-TESIS-002-014	ABS
1	CARCASA1N23	CIME-TESIS-002-012	ABS
#	DESCRIPCIÓN	# PLANO O NORMA	MATERIAL

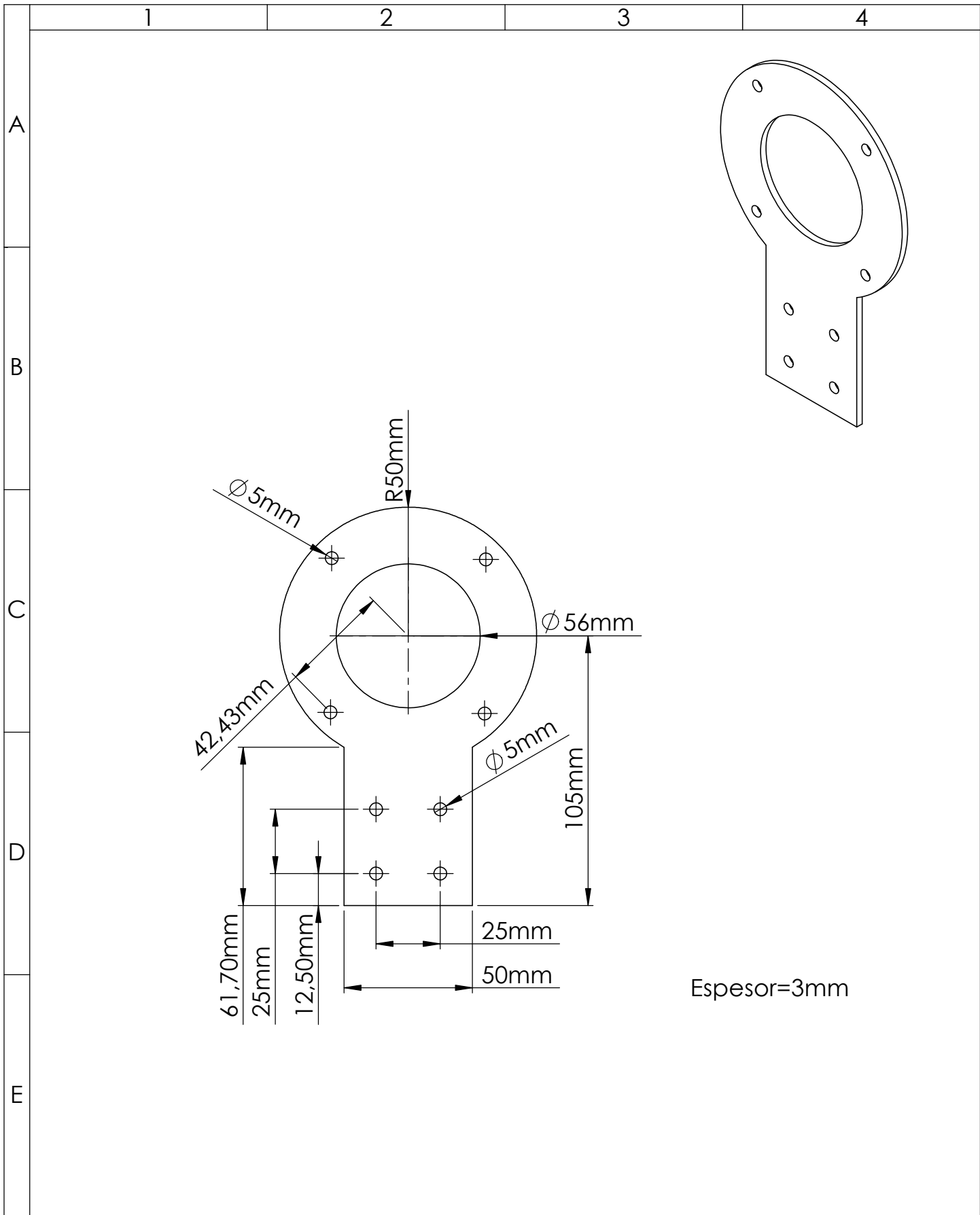
				Tolerancia	Peso	Materiales:	
				±1	190gr		
					Fecha	Nombre	Denominación: CAJAN23
				Dib.	21/5/2021	Juan Paredes	
				Rev.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejía	
				Apro.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejía	Escala: 1:2
				UTN			
							CIME-TESIS-002
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				Sustitución



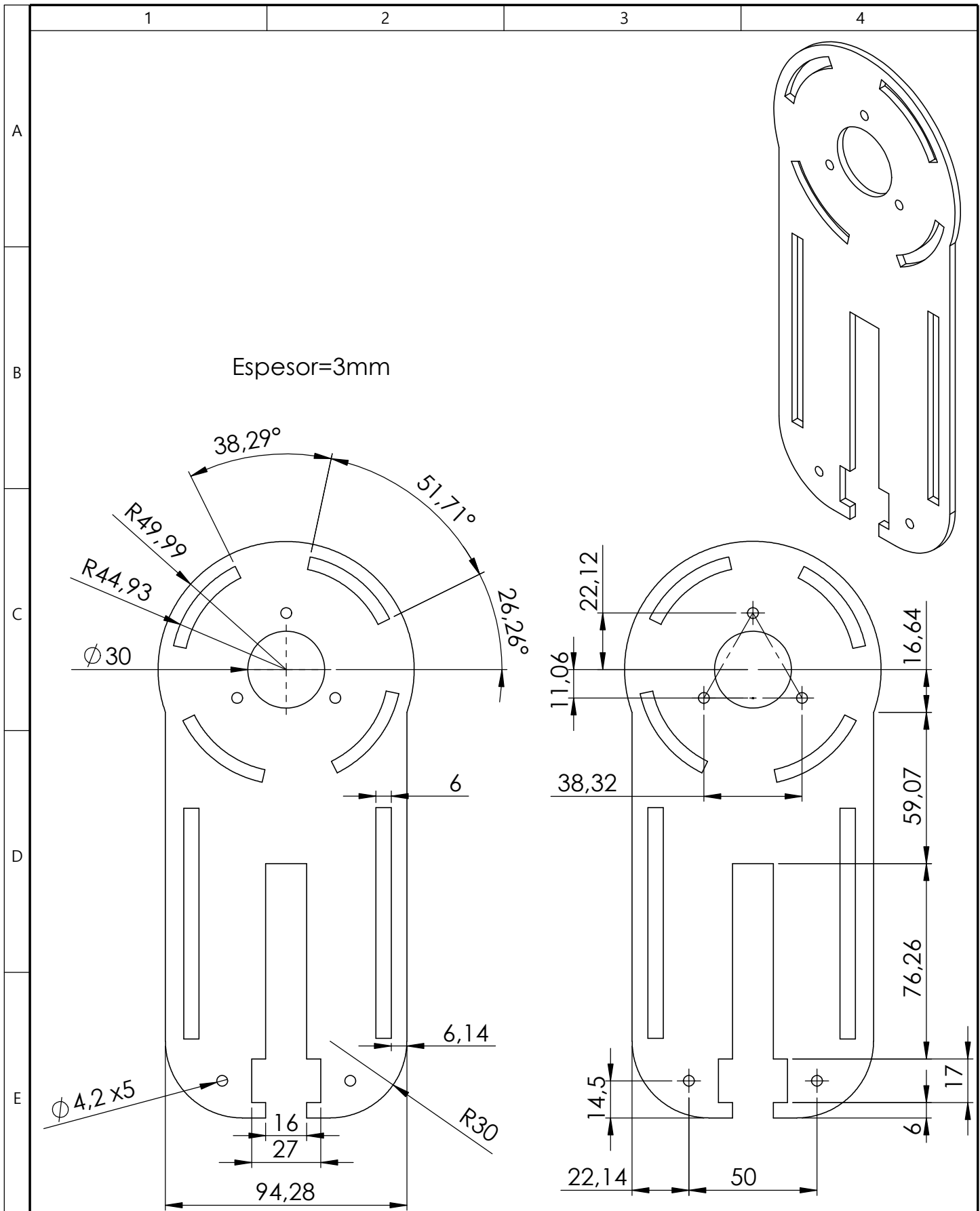


10	SOL1N17	CIME-TESIS-003-020	ABS
9	SOL2N17	CIME-TESIS-003-021	ABS
8	TORNILLO CILINDRICO CABEZA EN CRUZ	M4X0.7X80	ACERO
7	TORNILLO CABEZA HUECA HEXAGONAL	M3X0.5X16	ACERO
6	TORNILLO CILINDRICO CABEZA EN CRUZ	M3X0.5X16	ACERO
5	RODAMIENTO	623ZZ	
4	PLANETA	CIME-TESIS-003-022	ABS
3	CUBIERTAN17	CIME-TESIS-003-023	ABS
2	CARCASA2N17	CIME-TESIS-003-019	ABS
1	CARCASA1N17	CIME-TESIS-003-018	ABS
#	DESCRIPCIÓN	# PLANO O NORMA	MATERIAL

				Tolerancia	Peso	Materiales:			
				±1	94gr				
					Fecha	Nombre	Denominación: CAJAN17	Escala: 1:1	
				Dib.	21/5/2021	Juan Paredes			
				Rev.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejía			
				Apro.	21/5/2021	P. Cosme Mejía			
					UTN			CIME-TESIS-003	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución					



				Tolerancia: +/- 1	Masa: 500 gr	Materiales: ASTM A36 ACERO		
						Denominación: CADERA	Escala: 1:2	
				Div.	14-05-21			Nombre PAREDES J.
				Rev.	14-05-21			MEJIA C
				Apro.	14-05-21	MEJIA C		
				Firma:		CIME-TESIS-005	Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					Sustitución:



Espesor=3mm

Tolerancia
±1

Peso
370gr

Material:
ACERO ASTM A36

	Fecha	Nombre
Dibujó:	25/5/2021	JUAN PAREDES
Revisó:	25/5/2021	Ing. Cosme Mejia
Aprobó:	25/5/2021	Ing Cosme Mejia

Título:
MUSLO

Escala:
1:2

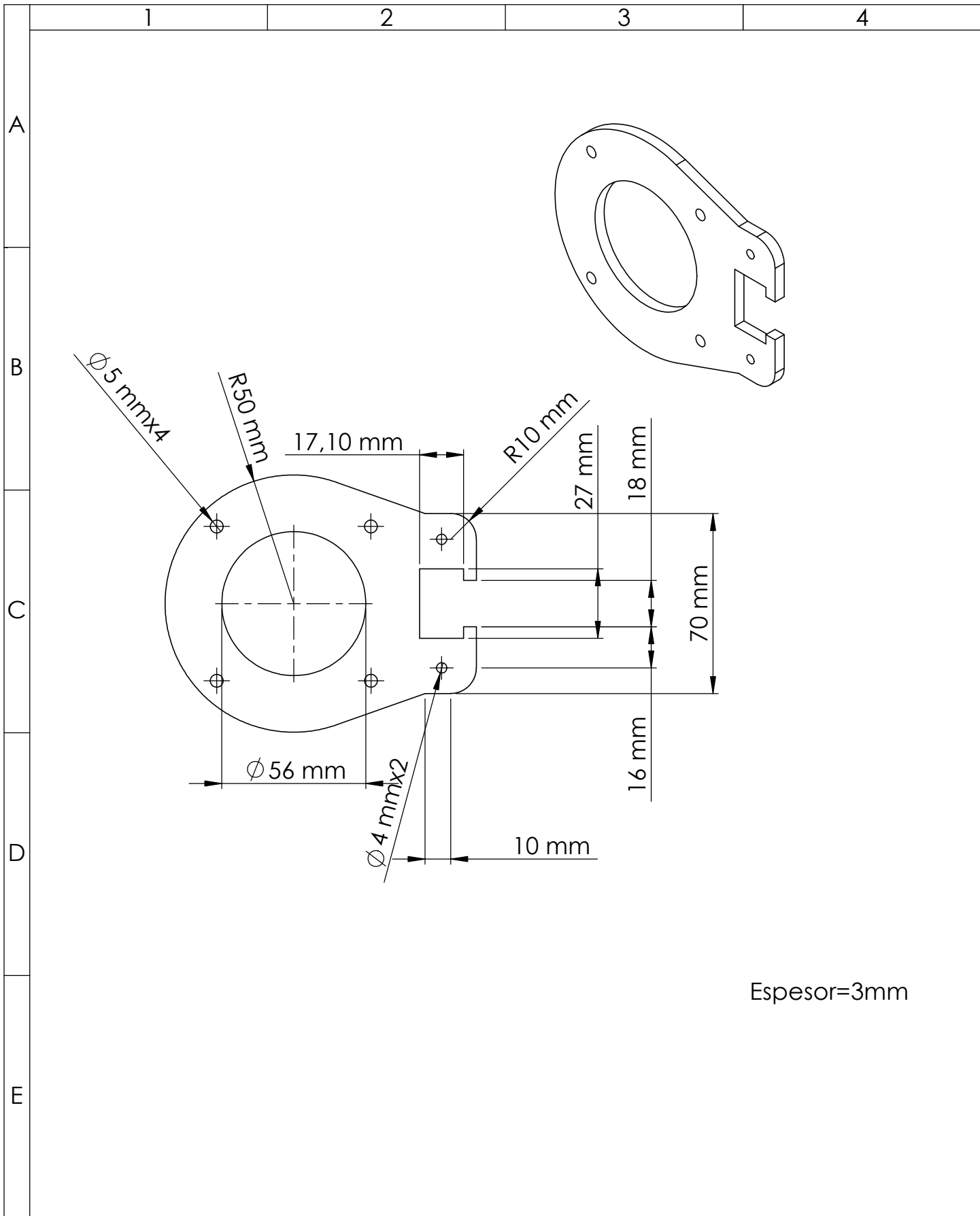
UTN

CIME-TESIS-006



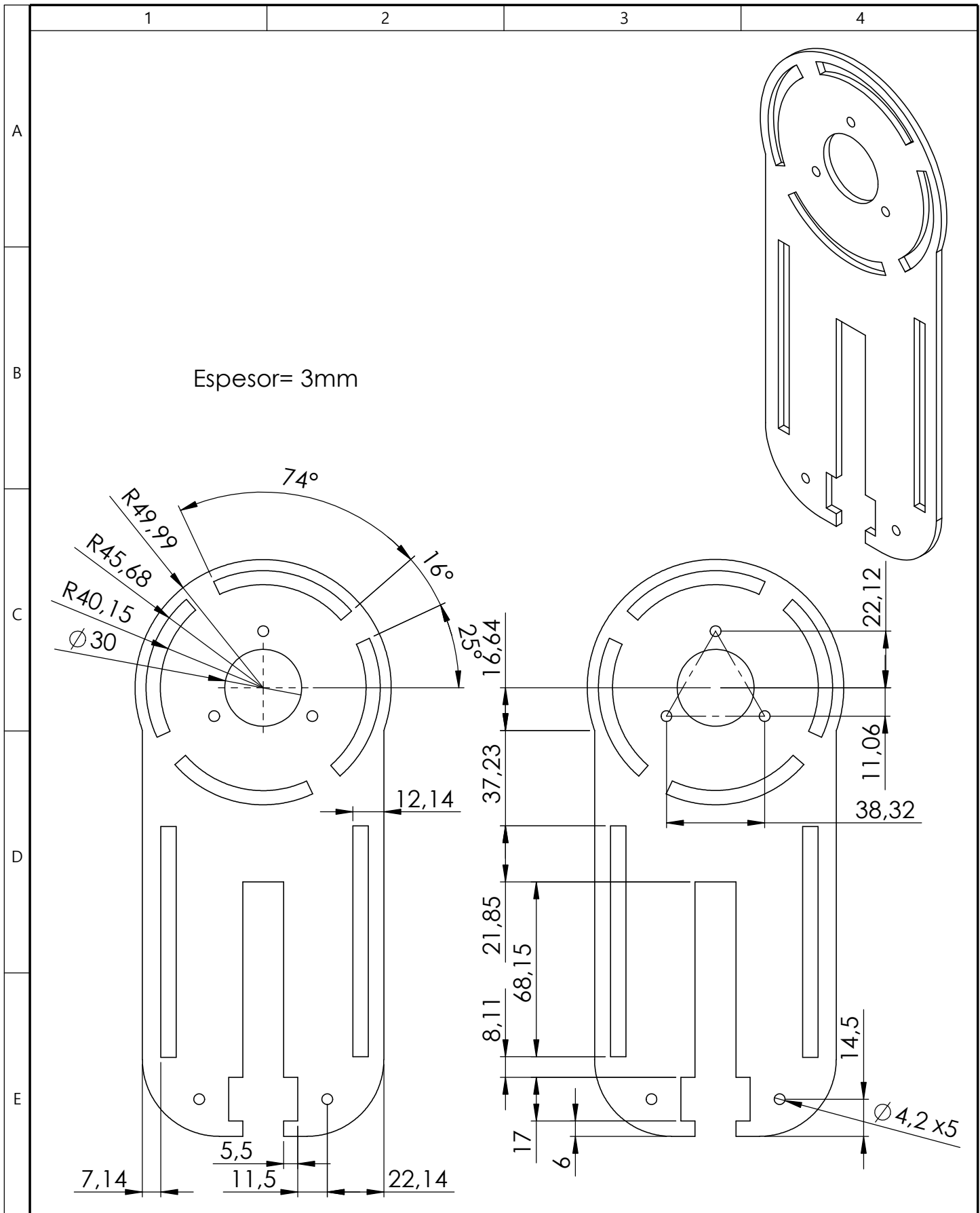
Edición	Modificación	Nombre	Fecha
---------	--------------	--------	-------

Sustitución

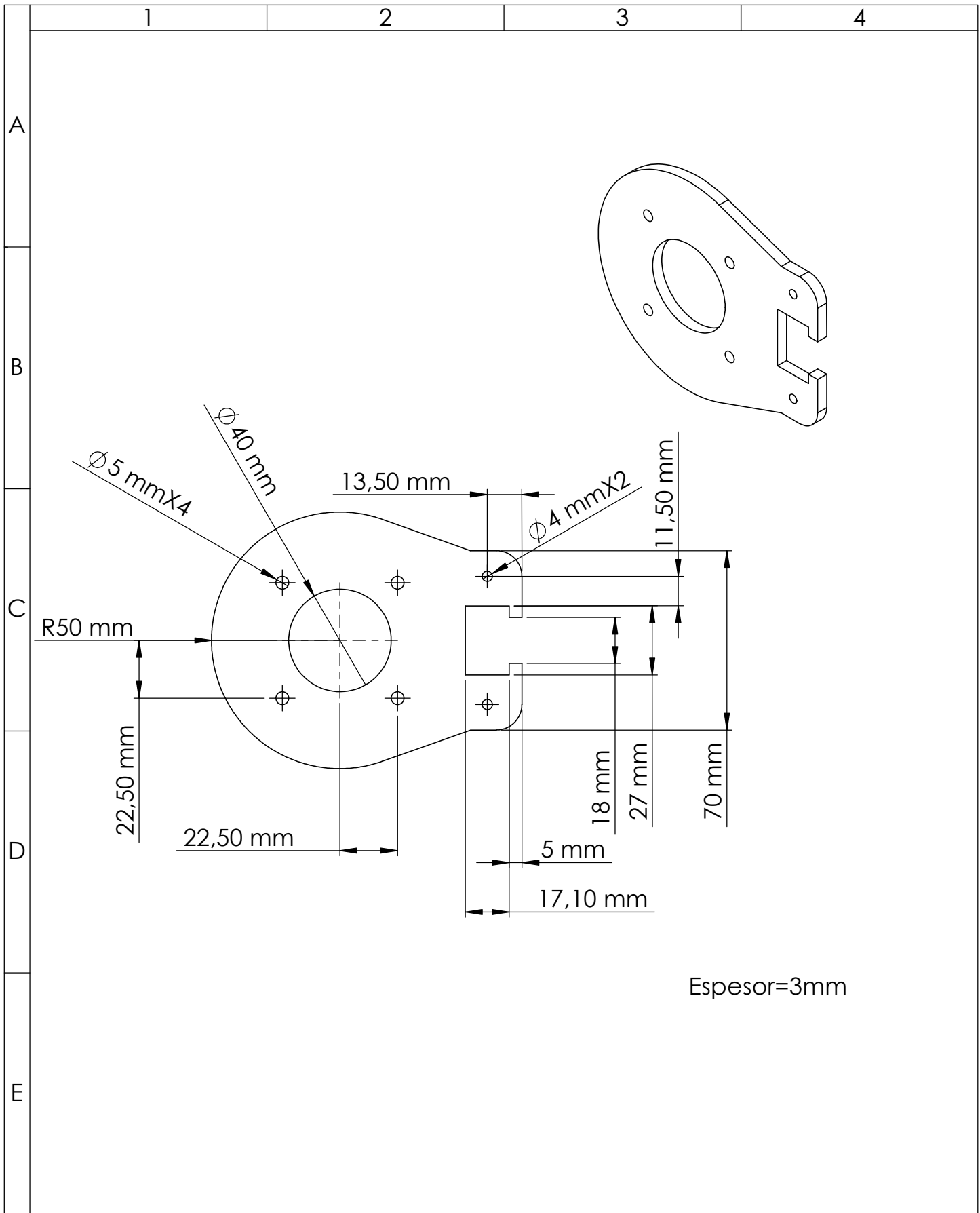


Espesor=3mm

				Tolerancia: +/- 1	Masa: 500 gr	Materiales: ASTM A36 ACERO		
						Denominación: RODILLA	Escala: 1:2	
				Div.	Fecha			Nombre
				Rev.	14-05-21			MEJIA C
				Apro.	14-05-21	MEJIA C		
				Firma:		Número del dibujo: CIME-TESIS-007	Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución: 1 DE 1		



				Tolerancia	Peso	Material:	
				± 1	370 gr	ACERO ASTM A36	
				Fecha	Nombre	Titulo:	
				Dibujó: 25/5/2021	JUAN PAREDES	CANILLA	
				Revisó: 25/5/2021	Ing. Cosme Mejia	Escala:	
				Aprobó: 25/5/2021	Ing Cosme Mejia	1:2	
				UTN		Registro:	
						CIME-TESIS-008	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha	Sustitución			



Espesor=3mm

				Tolerancia: +/- 1	Masa: 500gr	Materiales: ASTM A36 ACERO		
						Denominación: TOBILLO	Escala: 1:2	
				Div.	14-05-21			PAREDES J.
				Rev.	14-05-21			MEJIA C
				Apro.	14-05-21	MEJIA C		
				Firma:		CIME-TESIS-009	Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					Sustitución: 1 DE 1

1

2

3

4

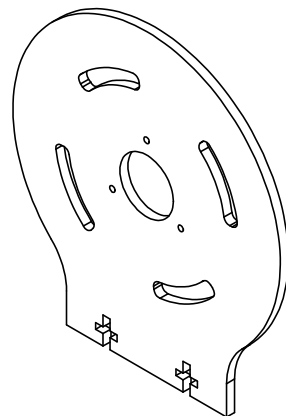
A

B

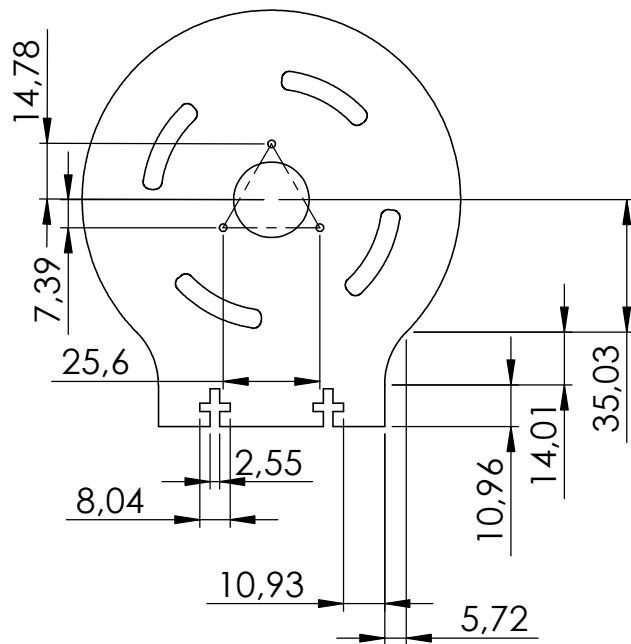
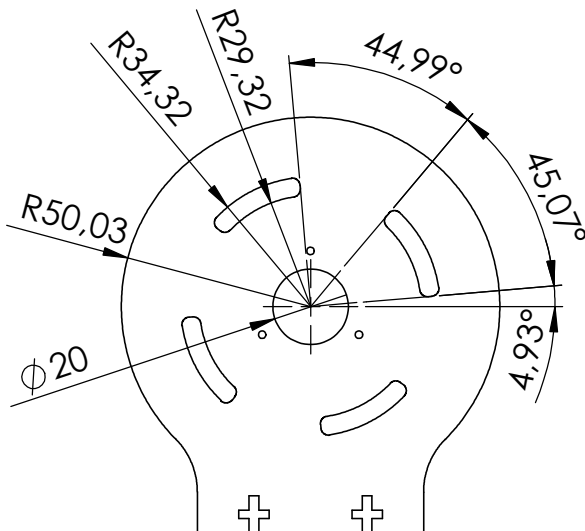
C

D

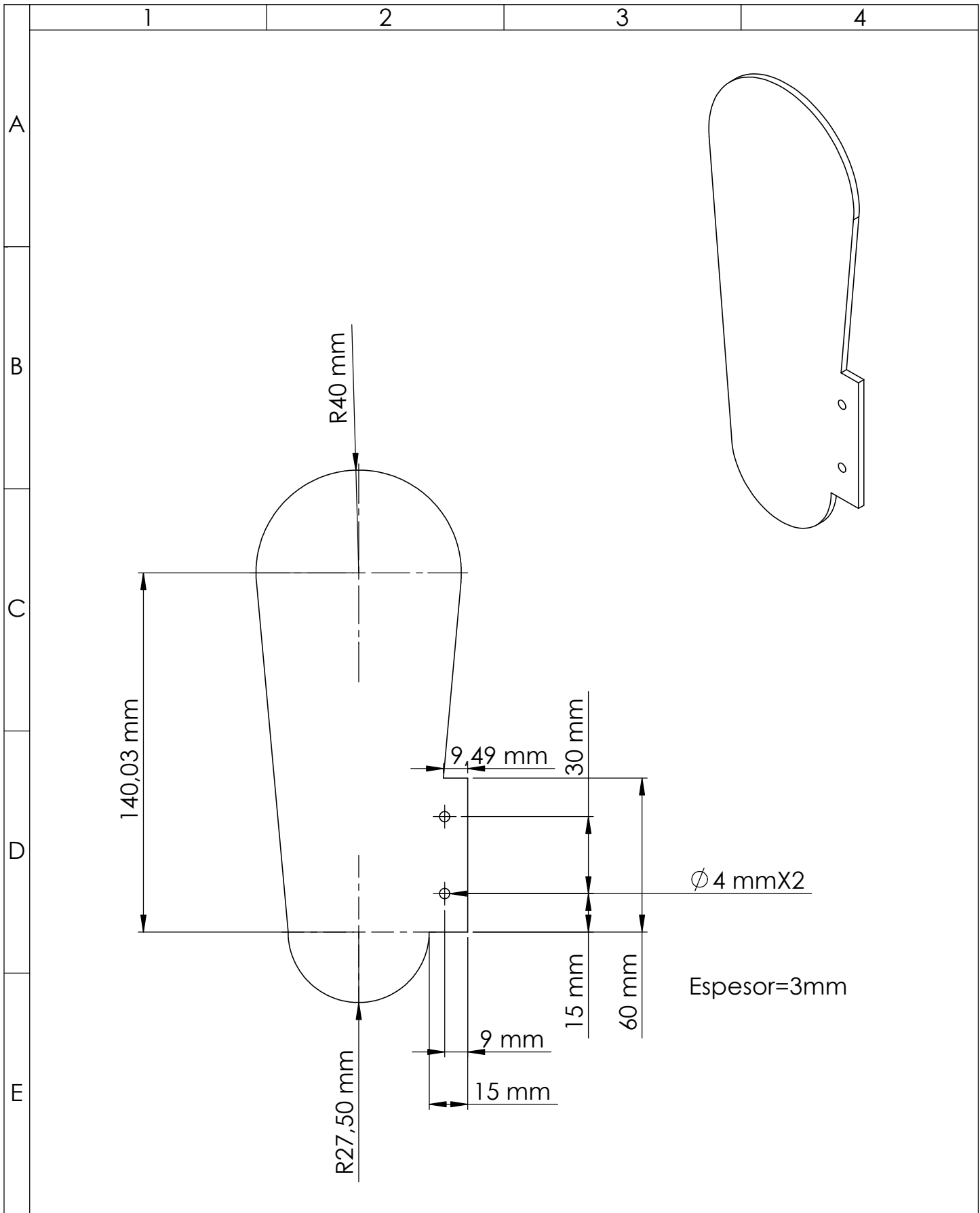
E



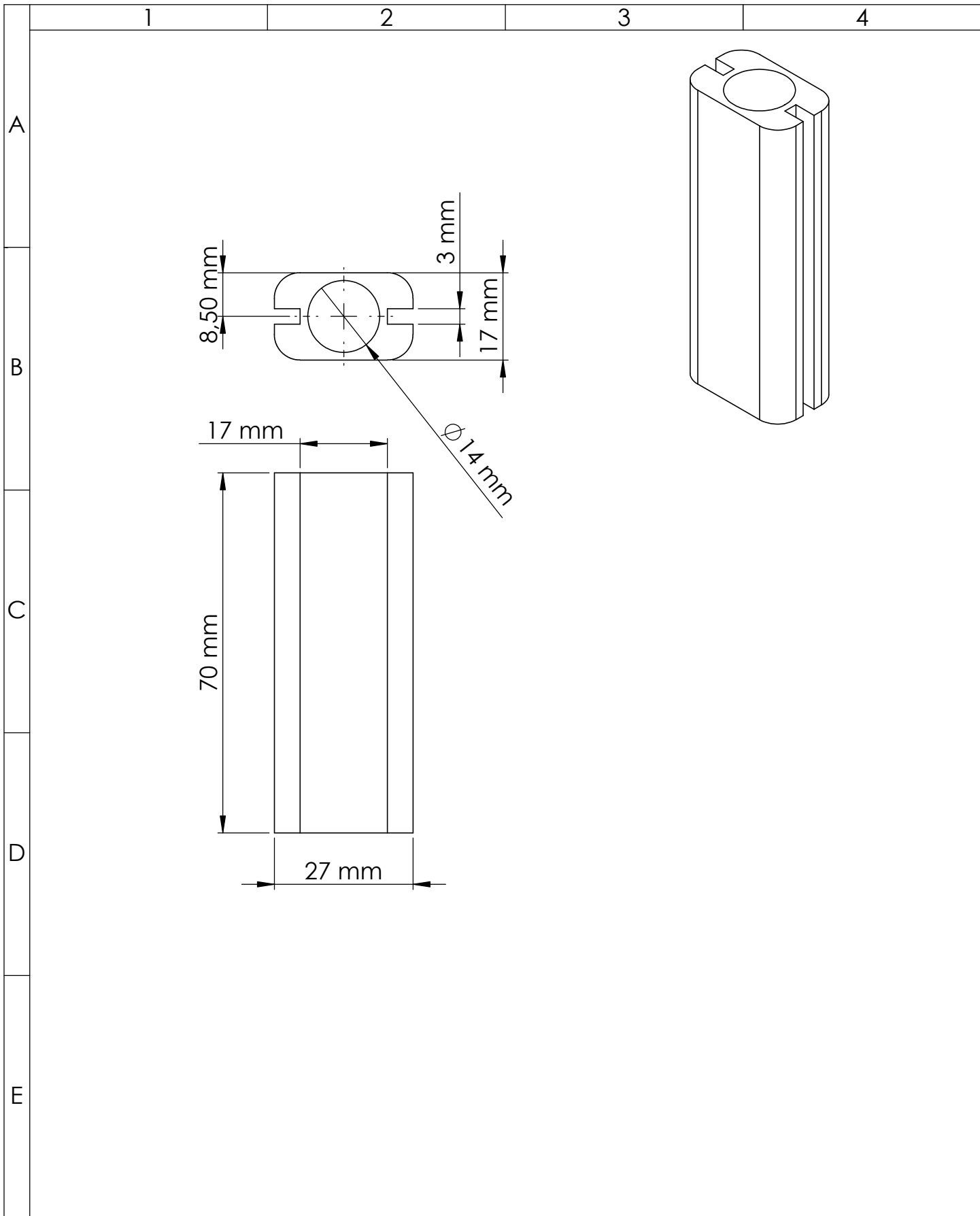
Espesor=3mm



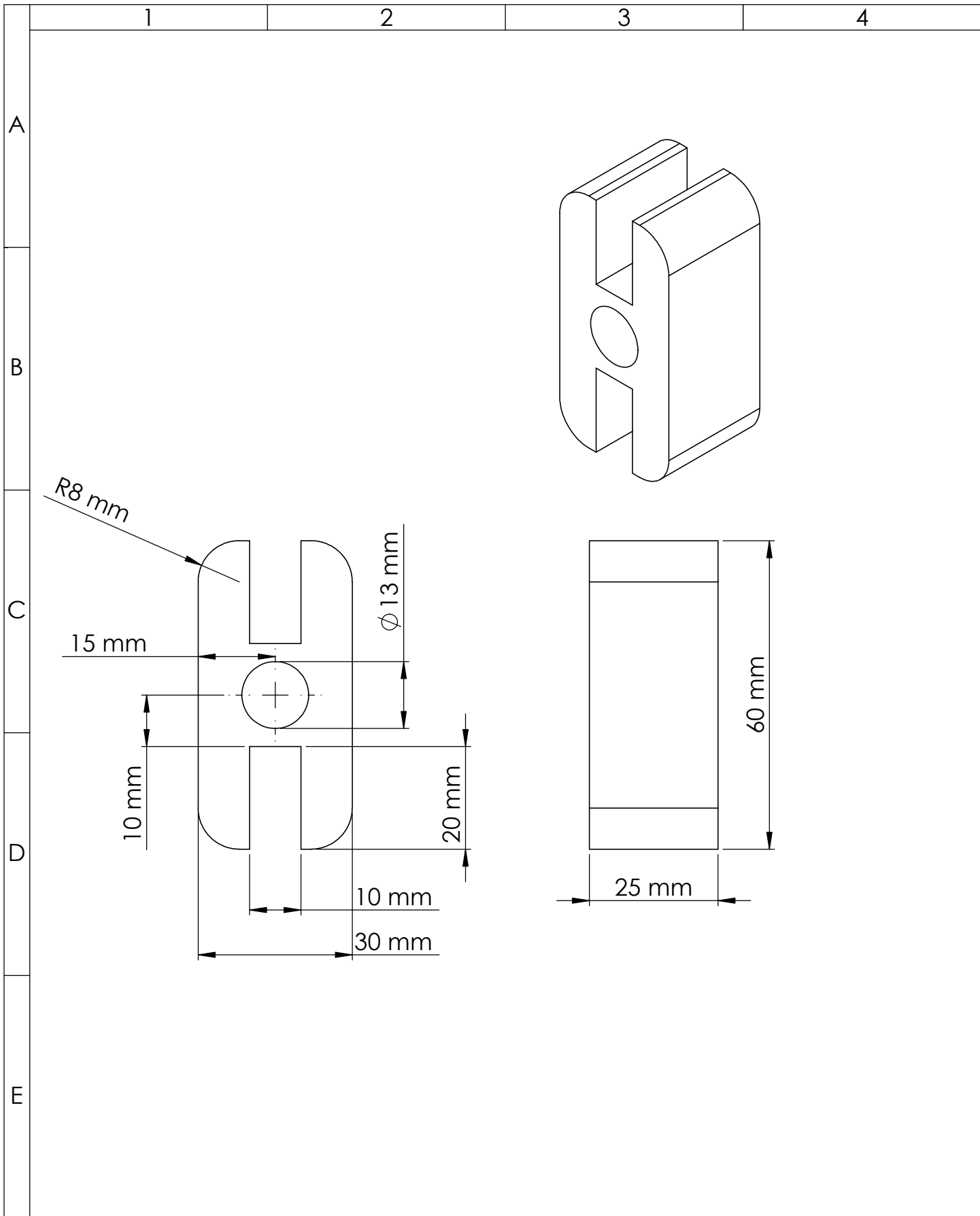
				Tolerancia ±1	Peso 500 gr	Material: ACERO ASTM A36		
						Titulo: ACOPLEPIE	Escala: 1:2	
				Dibujó:	Fecha		Nombre	
				Revisó:	25/5/2021		Ing. Cosme Mejia	
				Aprobó:	25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESES-010	Registro: 	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución		



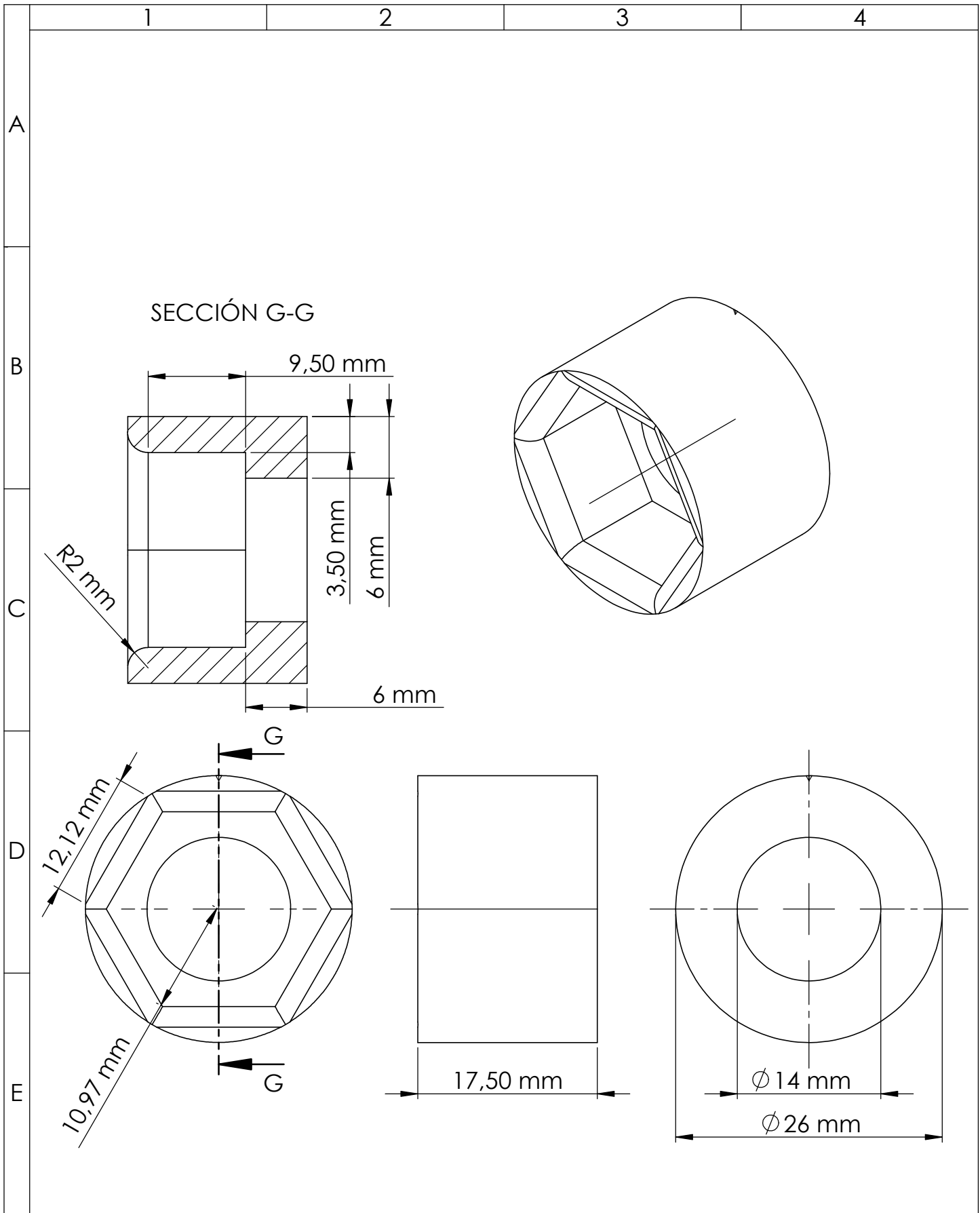
				Tolerancia: +/- 1	Masa: 500 gr	Materiales: ASTM A36 ACERO		
						Denominación: PIE	Escala: 1:2	
				Div.	14-05-21			PAREDES J.
				Rev.	14-05-21			MEJIA C
				Apro.	14-05-21	MEJIA C		
				Firma:		CIME-TESIS-011	Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					Sustitución: 1 DE 1



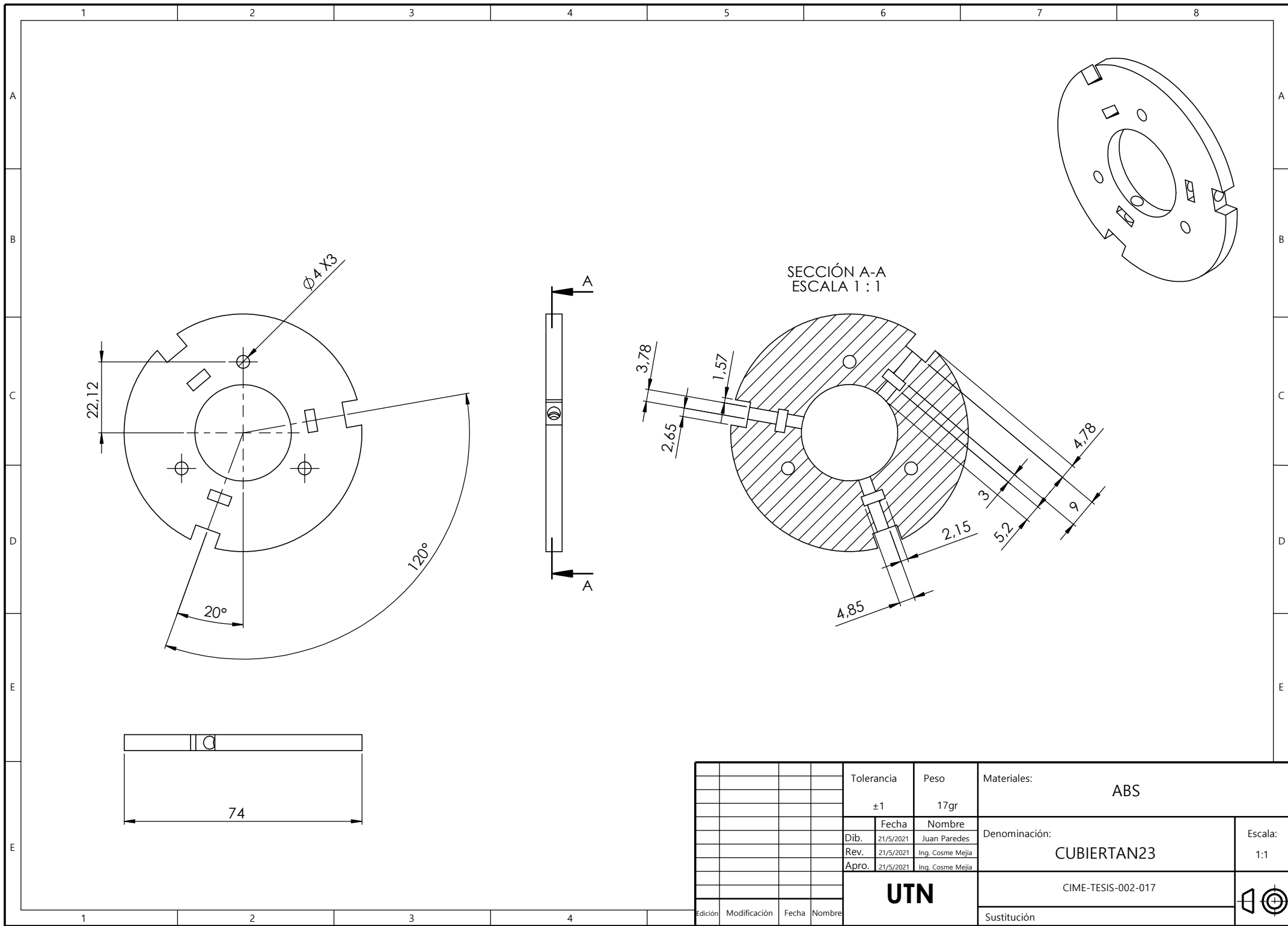
				Tolerancia: +/- 1	Masa: 125gr	Materiales: ABS		
						Denominación: CAMISA EJE	Escala: 1:1	
				Div.	Fecha		Nombre	
				Rev.	14-05-21		MEJIA C	
				Apro.	14-05-21	MEJIA C		
				Firma:		Número del dibujo: CIME-TESIS-024	Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución: 1 DE 1		

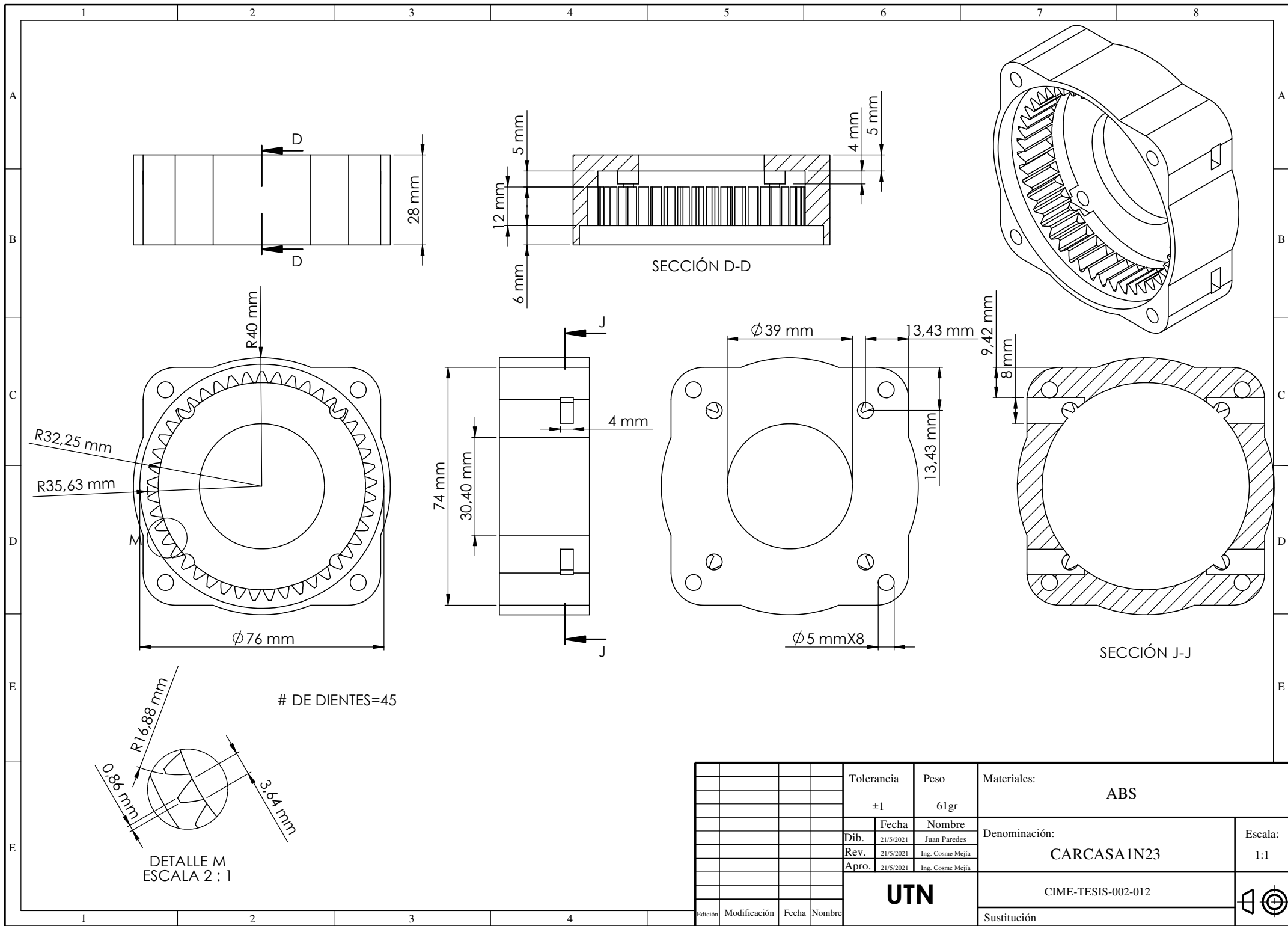


				Tolerancia: +/- 1	Masa: 125 gr	Materiales: ABS		
						Denominación: CAMISA TORNILLO	Escala: 1:2	
				Div.	14-05-21		PAREDES J.	
				Rev.	14-05-21		MEJIA C	
				Apro.	14-05-21	MEJIA C		
				Firma:			CIME-TESIS-025	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					Sustitución: 1 DE 1

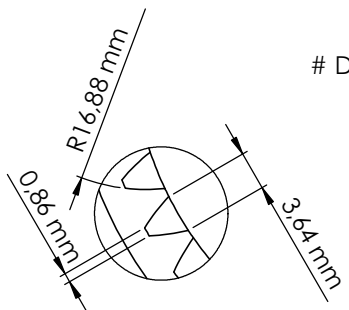


				Tolerancia: +/- 1	Masa: 125gr	Materiales: ABS		
						Denominación: CAMISA TUERCA	Escala: 2:1	
				Div.	14-05-21		PAREDES J.	
				Rev.	14-05-21		MEJIA C	
				Apro.	14-05-21	MEJIA C		
				Firma:			CIME-tesis-026	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					
						Sustitución:	1 DE 1	



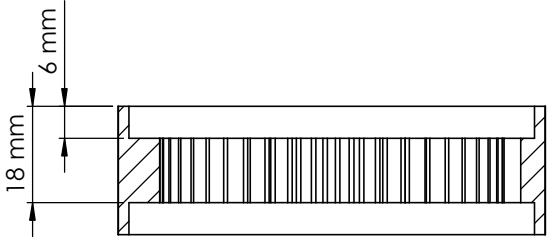
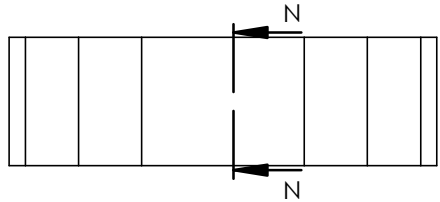
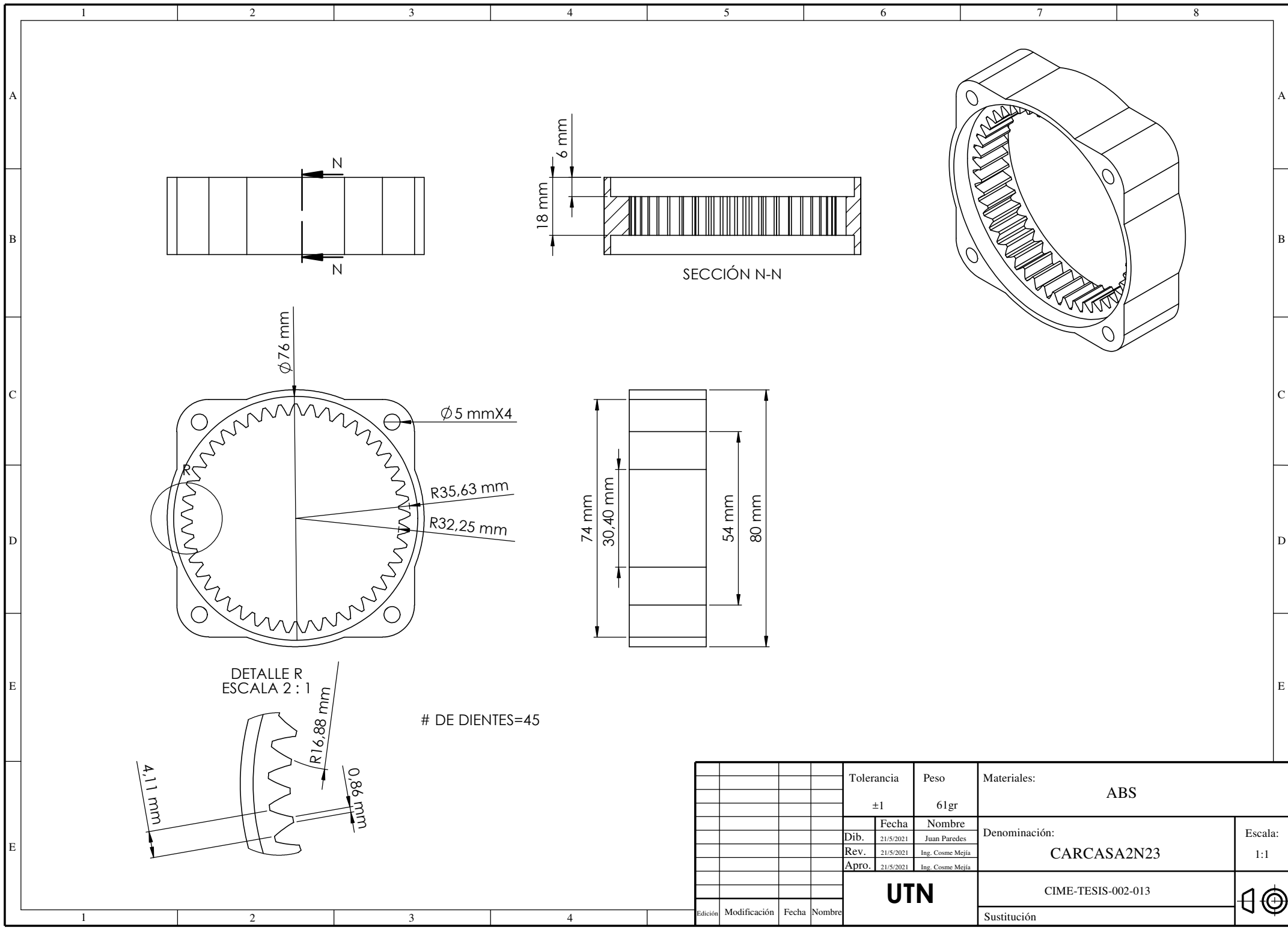


DE DIENTES=45

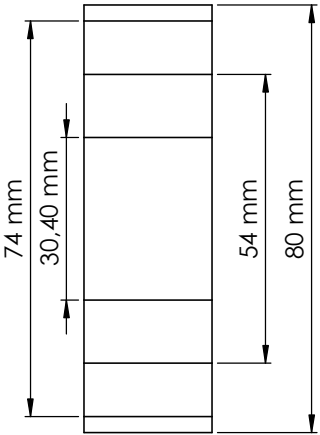
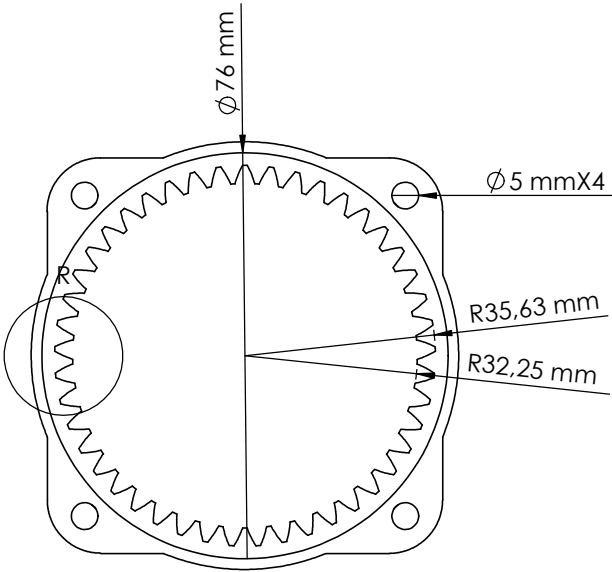
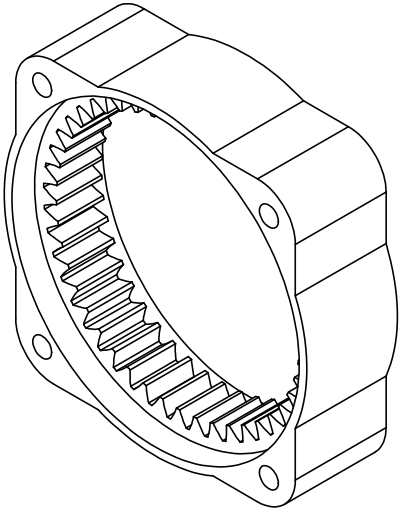


DETALLE M
ESCALA 2 : 1

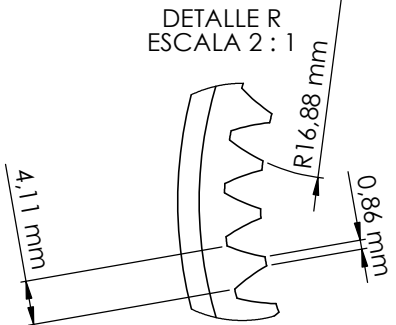
				Tolerancia	Peso	Materiales:		
				±1	61gr	ABS		
					Fecha	Nombre	Denominación:	
				Dib.	21/5/2021	Juan Paredes		
				Rev.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejía		
				Apro.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejía	CARCASA 1N23	
				UTN				Escala: 1:1
				CIME-TESIS-002-012				
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución				



SECCIÓN N-N

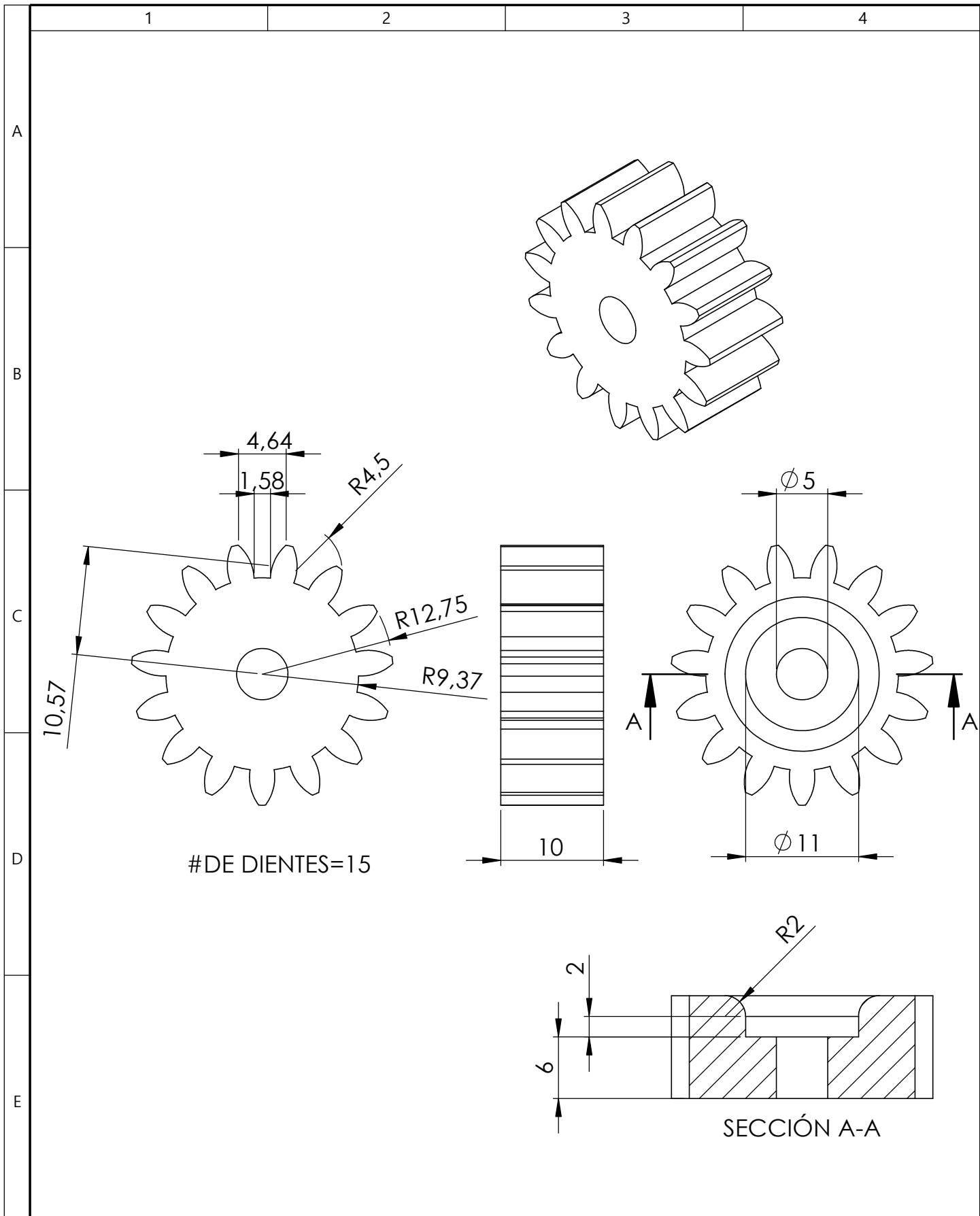


DETALLE R
ESCALA 2 : 1



DE DIENTES=45

				Tolerancia	Peso	Materiales:		
				±1	61gr	ABS		
					Fecha	Nombre	Denominación:	
				Dib.	21/5/2021	Juan Paredes		
				Rev.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejía		
				Apr.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejía	CARCASA2N23	
				UTN			CIME-TESIS-002-013	Escala:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución				



				Tolerancia ±1	Peso 3gr	Material: ABS	
						Titulo: PLANETAN23	Escala: 2:1
				Dibujó: 25/5/2021	JUAN PAREDES		
				Revisó: 25/5/2021	Ing. CosmeMejia		
				Aprobó: 25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESIS-002-016	Registro:
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	

1

2

3

4

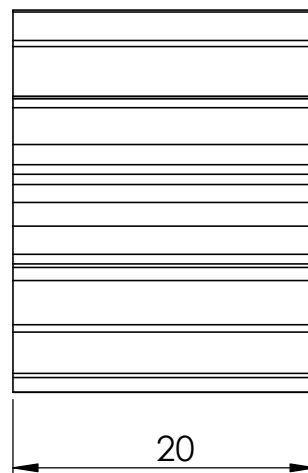
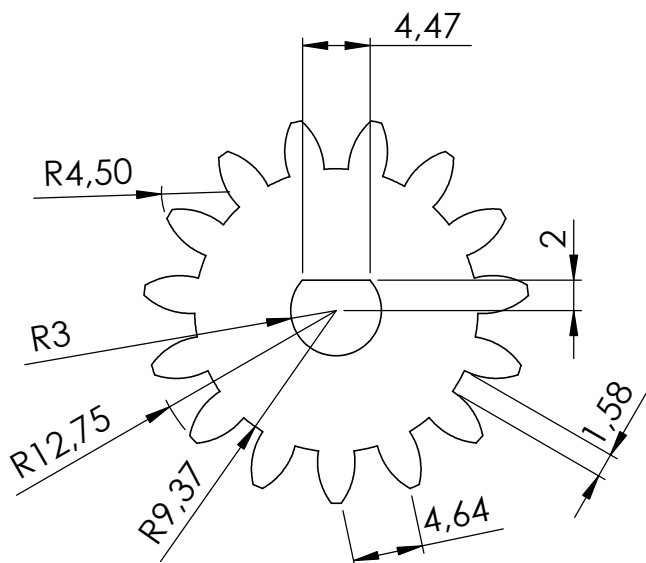
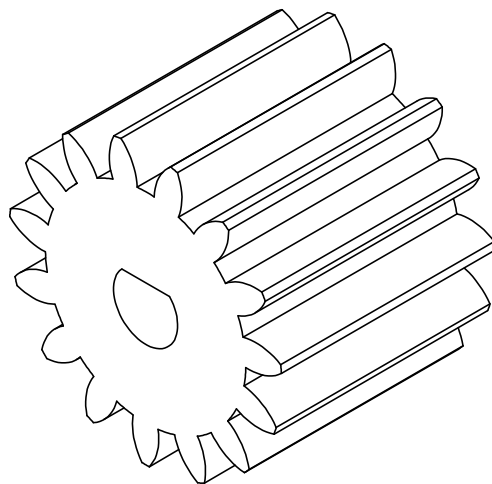
A

B

C

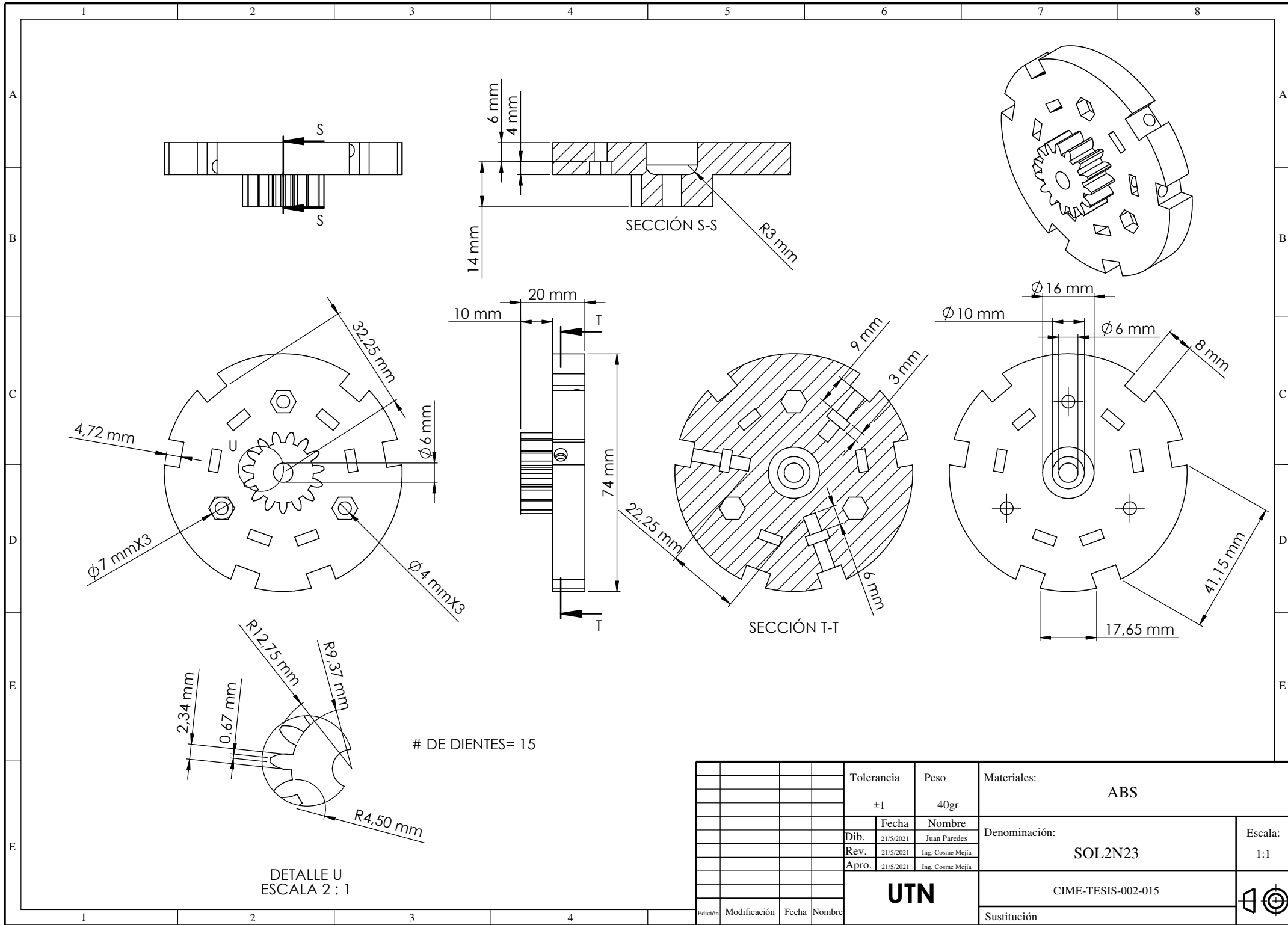
D

E

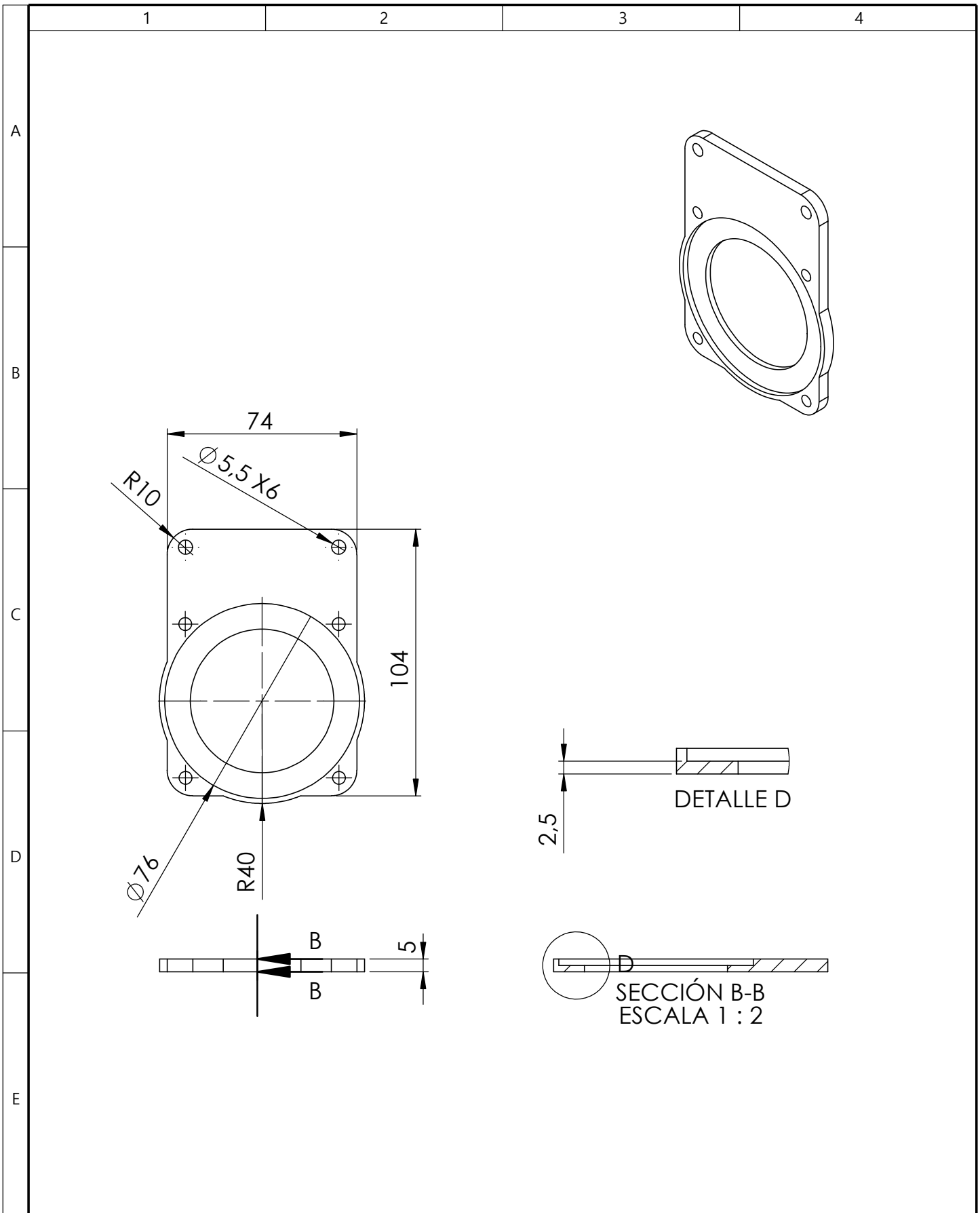


de Dientes =15

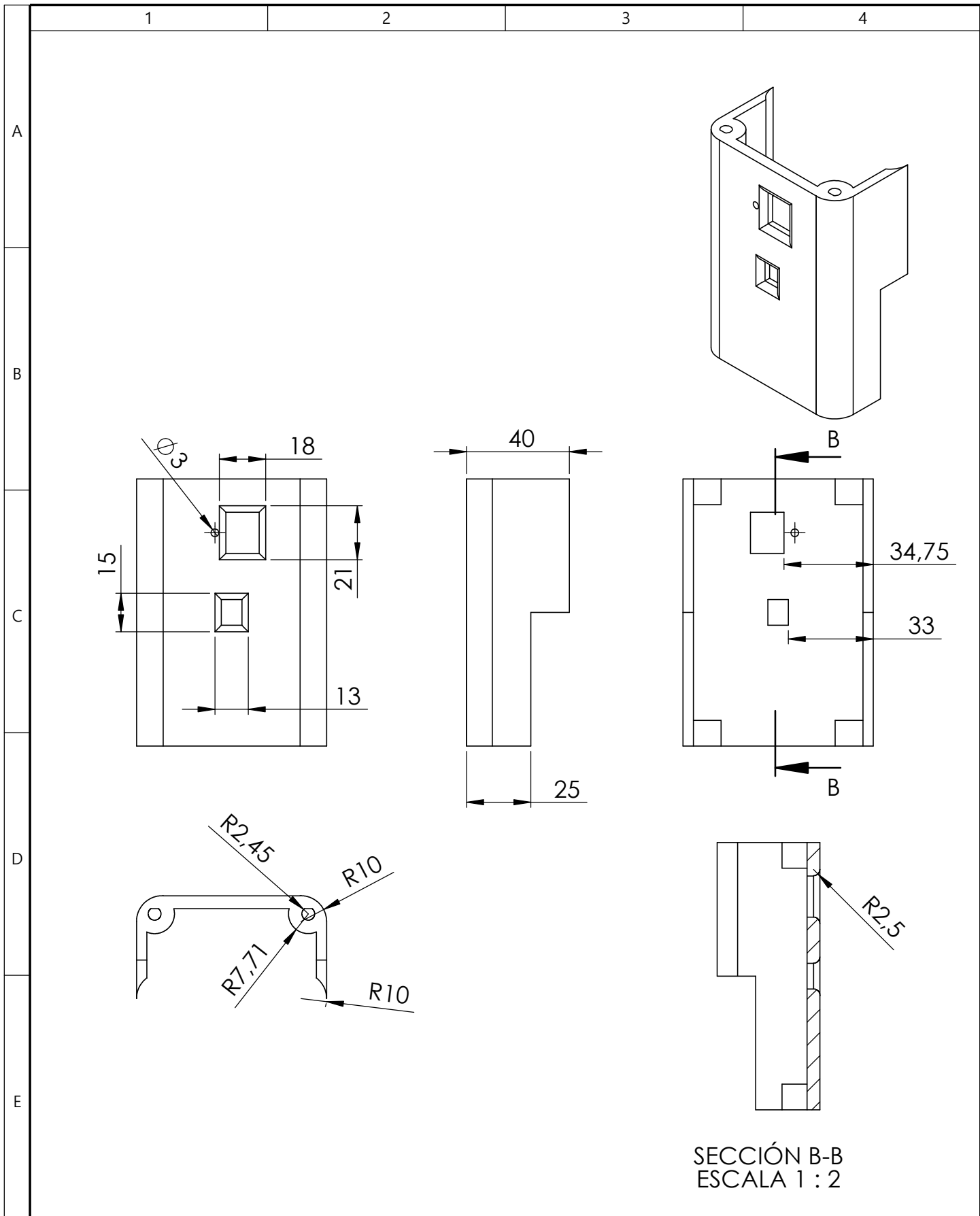
				Tolerancia ±1	Peso 7gr	Material: ABS		
						Titulo: SOL1N23	Escala: 2:1	
				Dibujó:	Fecha		Nombre	
				Revisó:	25/5/2021		Ing. Cosme Mejia	
				Aprobó:	25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESES-002-014	Registro: 	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución		



				Tolerancia	Peso	Materiales:	
				± 1	40gr	ABS	
				Fecha	Nombre	Denominación:	
				Dib. 21/5/2021	Juan Paredes	SOL2N23	
				Rev. 21/5/2021	Ing. Cosme Mejía	Escala:	
				Apro. 21/5/2021	Ing. Cosme Mejía	1:1	
				UTN		CIME-TESIS-002-015	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución			



				Tolerancia ± 1	Peso 21 gr	Material: ABS	
				Dibujó:	Fecha	Nombre	Título:
				Revisó:	25/5/2021	JUAN PAREDES	PE1N23
				Aprobó:	25/5/2021	Ing. Cosme Mejía	
				UTN		CIME-TESIS-029	Registro:
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	Escala: 1:2



SECCIÓN B-B
ESCALA 1 : 2

				Tolerancia ±1	Peso 57 gr	Material: ABS		
						Titulo: PE2N23	Escala: 1:2	
				Dibujó:	Fecha			Nombre
				Revisó:	25/5/2021			Ing. Cosme Mejia
				Aprobó:	25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESIS-030		
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución		Registro:

1

2

3

4

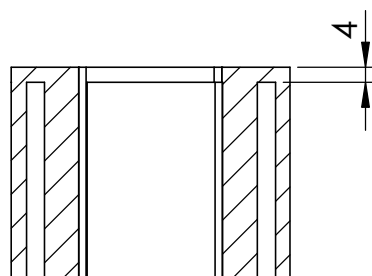
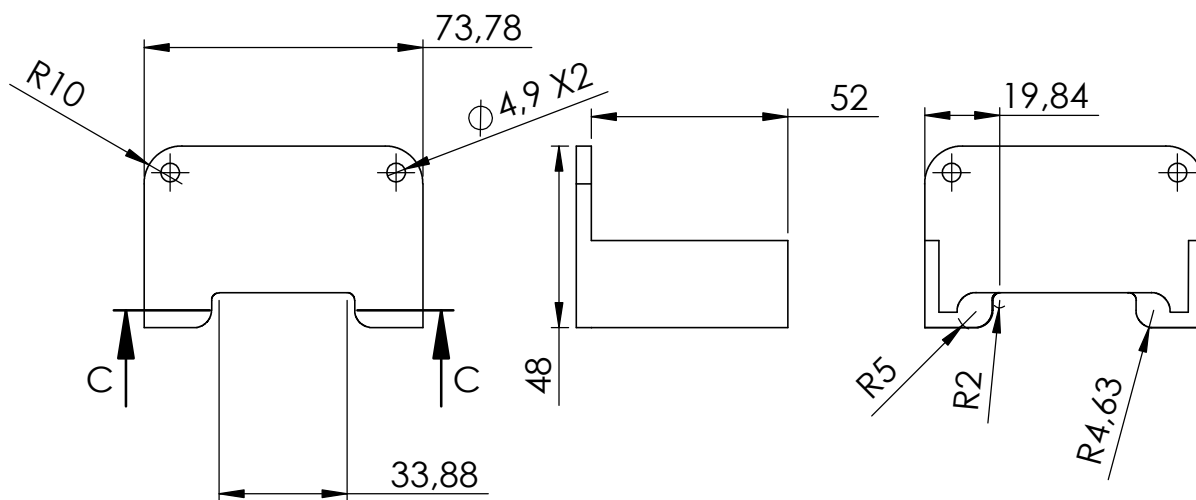
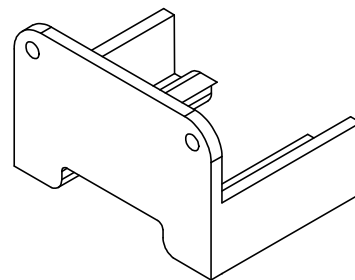
A

B

C

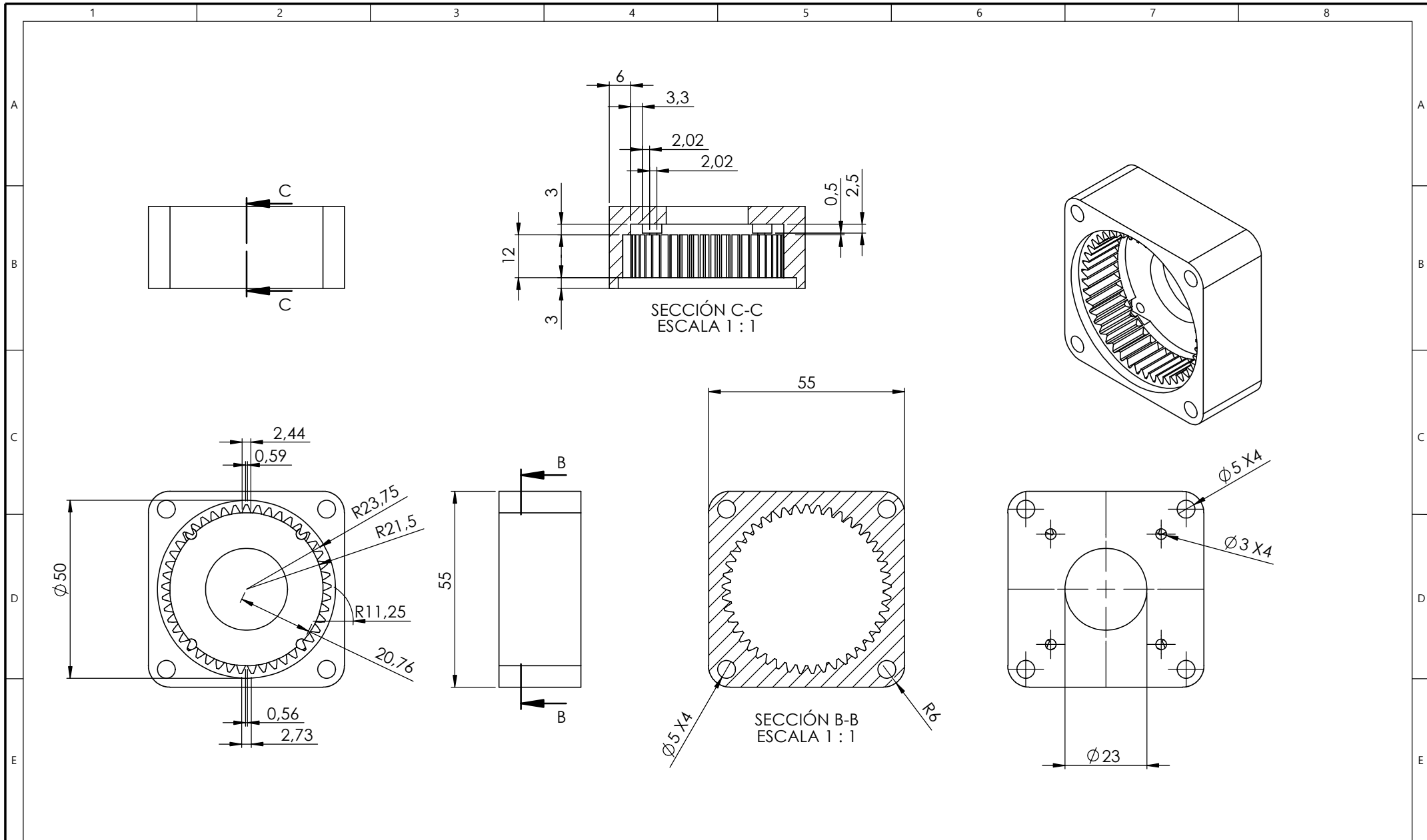
D

E



SECCIÓN C-C

				Tolerancia ±1	Peso 32 gr	Material: ABS		
						Titulo: PE3N23	Escala: 1:2	
				Dibujó:	Fecha		Nombre	
				Revisó:	25/5/2021		Ing. Cosme Mejia	
				Aprobó:	25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESIS-031	Registro: 	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución		



#DE DIENTES=45

				Tolerancia	Peso	Materiales:		ABS		
				±1	36 gr					
					Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:		
				Dib.	21/5/2021	Juan Paredes			CARCASA1N17	1:1
				Rev.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejia				
				Apro.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejia				
				UTN				CIME-TESIS-003-018		
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					Sustitución		

1 2 3 4 5 6 7 8

A

B

C

D

E

E

A

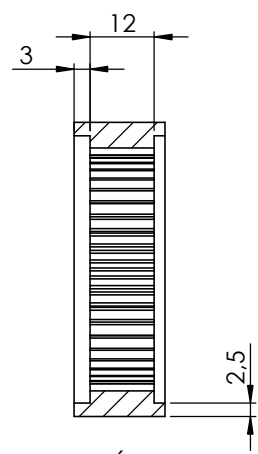
B

C

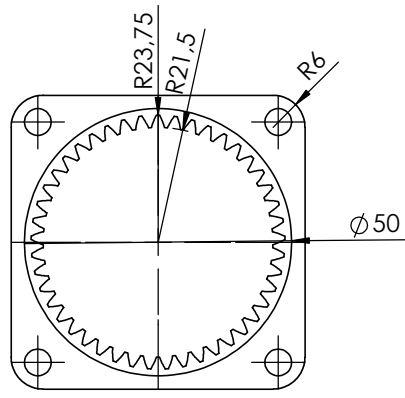
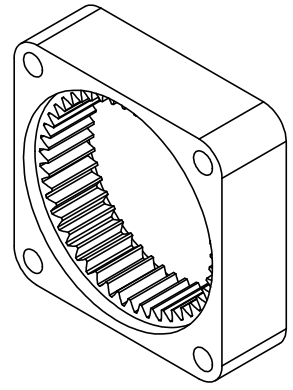
D

E

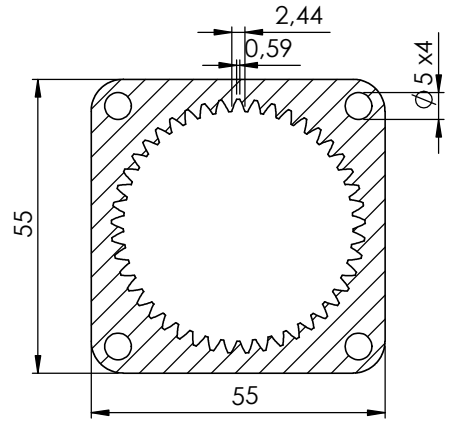
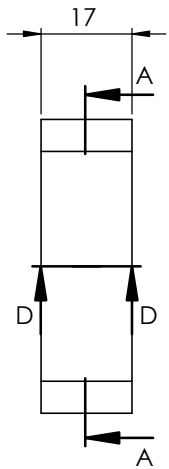
E



SECCIÓN D-D
ESCALA 1 : 1



DE DIENTES= 45



SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1

				Tolerancia	Peso	Materiales:		
				±1	21gr	ABS		
					Fecha	Nombre	Denominación:	
				Dib.	21/5/2021	Juan Paredes		
				Rev.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejia		
					Apro.	21/5/2021	Ing. Cosme Mejia	
				UTN			CIME-TESIS-003-019	Escala:
				Edición	Modificación	Fecha	Nombre	2:1
							Sustitución	

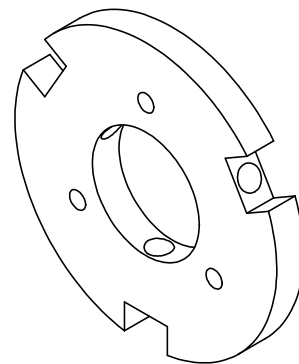
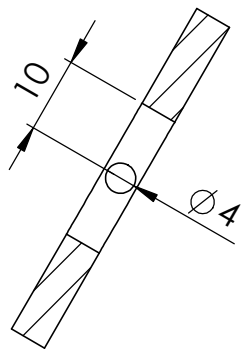
1

2

3

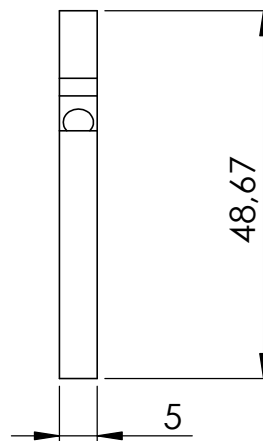
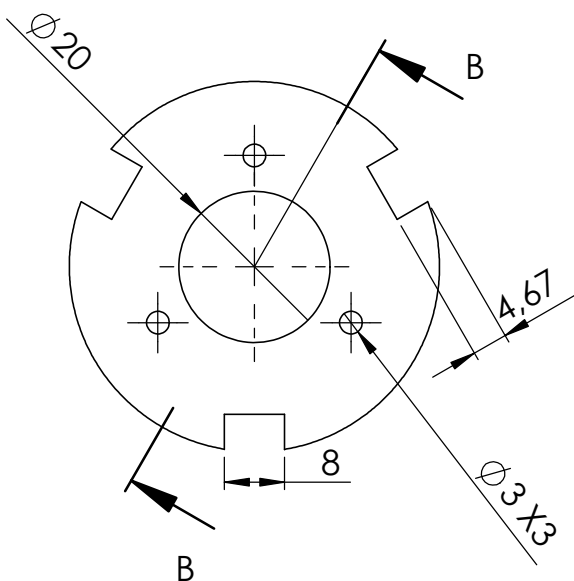
4

A



B

SECCIÓN B-B
ESCALA 1 : 1

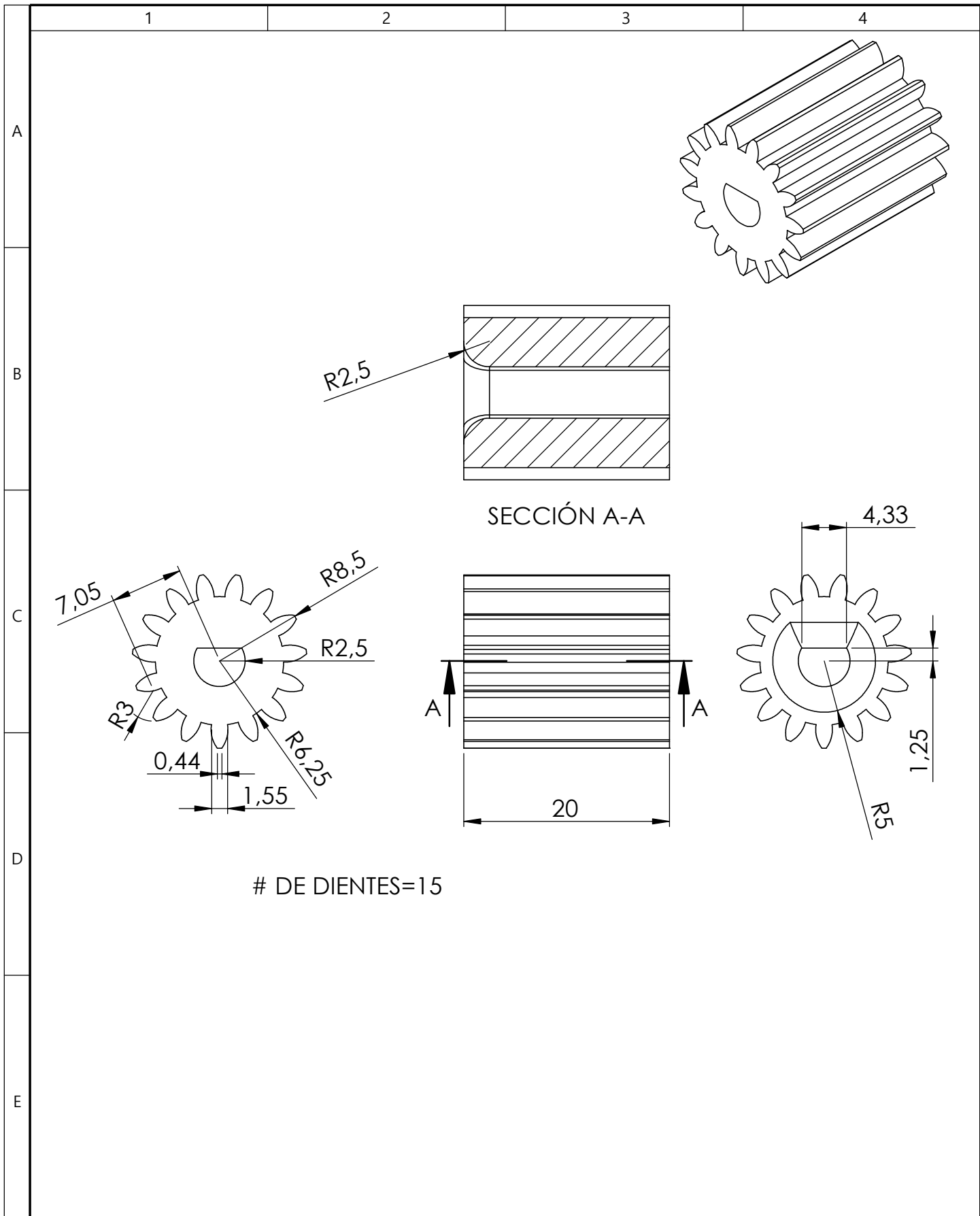


C

D

E

				Tolerancia ±1	Peso 7 gr	Material: ABS	
						Titulo: CUBIERTAN17	Escala: 1:1
				Dibujó: 25/5/2021	JUAN PAREDES		
				Revisó: 25/5/2021	Ing. Cosme Mejia		
				Aprobó: 25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESIS-003-023	Registro:
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	



				Tolerancia ±1	Peso 3 gr	Material: ABS		
						Titulo: SOL1N17	Escala: 2:1	
				Dibujó:	25/5/2021		JUAN PAREDES	
				Revisó:	25/5/2021		Ing. Cosme Mejia	
				Aprobó:	25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESIS-003-020	Registro: 	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución		

1

2

3

4

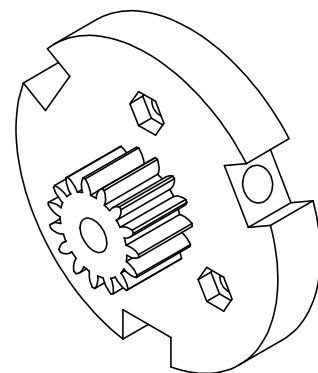
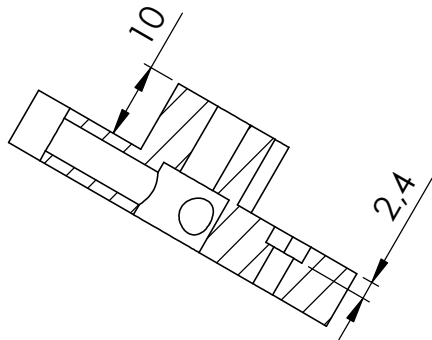
A

B

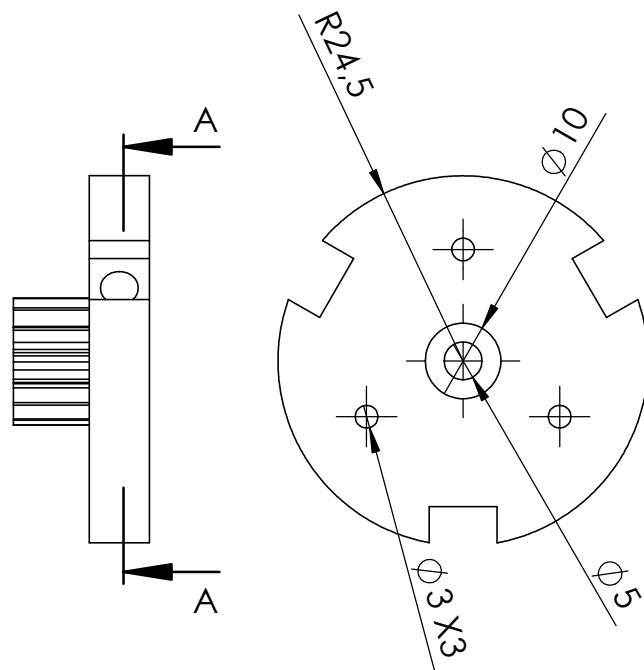
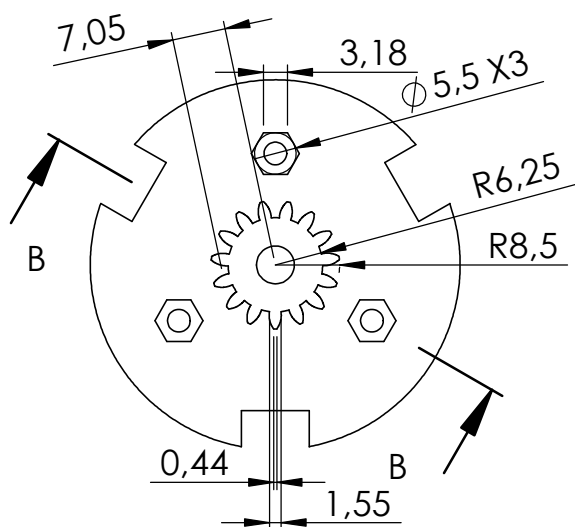
C

D

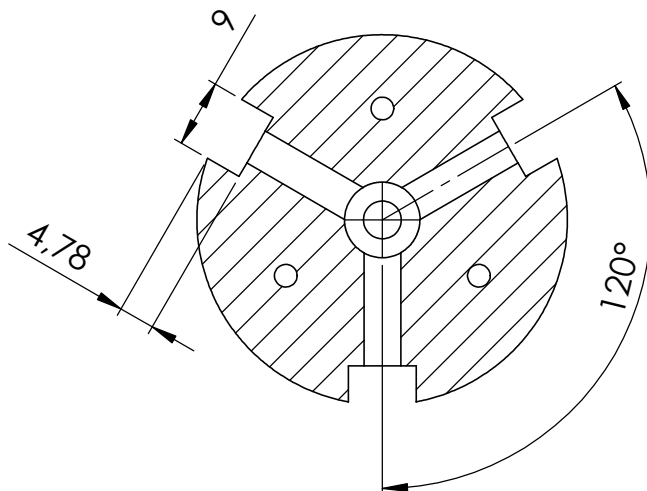
E



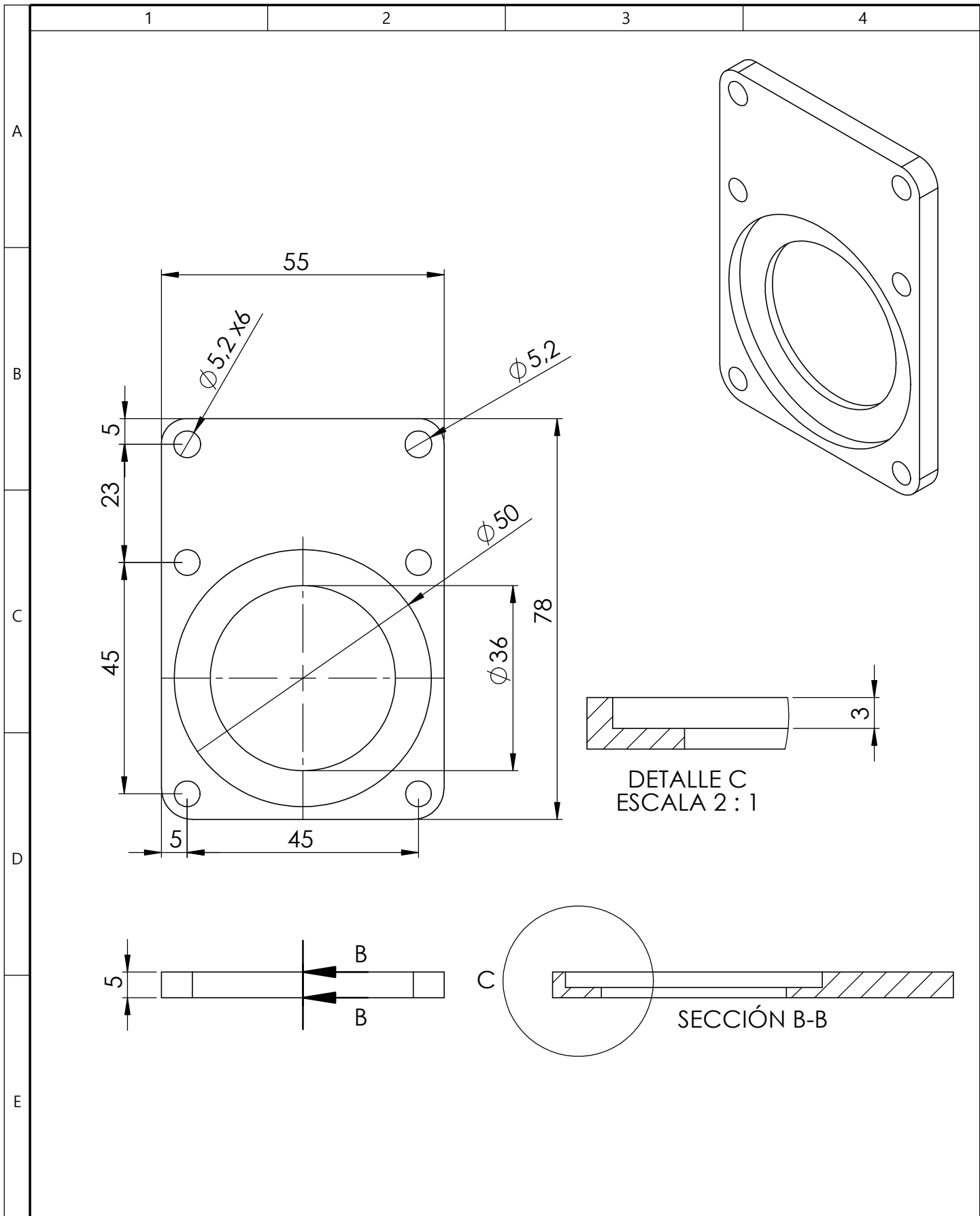
SECCIÓN B-B



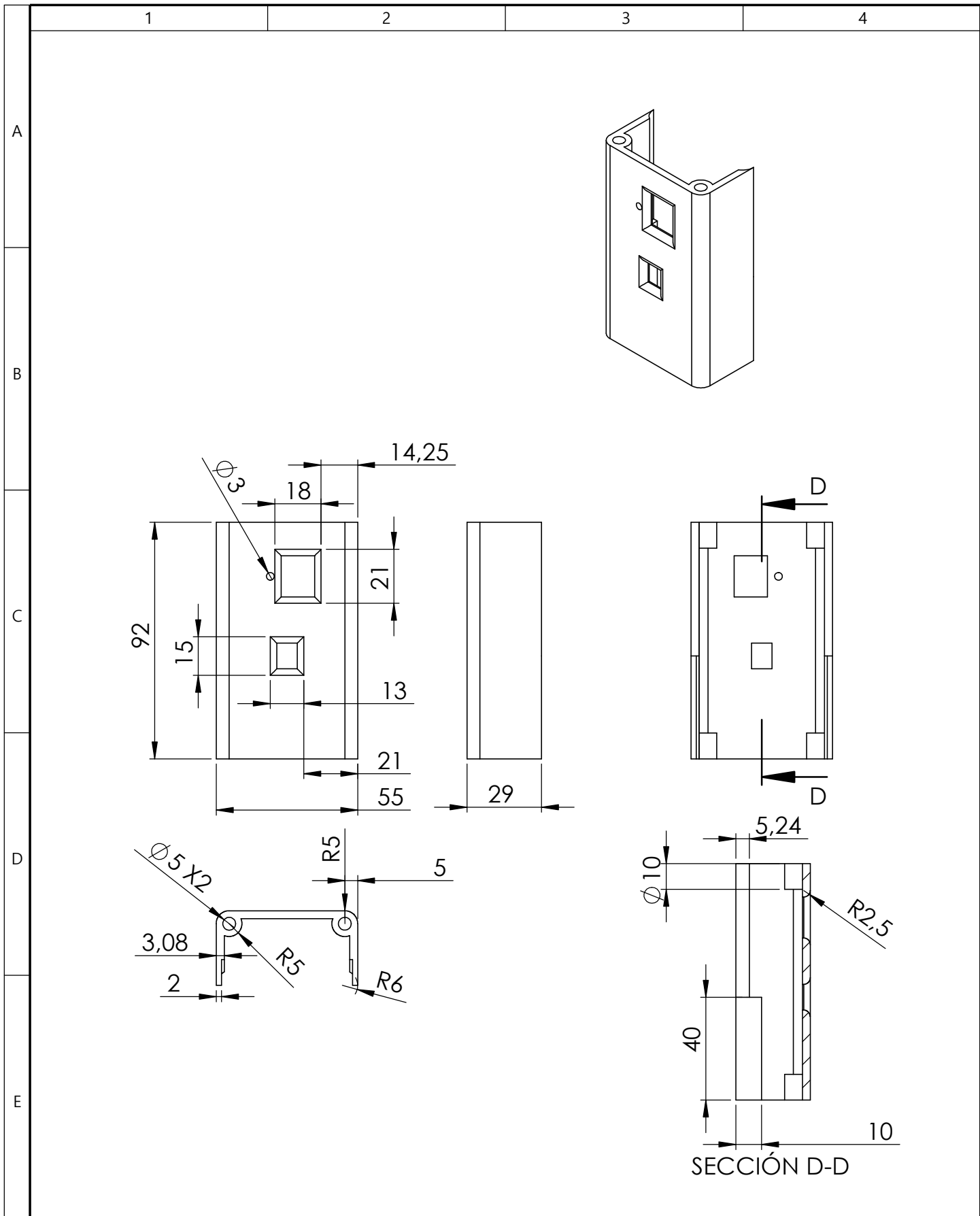
SECCIÓN A-A



				Tolerancia ± 1	Peso 14 gr	Material: ABS	
				Dibujó: 25/5/2021	Nombre: JUAN PAREDES	Titulo: SOL2N17	Escala: 1:1
				Revisó: 25/5/2021	Ing. Cosme Mejia		
				Aprobó: 25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESIS-003-021	Registro:
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	



				Tolerancia	Peso	Material:			
				±1	13 gr	ABS			
				Fecha	Nombre	Titulo:	Escala:		
			Dibujó:	25/5/2021	JUAN PAREDES			PE1N17	1:1
			Revisó:	25/5/2021	Ing. Cosme Mejia				
			Aprobó:	25/5/2021	Ing Cosme Mejia				
				UTN		CIME-TESIS-032		Registro:	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución			



				Tolerancia ±1	Peso 27 gr	Material: ABS	
				Dibujó: 25/5/2021	Nombre: JUAN PAREDES	Titulo: PE2N17	Escala: 1:2
				Revisó: 25/5/2021	Ing. Cosme Mejia		
				Aprobó: 25/5/2021	Ing Cosme Mejia		
				UTN		CIME-TESIS-033	Registro:
Edición	Modificación	Nombre	Fecha	Sustitución			