

**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:**

**“DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA MECÁNICA DE UN PROTOTIPO DE  
ARTICULACIÓN POLICÉNTRICA PARA LA PRÓTESIS DE RODILLA”**

**AUTOR: EDER DAVID CHEME CHEME**

**DIRECTOR: PHD. DAVID ALBERTO OJEDA PEÑA**

**IBARRA – ECUADOR**

**2021**



## UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

### BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

### AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

### A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

### IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega de 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:

<b>Datos de Contacto</b>			
<b>Cédula de Identidad:</b>	1723304661		
<b>Apellidos y Nombres:</b>	Cheme Cheme Eder David		
<b>Dirección:</b>	Quito, Pio XII y Bahamas		
<b>Email:</b>	edchemec@utn.edu.ec		
<b>Teléfono Fijo:</b>	02-3495405	<b>Teléfono Móvil:</b>	0988343985
<b>Datos de la Obra</b>			
<b>Título:</b>	“DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA MECÁNICA DE UN PROTOTIPO DE ARTICULACIÓN POLICÉNTRICA PARA LA PRÓTESIS DE RODILLA”		
<b>Autor:</b>	Cheme Cheme Eder David		
<b>Fecha:</b>	26 de Mayo del 2021		
<b>Programa:</b>	Pregrado		
<b>Título por el que Opta:</b>	Ingeniero en Mecatrónica		
<b>Director:</b>	Ing. David Alberto Ojeda Peña, PhD.		



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

### CONSTANCIAS

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

Ibarra, a los 20 días del mes de octubre del 2021.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Eder David', is written over a horizontal line.

Firma

Nombre: Cheme Cheme Eder David

Cédula: 1723304661



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

## **CERTIFICACIÓN DIRECTOR**

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: **“DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA MECÁNICA DE UN PROTOTIPO DE ARTICULACIÓN POLICÉNTRICA PARA LA PRÓTESIS DE RODILLA”**, certifico, que el presente trabajo fue desarrollado por el egresado Cheme Cheme Eder David, bajo mi supervisión.

---

Ing. David Alberto Ojeda Peña, PhD.

**DIRECTOR DE TESIS**

## AGRADECIMIENTO

A Dios por la vida y salud para poder llegar a este momento de mi vida y de las personas maravillosas que he conocido en este largo camino.

A mi madre y su esposo, también a mis abuelitos maternos que con sus esfuerzos y sacrificios del cual he sido testigo, me apoyaron en todo lo que necesite a lo largo de todo este trayecto, esto me dio la fuerza necesaria para poder culminar con responsabilidad el presente trabajo.

De manera muy especial para mi director de tesis Ing. David Ojeda PhD., por brindarme de su valioso tiempo, por su paciencia, por ser mi mentor y un gran amigo que me guio por este arduo camino. A mis asesores Ing. Cosme Mejía MSc. e Ing. Fernando Valencia MSc., por la dedicación, apoyo y su gran conocimiento que compartieron en este trabajo.

A mis familiares por su preocupación, el apoyo moral que me brindaron todo este tiempo y me dieron los mejores ánimos para que consiga mi sueño de ser profesional.

A mis mejores y muy buenos amigos que conforman el grupo “La People” donde se formó una gran familia donde compartimos risas, tristezas, conocimientos, apoyo emocional, también momentos de sufrimiento, alegrías y también a las personas que se convirtieron en hermanos y primos sin ser familiares directos como lo son Darío, Bryan, Dennis, Edgar, Alejo, Erick, Byron, Giss, Poveda, también otros muy buenos amigos, Evelyn, Fredy, Paul, amistades sinceras que perduraran por mucho tiempo, con todos he vivido grandes momentos que han dejado recuerdos inmemorables, espero que el tiempo nos siga reencontrando para generar muchos más recuerdos, a todos ellos les deseo muchos éxitos y bendiciones en sus vidas.

A Miguel Nazareno director de los grupos “Baile de Salón” y “Danza Afro” por abrirme las puertas y ser parte de su gran familia que ha formado con los dos grupos donde conocí a excelentes personas con su gran don para bailar y por los momentos vividos en el poco tiempo que pude compartir con todos ellos, también por todos los consejos de Miguel en especial el de nunca descuidar los estudios y logremos conseguir nuestros objetivos.

Muchísimas gracias a todos.

*Eder D. Cheme*

## DEDICATORIA

A mi madre Patricia Cheme con su amor, comprensión y ternura, me ha guiado en cada decisión que he tomado y sin ella no sería nadie, me siento orgulloso y un privilegio ser su hijo, a su esposo David Tuza que juntos se han sacrificado y realizado mucho esfuerzo para poder ayudarme y dedicarme completamente al estudio sin que me falte nada, por la confianza que depositaron en mí, he podido lograr este sueño tan anhelado.

A mis Abuelitos Franklin Cheme y María Criollo que son mi padre y mi segunda madre, que han sido un pilar fundamental en mi vida y me criaron desde muy pequeño, todo lo que soy también se los debo a ellos, también a mi tío Franklin Cheme, por su cariño y el apoyo moral en mis decisiones.

A mis hermanas Dayanara y Alisson como también mis primas Oderay, Anahí y Anthonela por estar siempre presente y por su apoyo moral, espero que este trabajo les inspire a perseverar y cumplir con las metas que se propongan en la vida

A mi compañero Wilmer Aguirre por compartir su conocimiento y ayudarme a superar las dificultades que se presentaron en el transcurso de cada semestre y poder llegar a culminar este trabajo de titulación.

De manera especial quiero dedicar este trabajo a mis ángeles que me cuidan desde el cielo donde sentí que me guiaban, a mi nana Celia Angulo que fue mi tercera madre quien me dio su cariño, amor, consejos, me enseñó a ser una persona de bien, a mis primos Gerardo Espinoza y Steven Analuca me inspiraron a ser muy perseverante y competitivo para lograr este objetivo.

*Eder D. Cheme*

## RESUMEN

La amputación transfemoral es uno de los procedimientos más frecuentemente realizado. Las causas pueden ser varias, tales como: gangrena gaseosa, pérdida masiva ósea o de partes blandas, ausencia de pulso, entre otras. Actualmente, a nivel mundial y local, el desarrollo de tecnología para mejorar la calidad de vida está aumentando. Se han rediseñado diferentes tipos de prótesis de rodilla para proporcionar una mayor estabilidad a la persona amputada.

Este trabajo se centra en determinar la resistencia mecánica de un prototipo de articulación policéntrica de prótesis de rodilla. Para las piezas principales de la articulación se seleccionaron dos materiales de menor costo y asequibles en el mercado local, con facilidad de manufactura y una buena resistencia mecánica. Posteriormente, se modeló la geometría del prototipo en 3D con el software SolidWorks a través de la herramienta Simulation. Basándose en el método de los elementos finitos se obtuvieron los análisis de esfuerzos de la prótesis bajo una carga estática de compresión de 785 N.

Se analizaron los resultados obtenidos y la máxima concentración de esfuerzos se obtuvo específicamente en las barras del mecanismo proporcionando un factor de seguridad aceptable, permitiendo validar el diseño y proponer mejoras para futuras investigaciones.

Finalmente, se procedió a fabricar las piezas de la prótesis de rodilla en los materiales Nylon 6 y AISI 304, obteniendo un dispositivo a bajo costo y eficiente para aquellos usuarios que lo requieran.

## ABSTRACT

One of the most commonly performed procedures is transfemoral amputation. Gas gangrene, massive bone loss or soft tissue loss, and the absence of pulses are just a few of the possible causes. At the moment, technology development for improving life quality is increasing at both the global and local levels. Have been redesign type different from knee prosthetic to provide greater stability the amputee person.

The goal of this study is to determine the mechanical strength of a polycentric knee replacement joint prototype. To the make the joint easier to manufacture and have good mechanical strength, two low-cost and readily available materials were chosen for the main parts. The prototype geometry was then modeled in 3D using the Simulation tool in SolidWorks software. The stress analysis of the prosthesis under a static compressive load of 785 N was obtained using the finite element method.

The results were analyzed, and the maximum stress concentration was found in the mechanism bars specifically, providing an acceptable safety factor, validating the design, and suggesting improvements for future research. Finally, we proceeded to manufacture the components of the knee prosthesis in Nylon 6 and AISI 304 materials, resulting in a low-cost, high-performance device for those who require it.

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	ii
AGRADECIMIENTO .....	v
DEDICATORIA .....	vi
RESUMEN .....	vii
ABSTRACT.....	viii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
ÍNDICE DE TABLAS .....	xii
INTRODUCCIÓN .....	1
Problema .....	1
Objetivos .....	2
Objetivo General.....	2
Objetivos Específicos.....	2
Justificación .....	3
Alcance .....	3
1  Capítulo 1: MARCO TEÓRICO.....	5
1.1  Antecedentes.....	5
1.2  Marco Teórico .....	17
1.3  Glosario de Términos .....	29
2  Capítulo 2: METODOLOGÍA .....	31
2.1  Tipo de Investigación .....	31
2.2  Materiales y Equipo:.....	31
2.3  Diseño de la Investigación:.....	32
3  Capítulo 3: RESULTADOS Y ANÁLISIS .....	35
3.1  Revisión y Análisis de los Cálculos del Diseño del Mecanismo.....	35
3.2  Ilustrarse de los Artículos Científicos Relacionados.....	38
3.3  Investigar los Materiales Óptimos para Prótesis .....	38
3.4  Establecer los Criterios del uso de Material .....	39
3.5  Realizar el Diseño Mecánico si hubo cambio de la Propuesta .....	49
3.6  Fabricación del Modelo en Impresión 3d .....	50
3.7  Realizar Simulaciones Numéricas y Determinar las Condiciones de Falla.....	52
3.8  Resultados de la Simulación de Elementos Finitos utilizando el Software SolidWorks .....	57
3.9  Análisis de Resultados de las Simulaciones de Elementos Finitos .....	73
3.10  RESULTADOS DEL MECANIZADO.....	82

3.11	Análisis de Costos de Mecanizado .....	83
3.12	Propuestas de Mejoras .....	84
3.13	Diseño Mejorado .....	84
4	Conclusiones y Recomendaciones .....	85
4.1	Conclusiones.....	85
4.2	Recomendaciones .....	85
	Bibliografía .....	87
	Anexos .....	91
A.	HOJA DE PROCESOS .....	91
B.	PLANOS MECÁNICOS.....	102

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1	Amputación Transfemoral [16] .....	5
Figura 1.2	Prótesis de Rodilla Monocéntricas [19] .....	6
Figura 1.3	Prótesis de Rodilla Policéntrica [21] .....	6
Figura 1.4	Articulación Prismática [30].....	9
Figura 1.5	Centroides condicionales en el movimiento relativo del fémur y la tibia (a). Esquematiza el mecanismo diseñado en las configuraciones inicial y final (b) [31] .....	9
Figura 1.6	Vista general de la rodilla artificial biosimilar con los enlaces transversales y las superficies de apoyo [31] .....	10
Figura 1.7	Eslabones similares a los ligamentos cruzados [34].....	11
Figura 1.8	Componentes de una de la rodilla protésica pasiva neumática [36].....	12
Figura 1.9	Los ángulos de flexión de prótesis rodilla pasiva [36] .....	13
Figura 1.10	La tensión de Von Mises en las prótesis de rodilla [21].....	14
Figura 1.11	Prueba Estructural de la prótesis [21].....	14
Figura 1.12	Prótesis policéntrica de rodilla [21].....	15
Figura 1.13	Mecanismo de la rodilla protésica: a) disposición de la manivela deslizante, b) articulación de la rodilla durante la extensión completa y c) articulación de la rodilla durante la flexión completa [38] .....	16
Figura 1.14	Estadística de los experimentos de prótesis de rodilla [39].....	16
Figura 1.15	Representación de un mecanismo de cuatro barras [42] .....	19
Figura 1.16	Mecanismo de cadena abierta [43] .....	19
Figura 1.17	Mecanismo de cadena cerrada [43] .....	20
Figura 1.18	Partes de un mecanismo de cuatro barras [19] .....	21

Figura 1.19 Inversiones de los eslabones [43] .....	22
Figura 1.20 Mecanismo policéntrico [45].....	23
Figura 1.21 Problema estructural, (a) modelos idealizados, (b) modelo de elemento finito [48] .....	24
Figura 1.22 Prótesis de rodilla para amputación transfemoral, (a) amputación transfemoral, (b) prótesis transfemoral, (c) persona protetizada [48] .....	25
Figura 3.1 Mecanismo de cuatro barras. ....	35
Figura 3.2 Diseño original del proyecto .....	50
Figura 3.3 Diseño modificado de la base inferior.....	50
Figura 3.4 Prototipo en 3D.....	51
Figura 3.5 Componentes de la prótesis .....	52
Figura 3.6 Restricción de la prótesis de rodilla.....	53
Figura 3.7 Carga y restricción.....	55
Figura 3.8 Mallado basado en curvaturas .....	57
Figura 3.9 Análisis de Sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 1 .....	58
Figura 3.10 Análisis de Sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 2 .....	59
Figura 3.11 Análisis de Sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 3 .....	60
Figura 3.12 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el prototipo de rodilla con la carga 4.....	61
Figura 3.13 Base superior sin remoción de Material .....	62
Figura 3.14 Base superior removido el material .....	63
Figura 3.15 Base inferior sin remoción de material.....	63
Figura 3.16 Base Inferior removido el material.....	64
Figura 3.17 Prototipo final.....	64
Figura 3.18 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 1 .....	65
Figura 3.19 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 2 .....	66
Figura 3.20 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 3 .....	67
Figura 3.21 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 4 .....	68
Figura 3.22 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 1 .....	70

Figura 3.23 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 2 .....	71
Figura 3.24 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 3. ....	72
Figura 3.25 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 4 .....	73
Figura 3.26 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 785 N .....	74
Figura 3.27 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 2240 N .....	74
Figura 3.28 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 3360 N .....	75
Figura 3.29 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 4480 N .....	76
Figura 3.30 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 785 N .....	77
Figura 3.31 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 2240 N .....	77
Figura 3.32 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 3360 N .....	78
Figura 3.33 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 4480 N .....	78
Figura 3.34 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 785 N .....	79
Figura 3.35 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 2240 N .....	79
Figura 3.36 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 3360 N .....	80
Figura 3.37 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 4480 N .....	81

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Empresas proveedoras de materiales relacionados en Ecuador.....	39
Tabla 3.2 Matriz de las características de los materiales .....	40
Tabla 3.3 Matriz de Densidad de Polímeros .....	40
Tabla 3.4 Matriz de Densidad de Metales .....	41
Tabla 3.5 Matriz de Costo de Polímeros.....	42
Tabla 3.6 Matriz de Costos de Metales.....	42
Tabla 3.7 Matriz de Costos de Polímeros .....	43
Tabla 3.8 Matriz de Resistencia Mecánica de Metales .....	43
Tabla 3.9 Matriz de Dureza de Polímeros .....	44
Tabla 3.10 Matriz de Dureza de Metales .....	44
Tabla 3.11 Matriz de Elasticidad de Polímeros .....	45
Tabla 3.12 Matriz de Elasticidad de Metales.....	46
Tabla 3.13 Matriz de Oxidación de Polímeros .....	46
Tabla 3.14 Matriz de Oxidación de Metales.....	47
Tabla 3.15 Matriz de Densidad de Metales .....	48

Tabla 3.16 Fuerzas para la simulación de elementos finitos de compresión [48] .....	53
Tabla 3.17 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 1 .....	57
Tabla 3.18 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 2 .....	58
Tabla 3.19 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 3 .....	59
Tabla 3.20 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 4 .....	60
Tabla 3.21 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 1 .....	64
Tabla 3.22 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 2 .....	65
Tabla 3.23 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 3 .....	66
Tabla 3.24 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 4 .....	67
Tabla 3.25 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 1 .....	69
Tabla 3.26 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 2 .....	70
Tabla 3.27 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 3 .....	71
Tabla 3.28 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 4 .....	72
Tabla 3.29 Valores de factores de seguridad para los modelos analizados bajo las cargas de compresión .....	81
Tabla 3.30 Costos del mecanizado del prototipo de rodilla .....	83

# INTRODUCCIÓN

## Problema

Según las estadísticas de diciembre del 2019 de la CONADIS, el total de personas con discapacidad física registradas en el Ecuador es de un 46,36% de las cuales el 52,76% pertenece a personas de entre 25 a 64 años [1]. En el Ecuador hay un 40% de personas discapacitadas que tienen carné de la CONADIS, están en hogares en situación de pobreza [2] Las causas para la amputación de miembros inferiores pueden ser gangrena gaseosa, pérdida masiva ósea, pérdida masiva de partes blandas, ausencia de pulso entre otras [3].

Actualmente, el desarrollo de tecnología para mejorar la calidad de vida está aumentando a nivel mundial [4], [5]. Se han rediseñado diferentes tipos de prótesis para proporcionar, a la persona amputada, la posibilidad de un andar humano controlado y la estabilidad cuando están erguidos [6], [7]. Para ello se inicia con un modelado matemático y físico que ayudarán al diseño cinemático de la prótesis [8], [9], [10], [11], [12].

El Gobierno ecuatoriano, para erradicar la pobreza de su población y cambiar su matriz productiva, crea en 2013 un Plan Nacional del Buen Vivir como política de estado. Luego, en 2017 propone el “Plan Nacional de Desarrollo (2017-2021): Toda una Vida”, donde sustentándose en los artículos 280 y 293 de la Constitución de la República del Ecuador, propone tres ejes esenciales para el desarrollo del país: 1.- Derechos para todos durante toda la vida, 2.- Economía al Servicio de la Sociedad y 3.- Más sociedad, mejor Estado [13].

Las escuelas de ingeniería y fisioterapia se han unido para proporcionar soluciones a los problemas de los discapacitados, han desarrollado tecnología especializada biomecatrónica, por lo tanto, son un pilar fundamental para diseñar dispositivos protésicos a bajo costo, destinados a las personas pobres a mejorar su calidad de vida. La Universidad

Técnica del Norte es la única institución localizada en la Zona 1 con capacidad de desarrollo tecnológico, lo cual ha demostrado durante los últimos tres años. Las prótesis deben establecer la bipedestación como su función principal. El paciente debe caminar a baja velocidad sobre superficies planas libres de obstáculos como las escaleras.

En la Universidad Técnica del Norte se realizó el desarrollo de una prótesis externa de una articulación monocéntrica de rodilla para amputaciones transfemorales a partir de un análisis de la marcha humana de pacientes, esta prótesis trabaja en compresión bajo la acción de gravedad soportando el peso del paciente, esto le da dos grados de libertad para que el paciente realice la marcha humana bajo ciertos parámetros [14].

La fabricación del prototipo de rodilla policéntrica se realiza en máquinas herramientas utilizando un software CAM, por la razón que algunas piezas del prototipo tienen un grado de complejidad para fabricarlas, el tiempo de manufactura determinado para cada pieza y el material en el que se va a fabricar [15].

## **Objetivos**

### **Objetivo General**

Caracterizar la resistencia mecánica de un prototipo de articulación policéntrica de prótesis de rodilla.

### **Objetivos Específicos**

- Revisar los cálculos de diseño mecánico del modelo de prótesis a ensayar.
- Seleccionar los materiales para fabricar la articulación de rodilla.
- Determinar experimentalmente las condiciones de falla de los prototipos.
- Proponer un diseño mejorado de articulación policéntrica de rodilla.

## **Justificación**

Con la realización de este tipo de dispositivos, se plantea una solución en el campo de la bioingeniería para que un cierto porcentaje de pacientes puedan mejorar su estilo de vida con dispositivos asequibles a personas de escasos recursos. Con ello se estaría cumpliendo con la misión social de la Universidad Técnica del Norte.

La adquisición de una prótesis de rodilla policéntrica en algunos lugares es muy costoso e inasequible para los pacientes, por esta razón, el principal propósito de esta investigación es bajar el costo de la prótesis garantizando su resistencia mecánica.

Los dispositivos importados, en muchos casos, no cumplen con algunos requerimientos de los pacientes ecuatorianos, debido a que las medidas antropométricas de sus habitantes son distintas al de la población mundial, por lo cual es necesario desarrollar dispositivos en el país que se basen en las medidas antropométrica de la población de los pacientes en Ecuador.

El desarrollo de este dispositivo abrirá campo a nuevas investigaciones relacionadas a nuevos materiales con buena resistencia sin ser invasivo para los pacientes.

## **Alcance**

Analizar y comprender los cálculos de diseño mecánico del modelo de la prótesis.

Seleccionar dos materiales para la fabricación de prótesis de rodilla.

Realizar ensayo experimental de la prótesis.

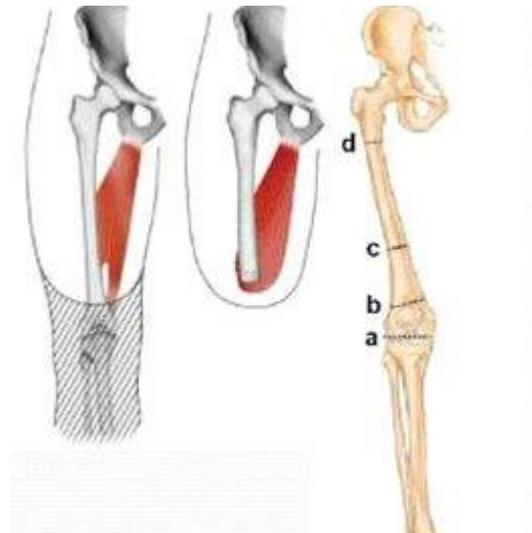
Analizar las condiciones de falla de las prótesis a los que se les realizó los ensayos destructivos.

Manufacturar en el material óptimo una prótesis policéntrica de rodilla “optimizado” basado en la minimización del costo de fabricación vs. carga máxima a la compresión.

# 1 Capítulo 1: MARCO TEÓRICO

## 1.1 Antecedentes

En el Ecuador, 485.325 personas tienen alguna discapacidad, de las cuales el 46,64% sufren de discapacidad física que representa alrededor de 226.347 personas, donde el 10,35% son personas entre 25 y 35 años, el 45,68% son personas entre 36 y 64 años, el 30,83% son personas mayores de 65 años según las estadísticas de Febrero del 2020 [1]. Las causas para la amputación de miembros inferiores pueden ser gangrena gaseosa, pérdida masiva ósea, de partes blandas, ausencia de pulso entre otras, en la figura 1.1 se muestra la amputación transfemoral [3].



*Figura 1.1 Amputación Transfemoral [16]*

Para incorporar a estas personas con capacidades especiales se hace necesario la utilización de una prótesis externa [17]. Existen dos tipos de prótesis de rodilla: las monocéntricas y policéntricas.

Las prótesis monocéntricas presentan un movimiento similar al de una bisagra. Hace su rotación en el plano sagital. Su eje articular está ubicado atrás del eje de carga, con la finalidad de evitar que la rodilla se flexione cuando el pie toque el suelo. La geometría de estos mecanismos es un triángulo con dos lados constantes, mientras que el tercero por

lo general realiza la función de extender la pierna, donde varía proporcionalmente el ángulo de flexo-extensión de la rodilla, un modelo de estas prótesis se observa en la figura 1.2 [18].



*Figura 1.2 Prótesis de Rodilla Monocéntricas [19]*

Las prótesis policéntricas cambian el centro instantáneo de rotación (CIR) resultando en una rodilla estable. La forma en que las fuerzas de reacción del suelo se mueven alrededor del CIR hace que este mecanismo sea más estable en una posición de apoyo que es cuando el usuario más lo necesita, en la figura 1.3 se puede observar uno de los modelos de estas prótesis [20].



*Figura 1.3 Prótesis de Rodilla Policéntrica [21]*

En 2018, Okita *et al*, demostraron que los músculos abductores de la cadera contribuyen a la fuerza de reacción del suelo durante la caminata [22]; por ello es importante realizar un buen diseño de articulación protésica ya que su desempeño influye en el control y estabilidad de la marcha.

El desarrollo de esta investigación se centra en el diseño de una prótesis policéntrica debido a las ventajas que esta posee, principalmente una flexión automática clara, un ahorro de gasto de energía en el usuario y, lo más importante, una aceleración y desaceleración controladas. [20]. Las prótesis policéntricas han tenido evoluciones tecnológicas; tal es el caso presentado por Andrysek et al [23], en el que se examinó las características funcionales beneficiosas de las rodillas policéntricas, donde se simuló el control de la fase de posición, específicamente la estabilidad después del inicio del talón-golpe y la fase de oscilación en el empuje, sus resultados sugieren un diseño de rodilla de un solo eje que incorpora control de la fase de postura.

En tanto Correal Franco et al [24], analizaron el caso de las rodillas policéntricas donde se aplicó un análisis de elemento finitos debido a que era necesario conocer la resistencia que tiene la rodilla con respecto a la carga a la que estará sometida, esto beneficia a la reducción del número de ensayos en los prototipos haciendo una solución única para el rediseño de modelos policéntricos existentes. Mientras que Segal et al [25], propone una prótesis controlada por microprocesador que puede mejorar la marcha de las personas amputadas a controlar la fase de flexión y del balanceo mientras caminan a una velocidad media, disminuyendo los problemas de artritis que sufren la cadera o el tobillo con el paso del tiempo.

Enríquez et al [26], diseñaron y construyeron una prótesis de rodilla con un mecanismo policéntrico. Además, contenía un pistón con un fluido magnetoreológico que

regula la flexión de la rodilla, mejora las fases de balanceo, amortigua y atenúa la fase donde el pie entra en contacto con el piso durante la marcha. Bertomeu et al [27], presentaron un diseño personalizado basado en una articulación cruzada de cuatro barras; donde el punto de cruce es el centro instantáneo de la rotación de la articulación. Por consiguiente, es posible, determinar con la mayor precisión el mecanismo óptimo. Sin embargo, concluyen que ninguna de las órtesis de rodilla actuales sigue la curva de movimiento adecuada para hacerlas compatibles con la rodilla humana, debido a su ubicación relativa a la geometría del hueso. Con la intención de mejorar la imitación del movimiento que realiza una rodilla humana, en particular a través de la trayectoria CIR.

A. Altamirano 2012 [28], propone un diseño de mecanismo de rodilla de tipo policéntrico de cuatro barras con actuador mecánico para prótesis modular, su primer diseño se construyó de aluminio 6063, bronce y acero inoxidable que fue resistente a la corrosión, en la reingeniería construyó un dispositivo con mejor ergonomía, al cual añadió un actuador mecánico basado en un resorte que tiene un tiempo de retorno aproximado de 0,7 segundos, mientras que Serge Pfeifer 2012 [29], desarrolló una prótesis transfemoral con un motor eléctrico con una transmisión de tornillo de bola que mejora la flexibilidad en las personas con amputaciones transfemorales superiores, permitiéndoles ascender y descender escaleras más fácilmente, o admitiendo un patrón de marcha más natural y simétrico.

En 2016 Olinski et al [30], presentaron un diseño novedoso de un mecanismo controlable y ajustable para reproducir el movimiento de flexión/extensión en el plano sagital, en combinación con el balanceo y el deslizamiento. La mejora introducida se basa en elementos de longitud variable con articulaciones prismáticas en lugar de dos barras (L2, L3) como se muestra en la figura 1.4.

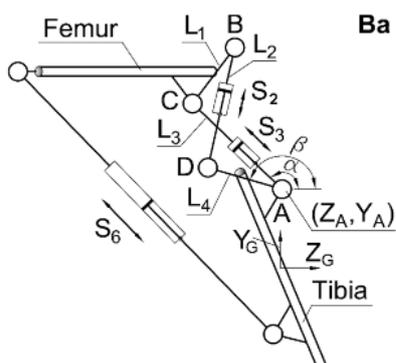


Figura 1.4 Articulación Prismática [30]

Finalmente diseñaron un modelo adaptativo del mecanismo de cuatro barras cruzadas donde lograron optimizar las dimensiones del mecanismo. De igual manera, Poliakov et al [31], diseñaron una prótesis policéntrica basada en un mecanismo de bisagra con enlaces cruzados capaz de proporcionar una cinemática del fémur y la tibia en un movimiento relativo cercano al biológicamente natural. La síntesis óptima del mecanismo policéntrico se muestra en las figuras 1.5 y 1.6.

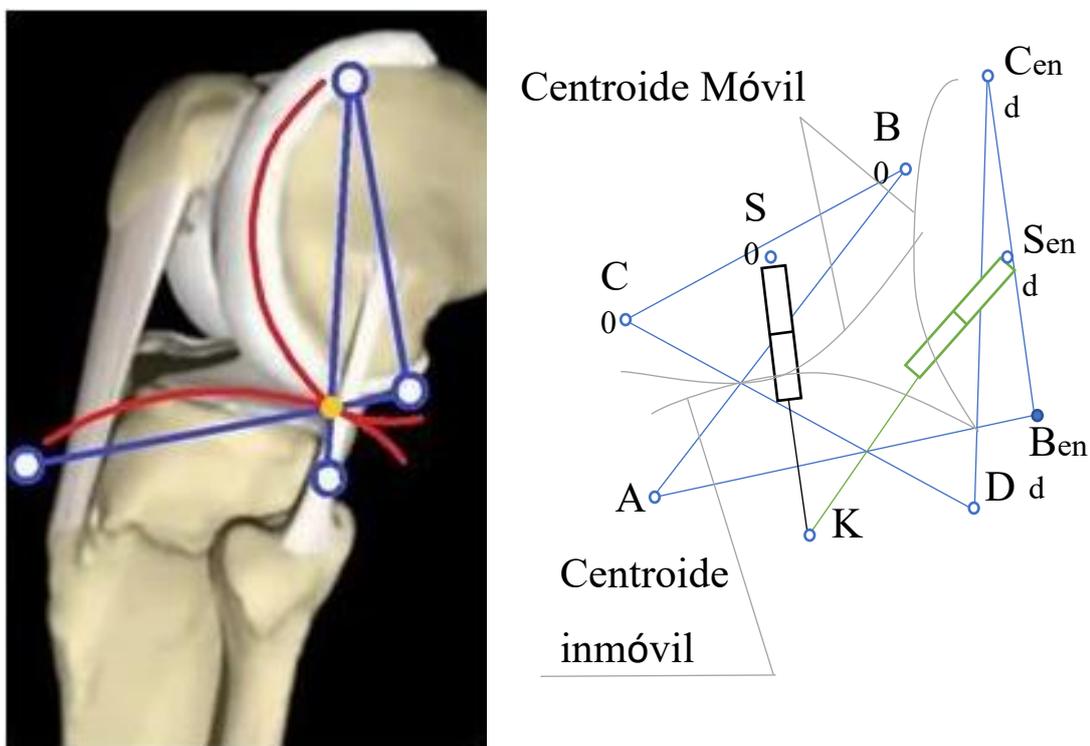
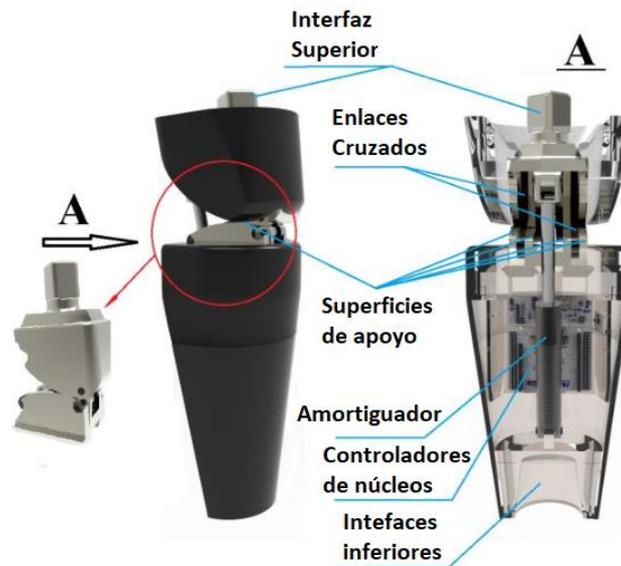


Figura 1.5 Centroides condicionales en el movimiento relativo del fémur y la tibia (a). Esquematiza el mecanismo diseñado en las configuraciones inicial y final (b) [31]



*Figura 1.6 Vista general de la rodilla artificial biosimilar con los enlaces transversales y las superficies de apoyo [31]*

En aras de mejorar las prótesis, el mundo científico ha propuesto diversos diseños considerando la tecnología, así como la robótica. Tal es el caso de Kaufam et al [32] quienes en 2018 reportaron que los amputados transfemorales con movilidad limitada se benefician claramente de una rodilla controlada por microprocesador ya que tuvieron una reducción significativa en las caídas, pasaron menos tiempo sentados y aumentaron su nivel de actividad; Así como mejor ambulación, mejor apariencia y mayor utilidad. Por otro lado, Kadhim et al [33], propusieron un nuevo mecanismo en la articulación de la rodilla mediante el uso de un motor DC preexistente obteniendo una mejora de una prótesis transfemoral basada en microcontroladores, que no pudo alcanzar la velocidad de rotación designada para un uso funcional, y que tenía un bajo costo. Lograron restaurar una marcha natural y eficiente por medio de componentes activos e inactivos que están optimizados para reproducir las características de un miembro intacto.

Bernal et al [34], en 2018, presentan el diseño y control de una nueva prótesis de rodilla transfemoral controlada por microprocesadores basada en un mecanismo de

tipo policéntrico. Desarrollaron una prótesis de rodilla capaz de proporcionar una potencia adicional e imitar con precisión el movimiento natural de la rodilla humana utilizando una estrategia de control estable. La figura 1.7, muestra el diseño inspirado en la bio- mimetización natural de una rodilla humana, que comprende dos eslabones de entrada que se asemejan a los ligamentos colaterales y un eslabón de salida que imita los ligamentos cruzados.



*Figura 1.7 Eslabones similares a los ligamentos cruzados [34]*

Por otro lado, Lee et al [35], propusieron una estructura policéntrica de rodilla con un sensor de codificador rotatorio para minimizar la desalineación entre el usuario y el robot y para asegurar la entrega de torque eficiente con el fin de compensar las deficiencias del sencillo sistema de articulación de rodilla.

Diseñaron un controlador de modo deslizante para abordar la incertidumbre mecánica del exoesqueleto policéntrico de la rodilla y la no linealidad de la unidad. Adicionalmente se han realizado investigaciones de modelado con el fin de optimizar las prótesis.

Tal es el caso de la propuesta de Siddikali y Screekanth [36], quienes presentaron un novedoso modelo de un sistema de rodilla articulada pasiva, controlada neumáticamente y cargada con resortes para el control temprano y tardío del balanceo

y la postura logrando estabilidad en la postura, facilidad para caminar y para tolerar condiciones básicas, identificando diferentes ángulos de flexión de la articulación de la rodilla y el vector de fuerza con respecto a la reacción del suelo para proporcionar una postura predeterminada, una flexión de postura activa y un control de giro autorregulado durante la marcha.

Su propuesta consistió en un sistema de resorte articulado controlado por un neumático entre el marco de la rodilla y la bola de la rodilla para evitar la recuperación temprana del muñón. Las figuras 1.8 y 1.9 muestran sus propuestas.

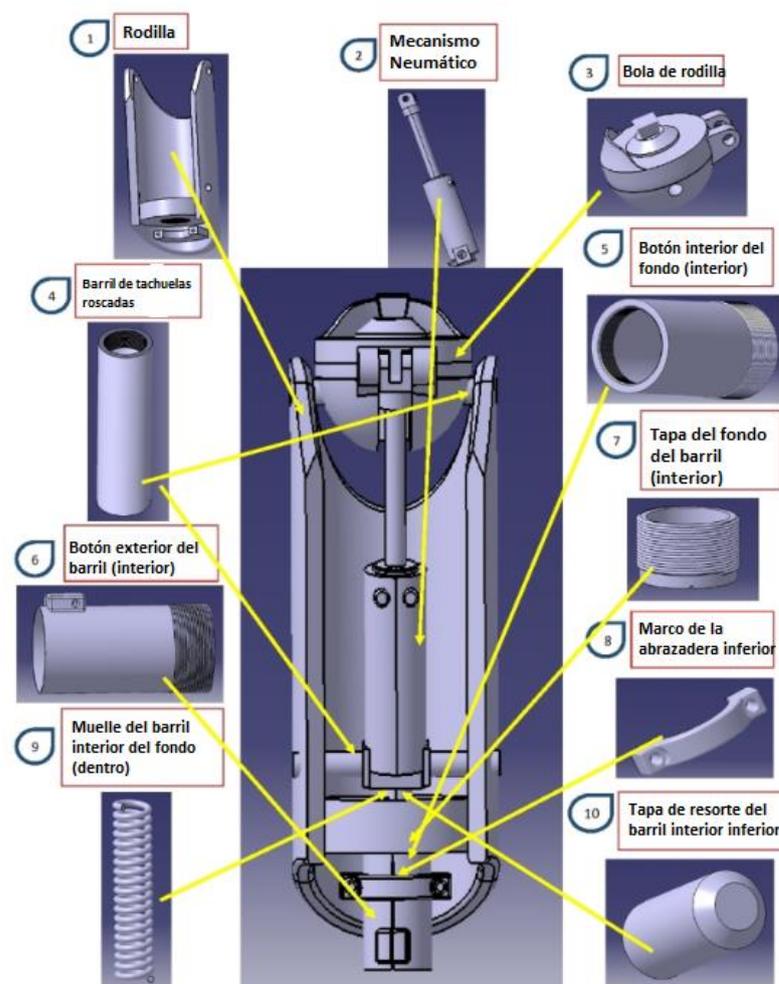
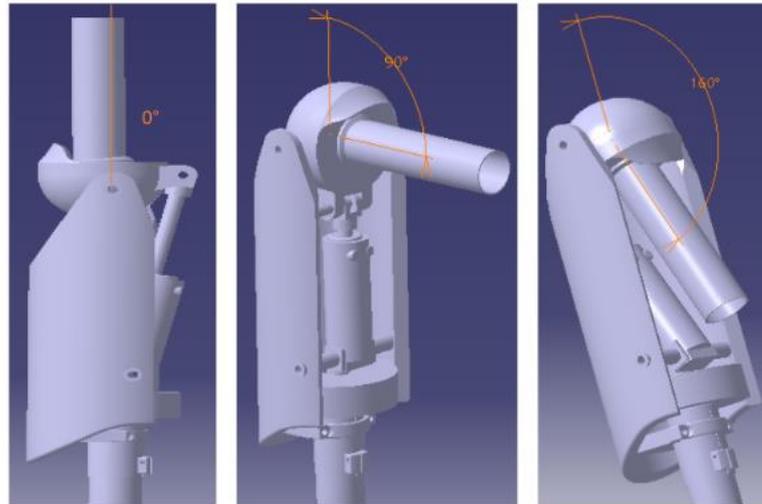
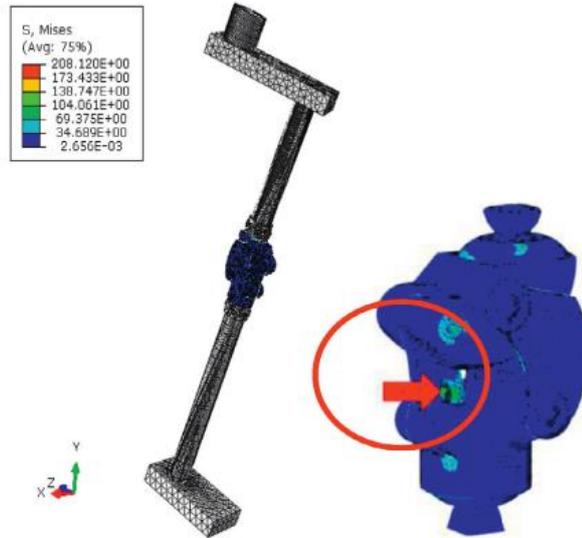


Figura 1.8 Componentes de una de la rodilla protésica pasiva neumática [36]

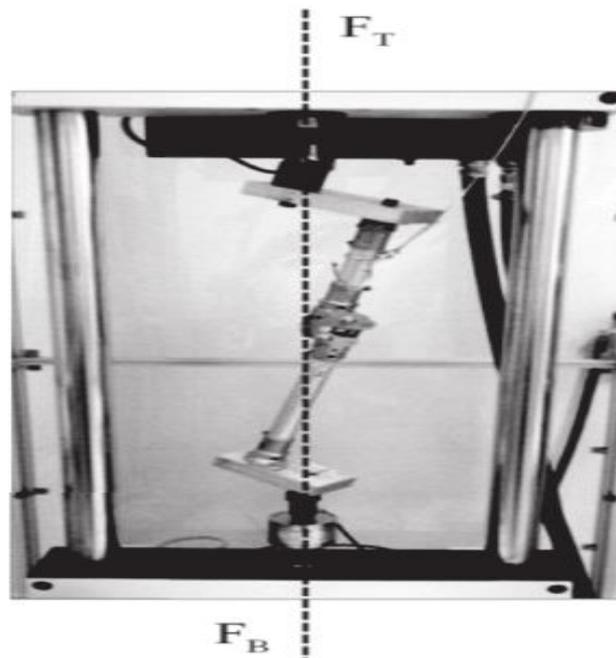


*Figura 1.9 Los ángulos de flexión de prótesis rodilla pasiva [36]*

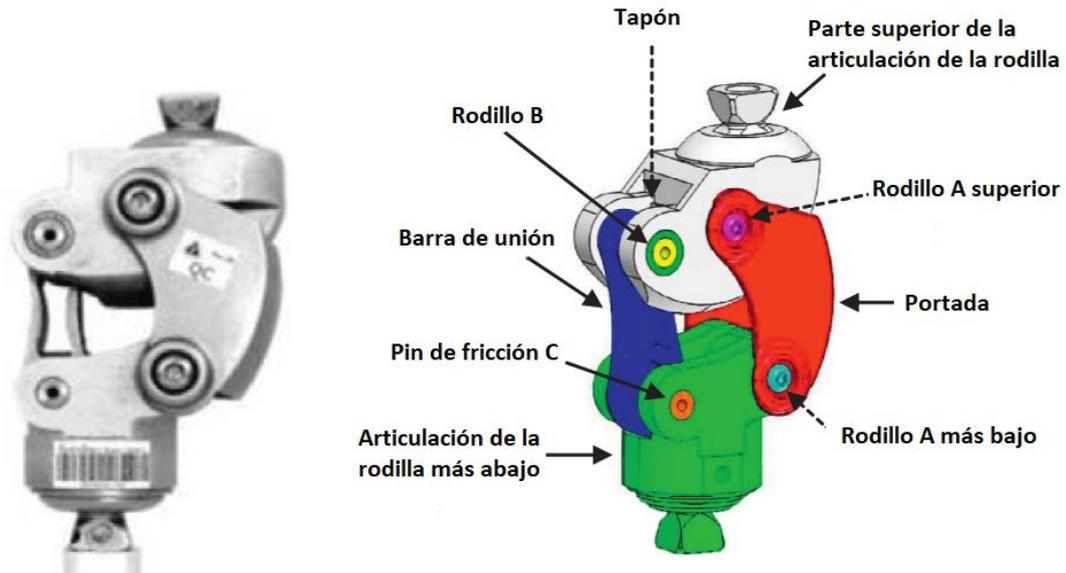
Con la intención de considerar otros aspectos importantes en el diseño de prótesis Phanphet et al [21] hicieron una investigación de diseño considerando fatiga basado en el método de los elementos finitos (ver figura 1.10) validados experimentalmente (ver figura 1.11). El estudio reveló que el fracaso de las prótesis de rodilla se encontró en 3 componentes que son el tapón, la articulación piramidal de la parte inferior de la rodilla y la barra de la articulación (figura 1.12). Los tres componentes que fallaron fueron seleccionados como parámetros de diseño en este estudio, adaptando sus tamaños y formas en 3 niveles. Los resultados de las pruebas estructurales experimentales mostraron que los fallos de las prótesis de rodilla se debían a un fallo por fatiga.



*Figura 1.10 La tensión de Von Mises en las prótesis de rodilla [21]*



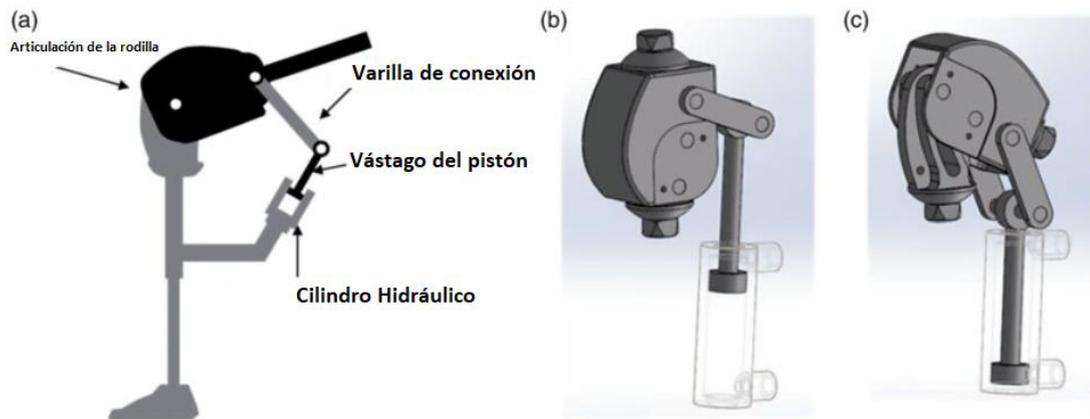
*Figura 1.11 Prueba Estructural de la prótesis [21]*



*Figura 1.12 Prótesis policéntrica de rodilla [21]*

Por otro lado, Mangera et al [37], propusieron cambios que deben existir en las prótesis para facilitar el montaje y fabricación. Para ello, aplicaron un estudio en una rodilla protésica pediátrica policéntrica para resolver los problemas de montaje y fabricación. Aplicaron el proceso de DFM y redujo directamente el costo del operador requerido para el ensamblaje de la pieza al minimizar el tiempo de ensamblaje requerido del componente y mejorar la eficiencia del ensamblaje en un 13,6%.

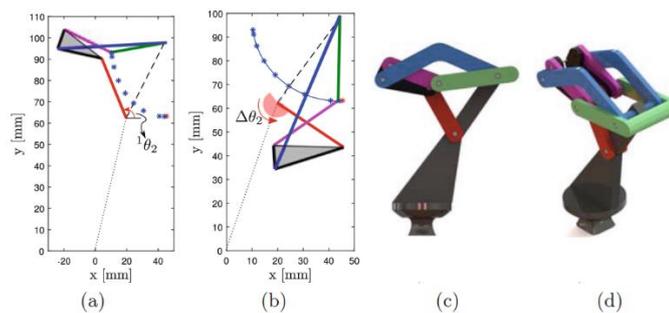
Keeratihattayakorn et al [38], plantearon un nuevo diseño de una prótesis hidráulica de rodilla a bajo costo, logrando tanto el control de la fase de apoyo al bloquear la rodilla de la flexión durante el soporte de peso, como el control de la fase de impulsión al ajustar la resistencia de amortiguación. La rodilla hidráulica pudo prevenir la flexión de la rodilla en la fase de apoyo cuando ocurre el momento de mayor flexión externa de la rodilla en el ciclo de la marcha. La figura 1.13, muestra la propuesta anteriormente indicada.



**Figura 1.13 Mecanismo de la rodilla protésica: a) disposición de la manivela deslizante, b) articulación de la rodilla durante la extensión completa y c) articulación de la rodilla durante la flexión completa [38]**

Adicionalmente, Morales et al [39], presentan una prótesis de rodilla basado en los tipos de mecanismos de seis barras de Watt y Stephenson. El objetivo principal fue minimizar el error al seguir una trayectoria continua descrita por los puntos de precisión dados y evitar la hiperextensión de la rodilla, con el propio mecanismo, en lugar de utilizar topes mecánicos (ver figura 1.14).

Correr	Mejor	Mediana	Media	Peor	Desviación Estándar
30	2.6985e-06	8.946e-05	2.610e-04	8.901e-04	6.291e-04



**Figura 1.14 Estadística de los experimentos de prótesis de rodilla [39]**

Finalmente, Soriano et al [20], realizaron un análisis de marcha en individuos de nacionalidad mexicana que les permitiera optimizar el dimensionamiento del mecanismo de cuatro barras. El mecanismo presentado logró un mejor seguimiento de la trayectoria de la rodilla, basado en los primeros cinco grados de flexión.

Adicionalmente, seleccionaron materiales que les permitió obtener una prótesis a bajo costo y que cumplió con parámetros relacionados con fuerzas y cargas y distribución estática y dinámica.

Sin embargo, es importante recalcar la investigación de Sudeesh et al [40], quienes concluyeron que una rodilla policéntrica bien diseñada puede ser una alternativa más funcional y rentable que las costosas rodillas protésicas controladas por microprocesador.

## **1.2 Marco Teórico**

### ***1.2.1 Generalidades***

Los mecanismos tienen partes esenciales como son los eslabones y las juntas, que son los que proporcionan parte de la movilidad de los mecanismos [41].

Para estudiar un mecanismo se tiene que hacer un análisis estructural, cinemático y dinámico, con el cual se desarrolla la fase analítica, la construcción geométrica, las dimensiones significativas de los eslabones y la posición en la que el mecanismo debe trabajar para cubrir las necesidades impuestas [19].

En el análisis cinemático los eslabones efectúan movimientos relativos los cuales representan los desplazamientos, velocidades y aceleraciones. Mientras el análisis dinámico del mecanismo se considera como un cuerpo rígido con sus movimientos se pueden estudiar el movimiento y la fuerza que se le aplica a cada articulación [19].

El análisis estructural se fija un factor de seguridad con los esfuerzos y deformaciones que se muestran en los mecanismos, los cuales depende de las cargas y en qué materia se esté analizando [19].

## **1.2.2 Cinemática y dinámica de un mecanismo**

### **1.2.2.1 Cinemática.**

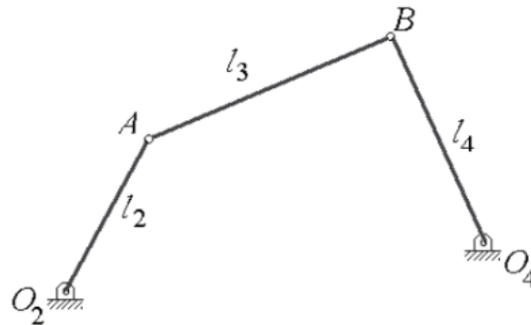
En varios sistemas mecánicos, sobre un cuerpo rígido el movimiento plano de sus eslabones satisface con ciertas condiciones de movimientos, donde se puede determinar el tipo de mecanismos, así como las longitudes de los eslabones que va a satisfacer un diseño en el cual se requiere calcular la posición, velocidad y la aceleración a lo largo de una trayectoria puntual [19], [42], [43], [44].

### **1.2.2.2 Dinámica.**

La dinámica de las máquinas es el balanceo donde intervienen las fuerzas o momentos inerciales, el balanceo de entrada-par de torsión es la respuesta al movimiento-tiempo del mecanismo poseerá efectos de holguras y tolerancias [39], [19], [44].

## **1.2.3 Mecanismos de 4 barras**

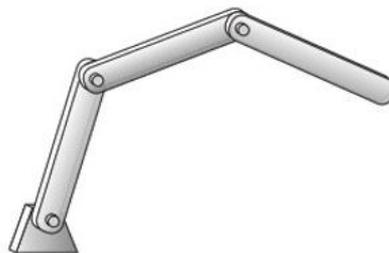
La representación cinemática de estos mecanismos se conoce comúnmente como mecanismos de cuatro barras donde es un lazo cerrado más simple de cuatro barras, tres de sus eslabones móviles más el eslabón fijo y cuatro juntas que pueden ser revolutas, de pivote o de pasador. El eslabón que está conectado a la fuente de movimiento se denomina eslabón de entrada. El mecanismo de cuatro barras es la cadena más básica de eslabones que se conectan por pasadores que permite un movimiento relativo entre ellos, un ejemplo de estos mecanismos se observa en la figura 1.15 [42].



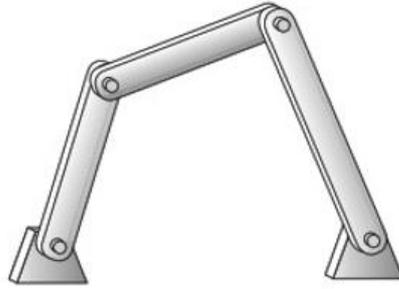
*Figura 1.15 Representación de un mecanismo de cuatro barras [42]*

### **1.2.3.1 Grados de Libertad.**

Los Grados de Libertad del sistema es igual al número de parámetros (mediciones) independientes que se requieren para definir de manera única su posición en el espacio en cualquier instante de tiempo. Para determinar los grados de libertad totales se debe tener en cuenta el número total de los eslabones y articulaciones para que puedan interactuar entre sí. Un sistema de  $L$  eslabones no conectados en un mismo plano tiene tres GDL como se muestra en la figura 1.16, donde los dos eslabones no conectados tienen un total de seis GDL, cuando estos eslabones están conectados por una junta completa como en la figura 1.17, se combinan los desplazamientos de los eslabones, esto elimina dos GDL y deja en cuatro al mecanismo de cadena cerrada [19], [43].



*Figura 1.16 Mecanismo de cadena abierta [43]*



*Figura 1.17 Mecanismo de cadena cerrada [43]*

### 1.2.3.2 Ecuación de Grüebler.

En cualquier mecanismo real, hay más de un eslabón conectado a tierra de manera cinemática, lo ideal es crear un eslabón de mayor orden y más grande conectado a tierra porque se necesita un solo eslabón a tierra [43].

$$M = 3L - 2J - 3G \quad (2.1a)$$

G=número de eslabones conectados a tierra

M=grados de libertad

L=número de eslabones

J=número de juntas

G=número de eslabones conectados a tierra

Tiene que haber un solo eslabón en la tierra es que siempre G es uno y la ecuación queda de la siguiente manera [43].

$$M = 3(L - 1) - 2J \quad (2.1b)$$

El valor de J en las ecuaciones 2.1a y 2.1b donde se representa el valor de todas las juntas y si solo son  $\frac{1}{2}$  eliminan un solo grado de libertad [43].

### 1.2.3.3 Ley de Grashof.

Esta ley dice que, para un eslabonamiento plano de cuatro barras mostrada en la figura 1.18, la suma de las longitudes más cortas y más larga de los eslabones no puede ser mayor que la suma de sus longitudes [19].

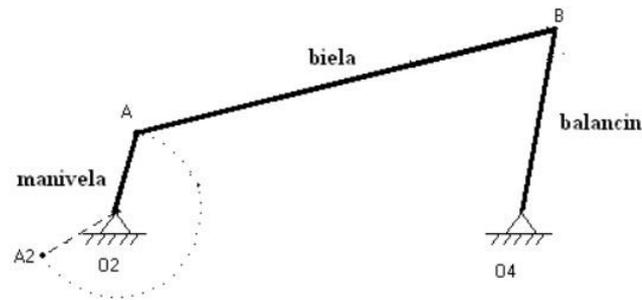
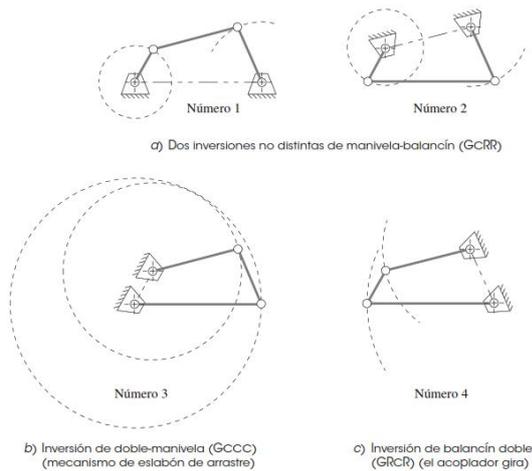


Figura 1.18 Partes de un mecanismo de cuatro barras [19]

#### 1.2.3.3.1 La Condición de Grashof.

Es una relación simple que predice el comportamiento de rotación o rotabilidad de las inversiones de los eslabonamientos de cuatro barras que se basan solo en sus longitudes. El eslabonamiento es de Grashof es por lo menos un eslabón será capaz de realizar una revolución completa con respecto al plano de bancada, si la desigualdad no es cierta, entonces el eslabonamiento no es de Grashof y ningún eslabón será capaz de realizar una revolución completa con respecto a otro eslabón. Las cuatro barras con juntas de pasador tienen cuatro inversiones distintas, en la figura 1.19 se muestran tres de ellas: la manivela-balancín, la doble manivela y el doble balancín [43].



**Figura 1.19 Inversiones de los eslabones [43]**

#### **1.2.3.4 Centro Instantáneo de Rotación en un mecanismo policéntrico.**

Es la ubicación instantánea de un par de puntos que coincidentes de dos cuerpos rígidos diferentes donde las velocidades absolutas de los dos puntos deben ser iguales. El centro instantáneo entre dos cuerpos no es un punto estacionario, sino que su ubicación cambia con ambos cuerpos, conforme se desarrolla el movimiento y describe una trayectoria o lugar geométrico sobre cada unión de ellos, en la figura 1.17 está representada la trayectoria de un centro instantáneo de rotación [19].

#### **1.2.4 Mecanismo Policéntrico**

El eje único, usualmente incorpora un mecanismo de control de fricción y frecuentemente un bloqueo manual, se puede decir que la rodilla con un eje único provee una limitada ganancia de flexibilidad y reduce la estabilidad mecánica. El diseño de eje policéntrico provee un centro móvil de rotación que bloquea el grado de flexión de la rodilla donde la gran ventaja del arreglo policéntrico es que permite la estabilidad de la rodilla cuando hace contacto con el talón y reduce la estabilidad al momento del despegue de la punta del pie con esto incrementa la distancia de contacto con el piso y

se reduce la posibilidad de tropiezo. En la figura 1.20 se muestra un ejemplo de un mecanismo policéntrico [45].

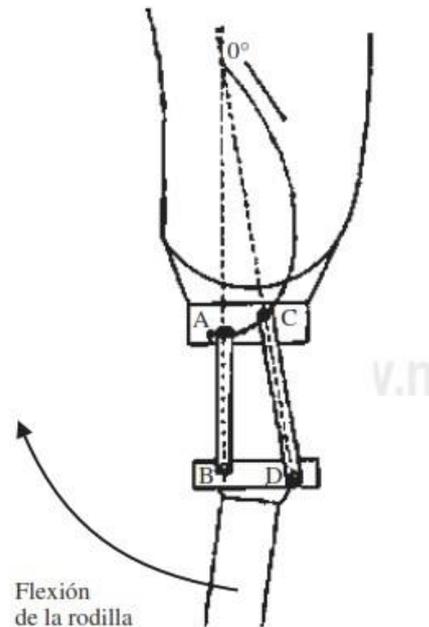


Figura 1.20 Mecanismo policéntrico [45]

### 1.2.5 Esfuerzo y Deformación

El esfuerzo se define: “La fuerza por unidad de área en unidades PSI o MPa”. [46], cualquier elemento sometido a fuerzas donde el esfuerzo se va distribuyendo como una función que varía dentro del material [46].

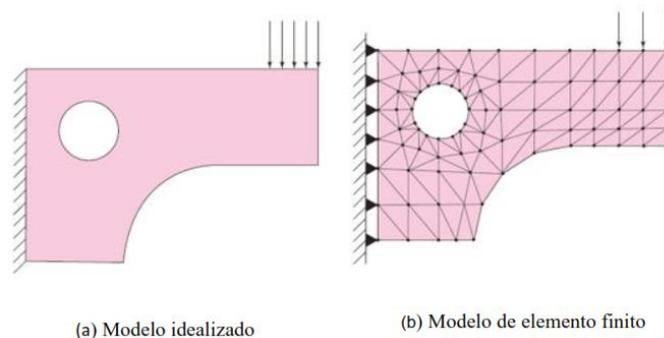
La deformación se define: “Cuando se aplica una fuerza a un cuerpo, ésta tiende a cambiar la forma y el tamaño del cuerpo” [47].

### 1.2.6 Elementos Finitos

Los componentes mecánicos en formas de viga, barras, ejes, etc., se pueden resolver mediante métodos analíticos que son soluciones aproximadas, los componentes en la realidad son cálculos complejos por lo que se necesita analizar mediante métodos numéricos. Estos métodos numéricos dan resultados aproximados del comportamiento

de un modelo en la realidad, si bien pueden tener errores computacionales y de conversión discreta [48].

“Un componente mecánico real es una estructura elástica continua. El análisis de elementos finitos (FEA) divide (discretiza), la estructura en pequeñas subestructuras (elementos) de tipo elástico, bien definidas pero finitas”. En la figura 1.21 (a) se observa un modelo ideal, a este se le discretiza en una malla fina obteniendo la figura 1.21 (b) [48].

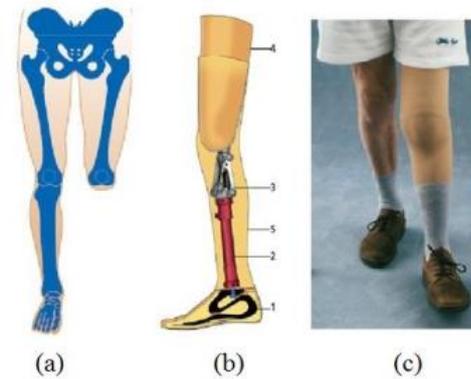


*Figura 1.21 Problema estructural, (a) modelos idealizados, (b) modelo de elemento finito [48]*

### **1.2.7 Prótesis de rodilla de tipo transfemoral**

“La prótesis de tipo transfemoral son mecanismos que sustituyen las funciones del miembro inferior a nivel del muslo, proporcionando estabilidad, confort y seguridad.” [48]

“Para el paciente, la amputación transfemoral es reemplazada por una prótesis que incluye una articulación de rodilla, la misma que debe moverse como la articulación normal.” En la figura 1.22 (a) se observa una amputación transfemoral a la pierna izquierda, en la figura 1.22 (b) se visualiza una prótesis de rodilla y en la figura 1.22 (c) una persona protetizada [48].



*Figura 1.22 Prótesis de rodilla para amputación transfemoral, (a) amputación transfemoral, (b) prótesis transfemoral, (c) persona protetizada [48]*

### **1.2.8 Norma ISO 10328**

“Esta norma internacional especifica los procedimientos a seguir en los ensayos de resistencia y cíclica de las prótesis de miembros inferiores que, normalmente producen cargas combinadas mediante la aplicación de una fuerza de ensayo única. Los ensayos descritos en esta norma internacional se aplican a tipos específicos de prótesis tales como, prótesis por desarticulación del tobillo, prótesis por amputación tibial (por debajo de la rodilla), prótesis por desarticulación de la rodilla y amputación femoral (por encima de la rodilla), y prótesis por desarticulación de la parte distal (inferior) de la cadera y prótesis por hemipelvectomía” [48].

### **1.2.9 Materiales**

#### **1.2.9.1 AISI 1018.**

El eje de transmisión AISI 1018 es una barra de acero de cementación no aleado, este acero de bajo – medio carbono tiene buena soldabilidad y ligeramente mejor maquinabilidad que son los aceros con grados menores de carbono. Debido a su alta tenacidad y baja resistencia mecánica es adecuado para componentes de maquinaria principalmente para la elaboración de piezas pequeñas, exigidas al desgaste y donde la dureza del núcleo no es muy importante [49], [50].

### **1.2.9.2 XW41-AISI D2.**

Es un acero para utillajes con alto contenido de carbono y cromo, aleado con molibdeno y vanadio, caracterizado por:

- Alta resistencia al desgaste.
- Alta resistencia a la compresión.
- Buenas propiedades de temple tanto en núcleo como en superficie.
- Excelente estabilidad en el temple.
- Buena resistencia al revenido [51].

### **1.2.9.3 Aluminio 7075.**

Es una aleación de aluminio de alta resistencia, laminado en caliente, que se entrega en barras redondas y placas, tratadas térmicamente. Las mismas son sometidas a una operación especial de estiramiento en frío para el máximo alivio de tensiones. Dado su alta resistencia y buena estabilidad, se ha convertido en un material ampliamente utilizado en la industria de moldes y matrices, otras características que tiene:

- Excelente mecanizado. Altas velocidades de corte, tiempos de mecanizado reducidos, menos costo de herramental, entregas más rápidas.
- Bajo Peso. Es aproximadamente la tercera parte del peso del acero, hace el manejo del herramental más fácil y sencillo. Su baja inercia hace posible acelerar el tiempo de cierre y apertura de los moldes.
- Buena estabilidad. La operación especial de alivio de tensiones garantiza una deformación mínima durante y luego del mecanizado.

- Buena resistencia a la corrosión. Tiene una buena resistencia contra ataques corrosivos en los plásticos habitualmente usados.
- Apropiado para tratamientos superficiales. Es adecuado para anodizar duro, cromado duro o niquelado, para incrementar su dureza, resistencia al desgaste y a la corrosión [51].

#### **1.2.9.4 AISI 304.**

Acero Inoxidable austenítico al cromo – níquel con bajo contenido de carbono, resiste a la corrosión intercrystalina hasta 300 °C, también resiste el efecto corrosivo del medio ambiente, vapor, agua y ácidos, así como soluciones alcalinas, otras características que tiene:

- Durabilidad general.
- Alta resistencia mecánica. Buena resistencia a altas temperaturas, ductilidad a baja temperatura y tenacidad sobre un amplio rango de temperaturas, desde criogénicas, hasta mayores a 1000 ° C, dependiendo del tipo de acero inoxidable.
- Atractiva apariencia. El acero inoxidable es un material moderno, que mantiene su apariencia a lo largo del tiempo, lo cual es una de sus principales características.
- Fácil de trabajar. El acero inoxidable puede ser fácilmente conformable, mediante diferentes técnicas como embutición, doblado, rolado, soldadura, etc.
- El acero inoxidable no altera el sabor de los productos alimenticios. Esta es una importante propiedad para alimentos e industria de bebidas.
- El acero inoxidable. Es fácil de limpiar, desinfectar o esterilizar y tiene perfecta resistencia a los agentes usados para esos propósitos como por ej. Vapor a alta presión para esterilización.
- Bajos costos. Se calcula el precio de inversión inicial más los bajos costos de mantenimiento, el acero inoxidable resulta un material barato.

- Reciclable. El acero inoxidable es 100% reciclable [50], [51].

#### **1.2.9.5 Nylon 6<sup>a</sup>.**

Es uno de los polímeros más comunes es su uso. Se denomina técnicamente poliamidas, por los grupos amida en su cadena principal. Todas las poliamidas absorben agua con el tiempo, por lo que se requiere tener cuidado en las medidas finales de las piezas y dejar las tolerancias adecuadas.

La velocidad lineal de deslizamiento sin lubricación no debe ser mas de 2m/ s. Existen poliamidas que pueden estar mezcladas con grafito, aceite, bisulfuro de molibdeno, etc. que pueden mejorar el resultado al deslizamiento. Tiene las siguientes características:

- Alta resistencia mecánica.
- Buena resistencia a la fatiga.
- Buenas características al deslizamiento.
- Resistencias al desgaste [51].

#### **1.2.9.6 Teflón (Nylon PTFE).**

Capaz de reunir características como: temperatura hasta 260 ° C, soporta casi todos los productos químicos, bajo coeficiencia de razonamiento. Se debe cuidar de su baja resistencia a la compresión.

- Es el plástico más resistente a la fricción.
- La mayor resistencia química.
- Aislamiento eléctrico.
- Apto para contacto con alimentos [51].

### 1.3 Glosario de Términos

**1.3.1 ANTROPOMETRÍA:** El vocablo antropometría procede del griego anthropos (hombre) y metrikos (medida) y trata del estudio cuantitativo de las características físicas del hombre.

**1.3.2 MODELADO:** Es la creación de una representación o imagen de un objeto real. El modelado se refiere generalmente a la creación manual de una imagen tridimensional del objeto real. En otras palabras, se trata de crear un objeto ideal que refleje ciertos aspectos de un objeto real.

**1.3.3 PRÓTESIS:** Según la norma UNE 11- 909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1 una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro deficiente o ausente.

**1.3.4 PROTOTIPAJE:** *Se llama al uso de un proceso tecnológico para producir objetos 3D en un corto periodo de tiempo.*

**1.3.5 CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN:** La intersección de las perpendiculares a las trayectorias que recorren los puntos del cuerpo en movimiento.

**1.3.6 FUERZA DE REACCIÓN DEL PISO:** Es la fuerza que ejerce el suelo sobre un cuerpo que está en contacto con él. En posición de reposo, esta es el peso del cuerpo; en movimiento, la fuerza cambia debido a las fuerzas de aceleración.

**1.3.7 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS:** Consiste en el modelado de productos y sistemas en un entorno virtual, con el objetivo de encontrar y resolver posibles problemas estructurales o de rendimiento.

**1.3.8 FLUIDO MAGNETOREOLÓGICO:** Puede modificar el diseño y el funcionamiento de dispositivos electromecánicos debido a su capacidad de cambiar significativamente su viscosidad bajo la influencia de un campo magnético.

## **2 Capítulo 2: METODOLOGÍA**

En el presente capítulo se trata todo lo concerniente a la metodología aplicada para el desarrollo de esta investigación. Se define el tipo de investigación, así como los materiales y equipos a utilizar. Posteriormente, se finaliza con el diseño de la investigación que se lleva a cabo para cumplir con los objetivos previamente planteados.

### **2.1 Tipo de Investigación**

Según lo previsto en la situación problemática, aunado a los objetivos planteados, la presente investigación es del tipo aplicada; la cual consiste en un enfoque orientado a la producción, los métodos y conocimientos que conducen a mejorar eficazmente el sector productivo. Adicionalmente, se busca el bienestar en la vida de las personas con la generación de conocimientos aplicados directamente a los problemas de la sociedad. Esta se basa fundamentalmente en los hallazgos tecnológicos de la investigación básica, ocupándose del proceso de enlace entre la teoría y el producto.

Para ello, primeramente, se requiere una etapa teórica e investigativa que consiste en el hallazgo de los fundamentos y principios tecnológicos que permiten plantear soluciones a la problemática planteada. Finalmente, una etapa experimental que conduce a la elaboración y pruebas respectivas de los prototipos.

### **2.2 Materiales y Equipo:**

- Equipo de impresión 3D Ender 3
- Barras de 70mm de diámetro de los materiales: Nylon, PRODAX Aluminio, Acero de transmisión AISI o SAE1018.
- Pasador de 7,9 mm de diámetro de acero AISI 304.
- Lámina de acero AISI304 de 5 mm de espesor.
- Centro de mecanizado CNC ROMI D800

- Torno CNC GL240.

### **2.3 Diseño de la Investigación:**

Para dar cumplimiento al desarrollo de este trabajo de grado, se procede a explicar el proceso de desarrollo de las actividades que dan cumplimiento a los objetivos.

#### ***2.3.1 Revisar los cálculos de diseño del proyecto de CUICYT.***

Se procede a la revisión del proyecto final titulado “Desarrollo de prototipo de articulación de rodilla policéntrica para prótesis externas de pacientes con amputación transfemoral”, con la intención de observar el diseño propuesto. Se centra el estudio en el análisis de los desplazamientos, velocidades y aceleraciones del mecanismo de cuatro barras diseñado. Se procede, posteriormente, a la revisión del desplazamiento del CIR para que corresponda al movimiento que emula la rotación de la rodilla humana.

#### ***2.3.2 Estudiar los artículos científicos relacionados con el tema.***

Se realizó una exploración de artículos científicos a cerca de prótesis de rodilla, después se prosiguió a leer los artículos y seleccionar los que se relacionen con mecanismos de preferencia policéntricos, de los cuales se extrajeron partes importantes como los tipos de mecanismos para el diseño de la prótesis de rodilla policéntrica. Para ello se utilizan los buscadores Elsevier, ScienceDirect, Taylor&Francis, Springer, Google Scholar. Se seleccionan artículos científicos con una data no mayor a 5 años, con la intención de obtener investigaciones actualizadas que sirvan de base para una propuesta mejorada. Luego se prosigue a comparar los resultados del proyecto CUICYT vs papers seleccionados y relacionar con los últimos avances en cuanto a prótesis de rodilla policéntrica.

### ***2.3.3 Investigar los materiales óptimos para prótesis y que se comercialicen en Ecuador.***

Se realizó una búsqueda de los materiales que se pueden implementar en dispositivos médicos. Se usa como apoyo, las referencias encontradas que sustentan esta investigación; así como, las recomendaciones propuestas por otros fabricantes de prótesis. De los cuales los materiales recomendados se van a indagar sobre sus propiedades como la densidad, elasticidad, plasticidad, dureza y oxidación. Se hará una descripción cualitativa de los materiales como son los polietilenos, aceros, aluminio y sus diferentes tipos. Se buscarán empresas que provean estos materiales con información de las propiedades mecánicas respectivas; localizadas, primero en las provincias de Imbabura y Pichincha para después buscar si hay empresas que comercialicen los materiales en resto del Ecuador. Para ello se usan plataformas digitales, tales como buscadores online.

### ***2.3.4 Establecer los criterios del uso de material.***

En esta actividad se analizan las características específicas como resistencia mecánica, densidad de los materiales mediante una tabla de comparativa de las cualidades de los materiales que permitirán elaborar las diferentes partes de la prótesis con una buena resistencia y que su costo no sea elevado entre estos. El cotejo consiste en comparar en las densidades de los materiales, su resistencia mecánica, elasticidad, plasticidad, dureza y oxidación.

### ***2.3.5 Realizar el diseño mecánico si hubo cambio de la propuesta.***

Se observó un diseño mecánico de la prótesis donde se podría modificar pequeñas cosas para un mejor desempeño. Primeramente, se procede a una tormenta de ideas que generen un grupo de soluciones. Luego se caracterizan cada solución listando la especificación del sistema. Posteriormente, se selecciona la mejor solución

escogiendo aquellas que cumplan con las restricciones propuestas. Finalmente, se pondera cada solución y se selecciona la que mayor puntaje arroje.

### ***2.3.6 Fabricar el modelo en impresión 3D para verificar la cinemática.***

En esta actividad se moldeará el diseño mecánico en 3D en el software SolidWorks y así se imprime en la impresora Ender 3 en el material PLA. Seguidamente, se hacen las correcciones, mejoras y diseños respectivos que conlleven al mejoramiento del movimiento cinemático del mecanismo y de la estética que conduzcan a la facilidad de la manufactura de las piezas.

### ***2.3.7 Realizar simulaciones numéricas y determinar las condiciones de falla.***

Se hará un análisis estático haciendo uso del SolidWorks. Para ello, se realizarán varias simulaciones numéricas para determinar la condición de falla del prototipo. De información derivada de trabajos previos, así como de análisis de uso de las prótesis por parte de los usuarios se obtendrán condiciones de borde.

### ***2.3.8 Proponer mejoras para optimizar el dispositivo.***

En esta actividad se plantearán los cambios para mejorar la resistencia de la prótesis bajo ciertas cargas aplicadas en la simulación con el propósito mejorar su resistencia y de reducir costos de los materiales para fabricación.

### ***2.3.9 Realizar el modelo CAD de la propuesta mejorada.***

En esta actividad se ajustará un modelo CAD con todas las modificaciones realizadas. Para luego simular nuevamente y verificar si la falla del modelo ha mejorado o mejoro en cuanto al modelo anterior.

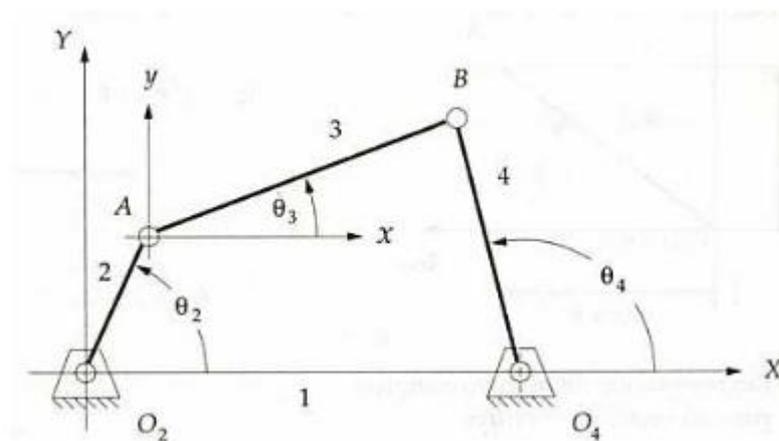
### 3 Capítulo 3: RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se presentan los aspectos generales del diseño y construcción de la prótesis de rodilla policéntrica que se implementará en un análisis numérico basado por el método de elementos finitos, esto con la ayuda del software SOLIDWORKS 2018.

En primer lugar, se revisa un diseño de un mecanismo de cuatro barras para de la prótesis de rodilla basados en modelos ya existentes. Posteriormente se da a conocer las propiedades de los materiales e interacciones de cada uno de los elementos de la prótesis a analizar. Para finalmente abordar a las condiciones de carga y discretización del sistema para luego efectuar los análisis propuestos. Finalmente, se da a conocer los resultados de un análisis numérico.

#### 3.1 Revisión y Análisis de los Cálculos del Diseño del Mecanismo

Una vez obtenido un modelo del esqueleto del mecanismo se parametriza para dibujar los vectores de interés con sus respectivos nombres, con la ley de Grashof que nos dice que: “la suma de la longitud del eslabón más grande y el eslabón pequeño debe ser menor o igual a los otros dos eslabones.”



*Figura 3.1 Mecanismo de cuatro barras.*

Para representar cada uno de los vectores, se utiliza vectores unitarios, seguidamente se coloca la notación de números complejos y considerando a  $j$  como operador complejo de  $-1$ . A partir de la fórmula de Euler [3.1].

$$e^{i\theta} = \cos \theta - j \sin \theta \quad (3.1)$$

Se determina la ecuación vectorial permitiendo separar en funciones con coseno para la parte real y seno para la parte compleja, al ser  $1$  de  $180^\circ$ , la función seno de  $180^\circ$  es cero, por consiguiente, se elimina de la ecuación, luego se utiliza la ecuación de Freudenstein [3.2].

$$K_1 \cdot \cos\theta_4 - K_2 \cdot \cos\theta_2 + K_3 = \cos\theta_2 \cos\theta_4 + \sin\theta_2 \sin\theta_4 \quad (3.2)$$

Seguida de varias simplificaciones con identidades trigonométricas se puede conocer la posición de la barra 4 en función de la barra 2 que de entrada es un dato y una variable independiente, con la ecuación [3.2].

$$[\theta_4]_{1,2} = 2 \cdot \tan^{-1} \left( \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right) \quad (3.3)$$

Para conocer la posición de la barra 3 se debe regresar a ecuación 3.2.

$$-d + a \cdot \cos\theta_2 + b \cdot \cos\theta_3 - c \cdot \cos\theta_4 = 0 \quad (3.4)$$

$$a \cdot \sin\theta_2 + b \cdot \sin\theta_3 - c \cdot \sin\theta_4 = 0 \quad (3.5)$$

Se despeja  $\theta_4$  siguiendo el mismo procedimiento, al final se conoce la posición de la barra 3 con la ecuación 3.6.

$$[\theta_3]_{1,2} = 2 \cdot \tan^{-1} \left( \frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right) \quad (3.6)$$

Para el cálculo de las velocidades, al ser la barra 2 la que da el movimiento al mecanismo, tiene como dato de entrada la velocidad angular  $\omega_2$ , en este caso en sentido antihorario y del cual se considera la ecuación 3.7.

$$d \cdot e^{j\theta_1} + a \cdot e^{j\theta_2} + b \cdot e^{j\theta_3} = c \cdot e^{j\theta_4} \quad (3.7)$$

En la ecuación 3.7,  $\theta_1$  es  $180^\circ$  lo cual va a ser el único ángulo que no varía con respecto al tiempo mientras que  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ ,  $\theta_4$  si se derivan obteniendo la siguiente ecuación:

$$ja \cdot \frac{d\theta_2}{dt} \cdot e^{j\theta_2} + jb \cdot \frac{d\theta_3}{dt} \cdot e^{j\theta_3} = jc \cdot \frac{d\theta_4}{dt} \cdot e^{j\theta_4} \quad (3.8)$$

En esta ecuación se reemplaza las velocidades angulares en las cuales se relaciona la variación del desplazamiento sobre la variación del tiempo para reemplazar y obtener la ecuación 3.9.

$$ja\omega_2 \cdot e^{j\theta_2} + jb\omega_3 \cdot e^{j\theta_3} = jc\omega_4 \cdot e^{j\theta_4} \quad (3.9)$$

Con esta ecuación se define la velocidad de cada barra como en el punto A, donde su módulo que será definido por  $V_A = a \cdot \omega_2$ , su dirección es perpendicular a la barra será definido por  $(je^{j\theta_2})$  y así se calculan las velocidades de los puntos siguientes.

El cálculo de aceleraciones va a ser igual la derivada de la velocidad respecto al tiempo para lo cual se va a utilizar la ecuación 3.10.

$$ja\alpha_2 \cdot e^{j\theta_2} + j^2a\omega_2^2 \cdot e^{j\theta_2} + jb\alpha_3 \cdot e^{j\theta_3} + j^2b\omega_3^2 \cdot e^{j\theta_3} = jc\alpha_4 \cdot e^{j\theta_4} + j^2c\omega_4^2 \cdot e^{j\theta_4} \quad (3.10)$$

Realizando la separación en parte real y parte imaginaria se obtiene las siguientes ecuaciones 3.11 y 3.12.

$$c\alpha_4 \cdot \text{sen } \theta_4 - b\alpha_3 \cdot \text{sen } \theta_3 = a\alpha_2 \cdot \text{sen } \theta_2 + a\omega_2^2 \cdot \cos \theta_2 + b\omega_3^2 \cdot \cos \theta_3 - c\omega_4^2 \cdot \cos \theta_4 \quad (3.11)$$

$$c\alpha_4 \cdot \cos \theta_4 - b\alpha_3 \cdot \cos \theta_3 = a\alpha_2 \cdot \cos \theta_2 - a\omega_2^2 \cdot \text{sen } \theta_2 - b\omega_3^2 \cdot \text{sen } \theta_3 + c\omega_4^2 \cdot \text{sen } \theta_4 \quad (3.12)$$

Resolviendo las ecuaciones 3.11 y 3.12 se obtiene las ecuaciones 3.13 y 3.14.

$$\alpha_3 = \frac{JK - HM}{HL - IK} \quad (3.13)$$

$$\alpha_4 = \frac{J \cdot L - I \cdot M}{H \cdot L - I \cdot K} \quad (3.14)$$

En donde se determina que representa cada letra en las ecuaciones 3.13 y 3.14

$$H = c \cdot \text{sen } \theta_4 \quad (3.15)$$

$$I = b \text{ sen } \theta_3 \quad (3.16)$$

$$J = a\alpha_2 \cdot \text{sen } \theta_2 + a\omega_2^2 \cdot \cos \theta_2 + b\omega_3^2 \cdot \cos \theta_3 - c\omega_4^2 \cdot \cos \theta_4 \quad (3.17)$$

$$K = c \cos \theta_4 \quad (3.18)$$

$$L = b \cdot \cos \theta_3 \quad (3.19)$$

$$M = a\alpha_2 \cdot \cos \theta_2 - a\omega_2^2 \cdot \text{sen } \theta_2 - b\omega_3^2 \cdot \text{sen } \theta_3 + c\omega_4^2 \cdot \text{sen } \theta_4 \quad (3.20)$$

Obteniendo las ecuaciones 3.17 y 3.20 para los cálculos de las aceleraciones de la parte real como de la parte imaginaria.

### 3.2 Ilustrarse de los Artículos Científicos Relacionados

Se realizó una investigación de artículos científicos con una data no mayor a 5 años, los trabajos indagados se comparó con los artículos científicos que utilizaron para el diseño del mecanismo policéntrico de cuatro barras, se encontraron semejanzas entre los diseños de algunos autores, a su vez cada investigación era puntual en un apartado específico, las nuevas tendencias en los últimos años es de barras cruzadas tipo Chebyshev, que asemeja los ligamentos cruzados permitiendo tener un movimiento de flexo-extensión similar al movimiento real de la rodilla, estos son prototipos con mecanismos policéntricos.

### 3.3 Investigar los Materiales Óptimos para Prótesis

Según algunos fabricantes e investigadores de prótesis, los materiales recomendados para estos dispositivos son: Aluminio 6061 [33], Aluminio 6063 [28], Aluminio 7075 [33], Acero Inoxidable 304 [28]. Sin embargo, como uno de los objetivos

de este trabajo es la producción de una prótesis a bajo costo, se experimentará usando el Nylon 6 que es uno de los materiales más usado en las industrias en los últimos años. Es por ello, que se procede a la búsqueda de estos materiales en el Ecuador como se muestra en la tabla 3.1

Una vez realizada una búsqueda de suplidores localizados en el país, se determinó que el aluminio con mayor resistencia mecánica es el PRODAX o Duraluminio, más conocido en la industria como el Aluminio 7075.

**Tabla 3.1**

***Empresas proveedoras de materiales relacionados en Ecuador***

Suplidor	AISI 304	AISI 1018	Teflón- Nylon (PTFE)	Acero XW-41	Al 7075	Nylon 6	Acero XW-5	AISI 316	Al 5086
DIPAC	X	X	X						
IVAN BOHMAN	X	X		X	X	X	X		
IMPORTA DORA	X	X		X	X	X	X	X	
HGB Importadora									
INRIOCH S.A.						X		X	X

### **3.4 Establecer los Criterios del uso de Material**

Se estableció que los materiales para el prototipo deben ser de fácil adquisición en el mercado dentro de Ecuador y en empresas que provean de un catálogo donde se

especificuen las propiedades de los materiales o las más importantes, ver en la tabla 3.2. Para las propiedades que no se encontraron en los catálogos, se buscó en páginas web como MatWeb que con el nombre específico proporcionan una lista más detallada.

**Tabla 3.2**

**Matriz de las características de los materiales**

	Densidad	Costo	Resistencia Mecánica	Dureza	Elasticidad	Oxidación	Suma	Factor de Ponderación (FP)
Densidad	-	10	8	6	8	6	38	0,20
Costo	10	-	8	6	4	8	36	0,19
Resistencia Mecánica	6	6	-	8	8	2	30	0,16
Dureza	6	4	8	-	6	4	28	0,15
Elasticidad	8	4	8	6	-	4	30	0,16
Oxidación	4	8	6	4	6	-	28	0,15
Total							190	

La densidad es relación entre la masa y el volumen, si el material es más denso tiene mayor peso respecto a su volumen, se cotejo con un valor de importancia de (10=mucho menor, 8=menor, 6=igual, 4=mayor, 2=mucho mayor), como se presenta en la tabla 3.3 para los polímeros y en la tabla 3.4 para los metales.

**Tabla 3.3**

**Matriz de Densidad de Polímeros**

	Teflón	Nylon 6	Suma	Peso de la opción (PO)
Teflón-Nylon (PTFE)	0	6	6	0,43
Nylon 6	8	0	8	0,57
Total			14	

**Tabla 3.4**

**Matriz de Densidad de Metales**

	AISI 304	AISI 1018	AL 7075	XW4 1	W30 2	AISI 316	Suma	Peso de la opción (PO)
AISI 304	0	4	2	4	4	6	20	0,12
AISI 1018	6	0	4	8	8	6	32	0,20
AL 7075	10	8	0	10	10	10	48	0,29
XW41	4	4	4	0	6	4	22	0,13
W302	4	4	4	6	0	4	22	0,13
AISI 316	6	4	2	4	4	0	20	0,12
Total							164	

El costo de adquisición en las diferentes empresas previamente mencionadas en la tabla 3.1, se cotejó con un valor de importancia de (10=mucho menor, 8=menor,

6=igual, 4=mayor, 2=mucho mayor), como se presenta en la tabla 3.5 para los polímeros y en la tabla 3.6 para los metales.

**Tabla 3.5**

*Matriz de Costo de Polímeros*

	Teflón	Nylon 6	Suma	Peso de la opción (PO)
Teflón-Nylon (PTFE)	0	8	8	0,67
Nylon 6	4	0	4	0,33
Total			12	

**Tabla 3.6**

*Matriz de Costos de Metales*

	AISI 304	AISI 1018	AL 7075	XW4 1	W30 2	AISI 316	Suma	Peso de la opción (PO)
AISI 304	0	4	4	8	8	6	30	0,17
AISI 1018	6	0	10	8	8	6	38	0,21
AL 7075	8	4	0	10	10	8	40	0,22
XW41	4	2	2	0	6	4	18	0,10
W302	4	2	2	6	0	4	18	0,10
AISI 316	8	8	10	6	4	0	36	0,20

Total	180
-------	-----

Resistencia mecánica es la capacidad de los cuerpos para resistir las fuerzas aplicadas sin romperse, se cotejó con un valor de importancia de (10=mucho mayor, 8=mayor, 6=igual, 4=menor, 2=mucho menor), como se presenta en la tabla 3.7 para los polímeros y en la tabla 3.8 para los metales.

**Tabla 3.7**

*Matriz de Costos de Polímeros*

	Teflón	Nylon 6	Suma	Peso de la opción (PO)
Teflón-Nylon (PTFE)	0	4	4	0,33
Nylon 6	8	0	8	0,67
Total			12	

**Tabla 3.8**

*Matriz de Resistencia Mecánica de Metales*

	AISI 304	AISI 1018	AL 7075	XW4 1	W30 2	AISI 316	Suma	Peso de la opción (PO)
AISI 304	0	6	4	8	2	6	26	0,14
AISI 1018	4	0	4	6	2	4	20	0,11

AL	6	8	0	6	2	6	28	0,15
7075								
XW41	6	10	8	0	6	8	38	0,21
W302	10	10	8	6	0	10	44	0,24
AISI								
316	6	8	4	8	2	0	28	0,15
Total							184	

La dureza es la oposición que sufren los materiales al rayado, perforado, a la cortadura o a la abrasión, se cotejó con un valor de importancia de (10=mucho mayor, 8=mayor, 6=igual, 4=menor, 2=mucho menor), como se presenta en la tabla 3.9 para los polímeros y en la tabla 3.10 para los metales.

**Tabla 3.9**

**Matriz de Dureza de Polímeros**

	Teflón	Nylon 6	Suma	Peso de la opción (PO)
Teflón-Nylon (PTFE)	0	4	4	0,33
Nylon 6	8	0	8	0,67
Total			12	

**Tabla 3.10**

**Matriz de Dureza de Metales**

AISI	AISI	AL	XW4	W30	AISI	Suma	Peso de la opción (PO)
304	1018	7075	1	2	316		

AISI 304	0	10	8	8	8	6	40	0,22
AISI 1018	2	0	4	4	4	2	16	0,09
AL 7075	4	8	0	6	6	4	28	0,16
XW41	4	8	6	0	6	4	28	0,16
W302	4	8	6	6	0	4	28	0,16
AISI 316	6	10	8	8	8	0	40	0,22
Total							180	

La elasticidad es la propiedad de los materiales para deformarse y volver a su forma original cuando cesa la fuerza aplicada, se cotejó con un valor de importancia de (10=mucho mayor, 8=mayor, 6=igual, 4=menor, 2=mucho menor), como se presenta en la tabla 3.11 para los polímeros y en la tabla 3.12 para los metales.

**Tabla 3.11**

**Matriz de Elasticidad de Polímeros**

	Teflón	Nylon 6	Suma	Peso de la opción (PO)
Teflón-Nylon (PTFE)	0	4	4	0,29
Nylon 6	10	0	10	0,71
Total			14	

**Tabla 3.12****Matriz de Elasticidad de Metales**

	AISI 304	AISI 1018	AL 7075	XW4 1	W30 2	AISI 316	Suma	Peso de la opción (PO)
AISI 304	0	4	10	6	8	6	34	0,19
AISI 1018	8	0	10	6	8	8	40	0,22
AL 7075	2	2	0	2	2	2	10	0,06
XW41	8	8	10	0	8	8	42	0,23
W302	4	4	10	4	0	4	26	0,14
AISI 316	6	4	10	4	4	0	28	0,16
Total							180	

La oxidación es la facilidad con la que un material se oxida en contacto con agua o aire, se cotejó con un valor de importancia de (10=mucho mayor, 8=mayor, 6=igual, 4=menor, 2=mucho menor), como se presenta en la tabla 3.13 para los polímeros y en la tabla 3.14 para los metales.

**Tabla 3.13****Matriz de Oxidación de Polímeros**

	Teflón	Nylon 6	Suma	Peso de la opción (PO)
Teflón-Nylon (PTFE)	0	6	6	0,50
Nylon 6	6	0	6	0,50
Total			12	

**Tabla 3.14**

**Matriz de Oxidación de Metales**

	AISI 304	AISI 1018	AL 7075	XW4 1	W30 2	AISI 316	Suma	Peso de la opción (PO)
AISI 304	0	8	6	8	8	6	36	0,20
AISI 1018	4	0	4	6	6	4	24	0,13
AL 7075	6	8	0	8	8	6	36	0,20
XW41	4	6	4	0	6	4	24	0,13
W302	4	6	4	6	0	4	24	0,13
AISI 316	6	8	6	8	8	0	36	0,20
Total							180	

Finalmente se procederá a seleccionar los materiales respectivos para la prótesis tomando en consideración los aspectos de menor densidad, el costo de las barras, su

resistencia mecánica, su dureza para la mecanización, la elasticidad que tiene a una fuerza aplicada y si tienen una menor probabilidad de oxidarse, el resultado será presentado por la tabla 3.15.

*Tabla 3.15*

*Matriz final de selección*

	Densidad		Costo		Resistencia Mecánica		Dureza		Elasticidad		Oxidación		Puntaje Final
	FP	PO	FP	PO	FP	PO	FP	PO	FP	PO	FP	PO	
Teflón- Nylon (PTFE)	0,20	0,43	0,19	0,67	0,16	0,33	0,15	0,33	0,16	0,29	0,15	0,50	0,43
		0,09		0,13		0,05		0,05		0,05		0,07	
Nylon 6	0,20	0,57	0,19	0,33	0,16	0,67	0,15	0,67	0,16	0,71	0,15	0,50	0,57
		0,11		0,06		0,11		0,10		0,11		0,07	
AISI 304	0,20	0,12	0,19	0,17	0,16	0,14	0,15	0,22	0,16	0,19	0,15	0,20	0,17
		0,02		0,03		0,02		0,03		0,03		0,03	
AISI 1018	0,20	0,20	0,19	0,21	0,16	0,11	0,15	0,09	0,16	0,22	0,15	0,13	0,16
		0,04		0,04		0,02		0,01		0,04		0,02	
AL 7075	0,20	0,29	0,19	0,22	0,16	0,15	0,15	0,16	0,16	0,06	0,15	0,20	0,19
		0,06		0,04		0,02		0,02		0,01		0,03	
XW41	0,20	0,13	0,19	0,10	0,16	0,21	0,15	0,16	0,16	0,23	0,15	0,13	0,16
		0,03		0,02		0,03		0,02		0,04		0,02	
W302	0,20	0,13	0,19	0,10	0,16	0,24	0,15	0,16	0,16	0,14	0,15	0,13	0,15
		0,03		0,02		0,04		0,02		0,02		0,02	
	0,20	0,12	0,19	0,20	0,16	0,15	0,15	0,22	0,16	0,16	0,15	0,20	0,17

---

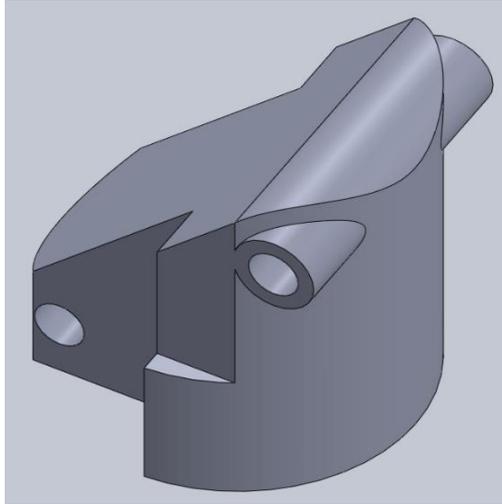
AISI	0,02	0,04	0,02	0,03	0,02	0,03
316						

---

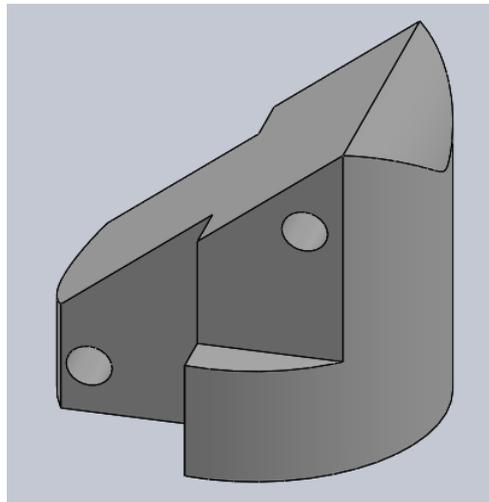
Finalmente se procederá a seleccionar los materiales respectivos para la prótesis tomando en consideración los aspectos de menor densidad, el costo de las barras y su resistencia mecánica. Se seleccionaron los materiales Nylon 6 y el Aluminio 7075 para realizar las simulaciones debido a que su densidad es la más baja entre los demás materiales similares y de la resistencia mecánica respectivamente.

### **3.5 Realizar el Diseño Mecánico si hubo cambio de la Propuesta**

El diseño de la base inferior tiene unas perforaciones para un par de ejes, en la figura 3.2 se ve un cilindro que aloja a un eje, este cilindro no se puede manufacturar en una fresadora CNC de 3 ejes, por su complejidad y obtener la forma cilíndrica de la base como del pasador para el eje, la sujeción de la pieza debe estar bien fija sobre la mesa, para el proceso de remoción de material, la mesa debe moverse, por esta razón se procedió a aumentar el diámetro de la base inferior, con esto el cilindro se perdería dentro de la base, lo que es conveniente la fabricación, esto da lugar a solo realizar las perforaciones que alojan a los ejes en la base. Al hacer este cambio significativo en la base aumenta la masa y el diámetro de la materia prima tanto para la base superior e inferior.



*Figura 3.2 Diseño original del proyecto*



*Figura 3.3 Diseño modificado de la base inferior*

### **3.6 Fabricación del Modelo en Impresión 3d**

Se hizo un prototipado de las barras y las bases en la impresora Ender 3 a escala 1:1 para comprobar el diseño y la cinemática del mecanismo como se observa en la figura 3.4.



*Figura 3.4 Prototipo en 3D*

### **3.6.1 Especificaciones del diseño**

A continuación, se identifican ciertos parámetros de criterios y restricciones que contribuyen al diseño de la prótesis de rodilla policéntrica

- **Funcionamiento:** El diseño de la prótesis de rodilla se realizó con un mecanismo de cuatro barras que reproduce el movimiento de flexión – extensión, a medida que la pierna se va moviendo, el mecanismo va girando siguiendo la trayectoria CIR.
- **Dimensiones de las bases de la prótesis de rodilla policéntrica:** El diámetro de la base inferior es de 66,68 mm y su altura de 65,63 mm, el diámetro de la base superior es de 66,68 mm y su altura es de 34,91 mm, la barra recta tiene una longitud de 79,02 mm, 18 mm de ancho y su espesor es de 5 mm, la barra con una ligera curva su longitud es de 96,7 mm, 18 mm de ancho y 5 mm de espesor.
- **Materiales:** Se modela las bases con las propiedades del material Nylon 6 y posteriormente el mecanizado con el mismo, las barras y ejes con las propiedades del Acero Inoxidable 304, todos con sus propiedades mecánicas adecuadas para este tipo de prótesis.

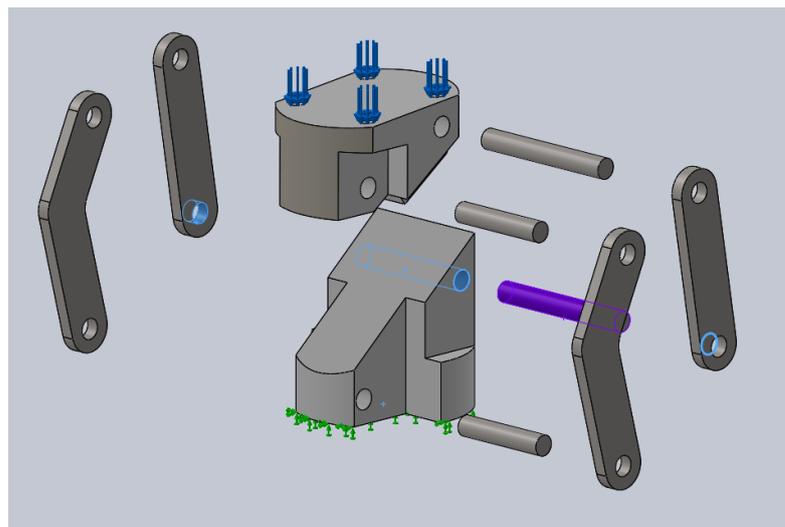
- **Peso:** El diseño está orientado a obtener un peso liviano, sí que influya en su resistencia.

### 3.7 Realizar Simulaciones Numéricas y Determinar las Condiciones de Falla

#### 3.7.1 *Análisis del sistema*

Para el análisis se considera el peso del paciente que implica la carga a la cual estará sometida, la prótesis de rodilla, se considera la interacción entre contornos de los elementos como la base superior, barras, ejes y base inferior.

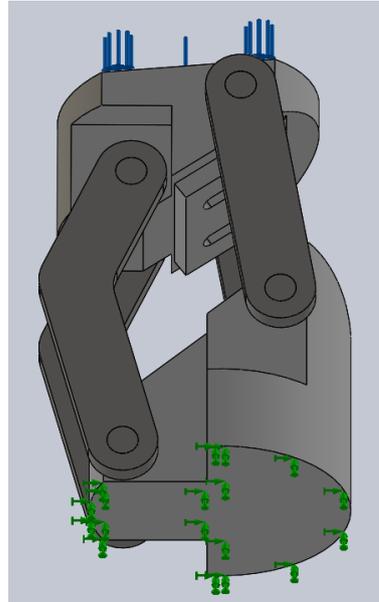
De lo anterior mencionado, se producen un conjunto de contactos entre cada eje con las perforaciones de las bases y con las perforaciones de las barras; es decir, son 12 contactos de tipo unión rígida sin separación inicial, este contacto permite que los elementos se comporten como si estuviera soldados durante la simulación, para el ensamblaje se utilizó un contacto de tipo unión rígida global. Con estas interacciones son suficientes para que el sistema ensamblado este restringido correctamente y se comporte de una manera adecuada como se muestra en la figura 3.5, simulando de esa manera el sistema global.



*Figura 3.5 Componentes de la prótesis*

### 3.7.2 Restricción

El mecanismo tendrá una restricción fija que impide los 6 grados de libertad de un cuerpo, que es en la base inferior para soportar la carga aplicada en la simulación como se muestra en la siguiente figura 3.6.



*Figura 3.6 Restricción de la prótesis de rodilla*

### 3.7.3 Condiciones de Carga

La prótesis puede soportar la carga específica del paciente, conduce a los componentes de la prótesis a pequeñas deformaciones, esto acarrea una subestimación de las cargas internas, por lo tanto, no son adecuadas para describir las cargas internas en general, para el presente estudio se realizó la simulaciones según la tabla 3.16 que corresponde a las cargas que se aplicaron, se observó su posible falla o los puntos críticos de la prótesis, es decir que el límite elástico del material es superado por el esfuerzo.

*Tabla 3.16*

*Fuerzas para la simulación de elementos finitos de compresión [48]*

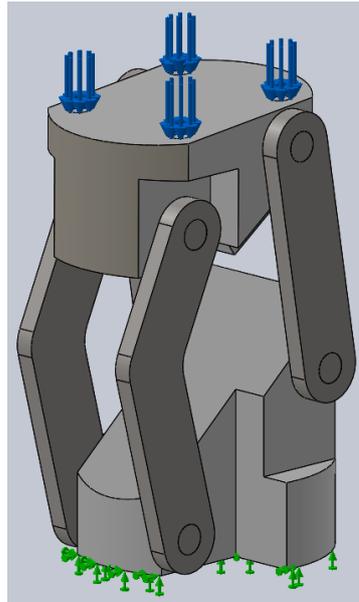
Simulación	Especificaciones	Condición	Fuerza	Unidades
1	Paciente Masa aproximada	80 kg	785	N
2	Mínima fuerza de Norma ensayo	Fsp	2240	N
3	ISO 10328 Límite de carga para	Fsu, nivel inferior	3360	N
4	prueba estática	Fsu, nivel superior	4480	N

Fsp: fuerza mínima de ensayo estático

Fsu: límite de carga de ensayo estático

### 3.7.3.1 Condición 1: Carga de 785 N.

Compresión con una carga normal asumiendo el peso del paciente, las rodillas soportan esta carga, en el ciclo de marcha, hay un momento en que la prótesis soportará la carga total de 785 N como se muestra en la tabla 3.16, la condición de la carga se aplica directamente en la base superior que está de color azul, que son en las perforaciones que se acopla con la pirámide protésica y la restricción que esta de color verde antes mencionada en la base inferior como se muestra en la figura 3.7.



*Figura 3.7 Carga y restricción*

#### **3.7.3.2 Condición 2: Carga de 2240 N.**

Compresión con una mínima fuerza de ensayo estático (ver tabla 3.16), esta segunda condición es similar a la primera, solo que la fuerza aplicada que viene a ser 2,85 veces el peso del paciente, la carga de compresión es de 2240 N.

#### **3.7.3.3 Condición 3: Carga de 3360 N.**

Compresión con un límite de carga de ensayo estático nivel inferior (ver tabla 3.16), esta tercera condición es similar a la primera, solo que la fuerza aplicada que viene a ser 4,28 veces el peso del paciente, la carga de compresión es de 3360 N.

#### **3.7.3.4 Condición 4: Carga de 4480 N.**

Compresión con un límite de carga de ensayo estático nivel superior (ver tabla 3.16), esta cuarta condición es similar a la primera, solo que la fuerza aplicada que viene a ser 5,7 veces el peso del paciente, la carga de compresión es de 4480 N.

### 3.7.4 Discretización del sistema analizado

Una vez que se delimitaran los contactos y el material de los elementos de la prótesis de rodilla en el programa SOLIDWORKS 2018, se realizó un mallado libre basado en curvatura con elementos cuadráticos de alto orden para una mejor calidad de mallado ver figura 3.7. Este mallado permite especificar diferentes tamaños de elementos para obtener una solución más precisa de los componentes, caras, aristas y vértices, por lo que el mallado puede buscar las interferencias entre sólidos antes de mallar, apropiado para los modelos irregulares [52].

Con la simulación de elementos finitos se determina la distribución de esfuerzos, factor de seguridad, desplazamientos y deformaciones unitarias para las cargas relativas a ensayos destructivos, sus características se especifican en la tabla 3.16.

Se realizó un primer mallado de todo el conjunto, este se va refinando en un mismo tamaño de elemento cada vez más hasta obtener la convergencia del modelo, se discretiza en las barras y agujeros, porque en estas regiones se concentran los máximos esfuerzos.

Posteriormente, se realizó un análisis de sensibilidad en el sistema, para lo cual se empleará la ecuación 3.1 para obtener los errores porcentuales entre las discretizaciones, estos errores corresponden a la carga de compresión en las cuatro condiciones antes planteadas, comenzando con la carga de 785 N, para después continuar con 2240 N, 3360 N y 4480 N.

$$E_p = \left( \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_{n-1}} \right) * 100 \quad (3.21)$$

Donde  $\sigma_n$  representa el valor del esfuerzo de Von Mises obtenido y  $\sigma_{n-1}$  el esfuerzo del mallado anterior. Después se sustituyen los valores de los máximos esfuerzos obtenidos por SOLIDWORKS 2018 en la ecuación 3.1, consiguiendo los valores de error a medida que aumenta el número de elementos.

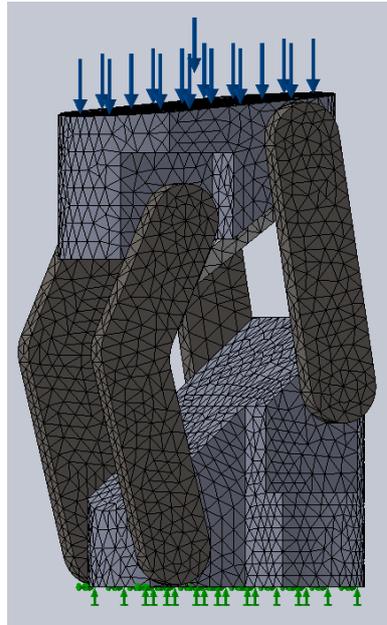


Figura 3.8 Mallado basado en curvaturas

### 3.8 Resultados de la Simulación de Elementos Finitos utilizando el Software

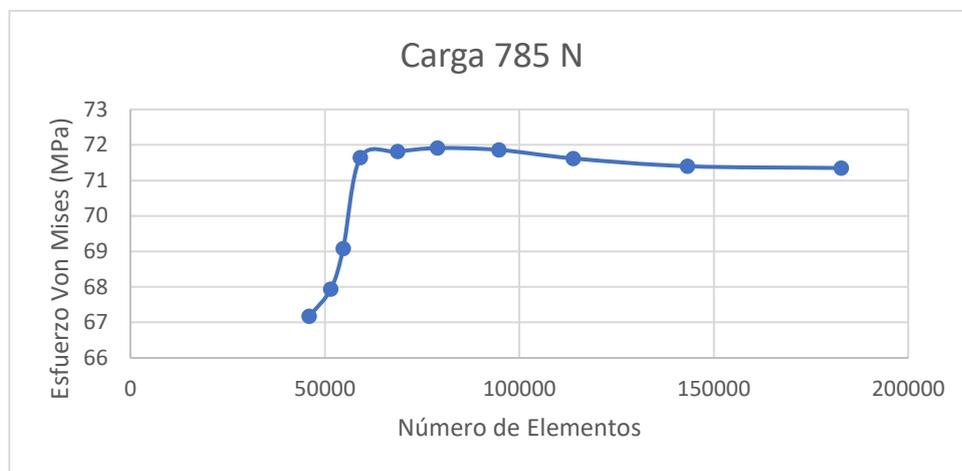
#### SolidWorks

Tabla 3.17

Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 1

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Error Porcentual (%)
1	45995	67,17	
2	51536	67,94	1,14634509
3	54701	69,08	1,67795113

4	59116	71,64	3,70584829
5	68757	71,81	0,2372976
6	78943	71,91	0,13925637
7	94805	71,86	-0,06953136
8	113841	71,62	-0,33398274
9	143265	71,4	-0,30717677
10	182785	71,35	-0,07002801



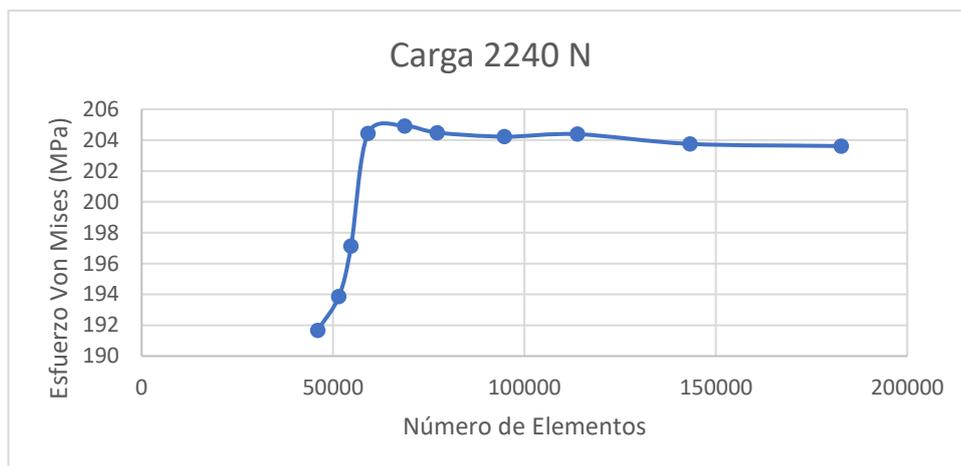
*Figura 3.9 Análisis de Sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 1*

**Tabla 3.18**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 2*

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Error Porcentual (%)
1	45995	191,67	
2	51536	193,87	1,14780613

3	54701	197,12	1,67638108
4	59116	204,43	3,70840097
5	68757	204,91	0,2347992
6	77214	204,48	-0,20984823
7	94805	204,22	-0,1271518
8	113841	204,38	0,07834688
9	143265	203,75	-0,30824934
10	182785	203,61	-0,06871166



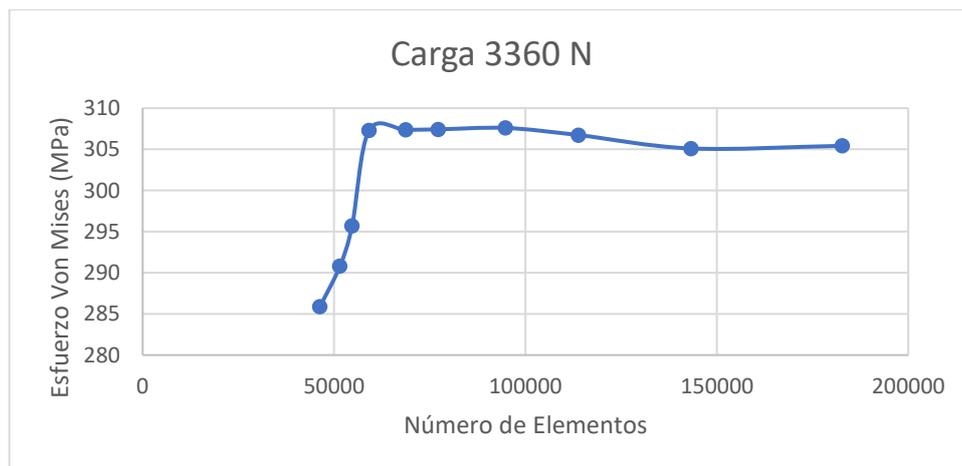
*Figura 3.10 Análisis de Sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 2*

**Tabla 3.19**

**Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 3**

	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Error Porcentual (%)
1	45995	285,89	

2	51536	290,8	1,71744377
3	54701	295,68	1,6781293
4	59116	307,28	3,92316017
5	68757	307,36	0,02603489
6	77214	307,42	0,01952108
7	94805	307,59	0,05529894
8	113841	306,73	-0,27959296
9	143265	305,1	-0,53141199
10	182785	305,42	0,10488364



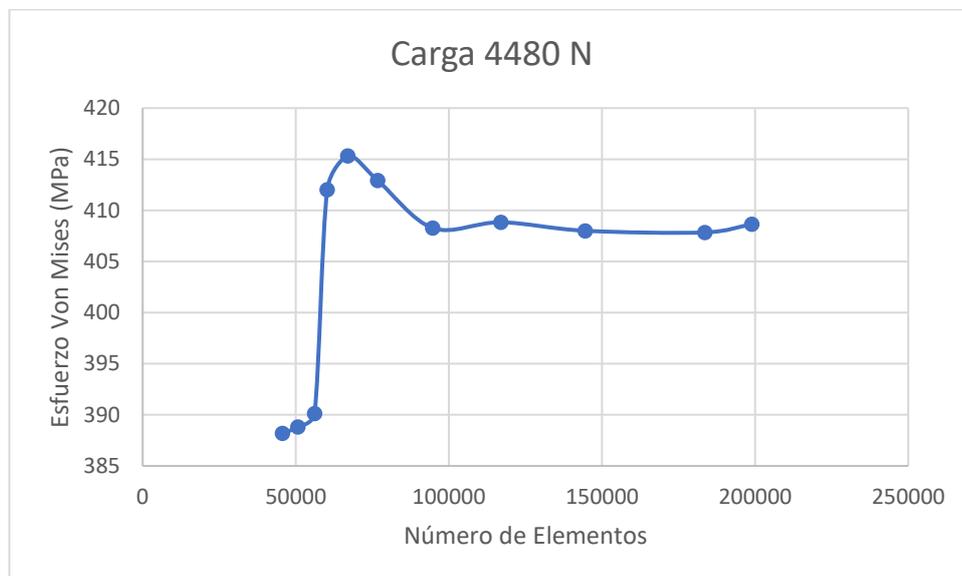
**Figura 3.11** Análisis de Sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 3

**Tabla 3.20**

**Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 4**

	Número	Esfuerzo	Error
Mallado	de	Máximo	Porcentual
	Elementos	(Mpa)	(%)

1	45995	388,2	
2	51536	388,81	0,1571355
3	54701	390,14	0,34206939
4	59116	412,03	5,61080638
5	68757	415,32	0,79848555
6	77214	412,93	-0,57545989
7	94805	408,26	-1,13094229
8	113841	408,83	0,13961691
9	143265	408	-0,20301837
10	182785	407,84	-0,03921569



*Figura 3.12 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el prototipo de rodilla con la carga 4*

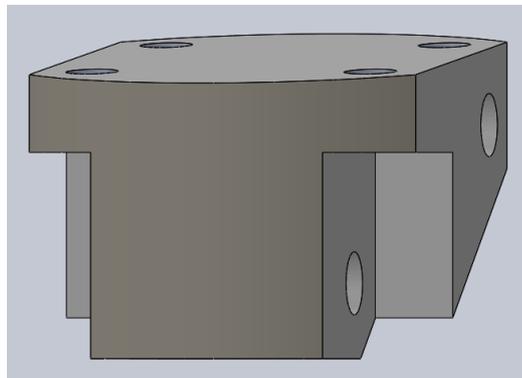
El análisis de convergencia verifica que los datos obtenidos sean más precisos posibles en un corto tiempo, esto facilita la evaluación de las condiciones propuestas. Se

selecciona como criterio un error porcentual entre discretizaciones sacando el valor absoluto de resultado y escogiendo el más cercano a 0.

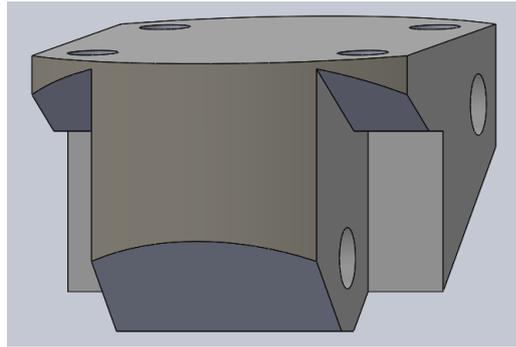
En las figuras se puede observar que a partir de un tercer mallado el resultado de los esfuerzos se estabiliza y comienza la convergencia, con este proceso se verifica que los resultados sean lo más correctos.

### **3.8.1 Mejoras**

Al modelo de la figura 3.6 se le realizo remoción de material de la base superior como se muestra en la figura 3.13, se mecanizo en una fresadora manual, los tres cortes, donde dos se mecanizo en la parte interna haciendo chaflan en cada uno y el otro corte en la parte baja, con esto se aumentan el desplazamiento de las barras curvas, por consiguiente se mejora alrededor de un 6% el ángulo de flexo extensión del prototipo, que permite al paciente sentarse, en la figura 3.14 se observa la base realizada los cambios.

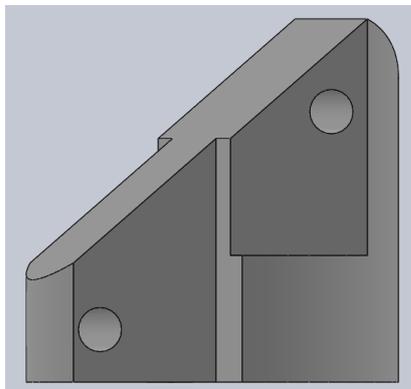


**Figura 3.13 Base superior sin remoción de Material**

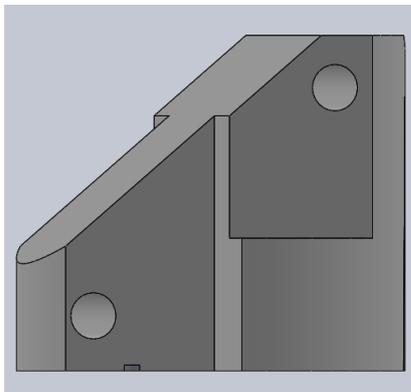


*Figura 3.14 Base superior removido el material*

A la base inferior que se muestra en la figura 3.15 se mecanizó en una fresadora manual, donde se realizó un fresado para desbastar la cresta en la parte alta de la base, con el corte se previene que las dos bases se colisionen en el movimiento de flexo extensión del prototipo, la remoción y su resultado final se observa en la figura 3.16.

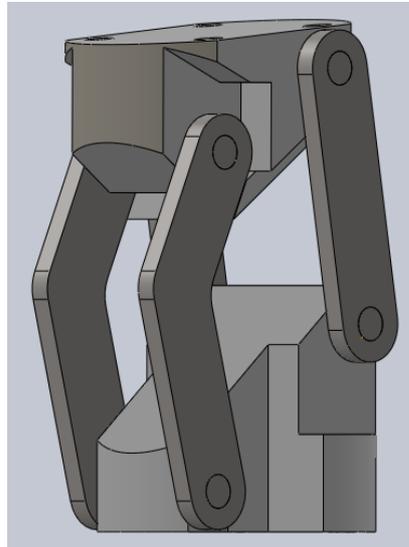


*Figura 3.15 Base inferior sin remoción de material*



*Figura 3.16 Base Inferior removido el material*

Una vez realizadas las modificaciones, el prototipo mejoro alrededor de un 26% en el ángulo de flexión y su ensamblaje queda como se muestra en la figura 3.17.



*Figura 3.17 Prototipo final*

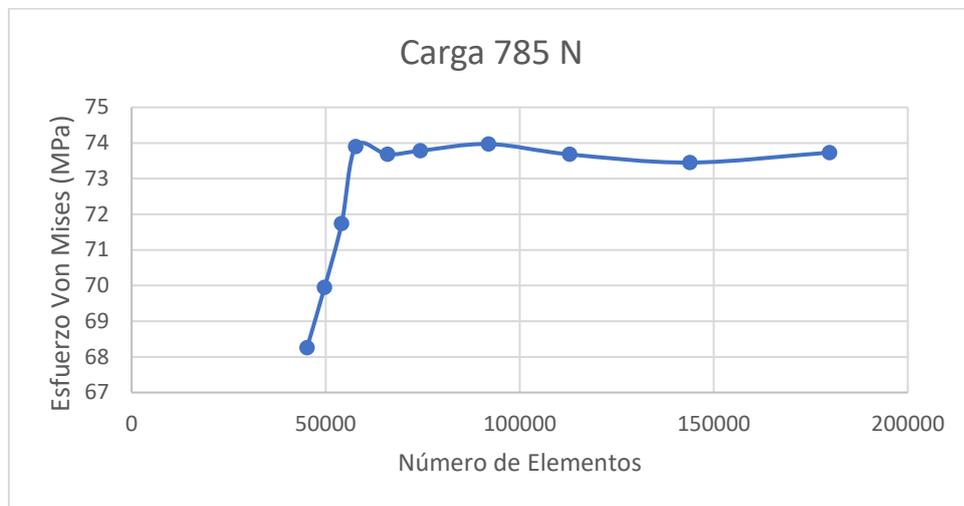
Obtenido un nuevo modelo se vuelve a realizar el análisis de elementos finitos obteniendo los siguientes resultados.

**Tabla 3.21**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 1*

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Error Porcentual (%)
1	45214	68,26	
2	49730	69,95	2,47582772
3	54122	71,74	2,55897069
4	57769	73,9	3,0108726

5	65938	73,68	-0,29769959
6	74387	73,78	0,13572204
7	91949	73,97	0,25752236
8	112839	73,68	-0,39205083
9	143891	73,45	-0,31216069
10	179808	73,73	0,38121171



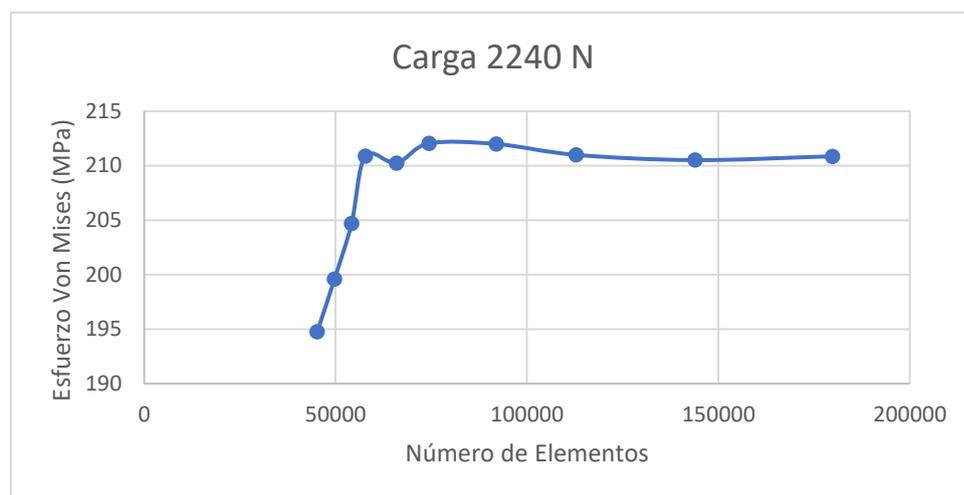
*Figura 3.18 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 1*

**Tabla 3.22**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 2*

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Error Porcentual (%)
1	45214	194,77	
2	49730	199,6	2,47984803

3	54122	204,68	2,54509018
4	57769	210,88	3,02911862
5	65938	210,24	-0,30349014
6	74387	212,04	0,85616438
7	91949	211,99	-0,02358046
8	112839	210,99	-0,47172036
9	143891	210,51	-0,22749893
10	179808	210,86	0,16626289



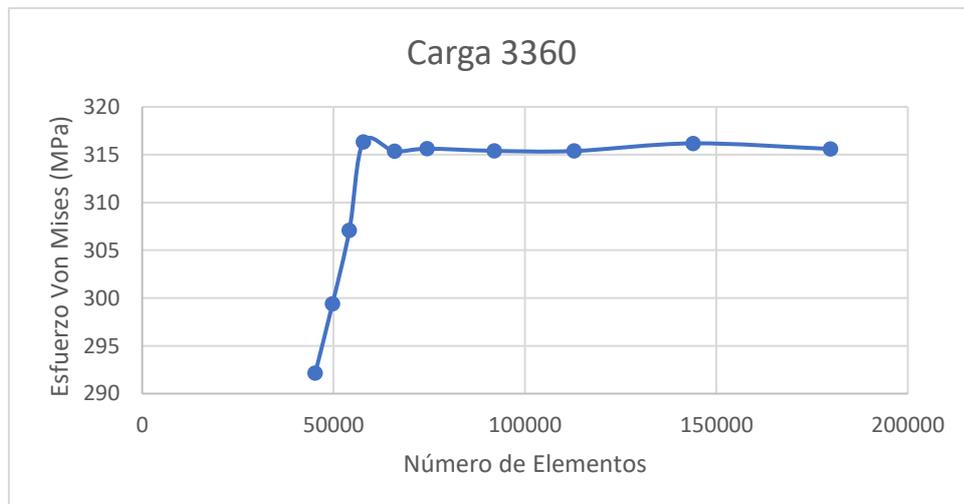
*Figura 3.19 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 2*

**Tabla 3.23**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 3*

	Número	Esfuerzo	Error
Mallado	de	Máximo	Porcentual
	Elementos	(Mpa)	(%)

1	45214	292,15	
2	49730	299,4	2,48160192
3	54122	307,08	2,56513026
4	57769	316,32	3,00898789
5	65938	315,36	-0,30349014
6	74387	315,62	0,08244546
7	91949	315,4	-0,06970407
8	112839	315,38	-0,00634115
9	143891	316,18	0,25366225
10	179808	315,6	-0,18343981

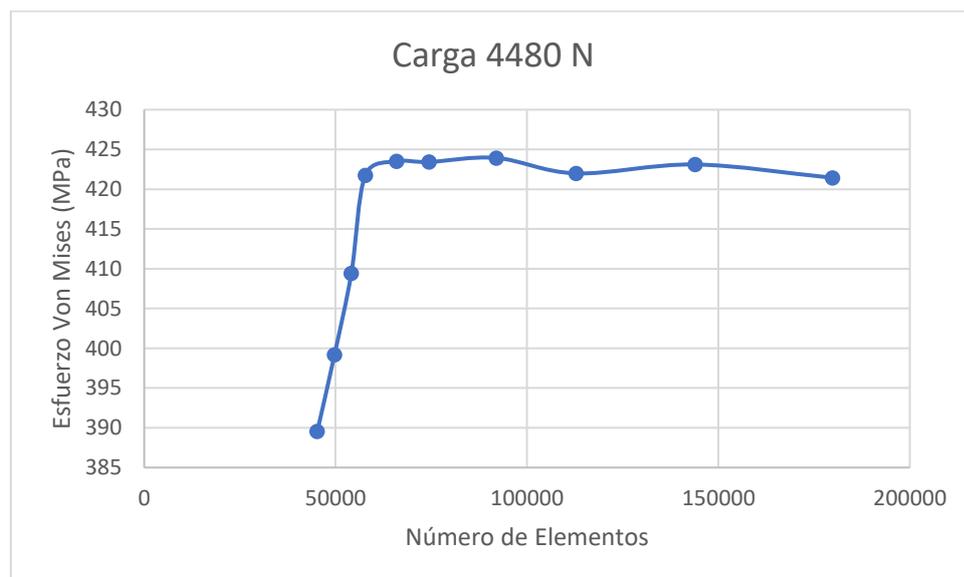


*Figura 3.20 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 3*

**Tabla 3.24**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 4*

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Error Porcentual (%)
1	45214	389,54	
2	49730	399,2	2,47984803
3	54122	409,44	2,56513026
4	57769	421,76	3,00898789
5	65938	423,5	0,4125569
6	74387	423,42	-0,0188902
7	91949	423,94	0,1228095
8	112839	421,99	-0,45997075
9	143891	423,11	0,26540913
10	179808	421,44	-0,39469641



*Figura 3.21 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 4*

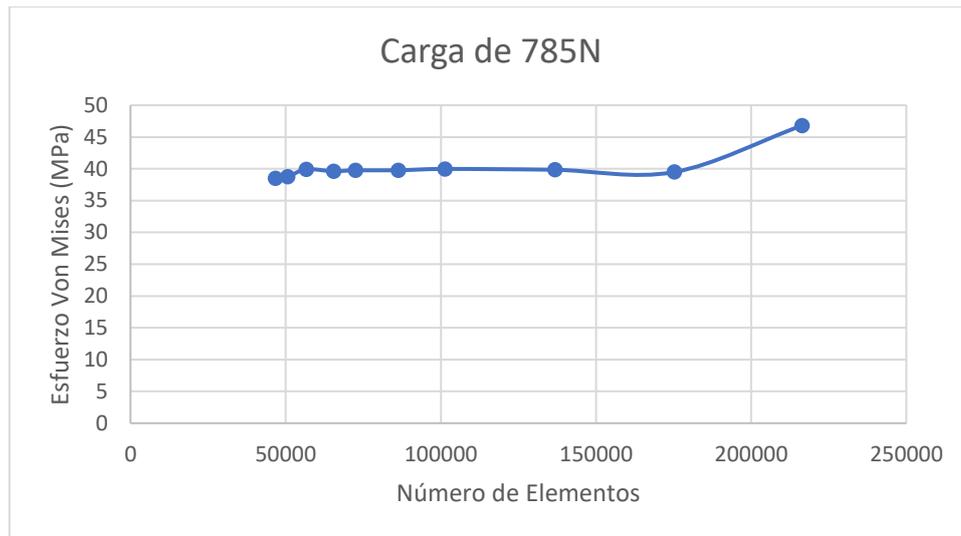
### 3.8.2 Simulación con el Aluminio 7075

Una vez teniendo el modelo final, se realiza el cambio de material de las bases de Nylon a Aluminio 7075 y se vuelve hacer las simulaciones de elementos finitos al prototipo.

**Tabla 3.25**

**Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 1**

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Error Porcentual (%)
1	46650	38,5	
2	50580	38,76	0,67532468
3	56582	39,91	2,96697626
4	65469	39,63	-0,70157855
5	72499	39,77	0,35326773
6	86225	39,77	0
7	101268	39,98	0,52803621
8	136728	39,85	-0,32516258
9	175178	39,49	-0,9033877
10	216335	46,8	18,5110154

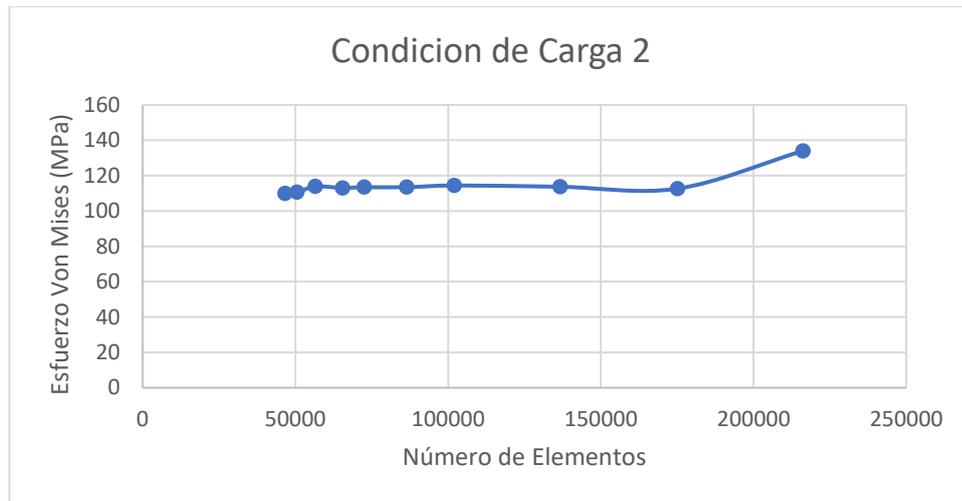


*Figura 3.22 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 1*

**Tabla 3.26**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 2*

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Error Porcentual (%)
1	46650	109,86	
2	50580	110,59	0,66448207
3	56582	113,89	2,98399494
4	65469	113,08	-0,71121257
5	72499	113,47	0,34488857
6	86394	113,47	0
7	102023	114,45	0,8636644
8	136728	113,72	-0,63783311
9	175178	112,68	-0,91452691
10	216167	134,02	18,9385871



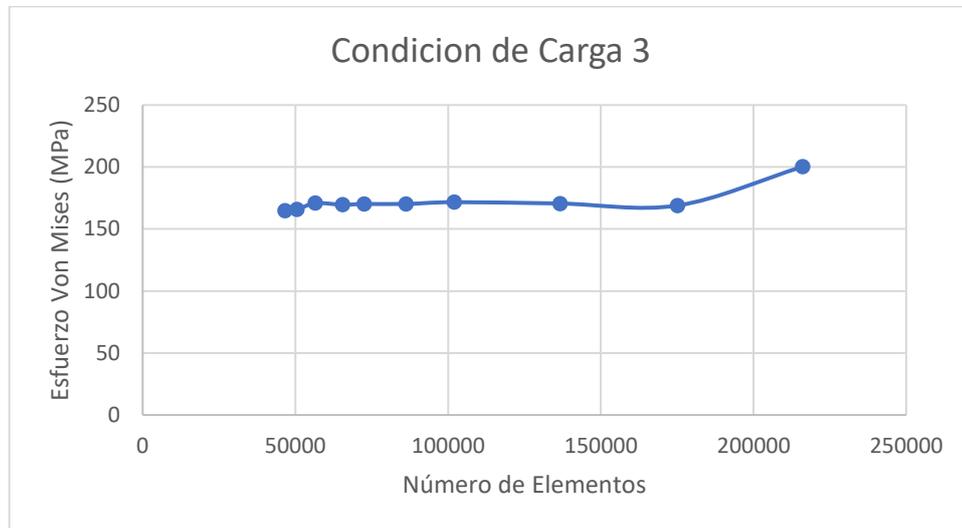
*Figura 3.23 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 2*

**Tabla 3.27**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 3*

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Error Porcentual (%)
1	46650	164,78	
2	50580	165,89	0,67362544
3	56582	170,84	2,983905
4	65469	169,62	-0,71411847
5	72499	170,21	0,34783634
6	86225	170,21	0
7	102023	171,67	0,85776394
8	136728	170,57	-0,64076426
9	175178	169,01	-0,91458052

10	216135	200,32	18,525531
----	--------	--------	-----------



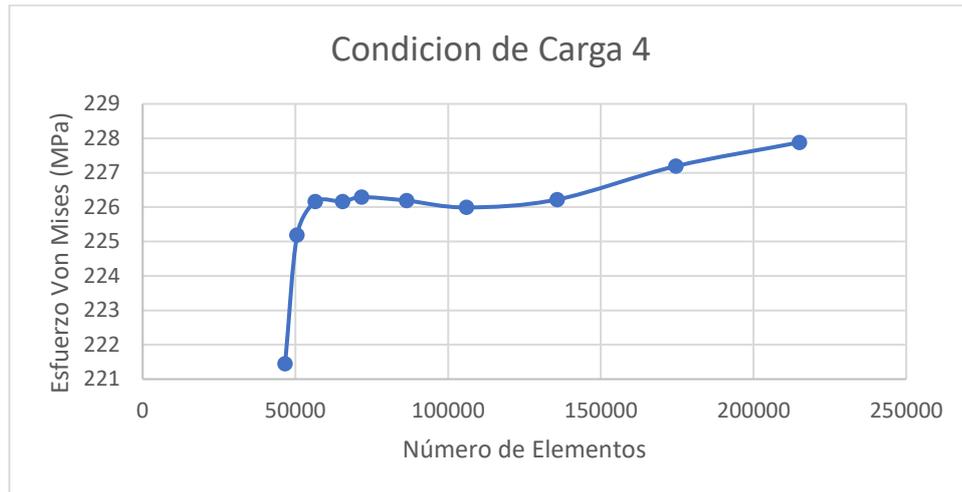
*Figura 3.24 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 3.*

**Tabla 3.28**

*Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual de la condición 4*

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Error Porcentual (%)
1	46650	221,45	
2	50580	225,19	1,68886882
3	56582	226,16	0,43074737
4	65469	226,16	0
5	71703	226,29	0,05748143
6	86402	226,19	-0,04419108
7	106042	225,99	-0,08842124

8	135713	226,22	0,10177441
9	174565	227,19	0,42878614
10	214997	227,88	0,30371055



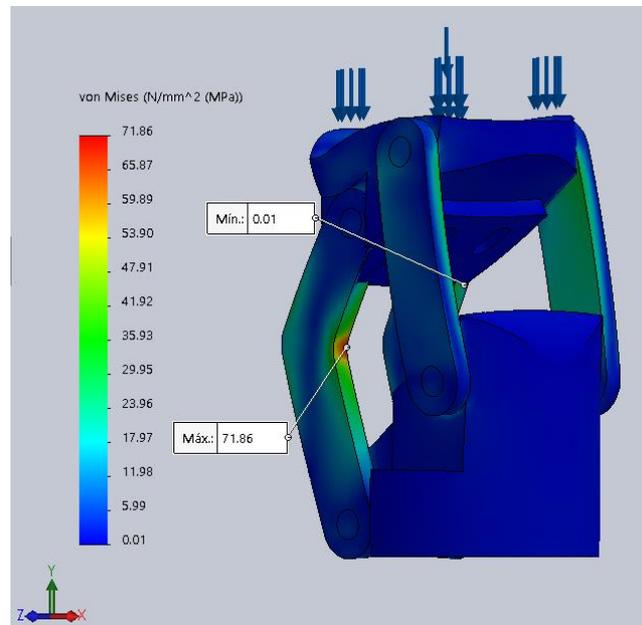
*Figura 3.25 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos del prototipo de rodilla con la carga 4*

### 3.9 Análisis de Resultados de las Simulaciones de Elementos Finitos

El software SOLIDWORKS presenta los resultados numéricos, también gráficos en escala de colores, estos van desde el azul representando los valores mínimos hasta rojo representando los valores máximos en cada apartado. Las simulaciones se basaron en un análisis estático lineal, donde se aplican las cargas directas a la base superior, el efecto de las cargas se transmite a través de las barras hasta llegar a la base inferior.

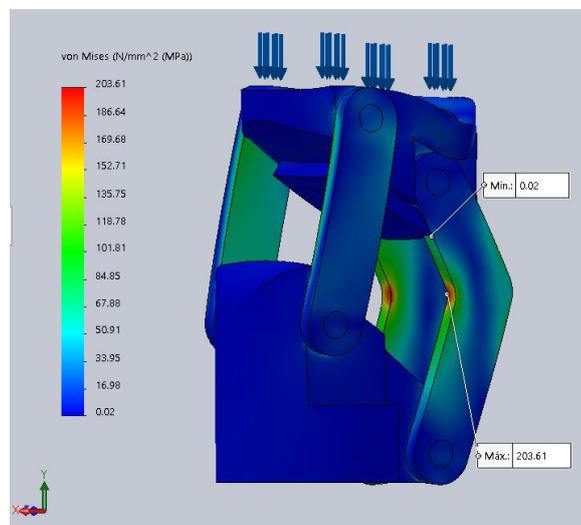
Con lo mencionado anteriormente, se presenta el estudio que pertenece al primer modelo con la condición 1 que es el peso del paciente en la figura 3.26 se muestra la distribución de esfuerzo de Von Mises del modelo sometido a compresión con una carga de 785 N que hace referencia a la primera condición de carga, donde se obtiene un esfuerzo

máximo de 71.86 MPa presentándose en la barra con inclinación. Puede apreciarse la concentración del esfuerzo alrededor de la curva de la barra.



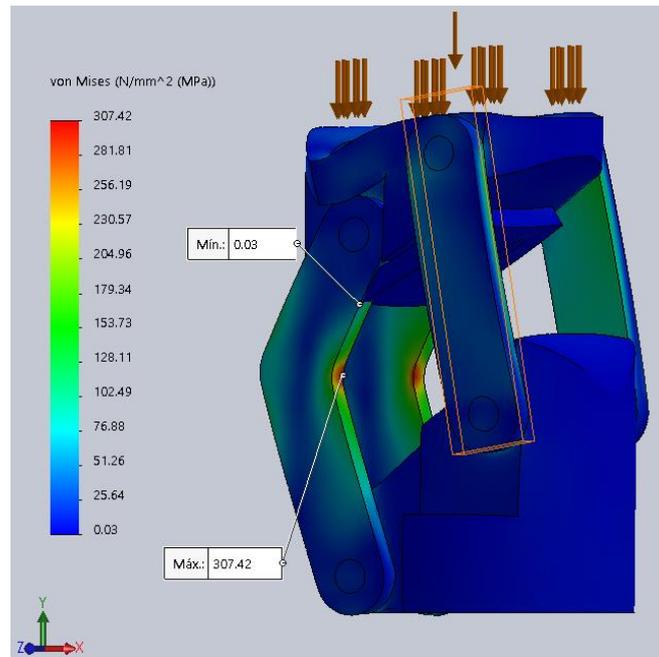
*Figura 3.26 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 785 N*

Para la segunda condición, la carga de compresión aplicada es de 2240 N donde en la figura 3.27 se muestra la distribución de esfuerzo de Von Mises del modelo, se obtiene un esfuerzo máximo de 203.61 MPa presentándose en la misma barra de la anterior condición. Puede apreciarse la concentración del esfuerzo alrededor de la curva de la barra.



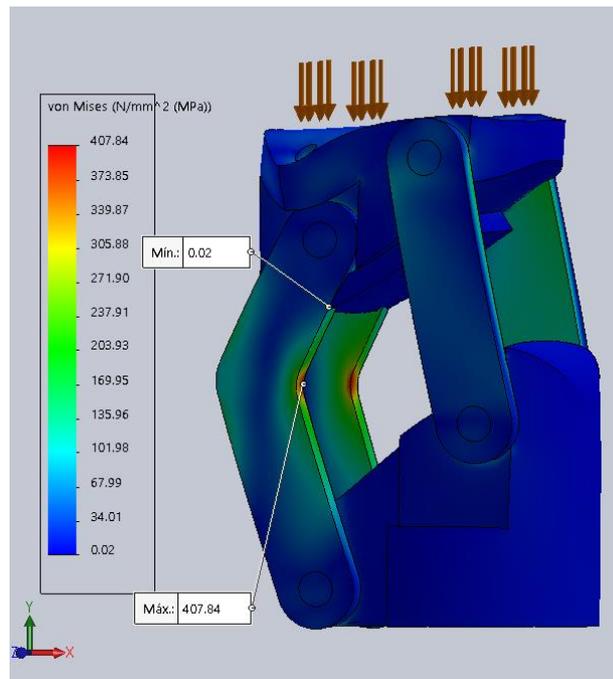
*Figura 3.27 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 2240 N*

Para la tercera condición, la carga de compresión aplicada es de 3360 N donde en la figura 3.28 se muestra la distribución de esfuerzo de Von Mises del modelo, se obtiene un esfuerzo máximo de 307.42 MPa presentándose en la misma barra de la anterior condición. Puede apreciarse la concentración del esfuerzo alrededor de la curva de la barra.



*Figura 3.28 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 3360 N*

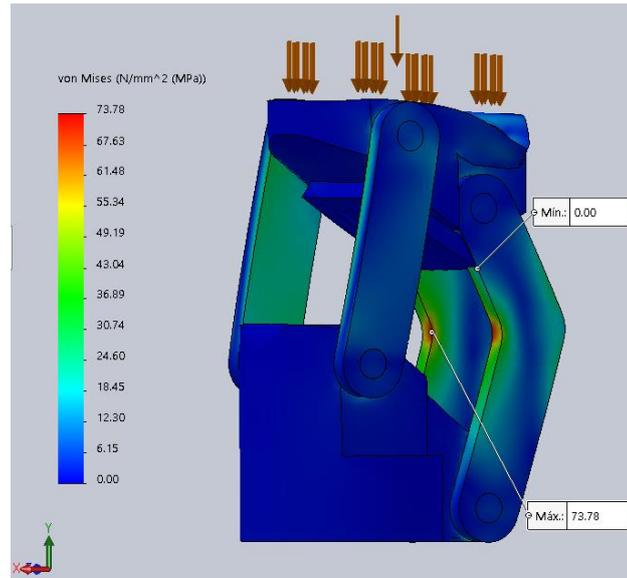
Para la cuarta condición, la carga de compresión aplicada es de 4480 N donde en la figura 3.29 se muestra la distribución de esfuerzo de Von Mises del modelo, se obtiene un esfuerzo máximo de 407.84 MPa presentándose en la misma barra de la anterior condición. Puede apreciarse la concentración del esfuerzo alrededor de la curva de la barra.



*Figura 3.29 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 4480 N*

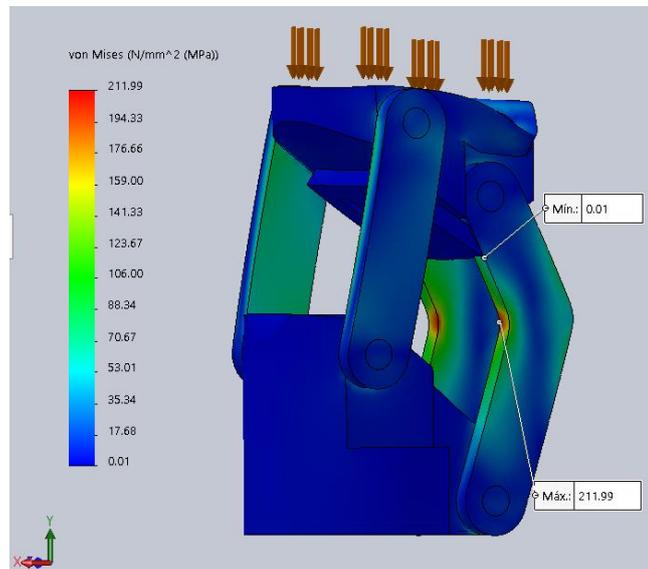
Una vez analizado los cuatro casos de diferentes cargas a compresión, se puede observar que el esfuerzo máximo sucede cuando el prototipo está sometido a una carga de impacto, también queda demostrado que el esfuerzo es directamente proporcional a la carga por que se aumentó la carga dependiendo de la condición, el esfuerzo también aumento.

Como se mencionó con anterioridad al primer modelo se le hizo la remoción de material y también obtuvo en la condición 1, en la figura 3.30 se muestra la distribución del esfuerzo máximo de 73.78 MPa presentándose en la barra con inclinación.



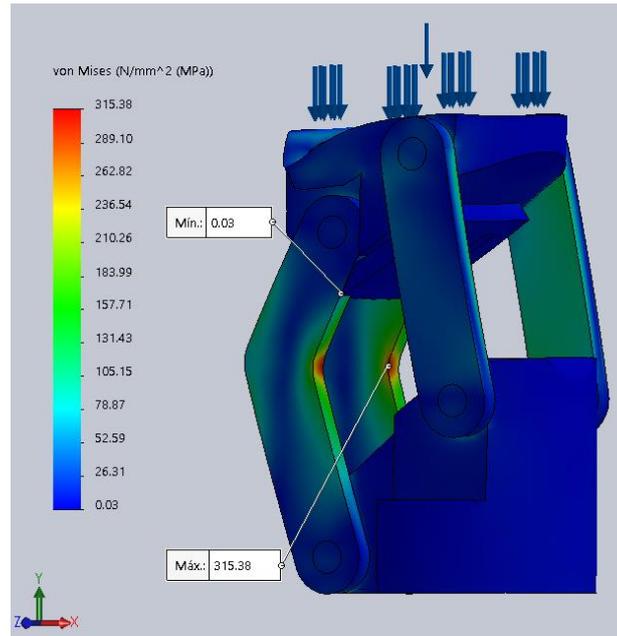
**Figura 3.30** Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 785 N

Para la condición 2, en la figura 3.31 se muestra la distribución del esfuerzo máximo de 211.99 MPa presentándose en la barra con inclinación.



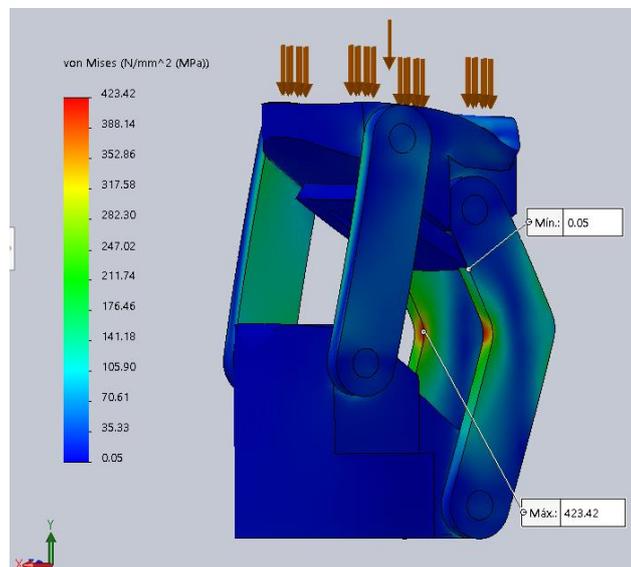
**Figura 3.31** Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 2240 N

Para la condición 3, en la figura 3.32 se muestra la distribución del esfuerzo máximo de 315.38 MPa presentándose en la barra con inclinación.



*Figura 3.32 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 3360 N*

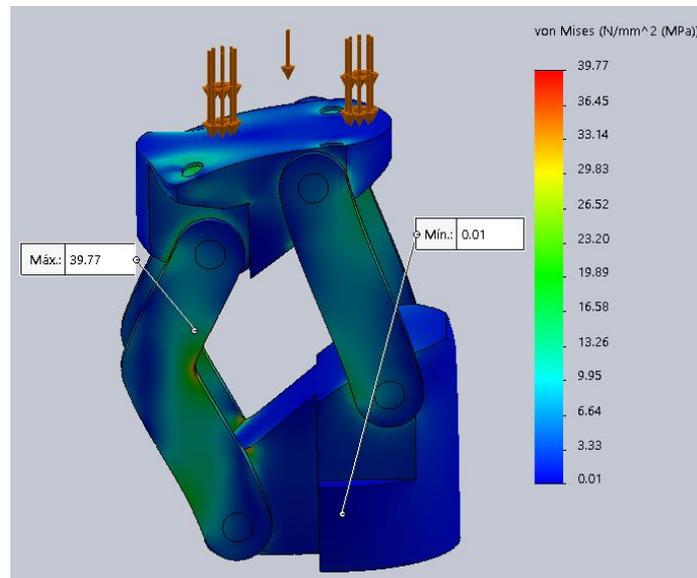
Para la condición 4, en la figura 3.33 se muestra la distribución del esfuerzo máximo de 423.42 MPa presentándose en la barra con inclinación.



*Figura 3.33 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 4480 N*

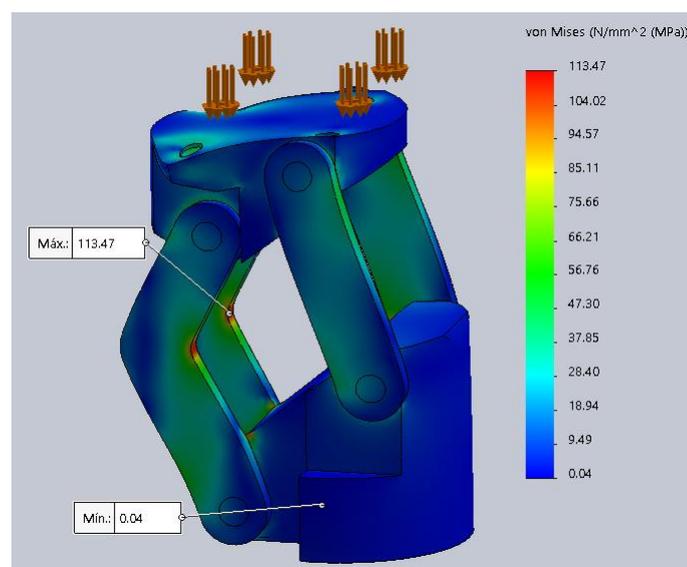
Simulado las bases con aluminio 7075, las barras y ejes de acero AISI 304, con la carga de compresión aplicada de 785 N se muestra la distribución de esfuerzo de Von Mises

en la figura 3.34, obteniendo un esfuerzo máximo de 39.77 MPa alrededor de la curva de la barra se observa la mayor concentración de esfuerzo.



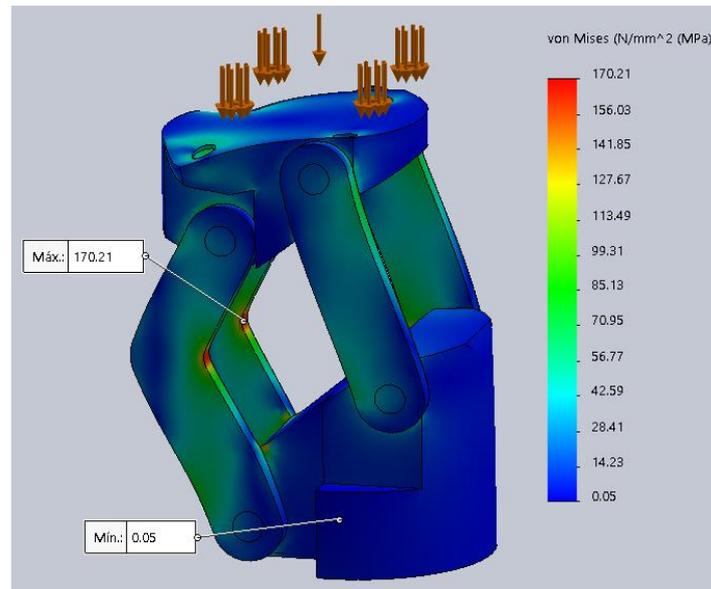
*Figura 3.34 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 785 N*

En la segunda condición donde la carga de compresión es de 2240 N donde se muestra en la figura 3.35 la distribución de esfuerzo de Von Mises del modelo, obteniendo un esfuerzo máximo de 113.47 MPa presentándose en la misma barra de la anterior condición. Puede apreciarse la concentración del esfuerzo alrededor de la curva de la barra.



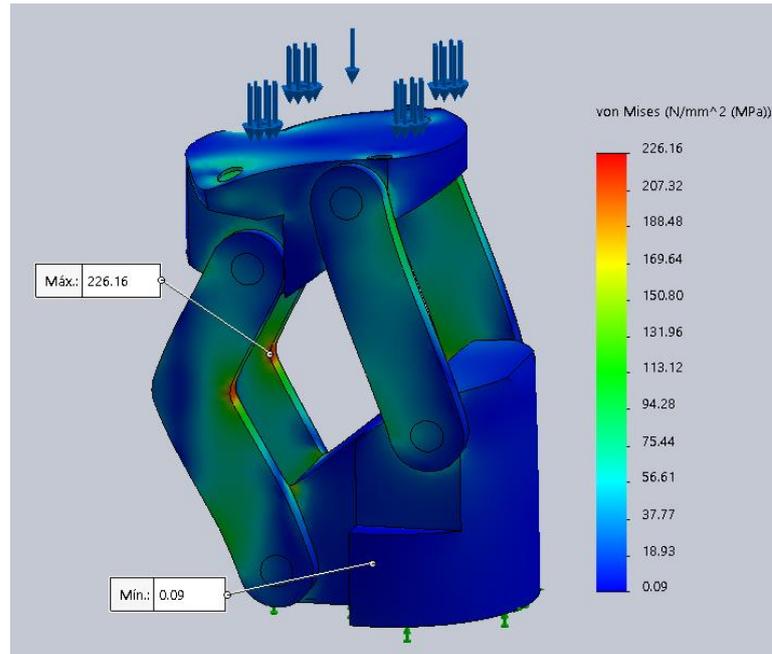
*Figura 3.35 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 2240 N*

En la segunda condición donde la carga de compresión es de 3360 N donde se muestra en la figura 3.36 la distribución de esfuerzo de Von Mises del modelo, obteniendo un esfuerzo máximo de MPa presentándose en la misma barra de la anterior condición. Puede apreciarse la concentración del esfuerzo alrededor de la curva de la barra.



*Figura 3.36 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 3360 N*

En la segunda condición donde la carga de compresión es de 4480 N donde se muestra en la figura 3.37 la distribución de esfuerzo de Von Mises del modelo, obteniendo un esfuerzo máximo de 226.16 MPa presentándose en la misma barra de la anterior condición. Puede apreciarse la concentración del esfuerzo alrededor de la curva de la barra.



**Figura 3.37 Distribución de Von Mises del modelo sometido a compresión de 4480 N**

Una vez analizado los cuatro casos de diferentes cargas a compresión con el aluminio 7075, el esfuerzo máximo es de 226.16 N a la carga máxima sometida al prototipo y su valor no es tan alto como con las bases en Nylon 6.

Se procede a calcular el factor de seguridad para los materiales dúctiles como el Nylon 6 y el acero Inoxidable 304 bajo carga estática con la siguiente ecuación.

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{VM}} \quad (3.22)$$

Donde  $S_y$  representa el límite elástico del material y  $\sigma_{VM}$  el esfuerzo máximo de Von Mises. El  $S_y$  va a variar dependiendo del fabricante, se va a sumir el proporcionado por MatWeb para todos los análisis un valor de 82.7 MPa para el Nylon 6 y para el de Aluminio 7075 de 524 MPa. Empleando la ecuación 4.2 se tiene los siguientes valores de factores de seguridad que se muestra en la tabla 3.29.

**Tabla 3.29**

**Valores de factores de seguridad para los modelos analizados bajo las cargas de compresión**

Tipo de Esfuerzo	Nylon 6		Aluminio 7075		
	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Factor de Seguridad	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Factor de Seguridad	
Carga Axial	1era Condición	35,85	2,31	39.77	5.2
	2da Condición	102,65	0,8	113.47	1.82
	3era Condición	153,94	0,54	170.21	1.22
	4ta Condición	205,25	0,4	226.16	0.91

### 3.10 RESULTADOS DEL MECANIZADO

El proceso de manufactura del prototipo de rodilla, a partir de un diseño elaborado y previamente analizado se procede a verificar la efectividad del proceso de manufactura.

Obtenido el modelo en SolidWorks, se procede a fabricar las barras, se utilizó una plancha de acero inoxidable AISI 304 de dimensiones 200 x 200 x 5 mm, se requirió las formas en un archivo dwg para un proceso de corte en agua a presión. Los ejes se manufacturaron en el Torno CNC GL240, el material utilizado es una barra de acero inoxidable AISI 304, se redujo su diámetro de 9,5 mm a 8 mm.

El objetivo es generar el código G (Lenguaje de programación de control numérico), este código contiene todo el proceso de mecanizado de los modelos CAD de la base

superiores e inferior, se manufacturaron en un Centro de mecanizado CNC ROMI D800 siguiendo una hoja de proceso para cada base el cual se encuentra en los anexos.

Para generar el código G se realiza con un Software CAM, el procedimiento se realizó con la ayuda de SOLIDCAM 2016 y se toma en cuenta ciertos parámetros que influyen en el proceso de mecanizado.

- Obtener el post procesador de la CNC ROMI D800
- Configuración de las herramientas y porta herramientas
- Dimensiones del material en bruto a mecanizar y el cero pieza.
- Distancia de seguridad entre la herramienta y el material.
- Tecnología de desbaste y acabado.

### 3.11 Análisis de Costos de Mecanizado

En la tabla 3.30 se indican los costos relacionados a la producción de las diferentes piezas del prototipo de rodilla policéntrica.

*Tabla 3.30*

*Costos del mecanizado del prototipo de rodilla*

Descripción	Materia prima	Manufactura	Costo unitario
Bases de Nylon 6	\$10	\$100	\$110
Barras de AISI 304	\$80	\$30	\$110
Ejes AISI 304	\$5	\$25	\$30
Costo total			\$250

### **3.12 Propuestas de Mejoras**

#### ***3.12.1 Propuesta 1***

Reducir el diámetro de las bases del modelo de 66,68 a 59,5 mm de diámetro, los cortes de los laterales para distancias 40 mm para que se acople a las barras rectas y 20 mm para que se acople a las barras dobladas, se propone de esta manera por que el aluminio 7075 en barras se encuentra en 60 mm de diámetro en varias empresas en el mercado de Ecuador, esto implica una reducción en el tiempo de mecanizado de las bases y que su costo no sea elevado por la manufactura.

#### ***3.12.2 Propuesta 2***

Aumentar el diámetro del modelo de 66,68 mm a 79 mm de diámetro, los cortes de los laterales para distancias 46 mm para que se acople a las barras rectas y 66 mm para que se acople a las barras dobladas, se propone de esta manera por que el aluminio 7075 en barras se encuentra en 80 mm de diámetro en varias empresas en el mercado de Ecuador, esto implica una reducción en el tiempo de mecanizado de las bases y que su costo no sea elevado por la manufactura.

### **3.13 Diseño Mejorado**

El diseño será de 79.5 mm de diámetro, barras rectas más largas que el diseño simulado, pero van a ser cruzadas similar a lo que realizo Poliakov et al [31], los cortes de la base superior e inferior se realizaran dependiendo de cómo se situé los eslabonamientos del diseño de las barras cruzadas, los ejes serán de una medida de 5/16 in, con lo detallado anteriormente la base superior como inferior pueden albergar las pirámides para las conexiones con el pie protésico y el muñón del muslo.

## 4 Conclusiones y Recomendaciones

### 4.1 Conclusiones

- El mecanismo se pudo construir a partir de las variables como fue la longitud de las barras junto con su posición. Esta solución obtenida del mecanismo previamente diseñado cumplió con la tarea de un CIR adecuado para emular el movimiento de flexión de la rodilla.
- La seleccionaron los materiales idóneos como fue el nylon 6 y el acero inoxidable AISI 304 para la manufactura del prototipo se eligió por la densidad más baja, con una buena resistencia mecánica y su materia en bruto que es accesible y de un bajo costo.
- Las simulaciones demuestran que el prototipo resiste el peso de una persona de 800 N.
- El costo del prototipo con bases de Nylon 6 es relativamente más bajo comparado con prótesis en el mercado.
- Se concluye que el material ideal para la base superior e inferior debe ser el aluminio 7075.

### 4.2 Recomendaciones

- En los próximos trabajos se realice un estudio más detallado de las barras de acero inoxidable porque no estaba contemplado en este trabajo de tesis.
- Para próximos trabajos el análisis cinemático de las barras cruzadas que será importante observar el movimiento del centro instantáneo rotación del mecanismo para garantizar el movimiento completo de la prótesis.
- Para la compra de la materia prima se debe seguir el diseño, pero si la materia prima se encuentra en diferentes unidades de medida, lo mejor sería verificar el diseño para cambiar y poder conseguir la materia en medidas en stock de las empresas.

- Preguntar a las empresas que venden materia prima los catálogos con las características de los materiales, para poder comparar las propiedades del material de las diferentes empresas.
- En las simulaciones de elementos finitos con SolidWorks Simulation, ensamblar bien las piezas, elegir bien los contactos entre componentes y el global para que no haya errores de simulación.

## Bibliografía

- [1] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, «Estadísticas de Discapacidad,» [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Último acceso: 19 Diciembre 2019].
- [2] Ministerio de Inclusion Economica y Social, «Ministerio de Inclusion Economica y Social,» [En línea]. Available: <https://www.inclusion.gob.ec/?s=personas+discapacitadas>. [Último acceso: 2019].
- [3] B. Lopez Martín y J. Pancorbo Hernández, p. 22.
- [4] G. Valentin, L. Guerrero, D. Obregon y O. Avalos, «Desarrollo de prótesis externa de rodilla con mecanismo policéntrico,» *Acta Ortopédica Mexicana*, vol. 22, n° 4, pp. 247-253, 2008.
- [5] J. Gomez, S. Macias, J. Tamayo y J. Ramirez, «Prótesis externa de rodilla: estado del arte en Colombia,» Margarita Island, Venezuela, 2007.
- [6] P. Tapia, P. Ciaccia y I. Iglesias, «Mecanismo de prótesis transhumeral compacta con movimientos integrados de flexo-extensión y pronosupinación,» Quito, 2017.
- [7] C. Villarreal, I. Iglesias y M. Yépez, «Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano,» Quito, 2017.
- [8] M. Aquino, E. Pozo, O. Zambrano y W. Venegas, «Análisis cinemático y dinámico de un robot paralelo según el principio de trabajos virtuales para rehabilitación,» Quito, 2017.
- [9] J. Zagal y O. Zambrano, «Análisis cinemático de la rodilla, aplicando el método de eje finito helicoidal,» Quito, 2017.
- [10] S. Correal, L. Palacio y I. Salazar, «Análisis FEA de prótesis de rodilla policéntrica,» *Avances en Sistemas e Informática*, vol. 3, n° 1, pp. 35-38, 2006.
- [11] B. Amador, R. Torrealba, M. Rojas, J. Cappelletto y C. Muller-Karger, «Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos,» *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 6, n° 11, pp. 30-45, 2012.
- [12] E. Gomez, D. Ortiz y D. Ojeda, «Prótesis de tobillo para personas con amputaciones transtibiales,» Quito, 2017.
- [13] SENPLADES, «Plan Nacional de Desarrollo 2017 - 2021. Toda una Vida,» Quito - Ecuador, 2017.

- [14 F. Valencia, C. Mejia y V. Erazo, «Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales.» *UIS Ingenierías*, p. 13, 2018.
- [15 J. A. C. C. M. M.-K. Belkys T. Amador, «Uso de CAM para optimizar el proceso de fabricación de prótesis policéntrica de.» *ResearchGate*, p. 10, 2016.
- [16 C. Silva, Artist, *Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior herramientas de simulación dinámica*. [Art]. Universidad Nacional de Colombia, 2015.
- [17 M. P. Poma Copa, H. A. Torres Alta y G. E. Carrera Oña, «La inserción al mundo laboral de las personas con capacidades especiales.» *Polo del conocimiento*, vol. 4, n° 2, p. 18, 2019.
- [18 A. López Velázquez, E. J. Alvarez Sánchez y J. A. Hernández Aguilar, «Diseño y simulación de rodilla mecánica monocéntrica.» *Pistas Educativas*, vol. 39, n° 128, p. 17, 2018.
- [19 E. Lugo González , Artist, *Diseño de Mecanismos Utilizando Algoritmos Geneticos con Aplicación en Prótesis para miembro inferior*. [Art]. Instituto Politécnico Nacional, 2010.
- [20 J. F. Soriano, J. E. Rodríguez y L. A. Valencia , «Performance comparison and design of an optimal polycentric knee.» *Springer*, p. 13, 2020.
- [21 S. Phanphet, S. Dechjarern y S. Jomjanyong, «Above-knee prosthesis design based on fatigue life using finite element method and design of experiment.» *ELSEVIER*, p. 6, 2017.
- [22 Y. Okita, N. Yamasaki, T. Nakamura, T. Kubo, A. Mitsumoto y T. Akune, «Kinetic differences between level walking and ramp descent in individuals with unilateral transfemoral amputation using a prosthetic knee without a stance control mechanism.» *ESLSEVIER*, p. 6, 2018.
- [23 J. Andrysek, S. Naumann y W. L. Cleghorn, «Desing Characteristics of Pediatric Prosthetic Knee.» *IEEE*, p. 10, 2004.
- [24 S. Correal Franco, L. J. Palacio Delgado y C. I. Salazar Gómez, «Análisis FEA de Protesis de Rodilla Policentrica.» *Avances en Sistemas e Informática* , p. 5, 2006.
- [25 A. D. Segal , M. S. Orendurff, G. K. Klute, M. L. McDowell, J. A. Pecoraro, J. Shofer y J. M. Czerniecki, «Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees.» *Journal of Rehabilitation Research & Development*, p. 14, 2006.
- [26 J. R. Enriquez Torres, E. Alonso Arreguin, A. F. Méndez Sánchez y L. Pérez Trejo, «DISEÑO Y CONTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE RODILLA CON PISTÓN MAGNETOREOLOGICO.» *Congreso Iberoamericano de Ingenieria Mecánica*, p. 9, 2007.

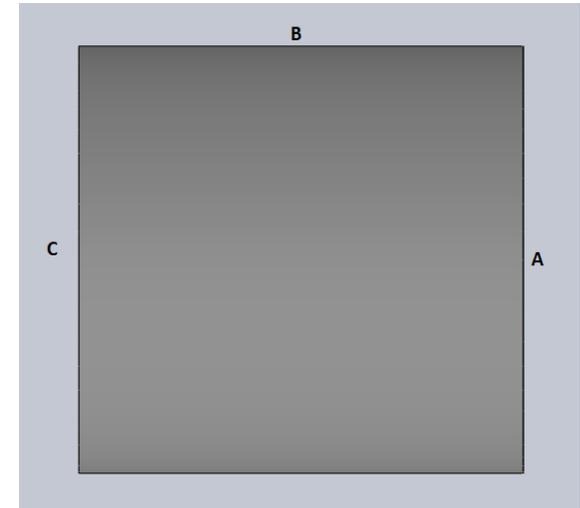
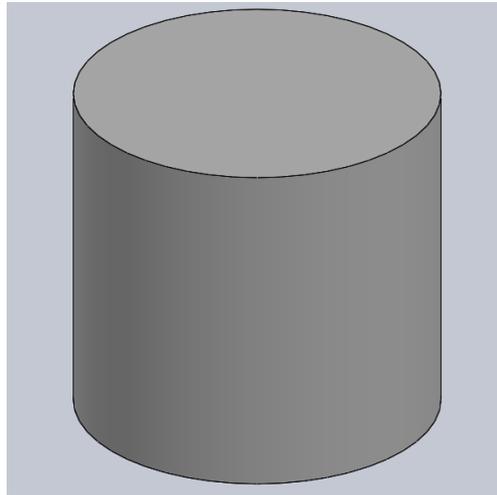
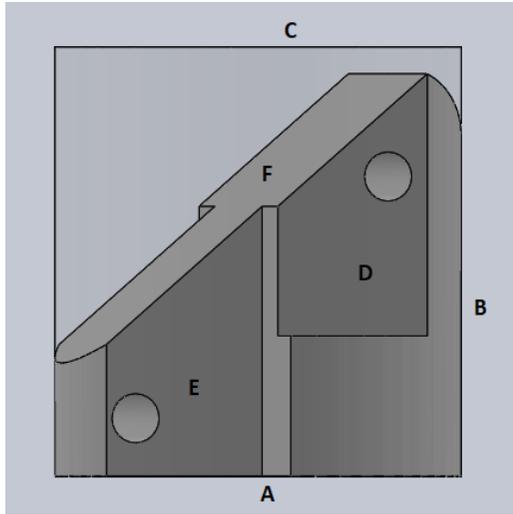
- [27 J. M. Baydal Bertomeu, J. M. Belda Lois, R. Barberá Guillem, Á. Page del Pozo, J. Sanchez Lacuesta, C. Gimeno Molla, P. Vera Luna y J. Prat Pastor, «Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint,» *INFORMA HEALTHCARE*, p. 14, 2007.
- [28 A. Altamirano, L. Lejia, A. Vera, R. Muñoz y A. Valentino, «Low Cost Knee Bionic Prosthesis Based On Polycentric Mechanisms,» *PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES*, p. 6, 2012.
- [29 S. Pfeiter, R. Riener y H. Vallery, «An Actuated Transfemoral Prosthesis with Optimized Polycentric Knee Joint,» *IEEE*, p. 6, 2012.
- [30 M. Olinski, A. Gronowicz y A. Handke, «Design and Characterization of a Novel Knee Articulation Mechanism,» *DE GRUTER*, p. 12, 2016.
- [31 A. Poliakov, V. Pakhaliuk, N. Lozinskiy, M. Kolesova, P. Bugayov y P. Shtanko, «BIOSIMILAR ARTIFICIAL KNEE FOR TRANSFEMORAL PROSTHESES AND EXOSKELETONS,» *FACTA UNIVERSITATIS*, p. 8, 2016.
- [32 K. R. Kaufam, K. A. Bernhardt y K. Symms, «Functional assessment and satisfaction of transfemoral amputees with low mobility (FASTK2): A clinical trial of microprocessor-controlled vs. non microprocessor-controlled knees,» *ELSEVIER*, p. 7, 2018.
- [33 F. M. Kadhim, J. S. Chiad y A. M. Takhakh, «Desing and Manufacturing Knee Joint for Smart Transfemoral Prothetic,» *IOP Publishing*, p. 8, 2018.
- [34 M. G. Bernal Torres, H. I. Medellín Castillo y J. C. Arellano González, «Design and Control of a New Biomimetic Transfemoral Knee Prosthesis Using an Echo Control Scheme,» *Hindawi*, p. 17, 2018.
- [35 T. Lee, D. Lee, B. Song y Y. Su Baek, «Design and Control of a Polycentric Knee Exoskeleton Using an Electro-Hydraulic Actuator,» *MDPI*, p. 20, 2019.
- [36 P. Siddikali y P. R. Screekanth, «Modeling of pneumatic controlled bio mimetic articulated passive prosthetic spring-loaded knee mechanism for transfemoral amputees,» *ELSEVIER*, p. 6, 2019.
- [37 T. Mangera, F. Kienhöfer, K. Carlson, M. Conning, T. Purkis y G. Govender, «Design for manufacture and assembly of a polycentric pediatric prosthetic knee.,» *Journal of Engineering Manufacture*, p. 11, 2018.
- [38 S. Keeratihatayakorn, C. Virulsri, C. Ophaswongse y P. Tangpornprasert, «Design and evaluation of a hydraulic mechanism with available components for passive knee prostheses,» *Taylor&Francis*, p. 9, 2019.
- [39 C. Morales Cruz, E. A. Portilla Flores, R. A. Suárez Santillán, N. Hernández Olivia y M. B. Calva Yáñez, «Synthesis of a Non-Grashof Six-Bar Polycentric Knee Prostheses Using an Evolutionary Optimization Algorithm,» *Springer*, p. 12, 2019.

- [40 S. Sudeesh, MTech, S. Sujatha y M. S. Shunmugam, «On the Possibility of Achieving Near-Normal Swing Phase of Walking with Passive Single-Axis and Polycentric Knees: A Simulation Approach,» *American Academy of Orthotists and Prosthetists*, p. 13, 2020.
- [41 C. Guerra Torres, *Análisis y Síntesis de Mecanismos con Aplicaciones*, México D.F.: Patria, 2015.
- [42 C. Guerra Torres, L. Torres Treviño y J. A. Rodríguez Liñan , *Síntesis Posicional de Mecanismos Doble Manivela Usando Algoritmos Evolutivos*, Nuevo León: Ingenierías, 2010.
- [43 R. L. Norton, *Diseño de Maquinaria Síntesis y Análisis de Máquinas y Mecanismos*, Cuarta ed., Mexico D.F.: Mc Graw Hill, 2009.
- [44 A. G. Erdman y G. N. Sandor, *Diseño de Mecanismos: Analisis y Sintesis*, Mexico D.F.: Prentice Hall, 1998.
- [45 G. A. Valentino Orozco, L. Guerrero Beltrán, D. Obregón Velasco y O. Ávalos Fernández, «Desarrollo de prótesis externa de rodilla con mecanismo policéntrico,» *Acta Ortopédica Mexicana*, p. 7, 2008.
- [46 R. L. Norton, *Diseño de Máquinas. Un enfoque integrado*, Cuarta ed., Ciudad de México: Pearson Educación, 2011, p. 888.
- [47 R. C. Hibbeler, *Mecánica de Materiales*, Octava ed., Ciudad de México: Pearson Educación, 2011, p. 880.
- [48 L. V. Pasaguay Bález, Artist, *OPTIMIZACIÓN DEL MECANISMO DE ARTICULACIÓN DE RODILLA MONOCÉNTRICA PARA PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA*. [Art]. UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE, 2017.
- [49 HGB Importadores, «HGB Importadores Aceros Industriales,» [En línea]. Available: <https://www.acerosindustrialeshgb.com/>.
- [50 DIPAC, «DIPAC Productos de Acero,» [En línea]. Available: <https://www.dipacmanta.com/>.
- [51 BOHMAN, «BOHMAN,» [En línea]. Available: <https://bohman.com.ec/>.
- [52 Dassault Systemes, «Asistente de ayuda de SolidWorks 2018,» 2018. [En línea]. Available: [http://help.solidworks.com/2018/spanish/SolidWorks/sldworks/HIDD\\_OPTIONS\\_DATA\\_OPTIONS.htm](http://help.solidworks.com/2018/spanish/SolidWorks/sldworks/HIDD_OPTIONS_DATA_OPTIONS.htm).

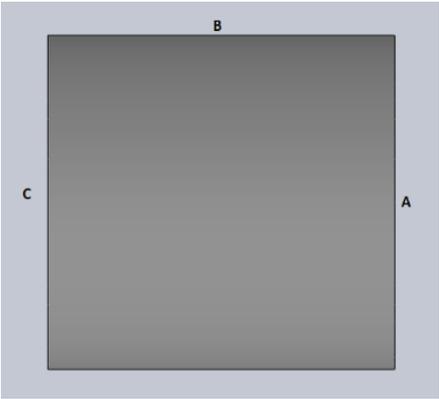
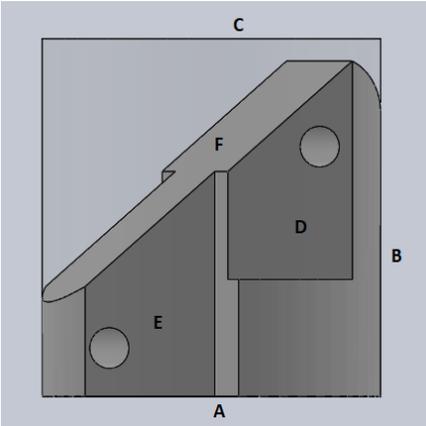
## **Anexos**

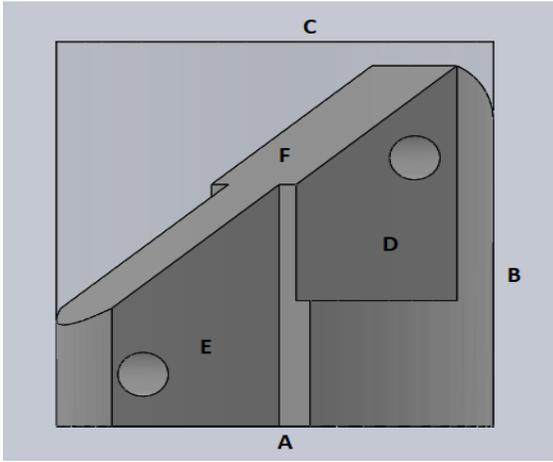
### **A. HOJA DE PROCESOS**

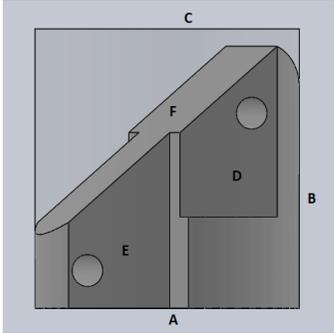
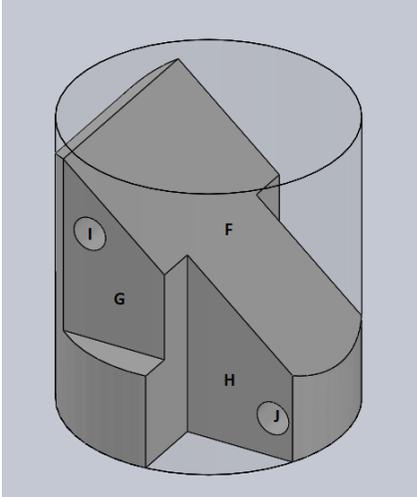
A. Proyecto	Prototipo de rodilla	Plano Nro.	1/2	Trabajo Nro.	1	Fecha 13/02/2020
Pieza	Base inferior	Plano Nro	1/2	Hoja	1	
Material	Nylon 6	Dimensiones en bruto		70 x 70 mm		
Realizado por: Eder Cheme		Observaciones				

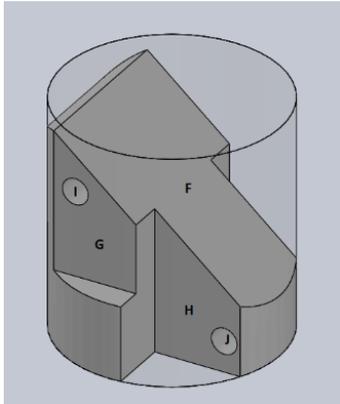


Fase	Sub fase	Operación	Denominación	Croquis	Herramientas /control /indicaciones	psd (#)	pp (mm)	N (rpm)	Va (mm/min)	t (min)
Torno	Refrentado	1	Montar la pieza en el GL 240		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey.					
		2	Setear de eje Z							
		3	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro							

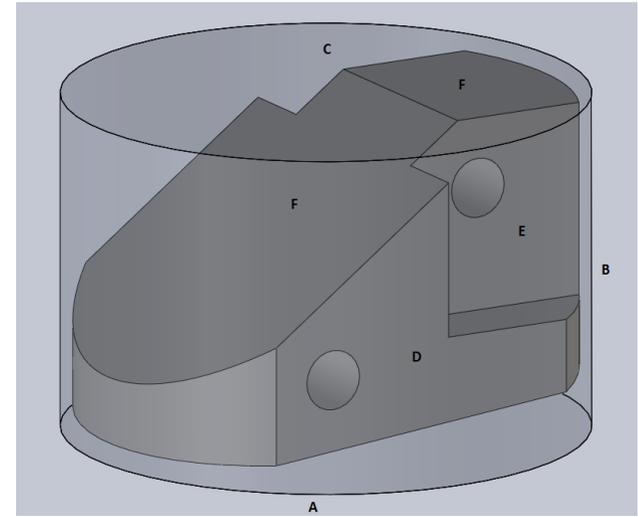
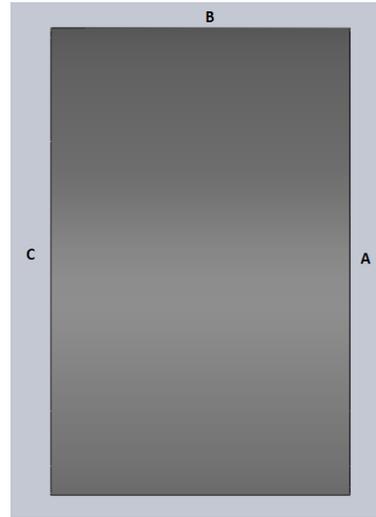
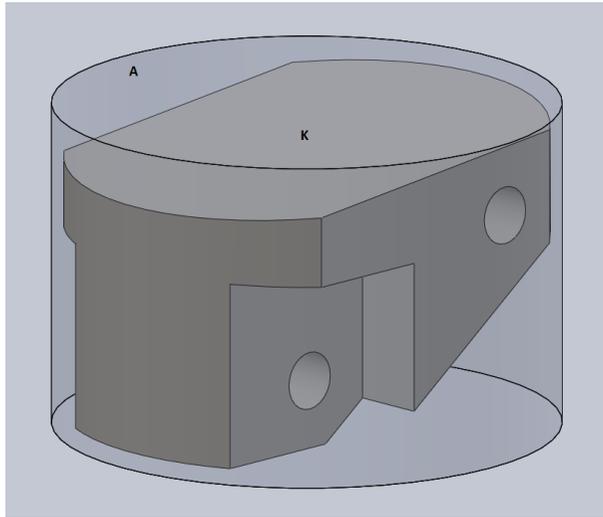
	Cilindrado	4	Ejecutar el programa Refrentar cara A 2mm		Cuchilla de HSS	1	1	450	720	0.05
		1	Ejecutar el programa de desbaste cara b		Cuchilla de HSS	2	0.63	460	1165	0.088
		2	Ejecutar el programa de acabado cara b		Cuchilla de HSS	1	0.4	690	34.5	1.57
		3	Desmontar la pieza y darle la vuelta al material							
		4	Setear de eje Z							
		5	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro							
		6	Ejecutar el programa de desbaste cara b		Cuchilla de HSS	2	0.63	460	1165	0.088
		7	Ejecutar el programa de acabado cara b		Cuchilla de HSS	1	0.4	690	34.5	1.57
		8	Desmontar la pieza							
		FRESADO	Perfilado cara F		1	Instalar la entenalla sobre la bancada		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija		
2	Montar la pieza en la ROMI D800									
3	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y									
4	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara C									
5	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 16 mm									

Perfilado cara D	6	Ejecutar el programa: 1 - desbaste - hta 16 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=16 mm	25	2	1595	808	2.75
	7	Ejecutar el programa: 2 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	25	2	2390	1212	1.625
	8	Ejecutar el programa: 3 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.045
	1	Desmontar pieza y colocar la cara B de forma horizontal		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija					
	2	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y							
	3	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara B							
	4	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm							
	5	Ejecutar el programa: 4 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	4	2	2390	1212	0.22
	6	Ejecutar el programa: 5 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.037

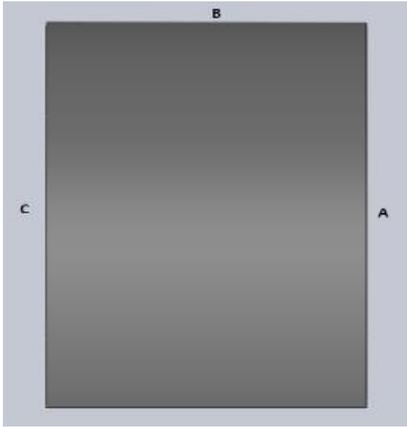
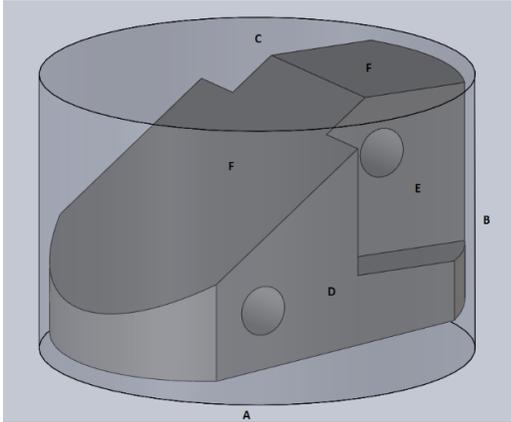
Perfilado cara E	1	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija					
	2	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara D							
	3	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm							
	4	Ejecutar el programa: 6 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	9	2	2390	1212	0.423
	5	Ejecutar el programa: 7 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.032
Perfilado cara G	1	Desmontar la pieza y colocarle la cara B de forma horizontal		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija					
	2	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y							
	3	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara B							
	4	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm							
	5	Ejecutar el programa: 8 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	4	2	2390	1212	0.22

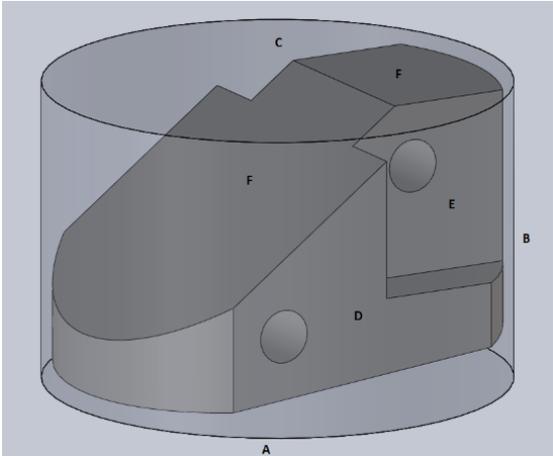
Perfilado cara H y Perforaciones	6	Ejecutar el programa: 9 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.037	
	1	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija						
	2	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara G								
	3	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm								
	4	Ejecutar el programa: 10 - desbaste - hta 8 mm			Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	9	2	2390	1212	0.423
	5	Ejecutar el programa: 11 - acabado - hta 2 mm			Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.032
	6	Ejecutar el programa: 12 - perforación - hta broca 8 mm			Broca de centros de 8 mm					

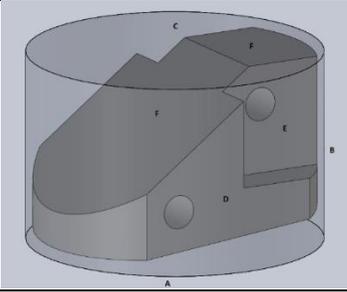
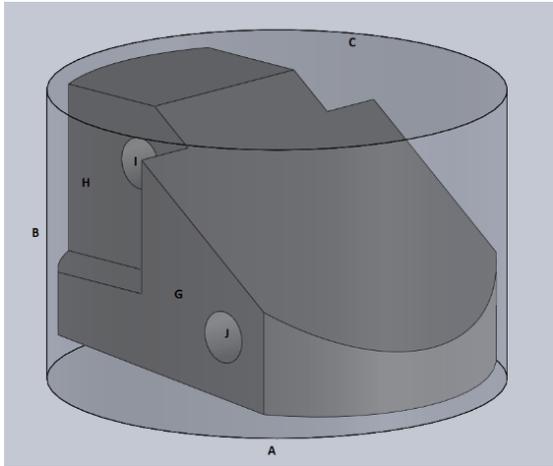
Proyecto	Prototipo de rodilla	Plano Nro.	2/2	Trabajo Nro.	1	Fecha 13/02/2020
Pieza	Base Superior	Plano Nro	2/2	Hoja	2	
Material	Nylon 6	Dimensiones en bruto	70 x 50 mm			
Realizado por: Eder Cheme		Observaciones				

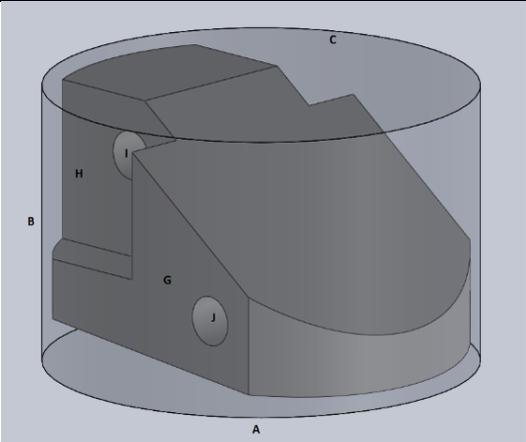
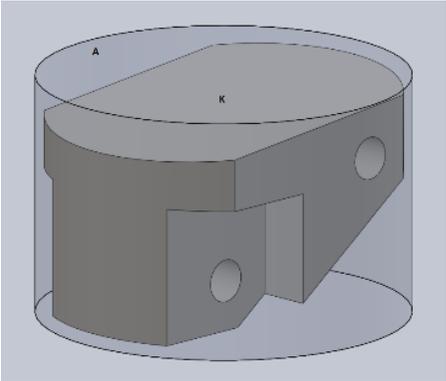


Fase	Sub fase	Operación	Denominación	Croquis	Herramientas /control /indicaciones	psd (#)	pp (mm)	N (rpm)	Va (mm/min)	t (min)
Torno	Refrentado	1	Montar la pieza en el GL 240		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija					
		2	Setear de eje Z							
		3	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro							
		4	Ejecutar el programa Refrentar cara A 2mm		Cuchilla de HSS	1	1	450	720	0.05

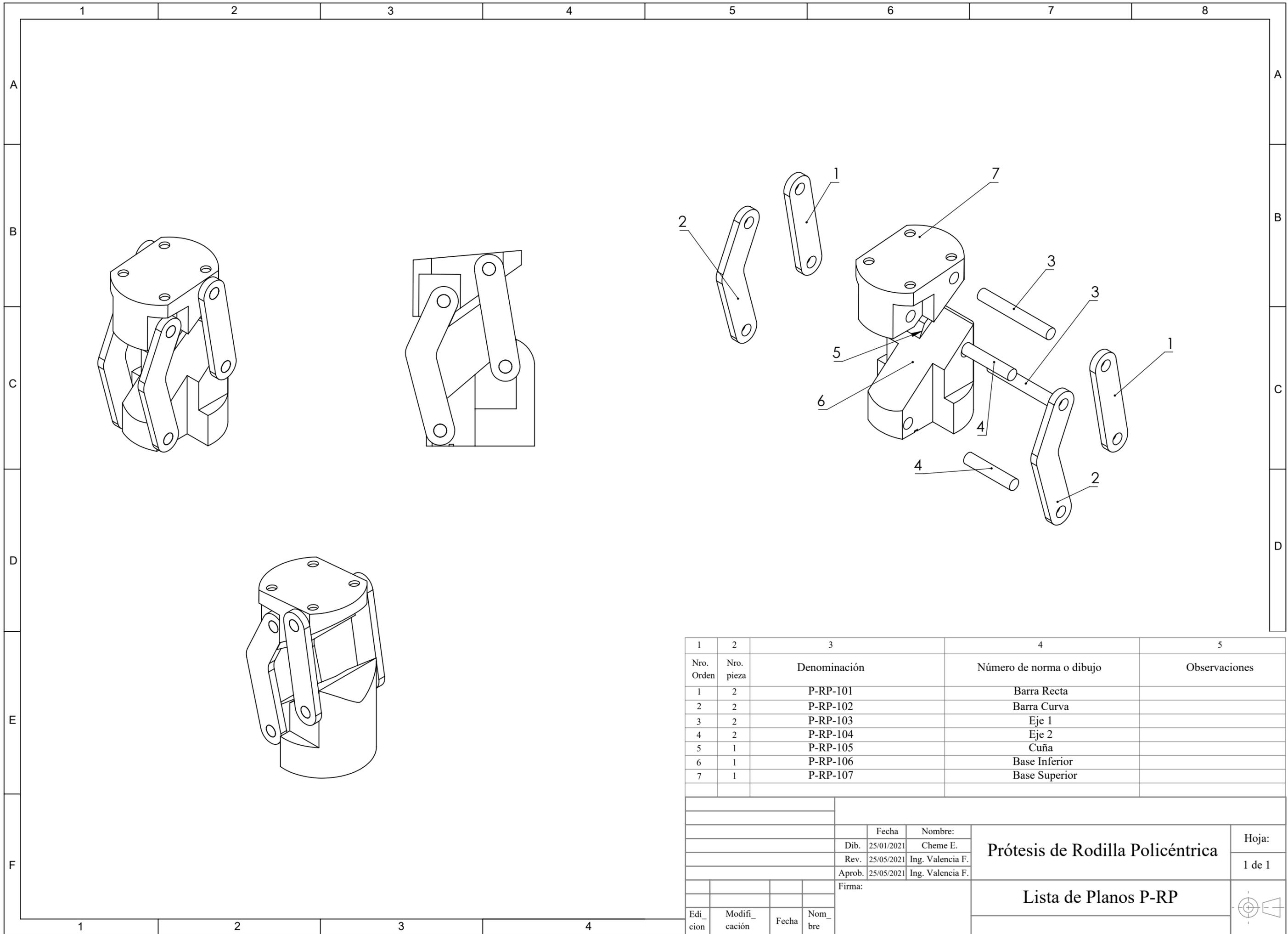
	Cilindrado	1	Ejecutar el programa de desbaste cara b		Cuchilla de HSS	2	0.63	460	1165	0.088	
		2	Ejecutar el programa de acabado cara b		Cuchilla de HSS	1	0.4	690	34.5	1.57	
		3	Desmontar la pieza y darle la vuelta al material		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija						
		4	Setear de eje Z								
		5	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro								
		6	Ejecutar el programa de desbaste cara b		Cuchilla de HSS	2	0.63	460	1165	0.088	
		7	Ejecutar el programa de acabado cara b		Cuchilla de HSS	1	0.4	690	34.5	1.57	
		8	Desmontar la pieza								
FRESADO	Perfilado cara F	1	Instalar la entenalla sobre la bancada		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija						
		2	Montar la pieza en la ROMI D800								
		3	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y								
		4	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara C								
		5	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 16 mm								
		6	Ejecutar el programa: 1 - desbaste - hta 16 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=16 mm	16	2	1595	808	1.152	

		7	Ejecutar el programa: 2 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	16	2	2390	1212	1.04		
		8	Ejecutar el programa: 2 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	1	1.5	2390	1212	0.065		
		9	Ejecutar el programa: 3 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.045		
Perfilado cara D		1	Desmontar pieza y colocar la cara B de forma horizontal		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija							
		2	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y									
		3	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara B									
		4	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm									
		5	Ejecutar el programa: 4 - desbaste - hta 8 mm				Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	4	2	2390	1212	0.22
		6	Ejecutar el programa: 5 - acabado - hta 2 mm				Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.037
Perfilado cara E		1	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos,							
		2	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara D									

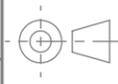
	3	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm		lainas, llaves de boca fija						
	4	Ejecutar el programa: 6 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	9	2	2390	1212	0.423	
	5	Ejecutar el programa: 7 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.032	
Perfilado cara G	1	Desmontar la pieza y colocarle la cara B de forma horizontal		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija						
	2	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y								
	3	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara B								
	4	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm								
	5	Ejecutar el programa: 8 - desbaste - hta 8 mm			Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	4	2	2390	1212	0.22
	6	Ejecutar el programa: 9 - acabado - hta 2 mm			Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.037
Perfilado cara H y Perforaciones	1	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y	Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, laines, llaves de boca fija							
	2	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara G								
	3	Usar laines para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm								

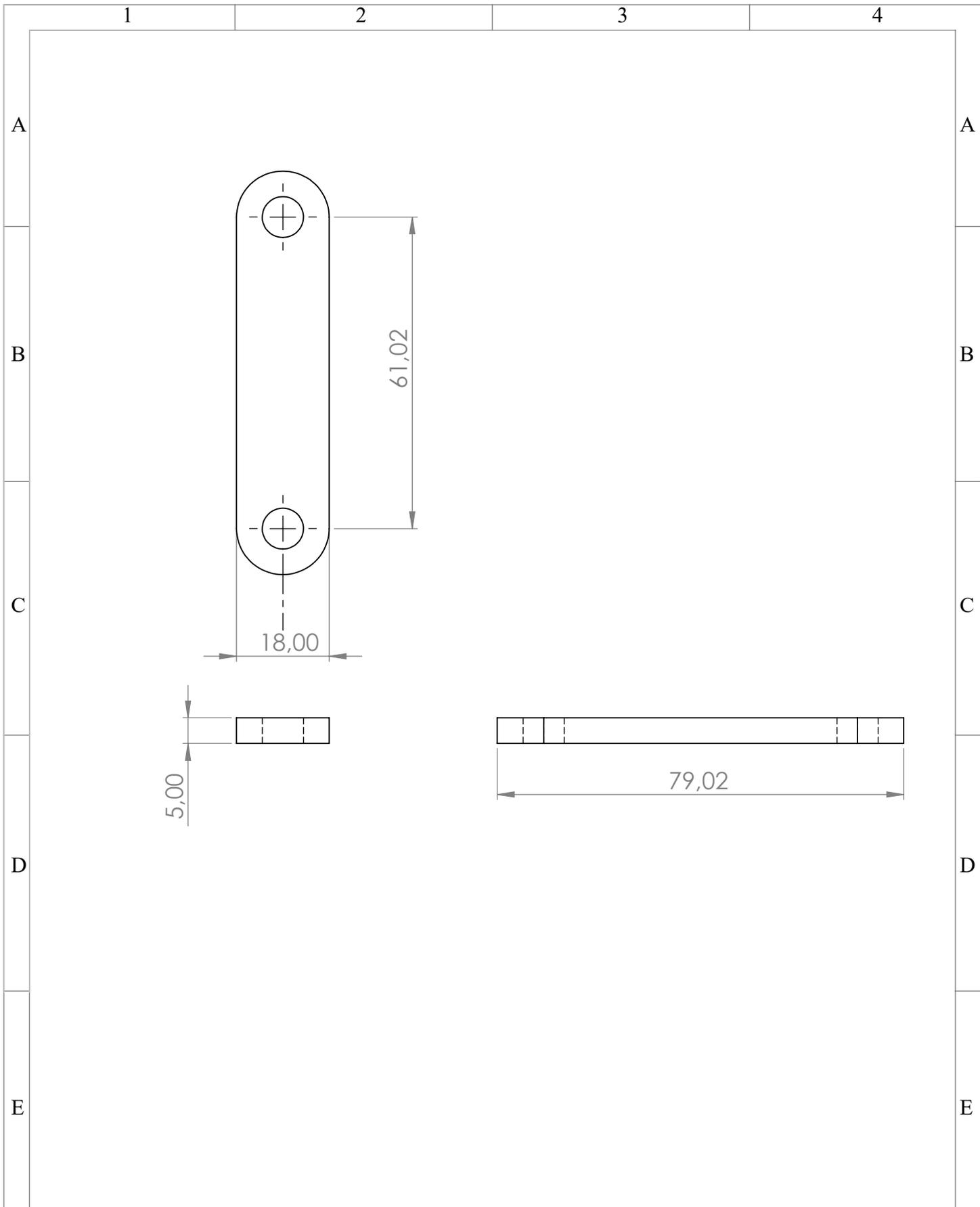
		4	Ejecutar el programa: 10 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	9	2	2390	1212	0.423
		5	Ejecutar el programa: 11 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.5	6370	1617	0.032
		6	Ejecutar el programa: 12 - perforación - hta broca 8 mm		Broca de Centros de 8 mm					
	Perfilado cara K	1	Colocar el sensor en el husillo para seteo de ejes X e Y		Sensor para seteo, Calibrador pie de rey, hexágonos, lainas, llaves de boca fija					
		2	Tomar el cero Pieza al centro del cilindro sobre la cara A							
		3	Usar lainas para seteo de eje Z - con fresa de 8 mm							
		4	Ejecutar el programa: 13 - desbaste - hta 8 mm		Fresa de plana de 4 filos y D=8 mm	4	2	2390	1212	0.26
		5	Ejecutar el programa: 14 - acabado - hta 2 mm		Fresa de redonda de 2 filos y D=2 mm	1	0.41	6370	1617	0.045

## **B. PLANOS MECÁNICOS**



1	2	3	4	5
Nro. Orden	Nro. pieza	Denominación	Número de norma o dibujo	Observaciones
1	2	P-RP-101	Barra Recta	
2	2	P-RP-102	Barra Curva	
3	2	P-RP-103	Eje 1	
4	2	P-RP-104	Eje 2	
5	1	P-RP-105	Cuña	
6	1	P-RP-106	Base Inferior	
7	1	P-RP-107	Base Superior	

				Fecha		Nombre:		<b>Prótesis de Rodilla Policéntrica</b>	Hoja:
				Dib.	25/01/2021	Cheme E.			1 de 1
				Rev.	25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				Aprob.	25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				Firma:				<b>Lista de Planos P-RP</b>	
Edi_ cion	Modifi_ cación	Fecha	Nom_ bre						



				<b>Tol Gral:</b> + -0.02	<b>Peso:</b> 50.09 g	<b>Material:</b> AISI 304	
				Fecha:	Nombre:	<b>P-RP-101</b>	
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.		
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.	<b>Barra Recta</b>	
				Firma:			
Edi_ ción	Modifi_ cacion	Fecha	Nom_ bre				

1

2

3

4

A

A

B

B

C

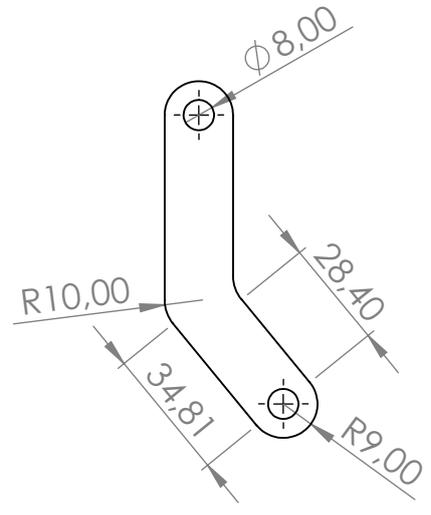
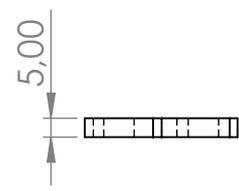
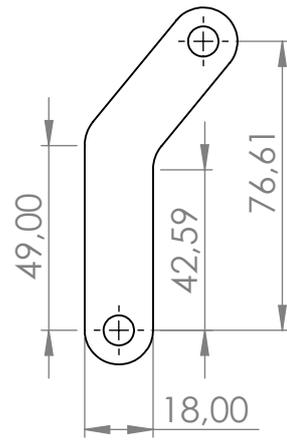
C

D

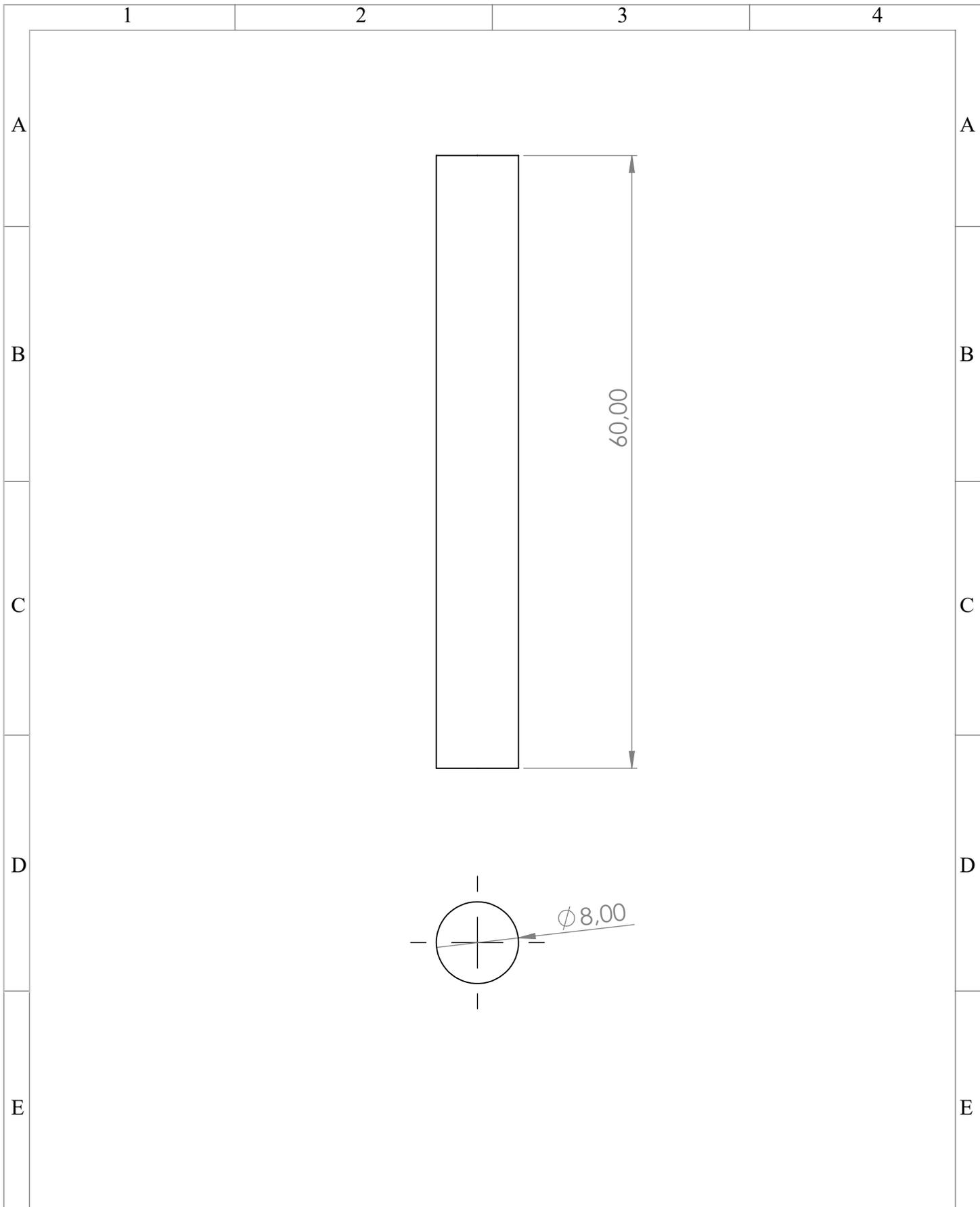
D

E

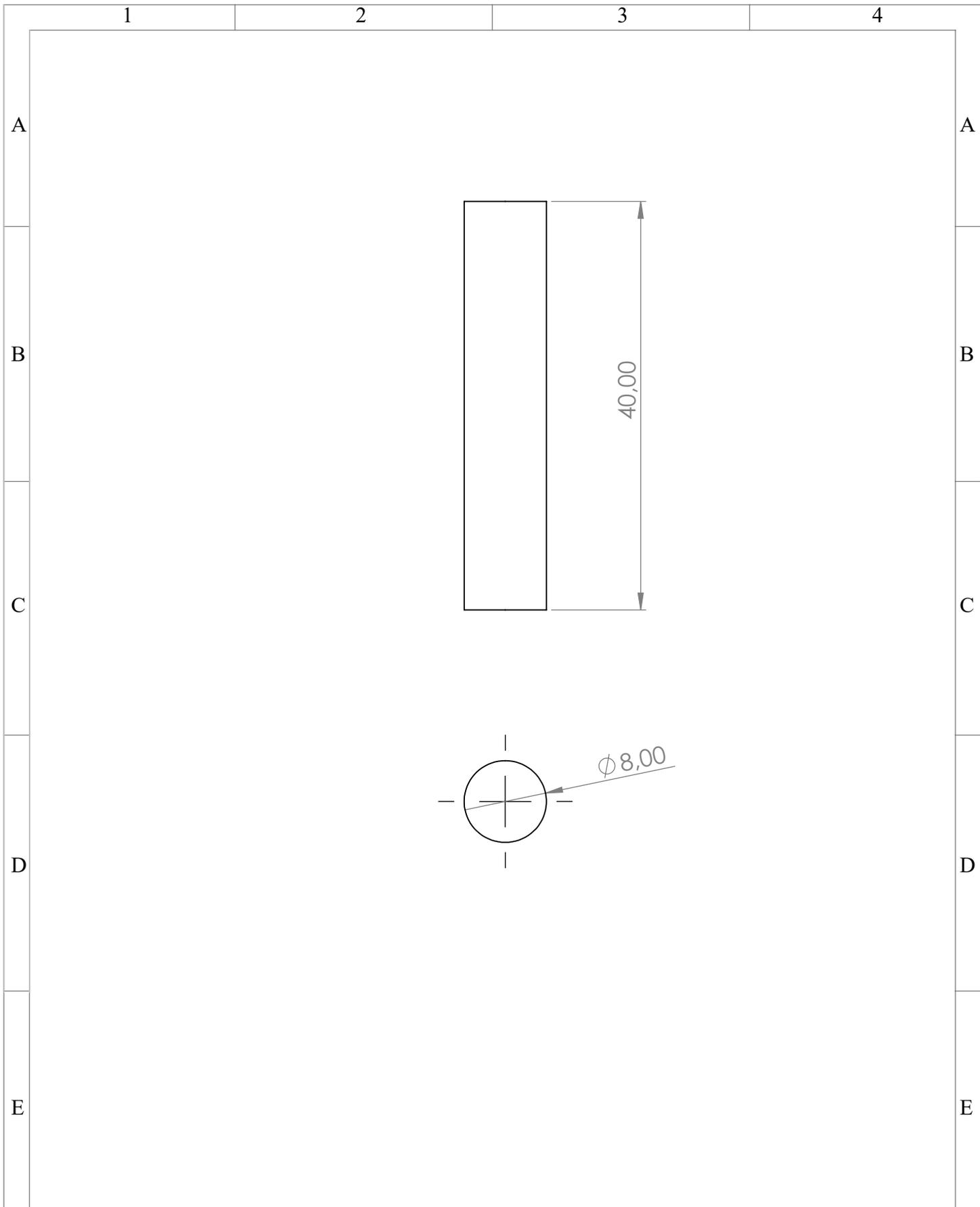
E



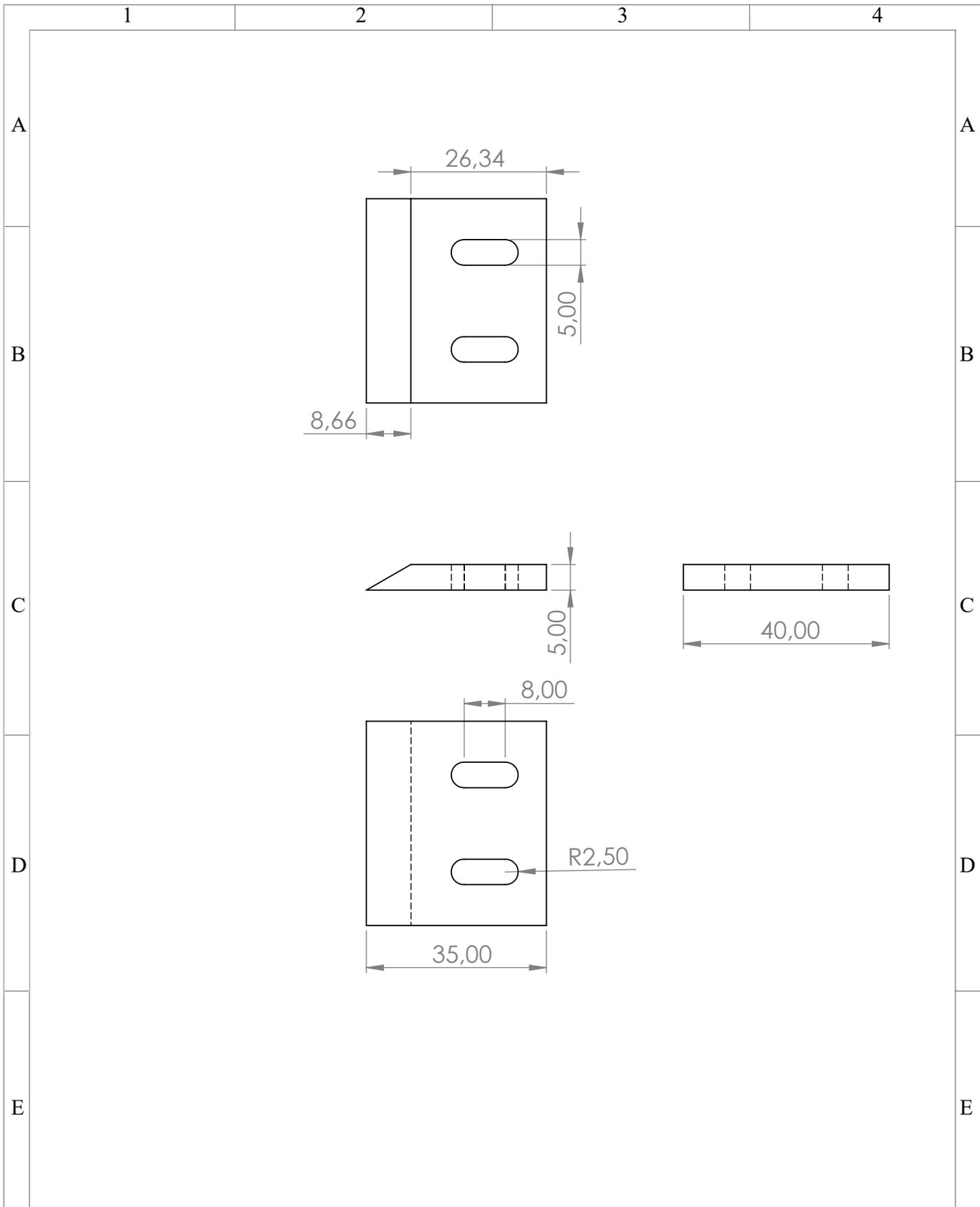
				<b>Tol Gral:</b> + -0.02	<b>Peso:</b> 67.02 g	<b>Material:</b> AISI 304	
				Fecha:	Nombre:	<b>P-RP- 102</b>	<b>Escala:</b> 1:2
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.		
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.	<b>Barra Curva</b>	
				Firma:			
Edi_ ción	Modifi_ cacion	Fecha	Nom_ bre				



				<b>Tol Gral:</b> + -0.02	<b>Peso:</b> 24.13 g	<b>Material:</b> AISI 304	
				<b>Fecha:</b>	<b>Nombre:</b>	<b>P-RP-103</b>	
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.		
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.	<b>Eje 1</b>	
				<b>Firma:</b>			
<b>Edi_</b> <b>ción</b>	<b>Modifi_</b> <b>cacion</b>	<b>Fecha</b>	<b>Nom_</b> <b>bre</b>				

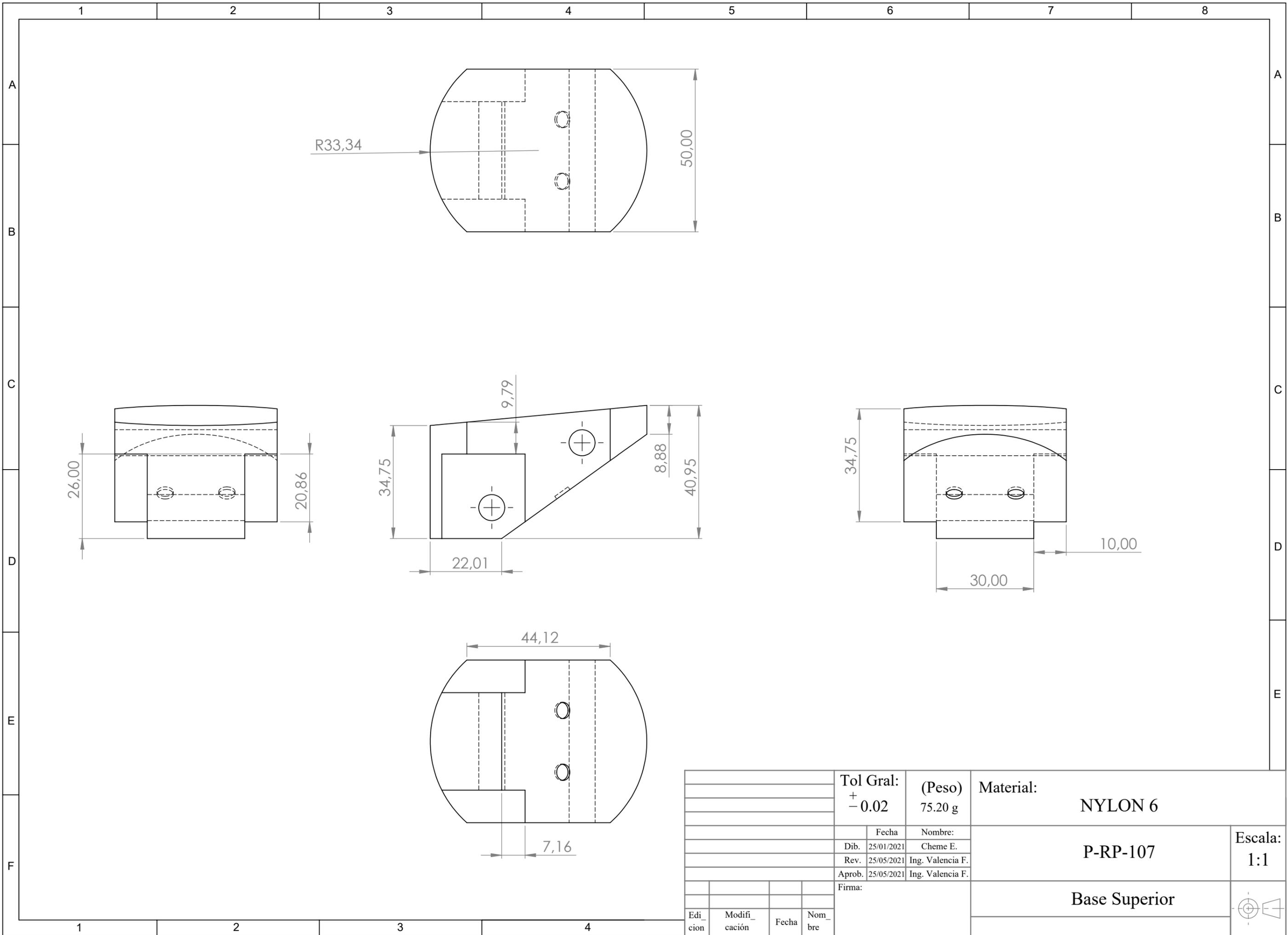


				<b>Tol Gral:</b>	<b>Peso:</b>	<b>Material:</b>		<b>Escala:</b> 2:1
				+ -0.02	16.08 g	AISI 304		
				Fecha:	Nombre:	<b>P-RP-104</b>		
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.			
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.	<b>Eje 2</b>		
				Firma:				
Edi_ ción	Modifi_ cacion	Fecha	Nom_ bre					

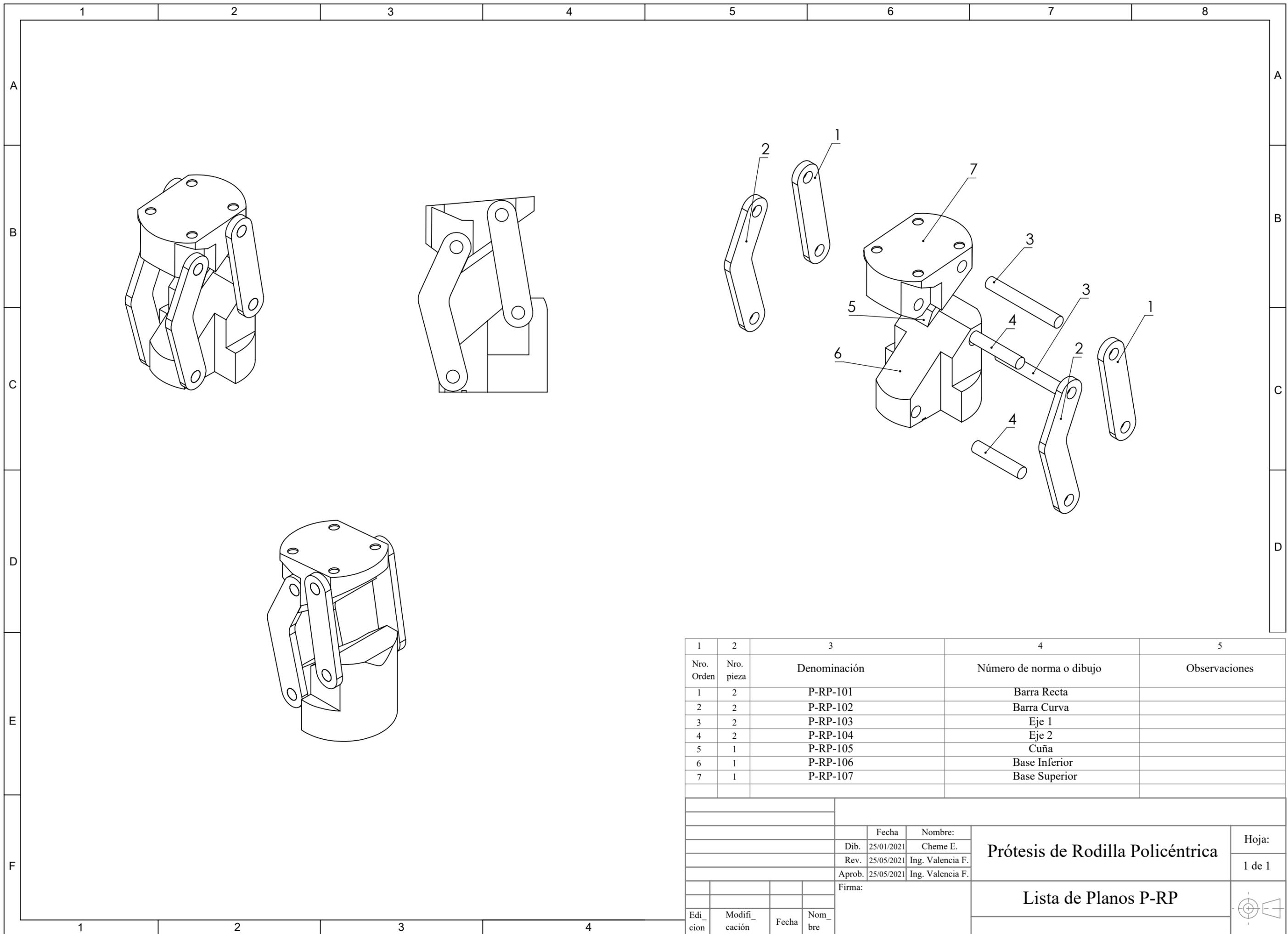


				<b>Tol Gral:</b>	<b>Peso:</b>	<b>Material:</b>		<b>NYLON 6</b>
				+ -0.02	6.2 g			
				Fecha:	Nombre:	<b>P-RP-105</b>		
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.			
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.	<b>Escala:</b> <b>1:1</b>		
				Firma:				
				<b>Cuña</b>				
Edi_ ción	Modifi_ cacion	Fecha	Nom_ bre					



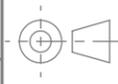


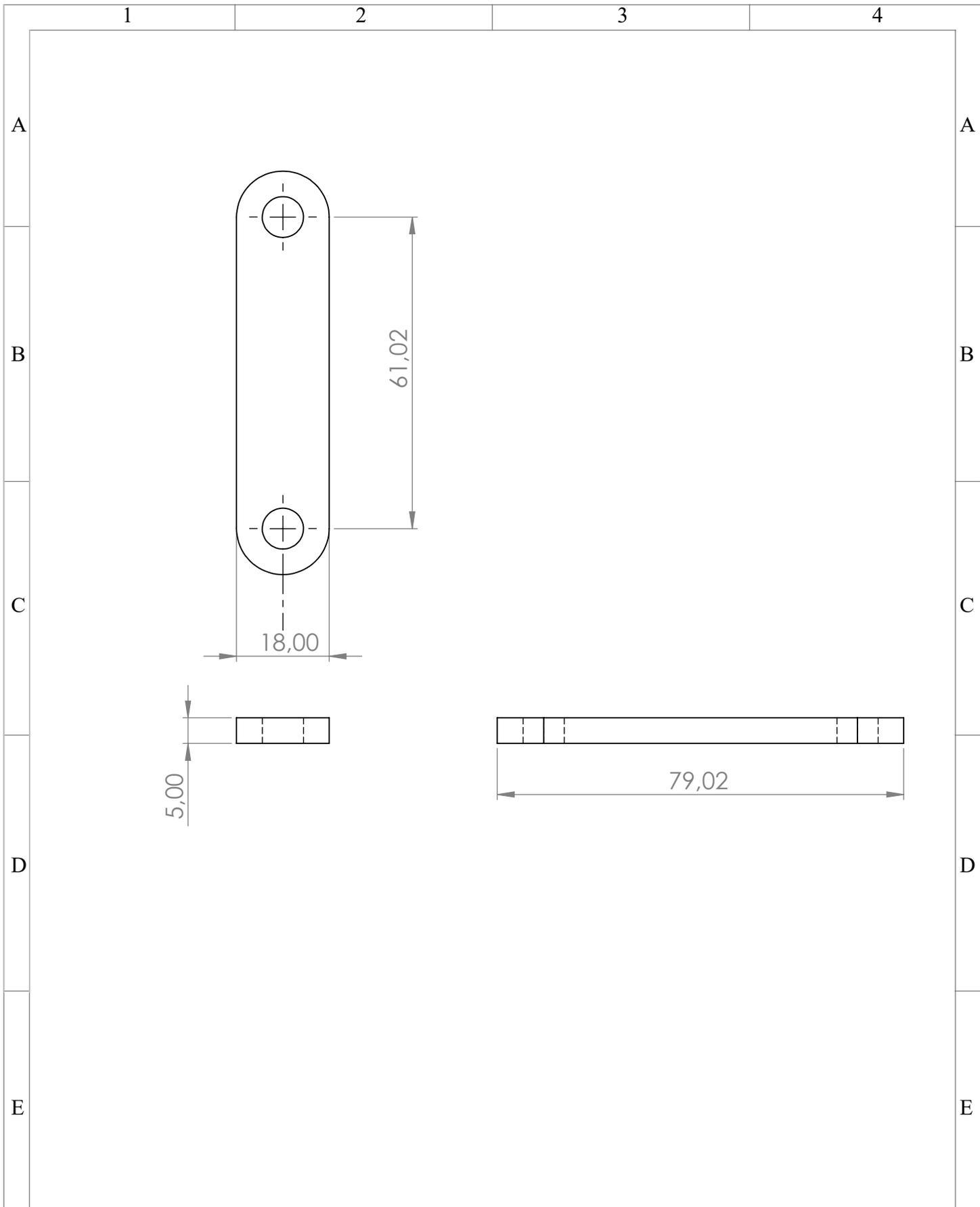
				<b>Tol Gral:</b> + -0.02	<b>(Peso)</b> 75.20 g	<b>Material:</b> NYLON 6	
						<b>P-RP-107</b>	<b>Escala:</b> 1:1
				Fecha	Nombre:		
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.		
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Aprob. 25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Firma:		<b>Base Superior</b>	
Edi cion	Modifi cación	Fecha	Nom bre				



1	2	3	4	5
Nro. Orden	Nro. pieza	Denominación	Número de norma o dibujo	Observaciones
1	2	P-RP-101	Barra Recta	
2	2	P-RP-102	Barra Curva	
3	2	P-RP-103	Eje 1	
4	2	P-RP-104	Eje 2	
5	1	P-RP-105	Cuña	
6	1	P-RP-106	Base Inferior	
7	1	P-RP-107	Base Superior	

				Fecha		Nombre:		<b>Prótesis de Rodilla Policéntrica</b> Hoja: 1 de 1
				Dib.	25/01/2021	Cheme E.		
				Rev.	25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Aprob.	25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Firma:				<b>Lista de Planos P-RP</b>
Edi_ cion	Modifi_ cación	Fecha	Nom_ bre					





				<b>Tol Gral:</b> + -0.02	<b>Peso:</b> 50.09 g	<b>Material:</b> AISI 304	
				Fecha:	Nombre:	<b>P-RP-101</b>	<b>Escala:</b> 1:1
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.		
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				Firma:		<b>Barra Recta</b>	
Edi_ ción	Modifi_ cacion	Fecha	Nom_ bre				

1

2

3

4

A

A

B

B

C

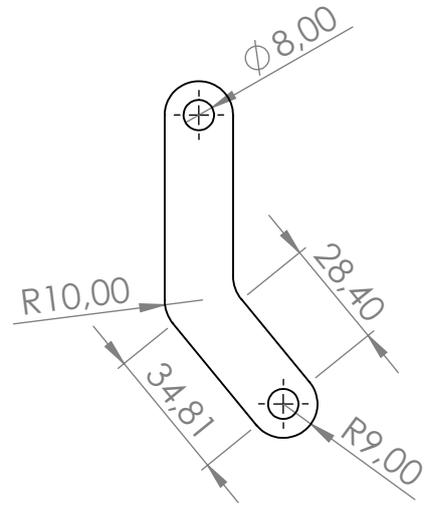
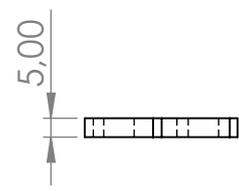
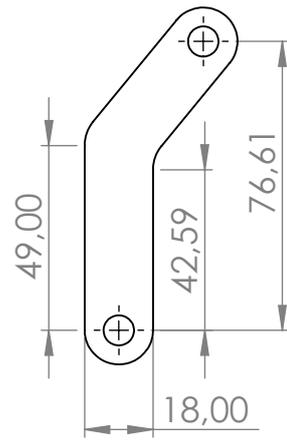
C

D

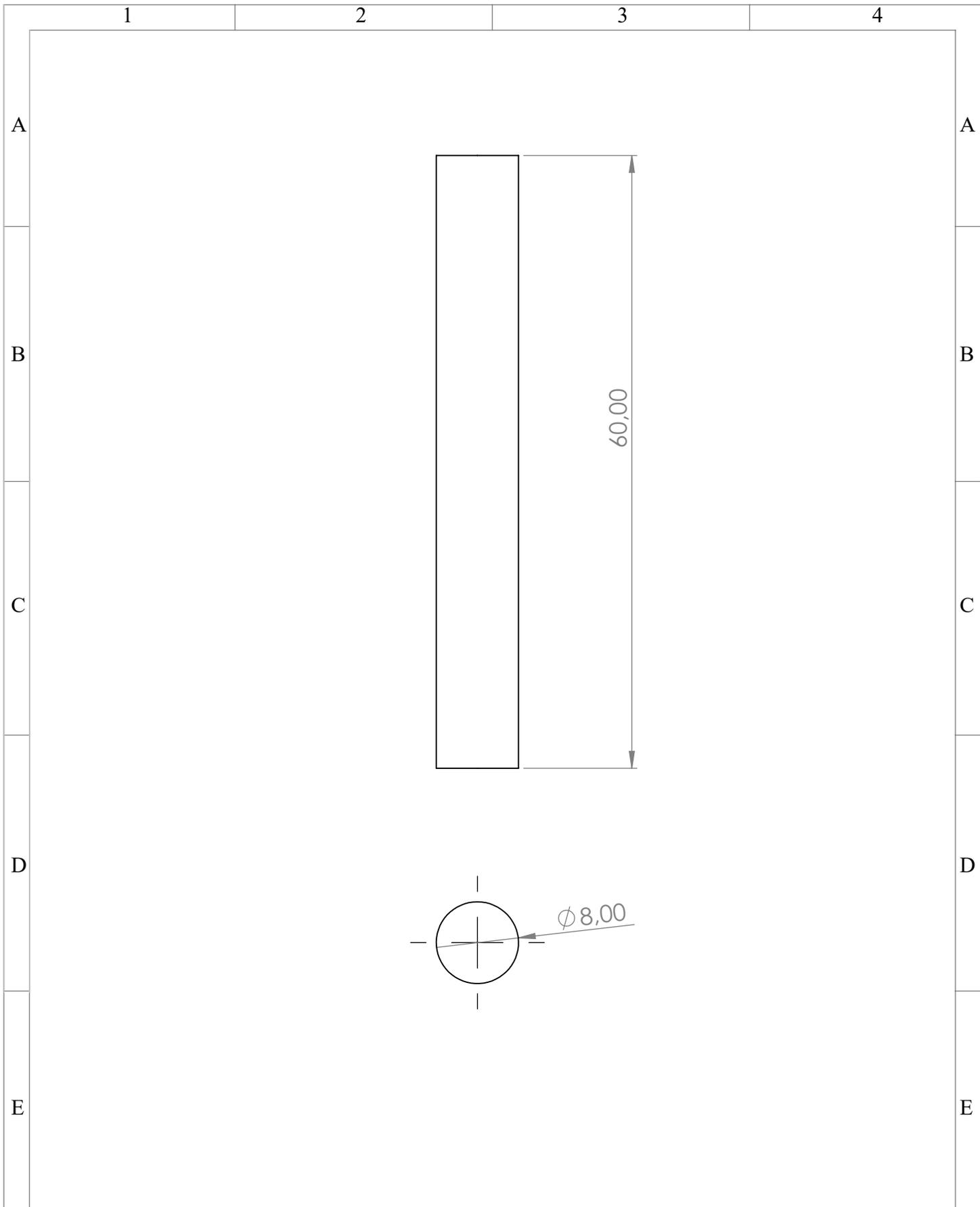
D

E

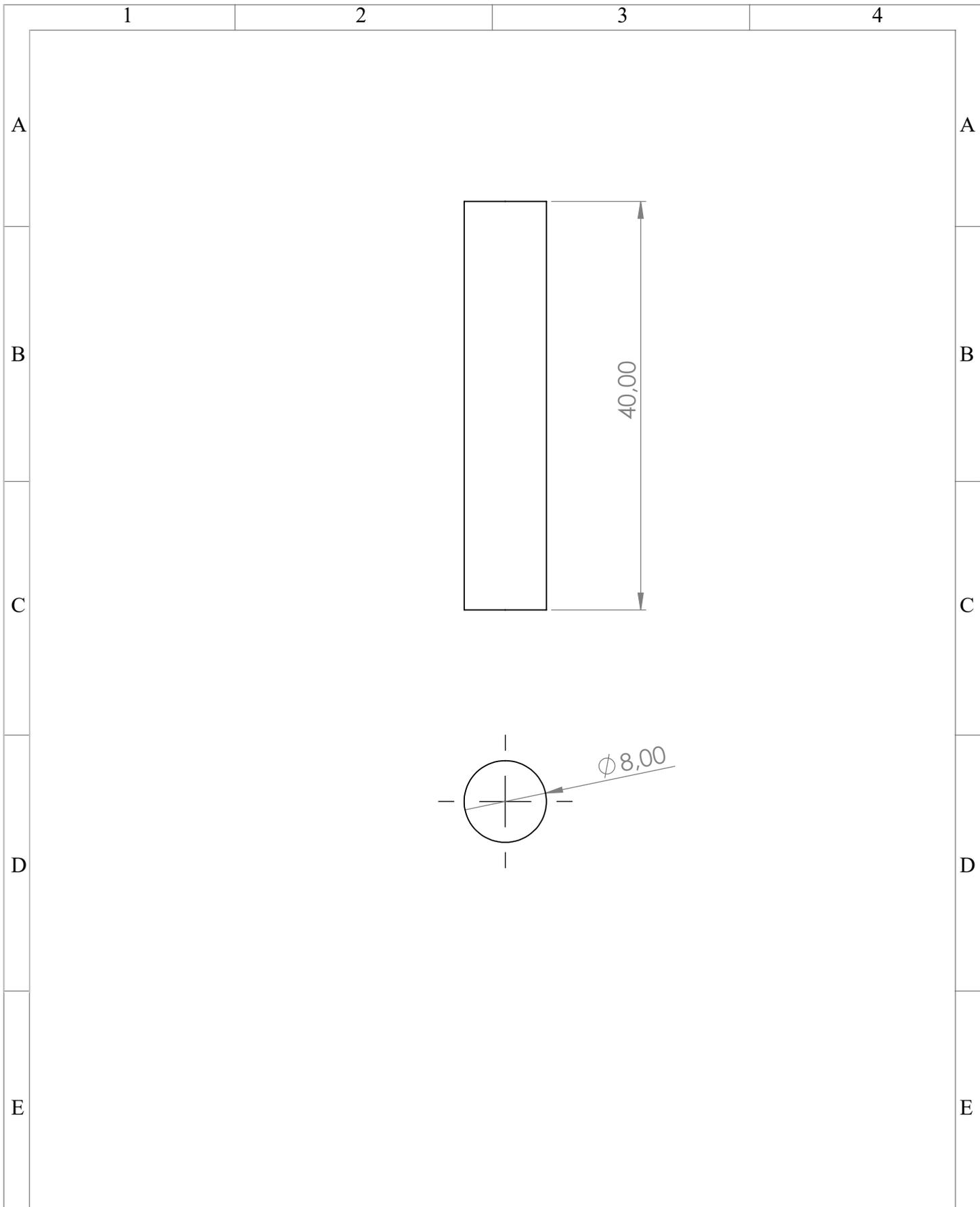
E



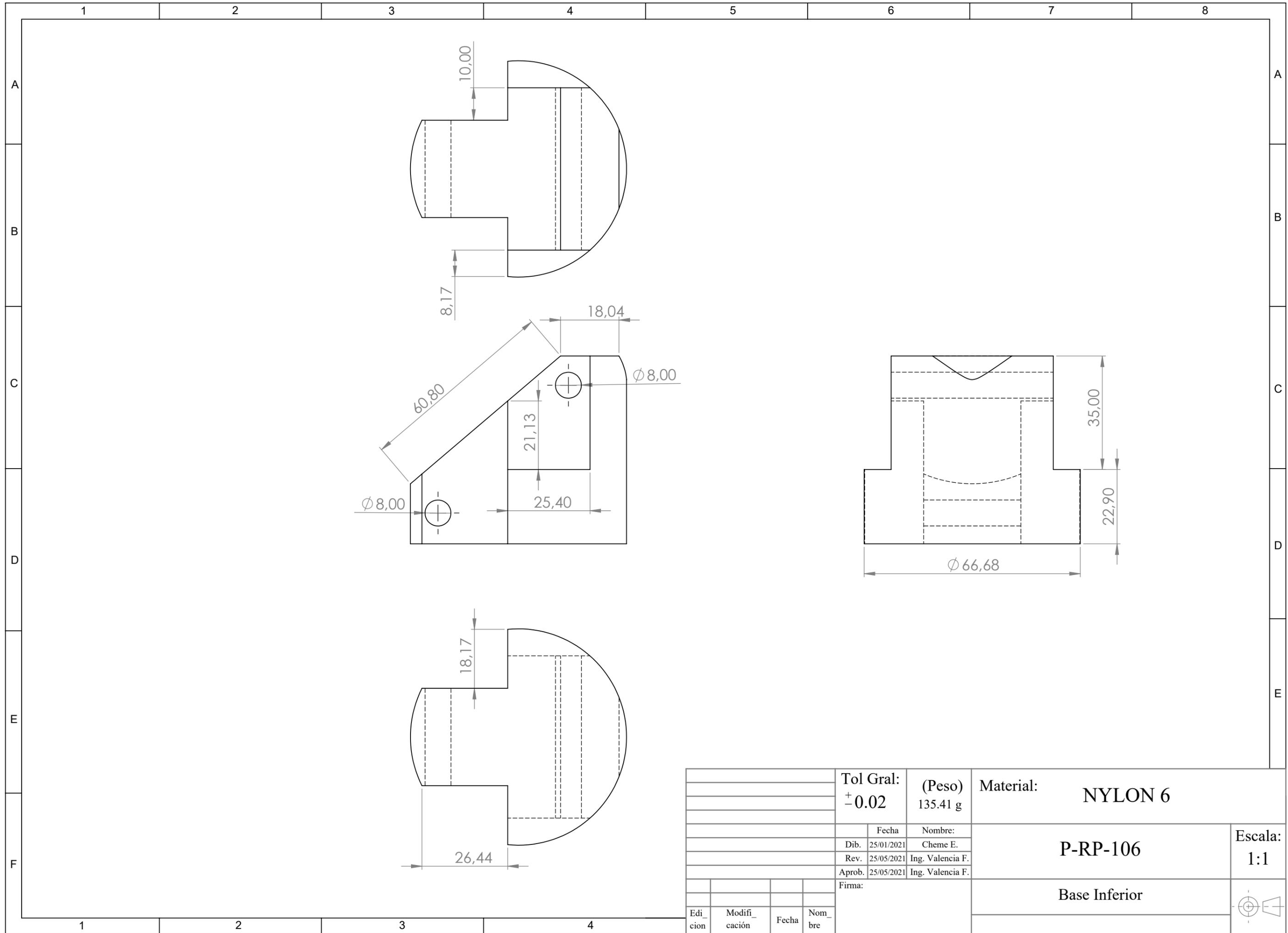
				Tol Gral:	Peso:	Material:		AISI 304
				+ -0.02	67.02 g			
				Fecha:	Nombre:	P-RP- 102		Escala: 1:2
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.			
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				Firma:		Barra Curva		
Edi_ ción	Modifi_ cacion	Fecha	Nom_ bre					



				<b>Tol Gral:</b> + -0.02	<b>Peso:</b> 24.13 g	<b>Material:</b> AISI 304		
				<b>Fecha:</b>	<b>Nombre:</b>	<b>P-RP-103</b>		<b>Escala:</b> 2:1
				<b>Dib.</b> 25/01/2021	Cheme E.			
				<b>Rev.</b> 25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				<b>Apro.</b> 25/05/2021	Ing. Valencia F.	<b>Eje 1</b>		
				<b>Firma:</b>				
<b>Edi_</b> <b>ción</b>	<b>Modifi_</b> <b>cacion</b>	<b>Fecha</b>	<b>Nom_</b> <b>bre</b>					

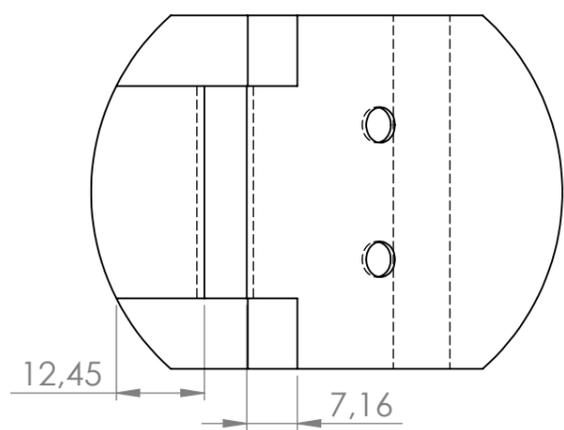
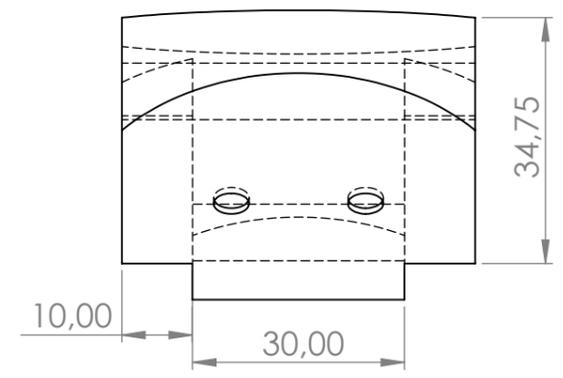
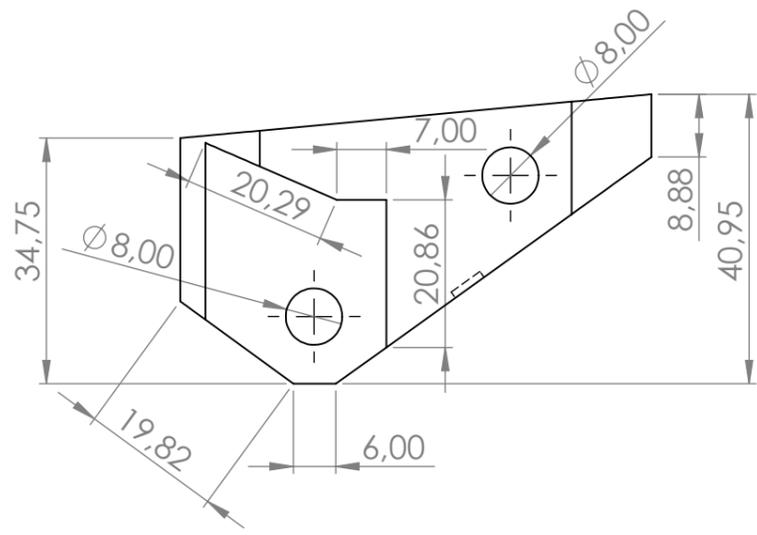
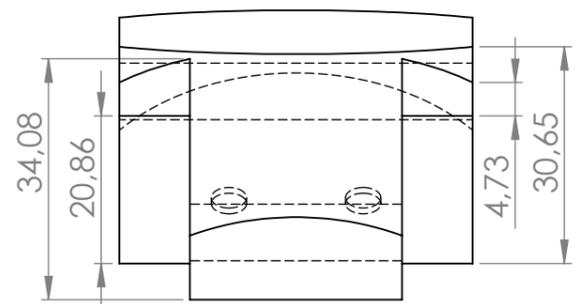
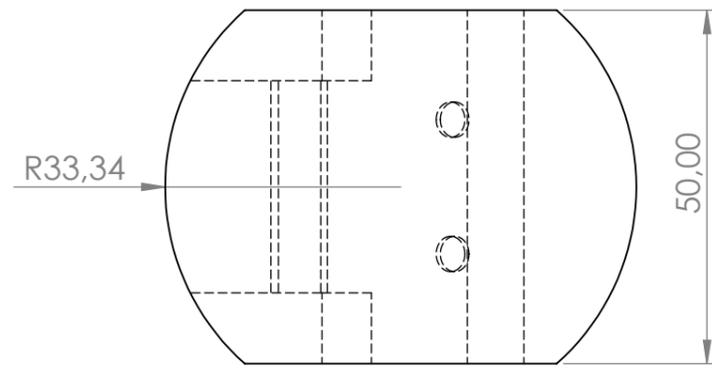


				<b>Tol Gral:</b> + -0.02	<b>Peso:</b> 16.08 g	<b>Material:</b> AISI 304		
				Fecha:	Nombre:	<b>P-RP-104</b>		<b>Escala:</b> 2:1
				Dib. 25/01/2021	Cheme E.			
				Rev. 25/05/2021	Ing. Valencia F.			
				Apro. 25/05/2021	Ing. Valencia F.	<b>Eje 2</b>		
				Firma:				
Edi_ ción	Modifi_ cacion	Fecha	Nom_ bre					



				<b>Tol Gral:</b>	<b>(Peso)</b>	<b>Material:</b>		
				<b>+0.02</b>	135.41 g	<b>NYLON 6</b>		
					<b>Fecha</b>	<b>Nombre:</b>	<b>P-RP-106</b>	
				<b>Dib.</b>	25/01/2021	Cheme E.		
				<b>Rev.</b>	25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				<b>Aprob.</b>	25/05/2021	Ing. Valencia F.		
				<b>Firma:</b>		<b>Base Inferior</b>		
<b>Edi_</b>	<b>Modifi_</b>	<b>Fecha</b>	<b>Nom_</b>					
<b>cion</b>	<b>cación</b>		<b>bre</b>					

**Escala:**  
**1:1**



				Tol Gral: + - 0.02		(Peso) 71.33 g		Material: NYLON 6	
				Fecha		Nombre:		Escala: 1:1	
				Dib. 25/01/2021		Cheme E.			
				Rev. 25/05/2021		Ing. Valencia F.			
				Aprob. 25/05/2021		Ing. Valencia F.		Base Superior	
				Firma:					
Edi cion	Modifi cación	Fecha	Nom bre						