

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



**FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO
REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIR (CENTRO
INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)**

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

AUTOR:

RAUL SEBASTIAN HIDROBO MORENO

DIRECTOR:

Ing. FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE

IBARRA 2023



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

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

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

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

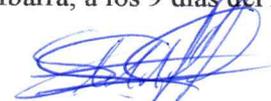
DATOS DE CONTACTO			
Cédula de identidad:	1004481857		
Apellidos y nombres:	Hidrobo Moreno Raúl Sebastián		
Dirección:	Cotacachi, Bolívar y Vacas Galindo		
Email:	rshidrobom@utn.edu.ec		
Teléfono fijo:	062-916587	Teléfono móvil:	0988702497

DATOS DE LA OBRA	
Título:	“Construcción de un prototipo de mecanismo policéntrico regulable para satisfacer dos trayectorias del CIRs (Centro Instantáneo de Rotación)”
Autor:	Hidrobo Moreno Raúl Sebastián
Fecha:	09-05-2023
Programa:	Pregrado
Título por el que opta:	Ingeniería Mecatrónica
Asesor / director:	Ing. Fernando Valencia

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que 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 9 días del mes de mayo de 2023


Sebastián Hidrobo



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICO

Que la Tesis previa a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica con el tema **“CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRs (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)”**, ha sido desarrollado y terminado en su totalidad por el Sr. Raúl Sebastián Hidrobo Moreno, con cedula de identidad: 100448185-7, bajo mi supervisión para lo cual firmo en constancia.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Fernando Valencia Aguirre', is written over a dotted line.

Ing. Fernando Vinicio Valencia Aguirre
DIRECTOR

DEDICATORIA

A mi hija por ser mi motivación, porque con su llegada me enseñó que siempre puedo ser mejor, porque su amor siempre es luz, he dado un paso más para servir de ejemplo a la persona que más amo en este mundo, mi Ana Paula.

A mí novia por creer en mí, por luchar conmigo y creer siempre que lo lograría, con su amor incondicional ha sabido ayudarme, comprenderme y acompañarme.

A mis Padres, a ellos quienes me criaron con amor, me educaron con el ejemplo, y siempre han sabido guiarme, son ellos mi admiración, por qué a pesar de mis errores, siempre me aman y están velando por mi bienestar.

A mis hermanos por estar junto a mí en las buenas y en las malas, por siempre darle alegría a mi vida.

Dicen que en la vida tendremos ángeles que nos van a ayudar y nos van a cuidar, yo estoy seguro que esos ángeles que Dios puso en mi vida son mis abuelitos y mi tía, a ellos dedico este logro por qué me ayudan y me aman sin condición, con todos siempre mi eterno amor y gratitud.

AGRADECIMIENTOS

Al haber culminado este trabajo de tesis viene a mi mente una sola palabra: ¡Gracias!

A Dios le agradezco no solo la vida, sino el haberme dado la oportunidad de poder realizarme como profesional.

A mis padres por ser mi apoyo, ejemplo y por todos los consejos, enseñanzas y motivaciones en momentos difíciles que me han enseñado de que con esfuerzo todo se puede lograr.

A mi tutor Msc. Fernando Valencia quien ha sido ese maestro que con paciencia y sabiduría me guio para poder alcanzar mi meta.

Gracias a todos mis maestros por estos años llenos de aprendizaje a nivel profesional y personal.

Finalmente, a mis amigos con quienes compartí todo este tiempo lleno de anécdotas, me llevo en el corazón cada momento compartido, gracias.

RESUMEN

Se presenta el diseño de un mecanismo policéntrico ajustable el cual satisface dos trayectorias del centro instantáneo de rotación (CIR) con el propósito de ayudar a mejorar la movilidad de personas que usan prótesis de rodilla. Para el desarrollo de esta propuesta se analizó varios modelos comerciales de prótesis de rodilla para obtener sus principales características, como son el modelo matemático, la cinemática, sus dimensiones, materiales y el comportamiento que ejerce el centro instantáneo de rotación, para luego seleccionar dos de estas prótesis y realizar un mecanismo el cual se ajuste lo más próximo posible al CIR de cada prótesis, posteriormente se propone una nueva alternativa de prótesis de rodilla tomando como parámetros de diseño el mecanismo ajustable que se realizó y el diseño de una prótesis seleccionada. Finalmente, se lleva a cabo el análisis de esfuerzos, desplazamiento y factor de seguridad con los mismos materiales del mecanismo seleccionado.

Palabras Clave: Mecanismo, Prótesis de rodilla, CIR.

ABSTRACT

The design of an adjustable polycentric mechanism which satisfies two trajectories of the instantaneous center of rotation (CIR) with the purpose of helping to improve the mobility of people who use knee prosthesis is presented. For the development of this proposal, several commercial models of knee prosthesis were analyzed to obtain their main characteristics, such as the mathematical model, kinematics, dimensions, materials and the behavior that exerts the instantaneous center of rotation, to then select two of these prostheses and make a mechanism which adjusts as close as possible to the CIR of each prosthesis, then a new alternative of knee prosthesis is proposed taking as design parameters the adjustable mechanism that was made and the design of a selected prosthesis. Finally, the analysis of stress, displacement and safety factor is carried out with the same materials of the selected mechanism.

Key words: Mechanism, Knee prosthesis, RIC.

TABLA DE CONTENIDO

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	II
2. CONSTANCIAS.....	II
CERTIFICO.....	III
DEDICATORIA	IV
AGRADECIMIENTOS	V
RESUMEN	VI
ABSTRACT.....	VII
CAPÍTULO I	XV
El Problema.....	XV
1.1 Planteamiento del Problema.....	XV
1.2 Justificación.....	XVII
1.3 Objetivos	XIX
1.3.1 Objetivo general.....	XIX
1.3.2 Objetivo general.....	XIX
1.4 Alcance.....	XX
CAPÍTULO II	21
Marco Teórico.....	21
2.1 Antecedentes	21
2.2 Prótesis	23
2.2.1 Prótesis de miembro superior.....	23
2.2.2 Prótesis de miembro inferior.....	23
2.2.3 Tipos de prótesis	24
2.3 Prótesis Transfemoral.....	25
2.3.1 Socket.....	25

2.3.2	Articulación de rodilla	26
2.3.3	Prótesis tibial.....	26
2.3.4	Unidades terminales (pie)	26
2.4	Generalidades	26
2.5	Cinemática y dinámica de un Mecanismo.....	27
2.5.1	Cinemática	27
2.5.2	Dinámica.....	27
2.6	Mecanismos de 4 barras	27
2.6.1	Grados de libertad	28
2.6.2	Ecuación de Grübler -Kutzbach.....	29
2.6.3	Ley de Grashof.....	30
2.7	Mecanismo Policéntrico.....	31
2.7.1	Centro Instantáneo de rotación del mecanismo policéntrico	32
2.8	Prótesis de rodilla.....	33
2.8.1	Prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica.....	33
2.8.2	Prótesis Balance Knee de Ossur	34
2.8.3	Prótesis Otto Bock TITAN 3R55.....	35
CAPÍTULO III.....		37
METODOLOGÍA.....		37
3.1	Tipo de Investigación	38
3.2	Estructura de la investigación	38
1.2.1	Fase 1: Investigación.....	38
1.2.2	Fase 2: Análisis cinemático del mecanismo y sus trayectorias del CIRs	39
1.2.3	Fase 3: Diseño de la nueva propuesta de prótesis de rodilla.....	40
1.2.4	Fase 4: Validación de la nueva propuesta.....	40
CAPÍTULO IV.....		41

PRUEBAS Y RESULTADOS.....	41
4.1 Diseño CAD de prótesis de estudio	41
4.1.1 Diseño CAD prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica.....	41
4.1.2 Diseño CAD prótesis Balance Knee de Ossur.....	41
4.1.3 Diseño CAD prótesis Otto Bock TITAN 3R55.....	42
4.2 Análisis cinemático de articulación de rodilla	42
4.2.1. Mecanismo 1 (Teh Lin Neumática Policéntrica).....	43
4.2.2 Mecanismo 2 (Balance Knee de Ossur).	43
4.2.3 Mecanismo 3 (Otto Bock TITAN 3R55).....	44
4.2.4 Grados de libertad.....	45
4.3 Modelo matemático de los mecanismos	46
4.4 Simulación del CIR para mecanismos de 4 barras.....	50
4.5 Comparación del CIR de las prótesis de rodilla.....	52
4.6 Resultados obtenidos al modificar los eslabones.....	52
4.6.1 Cambios primer eslabón.	53
4.6.2 Cambios segundo eslabón.	54
4.6.3 Cambios tercer eslabón.....	55
4.6.3 Cambios cuarto eslabón.....	56
4.7 Desarrollo de la propuesta de prótesis de rodilla.	57
4.7.1 Análisis de trayectorias de CIR's de la prótesis.	57
4.7.2 Selección de acoples de unión a rodilla.....	59
4.7.3 Propuesta de prótesis.	61
4.7.4 Análisis estático de la propuesta de prótesis.	62
4.7.5 Validación del prototipo.....	66
CAPÍTULO V.....	68
Conclusiones y Recomendaciones	68

5.1 Conclusiones	68
5.2 Recomendaciones	69
BIBLIOGRAFÍA	70
ANEXOS	73
Anexo 1: Código de Matlab para el cálculo de trayectoria del CIR y Grafica.	73
Anexo 2: Tabla de valores del CIR de la prótesis de rodilla Teh Lin Neumática Policentrica.	75
Anexo 3: Planos de la prótesis de rodilla Teh Lin Neumática Policentrica.....	75
Anexo 4: Tabla de valores del CIR de la prótesis de rodilla Balance Knee de Ossur.	87
Anexo 5: Planos de la prótesis de rodilla Balance Knee de Ossur.	87
Anexo 6: Tabla de valores del CIR de la prótesis de rodilla Otto Bock TITAN 3R55.	103
Anexo 7: Planos de la prótesis de rodilla Otto Bock TITAN 3R55.....	103
Anexo 8: Tabla de valores del primer Centro Instantáneo de Rotación.	123
Anexo 9: Tabla de valores del segundo Centro Instantáneo de Rotación.....	123
Anexo 10: Planos de la Propuesta de Prótesis de Rodilla.....	125

LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1 Tipos de prótesis y sus características.	24
Tabla 2.2 Clasificación Grashof para mecanismos de cuatro barras [20].....	31
Tabla 2.3 Datos Técnicos Teh Lin Neumática Policéntrica[32].....	34
Tabla 2.4 Datos Técnicos Balance Knee de Ossur[33].....	35
Tabla 2.3 Datos Técnicos Otto Bock TITAN 3R55[34].....	36
Tabla 4.1 Valores del CIRs en su posición inicial.	50
Tabla 4.2 Modificaciones en el primer eslabón	53
Tabla 4.3 Modificaciones en el segundo eslabón	54
Tabla 4.4 Modificaciones en el tercer eslabón.....	55
Tabla 4.5 Modificaciones en el cuarto eslabón.....	56
Tabla 5.1 CIR Teh Lin Neumática Policentrica.....	75
Tabla 5.2 CIR Balance Knee de Ossur.	87
Tabla 5.3 CIR Otto Bock TITAN 3R55.....	103
Tabla 5.4 CIR Primera Posición.	123
Tabla 5.5 CIR Segunda Posición.	124

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 Representación de los niveles de amputación [13].....	23
Figura 2.2 Referencia de lo que abarca una prótesis transfemoral [18].....	25
Figura 2.3 Representación cinemática de un mecanismo de cuatro barras [18].....	28
Figura 2.4 mecanismo de cadena abierta [25].	29
Figura 2.5 Mecanismo de cadena cerrada [25].	29
Figura 2.6 Mecanismo de 4 barras. Aplicación Ley de Grashof [24].....	30
Figura 2.7 Mecanismo policéntrico de cuatro barras [29]	32
Figura 2.8 Diagrama de estabilidad del mecanismo policéntrico de cuatro barras. [30].....	32
Figura 2.9 CIR de una rodilla policéntrica de control voluntario[30].	33
Figura 2.10 Prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica	34
Figura 2.11 Prótesis Balance Knee de Ossur[33].	35
Figura 2.12 Prótesis Otto Bock TITAN 3R55.	36
Figura 4.1 Prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica.	41
Figura 4.2 Prótesis Balance Knee de Ossur.	42
Figura 4.3 Prótesis Otto Bock TITAN 3R55.	42
Figura 4.4 Dimensiones del mecanismo Teh Lin Neumática Policéntrica	43
Figura 4.5 Dimensiones del mecanismo Balance Knee de Ossur.....	44
Figura 4.6 Dimensiones del mecanismo Otto Bock TITAN 3R55.....	44
Figura 4.7 Modelo simplificado de mecanismo de 4 barras.	45
Figura 4.8 Triangulo	46
Figura 4.9 Valores del CIR	47
Figura 4.10 División de un mecanismo de 4 barras.....	48
Figura 4.11 Configuración del ciclo	50
Figura 4.12 Trazo del CIR mecanismo 1 (Teh Lin Neumática Policéntrica)	51
Figura 4.13 Trazo del CIR mecanismo 2 (Balance Knee de Ossur).....	51

Figura 4.14 Trazo del CIR mecanismo 3 (Otto Bock TITAN 3R55).....	51
Figura 4.15 Comparación del CIR's de prótesis comerciales.....	52
Figura 4.16 Curvas CIR's Eslabón 1 vs mecanismos.....	54
Figura 4.17 Curvas CIR's Eslabón 2 vs mecanismos.....	54
Figura 4.18 Curvas CIR's Eslabón 3 vs mecanismos.....	55
Figura 4.19 Curvas CIR's Eslabón 4 vs mecanismos.....	56
Figura 4.20 Puntos 1 y 2 del CIR de nueva propuesta.....	57
Figura 4.21 Prototipo CIR en la primera posición.....	58
Figura 4.22 Prototipo CIR en la segunda posición.....	58
Figura 4.23 Rutas de Trazo del CIR 1 y CIR 2.....	59
Figura 4.24 Adaptador de enchufe.....	59
Figura 4.25 Adaptador de enchufe, excéntrico.....	60
Figura 4.26 Adaptador giratorio.....	60
Figura 4.27 Adaptador de enchufe, con ajuste de giro.....	60
Figura 4.28 Propuesta de prótesis de rodilla.....	61
Figura 4.29 Ajuste de Eje en primer eslabón.....	62
.....	63
Figura 4.30 Análisis estático en la primera posición, a) Tensión de von Mises. b) Desplazamiento. c) Deformación unitaria.....	63
Figura 4.31 Factor de seguridad primera posición.....	64
Figura 4.32 Análisis estático en la segunda posición, a) Tensión de von Mises. b) Desplazamiento. c) Deformación unitaria.....	65
Figura 4.33 Factor de seguridad segunda posición.....	66
Figura 4.34 Prototipo de prótesis de rodilla en su primera posición.....	67
Figura 4.35 Prototipo de prótesis de rodilla en su segunda posición.....	67

CAPÍTULO I

El Problema

1.1 Planteamiento del Problema

En la ciudad de Según La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que alrededor del 15% de la población vive con algún tipo de discapacidad, además según el Consejo Nacional de Discapacidades del Ecuador (CONADIS). En Ecuador 470820 personas tienen algún tipo de discapacidad y aproximadamente 215118 personas tienen algún tipo de discapacidad física en todo el país. De esta cifra 5313 personas tienen discapacidad física en la provincia de Imbabura [1]. Comparando estos datos con los de años anteriores se observa que la discapacidad física ha ido aumentando considerablemente. Por desgracia en el Ecuador no existen datos publicados sobre las principales causas de amputación que se pueden observar en los últimos años dificultando la visión sobre este tema en el país, aunque sabemos que una de las principales causas de amputación y muerte es la diabetes. Según un estudio realizado por Karel [2] en el mundo cada 30 segundos existe alguna amputación de miembro inferior por causa de la diabetes. En el 2018 según la encuesta de la Organización Panamericana de la Salud (OPS) se estima que en el Ecuador 1.3 millones de personas viven con diabetes.

A nivel mundial el porcentaje que ocupa las personas que han sufrido de amputación transfemoral es del 31% siendo esta la segunda que ocurre con mayor frecuencia después de la amputación transtibial [3].

La prótesis de rodilla al ser el reemplazo de la articulación que está dañada por una artificial la cual debe cumplir la misma acción o función debe ser exacta. La evolución de la prótesis es larga y compleja, desde sus comienzos muy primitivos hasta las increíbles visiones del futuro. Al igual que sucede en el desarrollo de cualquier otro campo, algunas ideas e invenciones han funcionado y se han investigado más detalladamente, como el pie de posición fija, mientras que otras se han dejado de lado o se han vuelto obsoletas, como el uso de hierro en las prótesis [4]. Con el avance tecnológico cada vez más se descubren nuevas posibilidades e invenciones en el ámbito de las prótesis.

Las prótesis de rodilla tienen varios beneficios, tales como la desaparición de dolor, pero a su vez también generan riesgos donde la mayor complicación potencial de una prótesis total de rodilla es la infección, además de varios otros problemas como son el aflojamiento que es el problema mecánico más frecuente, el desgaste y en ocasiones la ruptura [5]. Todos estos problemas se presentan debido a que las prótesis están expuestas a cualquier tipo de inconveniente y sin tener ninguna protección.

Otro de los aspectos sobre las prótesis de rodilla son los precios ya que en el Ecuador es muy difícil conseguir este tipo de dispositivos ya la mayoría de los usuarios debe importarlas de otro país lo cual genera un costo adicional. Según datos encontrados el coste promedio por paciente, sin incluir el coste de la prótesis, fue de 4734 € \pm 2136 y el coste del seguimiento tras el alta de 554 € \pm 509. Si se incluye el coste de la prótesis, al final del año el coste total asciende a 7645 € \pm 2248 [6]. A esto se le suma el costo de importación al país lo cual es un gran problema para personas de escasos recursos al momento de adquirir las prótesis.

La amputación es una discapacidad permanente, la cual puede afectar a niños, jóvenes, adultos y ancianos, ya que puede ocurrir en cualquier momento. En un extremo de esta gama patológica está la amputación congénita en un niño, y en el otro extremo está la amputación en un individuo de edad avanzada, por lo que los factores que influyen en el cuidado y el tratamiento de un niño con discapacidad son muy diferentes de los que intervienen en el tratamiento de un joven o un adulto [7].

Debido a esto nace la necesidad de buscar soluciones para poder llegar a tener prótesis cuyas características se adapten a las necesidades del usuario. Se podría suponer que es algo muy relativo, pues cada persona sufre de diferente manera, dentro de un determinado espacio social y un marco temporal específico.

Por todo lo planteado anteriormente se propone llevar a cabo un proceso para la construcción de una solución de diseño que permita comprobar y evaluar una viabilidad estética y funcional bajo la percepción de los usuarios tanto niños como adultos la cual genere satisfacción y confianza en quien las use.

1.2 Justificación

Tener una prótesis no significa que toda labor o situaciones por hacer se han acabado ya que esta condición no es impedimento al momento de hacer rutinas diarias, ya que al tener una prótesis puedes hacer cualquier tipo de labor como caminar, saltar e incluso correr generando así movimiento a todo el cuerpo para evitar lesiones.

La pérdida de un miembro del cuerpo crea, además de cambios físicos, funcionales y motores, cambios psicológicos, respiratorios, metabólicos, entre otros, además cabe resaltar que las alteraciones psicológicas tienen repercusiones emocionales, familiares y sociales, ya que los cambios generan sufrimiento y alteraciones emocionales las cuales complican el proceso de adaptación [8]. Por tanto, el desarrollo de dispositivos ortopédicos está orientados a mejorar la calidad de vida de los usuarios de prótesis.

Con el pasar de los años las prótesis han evolucionado drásticamente y hoy en día cumplen en su mayoría las funciones realizadas por una pierna buena. Por lo que, en el último siglo, las partes hechas de madera, marfil y acero han dado paso al caucho y varios tipos de plásticos que intentan imitar la piel humana en tonos y texturas [9]. Uno de los modelos que cumple con estas condiciones es la prótesis con articulación policéntrica, por lo que vale la pena desarrollar investigaciones en este campo.

Después de analizar y observar el aumento progresivo de personas con amputaciones, el papel que cumplen las prótesis y como los elementos externos que la cubren son fundamentales dentro de la actividad social y personal, puesto que esta es eje principal para la realización de actividades físicas de los usuarios amputados, y es la apertura estética a la aceptación personal y colectiva.

Por esta razón se propone realizar un proyecto a fin a lo que necesitan las personas tanto funcional como estético, además de bajar el costo garantizando su resistencia mecánica para promover a que las personas con amputaciones vuelvan a sentirse como antes y logren realizar todas las actividades cotidianas mediante los respectivos procesos y por medio del

proyecto lograr proponer alternativas para que los usuarios vuelvan a realizar sus actividades tradicionales con regularidad y con seguridad.

La mayor parte de prótesis no son estéticamente lo que el paciente desea, es por eso que el principal propósito de esta investigación es generar un modelo más acorde a lo que el usuario necesita y que se ajuste a las trayectorias del mecanismo así mismo se espera que los pacientes puedan mejorar su estilo de vida con dispositivos más acorde a lo que necesitan para realizar las actividades cotidianas.

1.3 Objetivos

1.3.1 *Objetivo general*

Desarrollar un mecanismo de cuatro barras basado en dos trayectorias de Centro Instantáneo de Rotación (CIRs).

1.3.2 *Objetivo general*

- a) Identificar los parámetros de prótesis de rodilla y Centros Instantáneos de Rotación obtenidos en investigaciones realizadas.
- b) Determinar la cinemática del mecanismo de cuatro barras basado en las trayectorias de dos CIRs seleccionados.
- c) Diseñar un mecanismo de cuatro barras para una prótesis externa de rodilla considerando las trayectorias obtenidas de cada uno de los CIRs.
- d) Validar el prototipo de mecanismo policéntrico que se ajuste a los dos CIRs.

1.4 Alcance

El alcance de este trabajo de investigación se basa en la construcción de un prototipo de mecanismo policéntrico regulable para satisfacer dos trayectorias del centro instantáneo de rotación. Se iniciará con la selección de dos CIRs de prótesis de rodilla externa en investigaciones ya realizadas. Una vez obtenido esto se procederá a la realización de un mecanismo de cuatro barras basado en sus trayectorias, para el cual se buscará la manera de diseñar una prótesis de rodilla. Por último, se pretende construir un prototipo de mecanismo policéntrico el cual se ajuste a los dos CIRs.

CAPÍTULO II

Marco Teórico

2.1 Antecedentes

La discapacidad trae como consecuencia un déficit en actividades, limitaciones y restricciones al momento de realizar acciones o tareas. En esta sociedad estas limitaciones generan problemas en la sociedad debido a que las personas los consideran como los más marginados del mundo [10]. A causa de este tipo de discriminación las personas con discapacidad se aíslan de todo contacto con otros, por lo cual genera cambios en su personalidad.

La rodilla es una articulación la cual está ubicada en el medio de toda la pierna exactamente entre el fémur y la tibia, es una de las más grandes y complejas del cuerpo humano, lo cual hace que sea muy fácil de generar muchas lesiones. Este complejo articular está compuesta por partes como el femorotibial y patelofemoral, de los cuales se compone por varias partes más que son de suma importancia para su movimiento [11]. Su aplicación en el día a día es de suma importancia para realizar todas las actividades, es indispensable en el movimiento de la pierna. Esta articulación tiene que soportar la mayor parte del peso de una persona, al realizar actividades como correr, saltar o algún esfuerzo físico, tiende a soportar mayor carga por lo tanto tiende a lesionarse. Actualmente existen prótesis mecánicas diseñadas para varias velocidades, y de alta durabilidad logrando satisfacer la necesidad de los usuarios como la “Mauch Knee Plus” [12].

Las prótesis de miembros superiores e inferiores han logrado grandes avances tanto es así que en la actualidad dichos objetos permiten asemejarse más a la extremidad reemplazada. Las prótesis actuales son conocidas como prótesis robóticas o biónicas, las cuales cuentan con un sistema de control mediante microprocesadores, tecnología mioeléctrica y la reinervación muscular [12]. Estas prótesis a pesar de los avances tecnológicos y otros aspectos no han llegado aún al agrado de las personas que las utilizan debido a que estéticamente no son igual a la extremidad perdida, esto es lo que más genera problemas psicológicos en los usuarios.

En países desarrollados es muy común el reemplazo de articulaciones, al ser países de primer mundo es fácil conseguir las prótesis de la articulación que se va a cambiar. Aun a su

fácil acceso el costo de su intervención hospitalaria es un impedimento al momento de adquirirlas. Algunos estudios señalan que el costo promedio de estas intervenciones, al alta hospitalaria en intervenciones de rodilla es de aproximadamente 11.500 dólares [13].

En países de tercer mundo como el Ecuador es más complicado ya que su costo se duplica o en algunos casos se triplica estos valores, esto sucede debido al difícil acceso que se tiene, el coste adicional de importación y la complejidad de la operación.

Esto ha generado varios proyectos para fortalecer los problemas antipersonales causados por las amputaciones. Uno de estos proyectos se puede ver en la revista *Épsilon* N° 9, donde se muestra el diseño de un encaje para prótesis de miembro inferior con amputación por encima de la rodilla, este es un encaje adaptable a prótesis comerciales y tiene un sistema de sujeción al muñón, mediante materiales con memoria de forma, controlados electrónicamente [14]. Este y otros proyectos buscan aportar a la rehabilitación de víctimas de las minas antipersonales y, en general, a la población discapacitada que ha sufrido la amputación de una o ambas extremidades inferiores. Por lo cual, se enfoca el análisis del problema desde el punto de vista de la bioingeniería [15].

De acuerdo con el CONADIS, en el Ecuador 470820 personas tiene algún tipo de discapacidad y aproximadamente 215118 personas tienen algún tipo de discapacidad física en todo el país. De esta cifra 5313 personas tienen discapacidad física en la provincia de Imbabura [1]. El número sigue en ascenso año tras año a causa del envejecimiento de personas y enfermedades tales como la diabetes, enfermedades cardiovasculares o de salud mental. Debido al tan alto índice de personas con discapacidad se han propuesto numerosas técnicas para el proceso de recuperación de cada paciente.

Gracias a los varios proyectos realizados a favor de recuperación de pacientes se logra comprender lo que expresa Rick Bowers “Las fundas cosméticas, son el arte de hacer que las extremidades artificiales que sean lo más parecido a extremidades reales, han cambiado espectacularmente desde la época en que una mano cosmética podía ser un trozo tallado de madera en forma de mano hasta la hoy en día, en que existen manos artificiales con pecas, venas, vello hasta incluso tatuajes que las hacen parecer tan reales que muchas personas ni siquiera puede distinguir las de una mano verdadera” [16]. A partir de esta definición se

comprende como la parte estética también es fundamental para la recuperación de cada paciente, ya que las personas mejoran tanto física como psicológicamente en todo el proceso.

2.2 Prótesis

Las prótesis son dispositivos de aplicación externa que están desarrollados para ayudar y facilitar la vida a las personas con discapacidad o deficiencias físicas. Una prótesis se la utiliza para reemplazar parcialmente o en algunos casos en su totalidad una parte de un miembro deficiente o ausente [17]. Actualmente existen varios materiales y tipos de componentes para cada prótesis en las cuales podemos tener.

2.2.1 Prótesis de miembro superior

Los miembros superiores son partes del cuerpo humano que se encuentran por encima de la cadera y está compuesto por cuatro segmentos como son la mano, antebrazo, brazo y hombro. Para el desarrollo de prótesis de estos miembros no se implica el peso del individuo ya que no tienen que soportar su peso, solo se desarrolla el movimiento.

2.2.2 Prótesis de miembro inferior

Para las prótesis de miembro inferior es muy importante tomar en cuenta el peso de la persona que va a utilizar ya que estos dispositivos deben resistir toda la carga que se está ejerciendo. Estos miembros pueden ser el pie, el tobillo, la rodilla y toda la pierna.

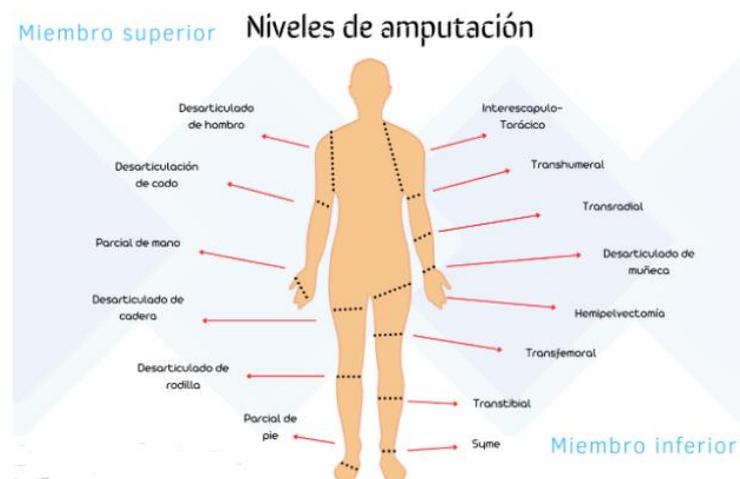


Figura 2.1 Representación de los niveles de amputación [13]

Como se muestra en la Figura 2.1 son todos los niveles en los cuales se realiza amputaciones para previo estudio de fabricación de prótesis, donde se puede observar cuales pertenecen a miembros superiores y cuales a inferiores.

2.2.3 Tipos de prótesis

Las prótesis tienen varias formas y tipos ya que dependen del tipo de su unión, estas se las puede observar en la Tabla 2.1 donde muestra su nombre y su función.

Tabla 2.1 Tipos de prótesis y sus características.

Tipo de prótesis	Características
No cementadas	Se fija por medio de presión, es decir no utiliza cemento óseo. No tiene una buena sujeción y suelen tener poros en la superficie que conecta con el hueso.
Cementadas	Poseen cemento óseo en algunos componentes de la prótesis, presenta problemas circulatorios, pero son buenas al momento de amortiguar.
Prótesis no Restringsida	Este tipo de prótesis se contrae en más de uno de los ejes de movimiento, dependen de los tejidos para su estabilidad y son usualmente utilizadas en rodillas con deformidad significativa.
Prótesis semi – Restringsida	Son del tipo de prótesis más usados ya que al tener una gran combinación con los tejidos proporcionan mayor estabilidad y corrigen severas deformidades, con contractura de flexión por encima de 45° y deformidades angulares entre 20° y 25°
Prótesis completamente Restringsida	Su diseño incluye bisagras puras, bisagras rotacionales y prótesis sin bisagra. Tienen

la flexión y extensión en el plano sagital lo cual restringe movimientos en la rodilla.

2.3 Prótesis Transfemoral

La prótesis transfemoral actúa cuando existe una amputación sobre el nivel de la rodilla, esta prótesis debe cumplir dos requerimientos claves al ser de suma importancia para caminar. El primer requerimiento es que debe favorecer la marcha humana con el menor gasto energético posible y el segundo requerimiento es que las características del material deben ser resistentes y livianos para ejercer el movimiento. En la Figura 2.2 se demuestra una referencia de prótesis transfemoral.

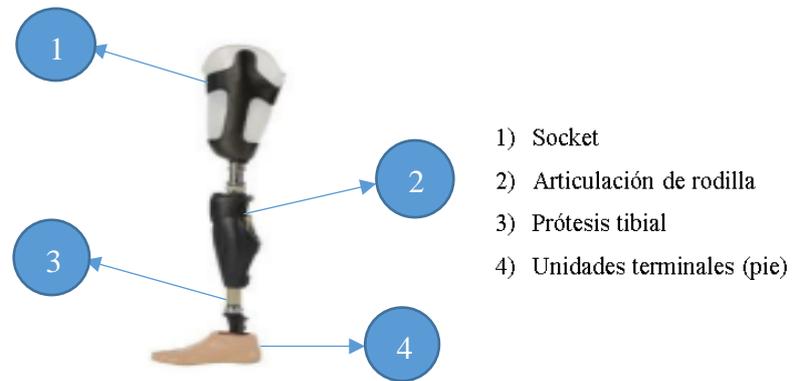


Figura 2.2 Referencia de lo que abarca una prótesis transfemoral [18].

En la Figura 2.2 se puede diferenciar varias partes de lo que abarca una prótesis transfemoral.

2.3.1 Socket

También llamado sistema de encaje es el elemento en contacto directo con el cuerpo que conecta el muñón con el resto de la prótesis. Es el componente más importante porque a través de él se transfiere todo el peso del cuerpo a la prótesis. Debe estar diseñado de forma que transfiera la carga de forma adecuada, proporcione estabilidad y un control eficaz para no interferir en la movilidad del paciente y sea cómodo, por lo que debe ser ligero y fácil de colocar[19].

2.3.2 *Articulación de rodilla*

Para sustituir la rodilla existen diferentes soluciones en función de su función, desde soluciones básicas para la marcha en interiores hasta diseños avanzados de suspensiones fluidas para actividades de alta intensidad. Por ello, suelen seleccionarse en función de las necesidades del paciente. Estas soluciones pueden ser:

- **Monocéntrica (eje único):** Un dispositivo simple que siempre actúa como una bisagra para proporcionar tanto flexión como extensión. Requiere un mecanismo de frenado para evitar que el mecanismo colapse cuando las rodillas están ligeramente flexionadas y la persona soporta el peso.
- **Policéntrico (múltiple eje):** Un dispositivo que contiene múltiples ejes de rotación, siendo el mecanismo más común un enlace de 4 barras.

2.3.3 *Prótesis tibial*

Es el encargado de conectar la rodilla y el pie protésico. Generalmente son de aluminio, por su peso ligero y buenas propiedades mecánicas, como los encajes, y más recientemente se ha utilizado fibra de carbono, pero por su elevado coste y dificultad de fabricación, se limita a prótesis especiales.

2.3.4 *Unidades terminales (pie)*

Es el componente de más rápido crecimiento en la historia, con múltiples diseños que cubren una variedad de geometrías y materiales. Su función principal es proporcionar estabilidad, absorber y liberar energía cuando está en contacto con el suelo[19].

2.4 **Generalidades**

Los mecanismos son proyecciones y diseños realizados de acuerdo a propiedades como la estructura tanto cinemática como dinámica las cuales desarrollan una serie de movimientos predefinidos [20]. Los mecanismos son de suma importancia para el diseño y la construcción de máquinas, ya que son los encargados de proporcionar su movimiento.

Para la formación de un mecanismo se requiere por lo menos de tres componentes; Componente de transmisión, componente de unión y el elemento fijo donde se ensambla el mecanismo. Para que el mecanismo pueda cumplir con las necesidades impuestas, cada eslabón

debe estar en la posición adecuada, conectado mediante uniones y formar una cadena cinemática [21]. Para realizar el estudio de un mecanismo se hace un análisis estructural, cinemático y dinámico con los cuales se podrá simplificar la fase analítica y gráfica del mecanismo.

El análisis estructural sirve para determinar los esfuerzos y las deformaciones que va a tener el mecanismo, es decir el factor de seguridad considerando el material y sus cargas. El análisis cinemático se enfoca en los movimientos de cada eslabón y los expresa en términos de aceleración, desplazamiento y velocidad. El análisis dinámico es la fuerza y el movimiento que cumple el mecanismo considerándolo como un cuerpo rígido [20].

2.5 Cinemática y dinámica de un Mecanismo

Muchos de los mecanismos conforman de varias piezas que están actuando entre sí y forman un proceso. Este proceso puede ser llevado a métodos de estudio para entender parte de su funcionamiento.

2.5.1 Cinemática

La cinemática en el análisis de mecanismos es de suma importancia, es el estudio de movimiento independientemente de las fuerzas que lo están ejerciendo. De manera más simple la cinemática es el estudio de posición, rotación, desplazamiento, rapidez, velocidad y aceleración. En este tipo de análisis es indispensable tener en cuenta lo que genera el movimiento, el cuerpo rígido, su trayectoria y las fuerzas estáticas [22], [20].

2.5.2 Dinámica

La dinámica de máquinas puede expresarse cuando la potencia virtual de las fuerzas de inercia actúa sobre cualquier parte del mecanismo, en función de una matriz de inercia. Además, da respuesta al movimiento-tiempo, efectos de holgura y tolerancia y demuestra la dinámica de elementos flexibles [23] [20].

2.6 Mecanismos de 4 barras

La unión de varios eslabones conectados mediante uniones constituye una cadena cinemática, por lo tanto, cuando un eslabón de dicha cadena está conectado con uno o más

eslabones llegan a formar circuitos cerrados. Si dichas cadenas, ya sea abierta o cerrada poseen un eslabón fijo, estas dejan de ser cadenas cinemáticas y se convierten en mecanismos [21].

Las representaciones cinemáticas permiten representar cualquier mecanismo de n número de barras de forma más simple. El eslabonamiento más común y simple es el de cuatro barras. Este es una combinación de cuatro eslabones, uno de los eslabones estará designado como eslabón fijo, los otros tres eslabones son móviles y están conectados por medio de cuatro juntas de rotación. Un ejemplo de un mecanismo de cuatro barras se lo observa en la Figura 2.3 [21].

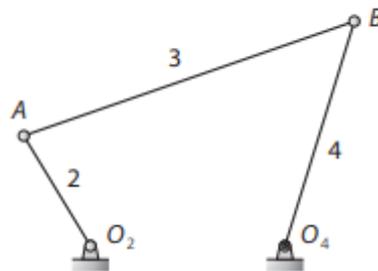


Figura 2.3 Representación cinemática de un mecanismo de cuatro barras [18].

En la Figura 2.3 se observa el eslabón 1 que es la parte fija y los otros 3 eslabones móviles, las juntas O_2 , O_4 , A y B. En el análisis cinemático de estos mecanismos es esencial saber su movimiento, por ende, se debe buscar sus grados de libertad.

2.6.1 Grados de libertad

Los grados de libertad es la movilidad que tiene un mecanismo y se denota con el símbolo M , en otras palabras, es el número de entradas independientes requeridas para determinar con exactitud la posición de todos los eslabones con respecto a un marco referencial o el número de actuadores requeridos para que el mecanismo pueda operar, cada mecanismo tiene dos formas de operación, es decir puede ser de cadena abierta donde una de las barras esta suelta o de cadena cerrada en la cual todos sus lados están sujetos tal y como se muestra en la Figura 2.4 y Figura 2.5 respectivamente. Así, un mecanismo con un grado de libertad necesita de una sola entrada para impulsar a todos sus elementos, uno de dos grados necesita dos entradas y así sucesivamente, es decir, si se conectan los eslabones mediante los pares cinemáticos, se puede ver cada par con 1 GDL tiene dos

restricciones de movimiento entre los eslabones que están conectados pues solo permite un movimiento, lo mismo sucede en 2 GDL con una sola restricción y genera dos movimientos. Al momento de restar las restricciones de cada par cinemático del número total de grados de libertad que tienen cada eslabón no conectado, se logra obtener el criterio de Grübler en el plano, el cual proporciona el número de grados de libertad M de un mecanismo plano de n eslabones[24], [21] .



Figura 2.4 mecanismo de cadena abierta [25].



Figura 2.5 Mecanismo de cadena cerrada [25].

2.6.2 Ecuación de Grübler -Kutzbach

El criterio de Grübler está diseñado para la movilidad de un mecanismo plano, se define como el número de entradas que se debe dar al mecanismo para que tenga una salida predecible, dicha ecuación expresa[24], [26] :

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

Donde:

M = Grados de libertad.

L = Número de eslabones.

J = Número de juntas.

G = Numero de eslabones conectados a tierra.

Cabe recalcar que cuando hay más de un eslabón conectado a tierra, el efecto es siempre poner un solo eslabón de mayor orden debido a que solo puede haber un plano a tierra. Por lo tanto, esta ecuación cambia a[27]:

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

Esta ecuación se simplifica al usar modificación de Kutzbach en la ecuación:

$$M = 3(L - 1) - 2J_1 - J_2 \quad (3)$$

En esta ecuación los valores de $J_1 - J_2$ se deben determinar cuidadosamente para poder determinar todas las juntas en los eslabonamientos[27].

2.6.3 Ley de Grashof

Esta ley afirma en un mecanismo de cuatro barras Figura 2.6, la suma entre la longitud más corta y la más larga de los eslabones no puede ser mayor que la suma de los eslabones restantes si se desea que exista un movimiento rotativo en el mecanismo como se muestra en la ecuación[20], [24], [22].

$$s + l \leq p + q \quad (4)$$

Es decir, garantizar que al menos uno de los eslabones del mecanismo pueda dar vueltas completas.

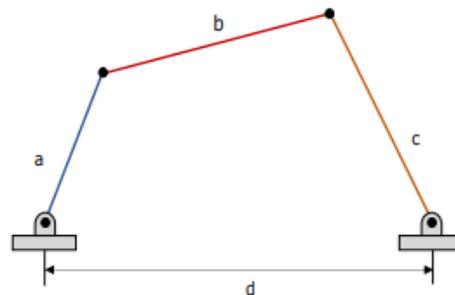


Figura 2.6 Mecanismo de 4 barras. Aplicación Ley de Grashof [24].

En la Figura 2.6 se puede observar que el eslabón a es el más corto y el d es el más largo. Al poder girar el eslabón a, los otros dos eslabones b y c cambian de posición, por lo tanto, esta ley no especifica el modo en que se conectan los eslabones[24].

Tabla 2.2 Clasificación Grashof para mecanismos de cuatro barras [20].

Tipo de mecanismo	Barra más corta	Relación entre la longitud de las barras
Eje inestable del balancín	Manivela	$s + l < p + q$
Fricción en el acoplamiento	Tierra	$s + l < p + q$
Doble balancín	Acoplamiento	$s + l < p + q$
Cambio de punto	Cualquiera	$s + l = p + q$
Triple eje de balancín	Cualquiera	$s + l > p + q$

En la Tabla 2.2 se tiene toda la clasificación de Grashof de los mecanismos de 4 barras donde s es el eslabón más corto, l es el eslabón más largo, p y q son los eslabones restantes.

2.7 Mecanismo Policéntrico

Diseños complejos que comprenden una variedad de centros de rotación. En un mecanismo de cuatro barras tiene cuatro puntos de pivote, esto significa que consiste en pares articulados superior e inferior, anterior y posterior que están unidos entre sí. En términos prácticos se puede decir que la suma del potencial de las rotaciones policéntricas determinara un centro de rotación a cada mecanismo. Su estabilidad es determinada por medio de la distancia que existe entre el centro instantáneo de rotación y el eslabón fijo. Mientras más grande es la distancia, más grande es la inestabilidad del mecanismo en el momento medido. En la Figura 2.7 se observa que cada ángulo de flexión genera una curva de proyección de las barras llamado el centro instantáneo de rotación. La distancia que existe entre el centro de rotación y la línea de conexión determina la cantidad de control que cada paciente tiene al usar la prótesis, a este efecto se lo conoce como la estabilidad [28].

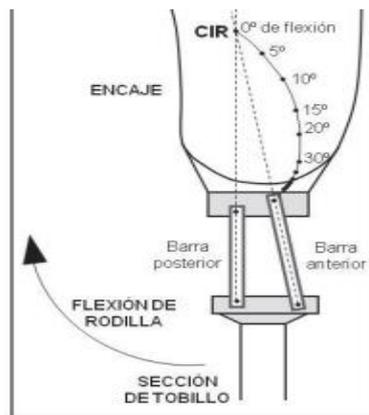


Figura 2.7 Mecanismo policéntrico de cuatro barras [29]

Varias rodillas policéntricas tienen su centro de rotación suficiente próximo y superior para tener una mayor estabilidad. Tal y como se muestra en la Figura 2.8 cada mecanismo busca la mayor estabilidad al paciente por medio de diagramas, para lograr dicho equilibrio depende mucho de su diseño, mas no del control que se la debe dar [28].



Figura 2.8 Diagrama de estabilidad del mecanismo policéntrico de cuatro barras. [30]

El centro instantáneo de rotación se desliza hacia adelante en la etapa de balanceo, de este modo, se desbloquea la articulación y genera facilidad la realizar la flexión, garantizando estabilidad en la etapa. El mecanismo policéntrico se corta durante la flexión y de esta manera permite que el pie despegue de la etapa de balanceo [28].

2.7.1 Centro Instantáneo de rotación del mecanismo policéntrico

El CIR en un mecanismo policéntrico se define como la ubicación instantánea de un par de puntos que coincidentes de dos cuerpos rígidos diferentes para los cuales las

velocidades absolutas de los dos puntos tienen que ser iguales. Es decir, es el punto coincidente de dos trayectorias que son las prolongaciones de eslabón delantero y posterior el cual muestra una rotación pura en dicho instante.

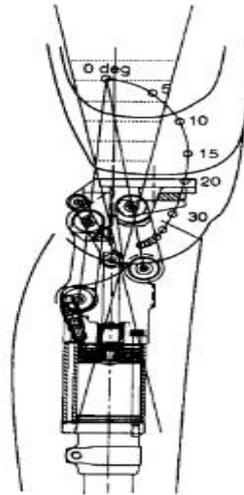


Figura 2.9 CIR de una rodilla policéntrica de control voluntario[30].

Como se observa en la Figura 2.9 la trayectoria que muestra desde los 0 grados es como se va a mover el punto de proyección del eslabón delantero y el posterior, esta curva es denominada como la “curva característica”, la cual corresponde a la ubicación deseada del CIR para cada ángulo de flexión del mecanismo[29].

2.8 Prótesis de rodilla

Existen diferentes tipos de prótesis, cada prótesis tiene su propio centro instantáneo de rotación, es decir su ángulo de flexión es diferente.

2.8.1 Prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica

Es una prótesis grande con diseño clásico, fabricada con fibra de carbono como se muestra en la Figura 2.10, tiene un control neumático de flexión y extensión ajustable lo que genera una marcha óptima. Diseñada para pacientes con baja y moderada actividad [31].



Figura 2.10 Prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica

En la Tabla 2.3 se muestra los datos técnicos de la prótesis.

Tabla 2.3 Datos Técnicos Teh Lin Neumática Policéntrica[32].

Datos Técnicos	
Material	Fibra de Carbono
Altura	260 mm
Peso	933 g
Ángulo Máximo de Flexión	135 °
Peso Máximo Tolerable	125 kg
Tipo de Articulación	Neumática

2.8.2 Prótesis Balance Knee de Ossur

Prótesis diseñada para brindar seguridad y estabilidad a usuarios con baja actividad. Diseño geométrico con cuatro ejes ajustable para dar equilibrio al momento de la marcha de cada paciente. Al ser muy versátil tal y como se muestra en la Figura 2.11 proporciona facilidad al momento de arrodillarse.



Figura 2.11 Prótesis Balance Knee de Ossur[33].

Varios datos como su peso, su ángulo de flexión y su peso máximo tolerable se muestran en la Tabla 2.4

Tabla 2.4 Datos Técnicos Balance Knee de Ossur[33].

Datos Técnicos	
Nivel de amputación	Transfemoral
Nivel de impacto	Bajo
Altura	154 mm
Peso	600 g
Ángulo Máximo de Flexión	180 °
Peso Máximo Tolerable	125 kg

2.8.3 Prótesis Otto Bock TITAN 3R55.

Este tipo de prótesis tiene estabilidad de postura por medio de la cinemática policéntrica ya que las uniones superiores e inferiores están conectadas entre sí por medio de barras de enlace tal y como se muestra en la Figura 2.12. Su oscilación está controlada por un cilindro hidráulico. La resistencia a la flexión se la ajusta de manera independiente.



Figura 2.12 Prótesis Otto Bock TITAN 3R55.

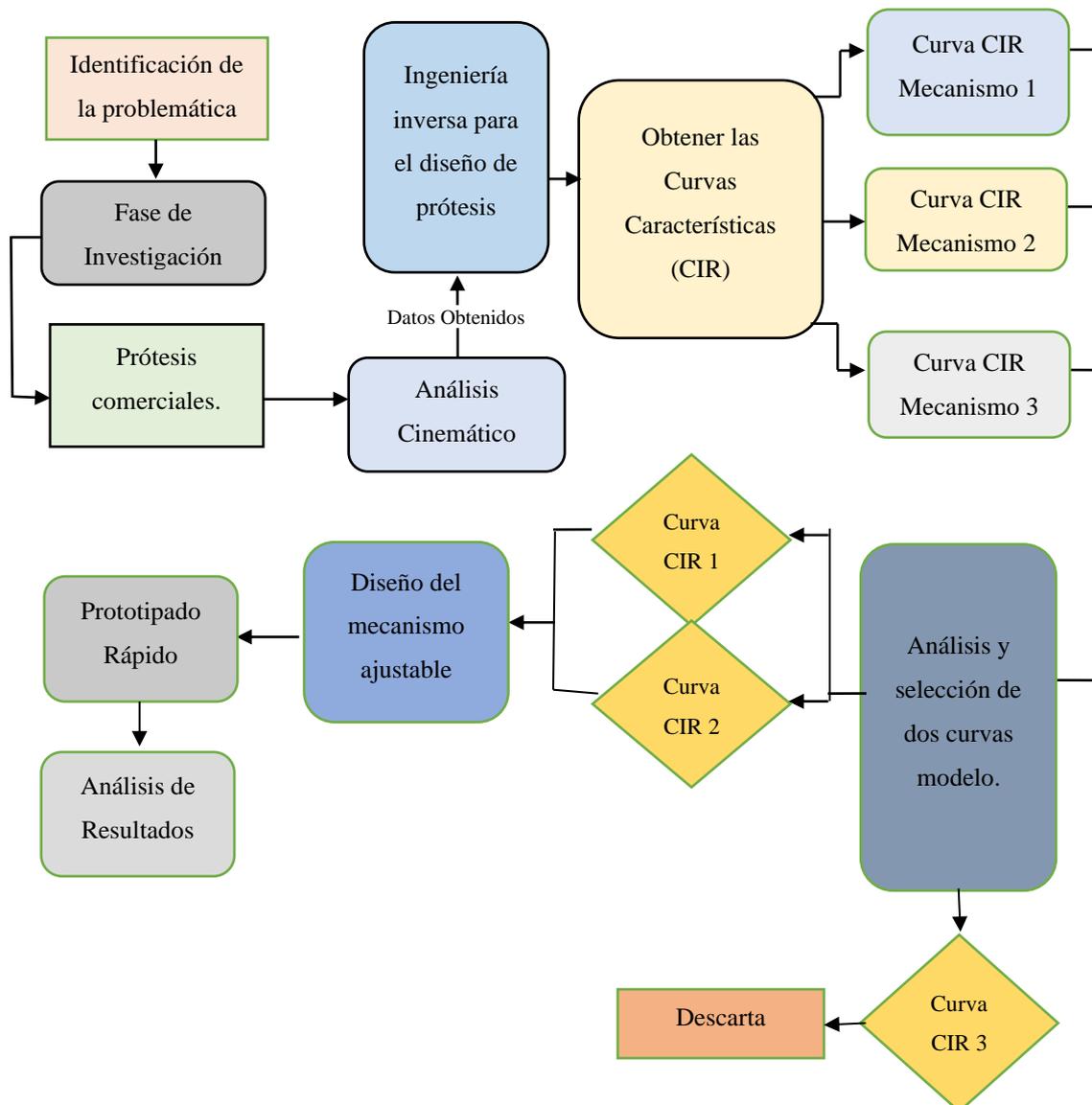
En la Tabla 2.5 se muestran algunas de las especificaciones de la Otto Bock 3R55.

Tabla 2.3 Datos Técnicos Otto Bock TITAN 3R55[34].

Datos Técnicos	
Material	Titanio
Altura	126 mm
Peso	720 g
Ángulo Máximo de Flexión	110 °
Peso Máximo Tolerable	125 kg
Tipo de Articulación	Hidráulica

CAPÍTULO III METODOLOGÍA

En el presente capítulo abarca todo lo relacionado a la metodología aplicada para el desarrollo de esta investigación. Donde se muestra de manera clara y detallada los pasos a seguir para el cumplimiento de los objetivos previamente planteados. Estos pasos se encuentran plasmados en el siguiente proceso, el cual es la representación de la metodología a utilizar.



3.1 Tipo de Investigación

Según lo planteado en el desarrollo del problema y haciendo un análisis de los objetivos a cumplirse, el tipo de investigación a realizarse es de tipo aplicada. Esta investigación consiste en la aplicación conocimientos de los métodos adquiridos para el desarrollo de un nuevo producto, el cual lleva a mejorar el sector productivo y generar bienestar de las personas con el conocimiento aplicado a los problemas sociales. Este tipo de investigación se basa en los descubrimientos tecnológicos de la investigación básica y los aportes de la investigación estratégica.

Para el desarrollo de la investigación aplicada en primer lugar se requiere de una investigación, la cual consiste en la teoría de hallazgos y principios tecnológicos para obtener las posibles soluciones al problema, luego de ello se procede a la fase experimental donde se conduce a la elaboración del prototipo sumado a sus respectivas pruebas de funcionamiento.

3.2 Estructura de la investigación

En esta sección se detallan cada una de las fases para el cumplimiento de la investigación subdividido por cada actividad a realizarse.

1.2.1 Fase 1: Investigación

En esta fase se realiza la investigación de todo lo referente a las articulaciones de rodilla protésicas, como los tipos, su cinemática, los movimientos que realiza, entre otros que se detallan a continuación.

➤ *Actividad 1: Investigación referente a prótesis de rodilla*

En este punto se recopiló toda la información acerca de prótesis de rodilla y su funcionamiento.

➤ *Actividad 2: Investigación sobre los mecanismos policéntricos.*

Para esta actividad se buscó información en libros sobre los mecanismos, en especial mecanismos policéntricos.

➤ *Actividad 3: Investigación respecto a la dinámica y cinemática de los mecanismos.*

Se realizó una investigación y análisis a fondo del comportamiento de los mecanismos

- *Actividad 4: Investigación referente a las curvas características.*
Búsqueda de información de curvas características.
- *Actividad 5: Visita a Prótesis Imbabura.*
Se realizó la visita a la fundación para la familiarización con las prótesis
- *Actividad 6: Diseño CAD de prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica.*
Se adquirió el mecanismo Teh Lin Neumática en Prótesis Imbabura para previo diseño en SolidWorks.
- *Actividad 7: Diseño CAD de prótesis Balance Knee de Ossur.*
Se obtuvo el mecanismo Balance Knee Ossur en Prótesis Imbabura para previo diseño en Solidworks.
- *Actividad 8: Diseño CAD de prótesis Otto Bock TITAN 3R55.*
Se consiguió la prótesis Otto Bock Titan en Prótesis Imbabura para realizar diseño en Solidworks.

1.2.2 Fase 2: Análisis cinemático del mecanismo y sus trayectorias del CIRs

En esta etapa se realiza el análisis cinemático y simulación de la articulación de la rodilla a través de CIR para determinar su estabilidad, luego se desarrolla un esquema de articulación basado en los datos anteriores, como se detalla a continuación:

- *Actividad 1: Estudio de los mecanismos que componen las prótesis de rodilla.*
Análisis de los diseños obtenidos modelados como mecanismos de cuatro barras.
- *Actividad 2: Obtención de la cinemática de los modelos de estudio.*
Se realizó el análisis de movimiento en cada mecanismo.
- *Actividad 3: Alineamiento de ejes.*
Se busco la manera más precisa de centrar los ejes con el eslabón principal.
- *Actividad 4: Obtención del CIRs de cada modelo de estudio mediante el uso de herramientas computacionales.*
Por medio de SolidWorks se obtuvo la trayectoria del centro instantáneo de rotación.
- *Actividad 5: Validar cada trayectoria con el modelo matemático.*
Se valido las trayectorias obtenidas por medio de un modelo matemático realizado en Matlab.

1.2.3 Fase 3: Diseño de la nueva propuesta de prótesis de rodilla

Para esta fase se ha tomado los datos obtenidos en la fase anterior, para usar como parámetros de diseño y generar una nueva alternativa.

- *Actividad 1: Análisis de CIRs obtenidos anteriormente.*
Se comparo cada trayectoria obtenida y se eligió las más apropiadas para el trabajo que se está realizando.
- *Actividad 2: Modificar cada modelo de articulación de rodilla.*
En el modelo matemático se modificó cada eslabón para ver el comportamiento del CIRs
- *Actividad 3: Generar varias curvas modelo.*
Se genera varias curvas modelos para seleccionar la más adecuada.
- *Actividad 4: Realizar tablas de todos los datos obtenidos*
Realizar tablas de datos obtenidos para comparar y seleccionar el mejor modelo.
- *Actividad 5: Analizar la curva más cercana.*
Analizar los datos obtenidos del modelo seleccionado.
- *Actividad 6: Realizar el diseño en base al eslabón modificado.*
Realizar las modificaciones en la pieza del eslabón obtenido.

1.2.4 Fase 4: Validación de la nueva propuesta

Para la última fase se ha tomado el diseño con todas sus simulaciones para realizar un prototipo acorde a lo que se ha planteado en el diseño.

- *Actividad 1: Realizar planos constructivos del diseño.*
Realizar los planos de piezas del modelo de prótesis desarrollado.
- *Actividad 2: Verificación de partes realizadas.*
Se verifica medidas y modelo de cada pieza realizada.
- *Actividad 3: Impresión 3D del prototipo*
Se procede con la impresión del prototipo.

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Diseño CAD de prótesis de estudio

Para ejecutar el estudio de cada prótesis, se realiza la visita a Prótesis Imbabura en la ciudad Ibarra. Se obtuvieron tres modelos protésicos diferentes y se estudió su estructura y función. Una vez que se han analizado todos los componentes, se procede al diseño de cada componente.

4.1.1 Diseño CAD prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica

La primera prótesis que se estudio es la Teh Lin Neumática Policéntrica, es la de mayor tamaño ya que posee un cilindro neumático para poder realizar el movimiento. Esta se encuentra plasmada en la Figura 4.1



Figura 4.1 Prótesis Teh Lin Neumática Policéntrica.

4.1.2 Diseño CAD prótesis Balance Knee de Ossur.

La prótesis Balance Knee de Ossur tiene un diseño más compacto a la rodilla y de bajas dimensiones que la hacen ligera y muy manejable. Se puede ver representada en la Figura 4.2.

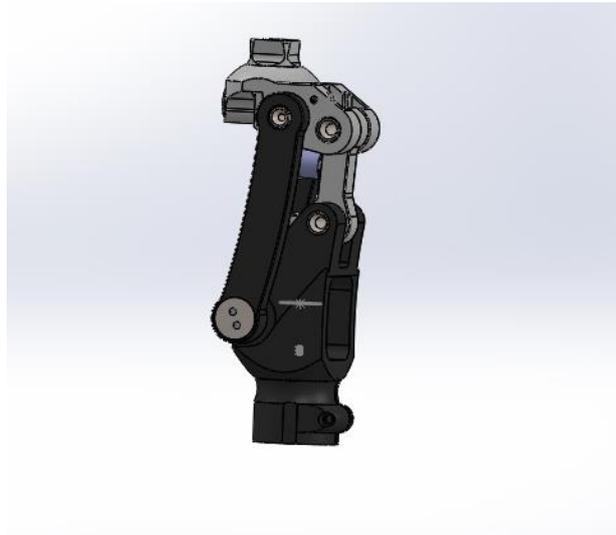


Figura 4.2 Prótesis Balance Knee de Ossur.

4.1.3 Diseño CAD prótesis Otto Bock TITAN 3R55.

De igual manera a la prótesis anterior es muy compacta y simple de manejar tal y como se muestra en la Figura 4.3.



Figura 4.3 Prótesis Otto Bock TITAN 3R55.

4.2 Análisis cinemático de articulación de rodilla

En esta parte se obtienen de las características cinemáticas del mecanismo de 4 barras los cuales son los movimientos y restricciones que cumple cada modelo realizado. Por lo que se analiza de acuerdo con la condición de Grashof para determinar el desplazamiento angular y su movilidad por medio de los grados de libertad.

4.2.1. Mecanismo 1 (*Teh Lin Neumática Policéntrica*).

Se obtiene las medidas de cada eslabón tal y como se muestra en la Figura 4.4 para luego reemplazar en la ecuación de Grashof.

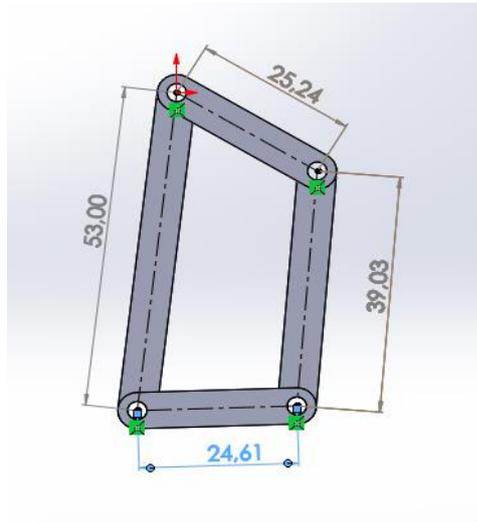


Figura 4.4 Dimensiones del mecanismo Teh Lin Neumática Policéntrica

Tomando estos datos de cada barra se procede a calcular la condición de Grashof.

$$S = 24.61\text{mm}$$

$$L = 53.00\text{mm}$$

$$P = 25.24\text{mm}$$

$$Q = 39.03\text{mm}$$

$$24.61 + 53.00 \leq 25.24 + 39.03$$

$$77.61 \leq 64.27$$

En base al resultado obtenido se puede determinar que no es un mecanismo de Grashof, por lo que ninguno de los eslabones podrá realizar una revolución completa con respecto a la bancada o a otro eslabón. Su ángulo máximo de flexión es de 135°

4.2.2 Mecanismo 2 (*Balance Knee de Ossur*).

En la Figura 4.5 se muestra las medidas de cada una de las barras.

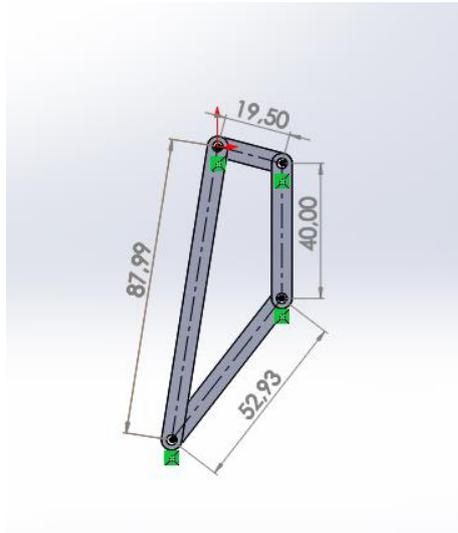


Figura 4.5 Dimensiones del mecanismo Balance Knee de Ossur.

Tomando estos datos de cada barra se procede a calcular la condición de Grashof.

$$19.50 + 87.99 \leq 40.00 + 52.93$$

$$107.49 \leq 92.93$$

En base al resultado obtenido se puede determinar que no es un mecanismo de Grashof. En base a su manual su ángulo de flexión es de 180°

4.2.3 Mecanismo 3 (Otto Bock TITAN 3R55).

En la Figura 4.6 se muestra las medidas de cada una de las barras.

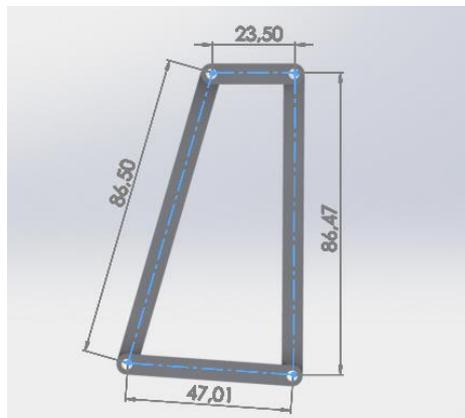


Figura 4.6 Dimensiones del mecanismo Otto Bock TITAN 3R55.

Tomando los datos de la Figura 4.6 cada barra se procede a calcular la condición de Grashof.

$$23.50 + 86.50 \leq 86.47 + 47.01$$

$$110 \leq 133.48$$

En base al resultado obtenido se puede determinar que, si es un mecanismo de Grashof, por lo que si se podrá realizar un movimiento rotativo en los eslabones. Su ángulo de flexión máximo es de 100° , lo cual demuestra que es la que menor flexión realiza de las tres prótesis.

4.2.4 Grados de libertad

También es importante conocer cuántos grados de libertad posee el mecanismo de 4 barras analizado, para ello se utiliza el modelo simplificado del mecanismo como se muestra en la Figura 4.7.

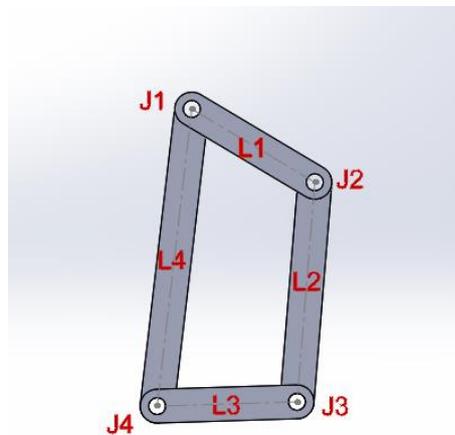


Figura 4.7 Modelo simplificado de mecanismo de 4 barras.

Ahora se procede a calcular los GDL, utilizando la ecuación de Gruebler.

$$L = 4$$

$$J = 4$$

$$M = 3(L - 1) - 2J$$

$$M = 3(4 - 1) - 2(4)$$

$$M = 9 - 8$$

$$M = 1 \text{ GDL}$$

Luego de aplicar la ecuación de Gruebler se encontró que todos los mecanismos de 4 barras poseen un grado de libertad, por lo que para el análisis de movimiento se requerirá de un solo actuador.

4.3 Modelo matemático de los mecanismos

Para verificar que el modelo cinemático sea correcto se programó las ecuaciones en Matlab y se ingresaron los datos de la articulación de rodilla, y se compararon los valores medidos en SolidWorks con los arrojados por el programa de Matlab.

Las Ecuaciones utilizadas para conocer sus ángulos y radios de proyección se obtuvo mediante el uso de trigonometría básica. En la Figura 4.8 muestra los lados del triángulo y a continuación están todas las ecuaciones a utilizar.

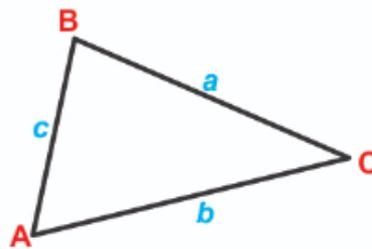


Figura 4.8 Triangulo

Los datos que se va a utilizar son la ley de senos y de cosenos las cuales son:

- Ley de Cosenos

Sus ángulos se pueden obtener mediante Donde:

$$\text{Cos}A = \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc} \quad (5)$$

Sus lados se pueden obtener despejando la Ecuación 1.

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc \text{ Cos}A \quad (6)$$

- Ley de senos

$$\frac{a}{\text{Sin}A} = \frac{b}{\text{Sin}B} = \frac{c}{\text{Sin}C} \quad (7)$$

Para validar matemáticamente el CIR de cada mecanismo se debe encontrar el radio y el ángulo de las líneas de proyección que se genera, en cualquier punto. Las variables que necesitamos calcular son Acir1, Acir2, Acir3, RAcir y RBcir. Estas variables se las visualiza de mejor manera en la Figura 4.9.

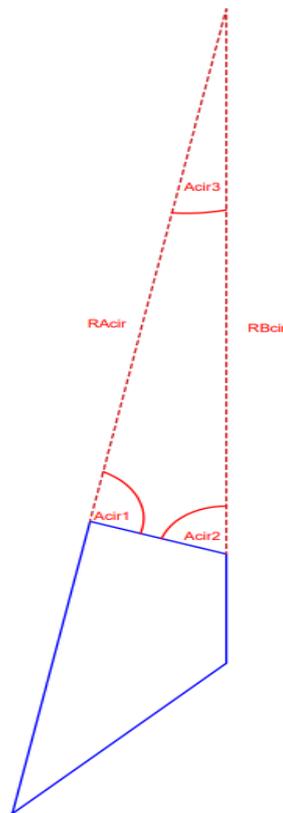


Figura 4.9 Valores del CIR

Se necesita tener las variables fijas tales como son las medidas de cada eslabón, el ángulo de inclinación de la barra que fija y el ángulo que va a variar mediante se mueva el mecanismo.

Las variables que se obtiene son:

$E1 = \text{Eslabón } 1$

$E2 = \text{Eslabón } 2$

$E3 = \text{Eslabón } 3$

$E4 = \text{Eslabón } 4$

$A1 = \text{Ángulo } 1$

$Amov = \text{Ángulo de movimiento}$

Con las variables ya definidas se procede a calcular el primer ángulo del CIR($Acir1$) el cual restamos los grados que generan la proyección que es 180° al ángulo que va a moverse, tal y como se muestra en la siguiente ecuación:

$$Acir1 = 180 - Amov \quad (8)$$

Para calcular el segundo ángulo del CIR($Acir2$) se debe dividir el mecanismo de 4 barras en dos triángulos, así como se muestra en la Figura 4.10.

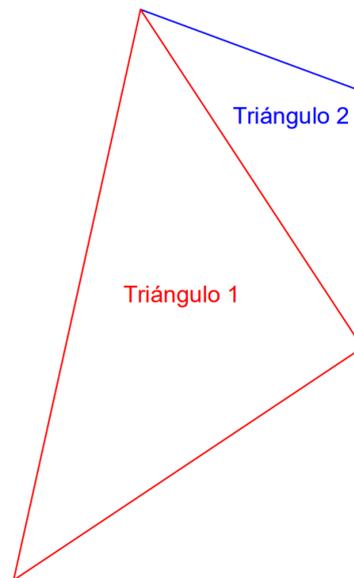


Figura 4.10 División de un mecanismo de 4 barras

Se obtiene el lado desconocido del primer triángulo mediante la ley de cosenos y se reemplaza valores.

$$L1 = \sqrt{E1^2 + E4^2 - 2E1E4\cos(Amov)} \quad (9)$$

Con el valor de $L1$ se puede obtener el ángulo superior del mismo triángulo con la ecuación de cosenos.

$$A2 = \text{Cos}^{-1}\left(\frac{E1^2 + L1^2 - E4^2}{2 E1 L1}\right) \quad (10)$$

Una vez obtenido el ángulo superior del primer triángulo se procede a obtener el ángulo superior del segundo triángulo mediante la misma ecuación.

$$A3 = \text{Cos}^{-1}\left(\frac{E2^2 + L1^2 - E3^2}{2 L1 E2}\right) \quad (11)$$

Para obtener el ángulo de toda la esquina se debe sumar A2 y A3, el resultado de esta operación ayuda a obtener Acir2 restando los 180° como se muestra en la siguiente operación

$$Acir2 = 180 - (A2 + A3) \quad (12)$$

Una vez obtenido los dos ángulos del Centro Instantáneo de Rotación se calcula el ángulo superior CIR(Acir3) mediante la ley de la suma de los ángulos de un triángulo es igual a 180°.

$$Acir3 = 180 - Acir1 - Acir2 \quad (13)$$

Con ayuda de los 3 ángulos del CIR se calcula el radio de las dos líneas del Centro Instantáneo de Rotación (RAcir y RBcir) por medio de la ecuación de ley de senos.

$$RAcir = \frac{E1 * \sin(Acir2)}{\sin(Acir3)} \quad (14)$$

$$RBcir = \frac{E1 * \sin(Acir1)}{\sin(Acir3)} \quad (15)$$

Se reemplaza los valores de cada mecanismo en cada ecuación para obtener los valores del Centro Instantáneo de Rotación en cualquier punto de inclinación. En su posición inicial se tiene los valores tal y como se muestra en la Tabla 4.1

Tabla 4.1 Valores del CIRs en su posición inicial.

	Acir1	Acir2	Acir3	RAcir	RBcir
Mecanismo 1	114.43	63.55	2.01	643.05	653.90
Mecanismo 2	93.43	79.84	6.72	163.83	166.14
Mecanismo 3	73.94	90.35	15.70	86.82	83.43

Estos datos se los encuentra validados en el código de Matlab en el Anexo 1.

4.4 Simulación del CIR para mecanismos de 4 barras

Como primer paso se introdujo los puntos de datos con los diferentes ángulos de movimiento en una configuración de ciclo como se muestra en la Figura 4.11, para posteriormente simular su trayectoria.

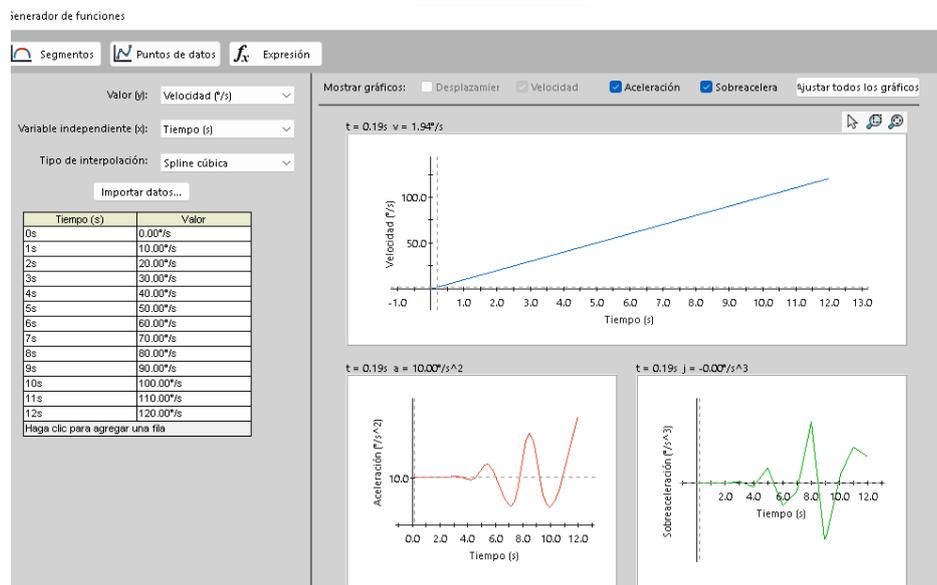


Figura 4.11 Configuración del ciclo

Al simular del desplazamiento que realiza el CIR y trazando un sistema de referencia en el centro de masa de la prótesis se obtuvo las curvas de trayectoria y su recorrido respecto al plano (x y) del CIR mostradas en las Figuras 4.12, 4.13 y 4.14.

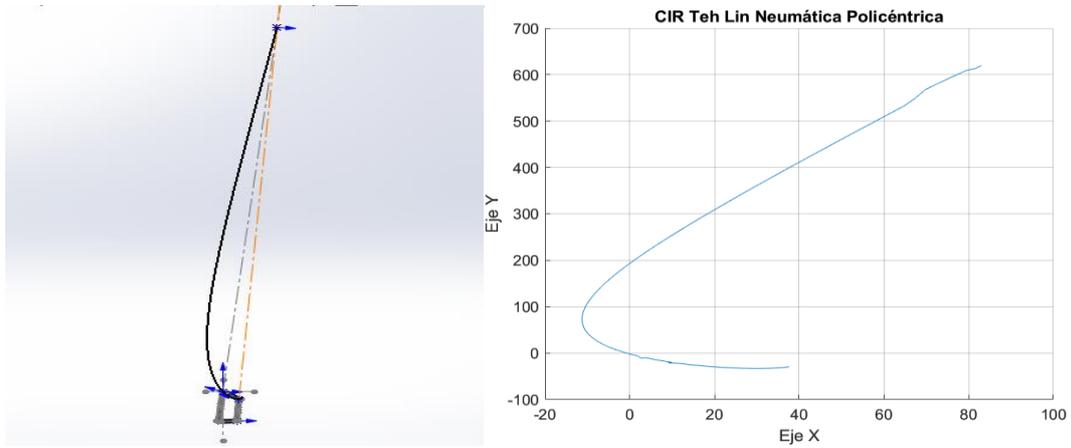


Figura 4.12 Trazo del CIR mecanismo 1 (Teh Lin Neumática Policéntrica)

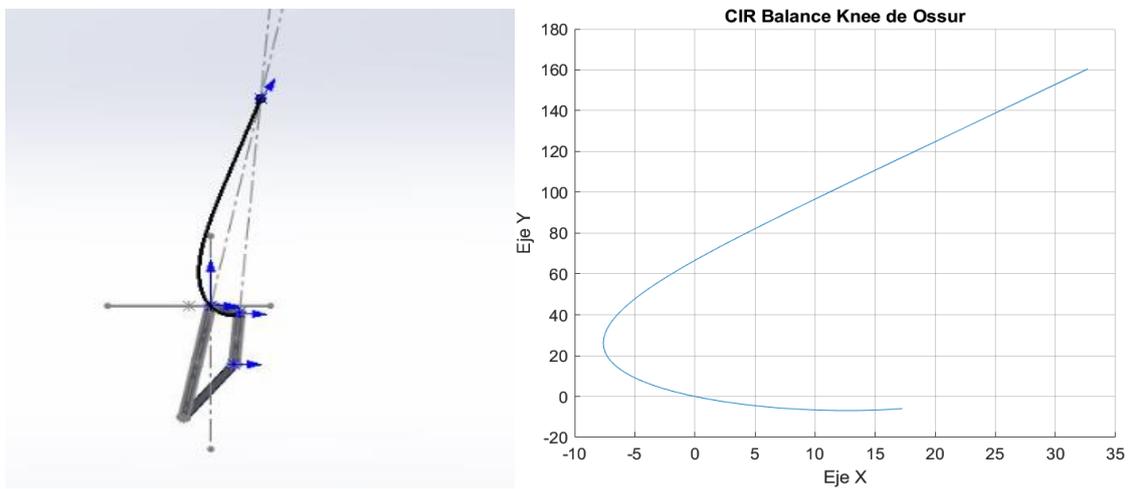


Figura 4.13 Trazo del CIR mecanismo 2 (Balance Knee de Ossur).

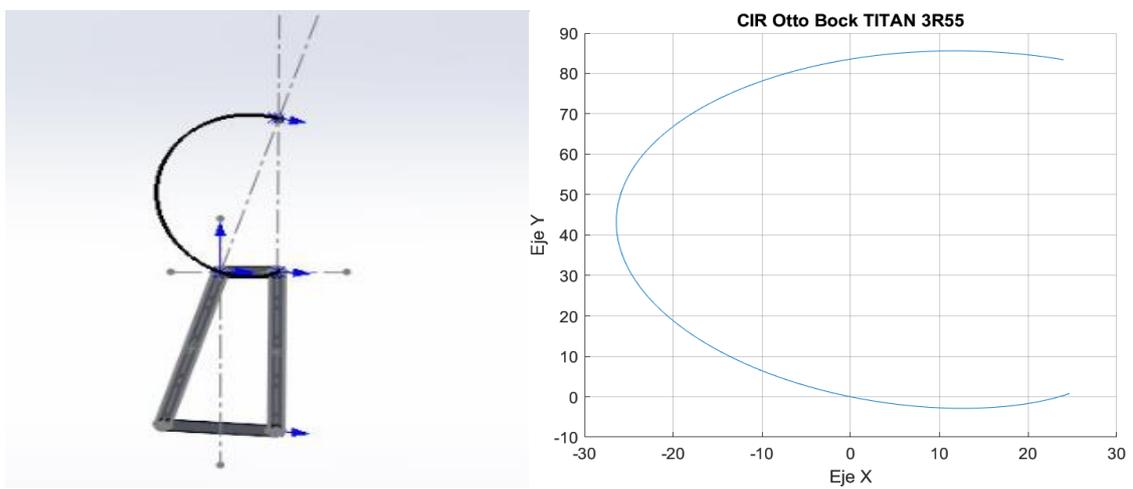


Figura 4.14 Trazo del CIR mecanismo 3 (Otto Bock TITAN 3R55).

Los valores para graficar la curva los puede encontrar en las Tablas 5.1, 5.2 y 5.3 respectivamente en la sección de anexos.

4.5 Comparación del CIR de las prótesis de rodilla

Al finalizar la simulación de las prótesis de estudio se ha obtenido los resultados mostrados en la Figura 4.15 con cada uno de los CIR's de los mecanismos.

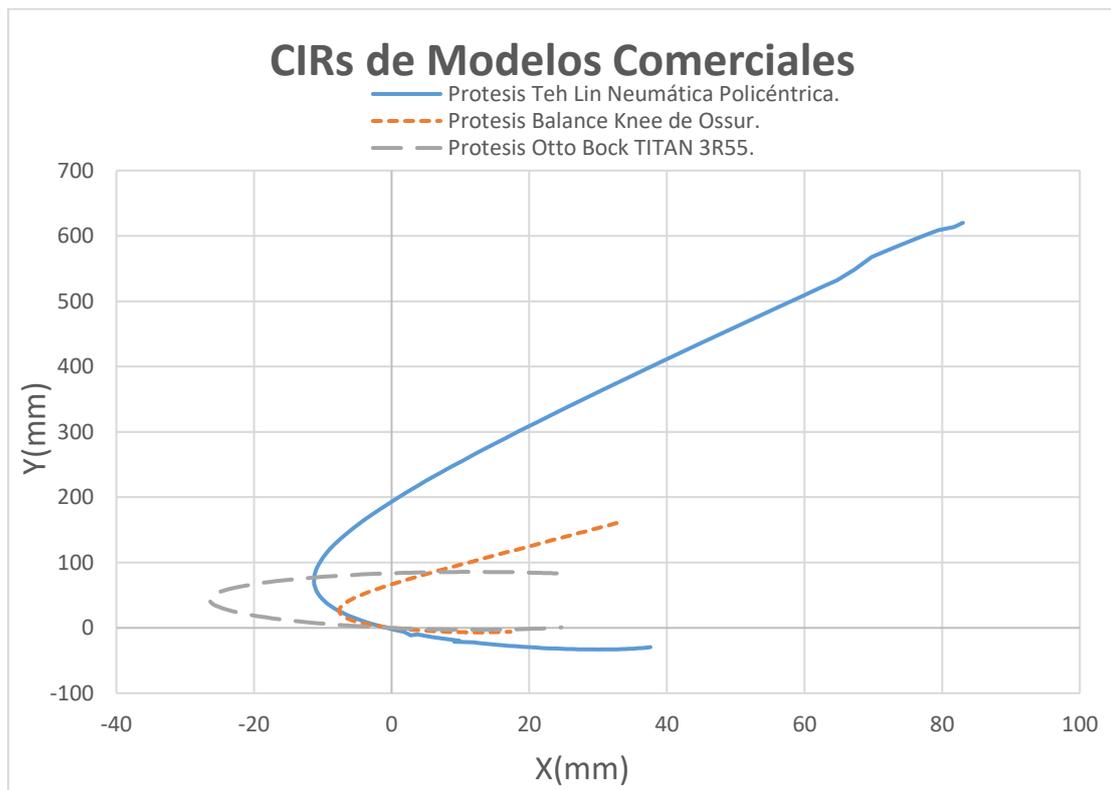


Figura 4.15 Comparación del CIR's de prótesis comerciales

En la Figura 4.15 se observa que las prótesis Teh Lin Neumática y la Balance Knee de Ossur tienen una trayectoria muy parecida mientras que la prótesis Otto Bock TITAN 3R55 tiene una trayectoria más especial ya que sus eslabones son casi paralelos. Debido a esto se ha optado por utilizar las dos primeras trayectorias.

4.6 Resultados obtenidos al modificar los eslabones.

Mediante el modelo matemático y los diseños CAD se procede a modificar cada uno de los eslabones para generar una curva modelo la cual sea lo más próxima a cada trayectoria utilizada.

4.6.1 Cambios primer eslabón.

Se va a modificar solo el eslabón 1 ya sea su dimensión, al ser la barra que esta fijo se puede cambiar también su ángulo tal y como se muestra en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2 Modificaciones en el primer eslabón

Solución	Eslabón 1	Eslabón 2	Eslabón 3	Eslabón 4	Ángulo
1	18.00mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	16.23°
2	22.00mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	14.95°
3	22.50mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	14.95°
4	19.50mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	10.00°
5	19.50mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	20.00°
6	22.50mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	11.85°
7	22.00mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	11.50°
8	24.50mm	40.00mm	52.93mm	87.99mm	11.85°

Como se puede observar en la Tabla 4.2 se realizó cambios solo en la primera barra para ver el comportamiento del CIR al cambiar sus dimensiones y su ángulo de inclinación. Lo que se busca en estos cambios es que a partir del CIR mecanismo 2 (Balance Knee de Ossur) llegar lo más cerca posible al CIR del mecanismo 1 (Teh Lin Neumática).

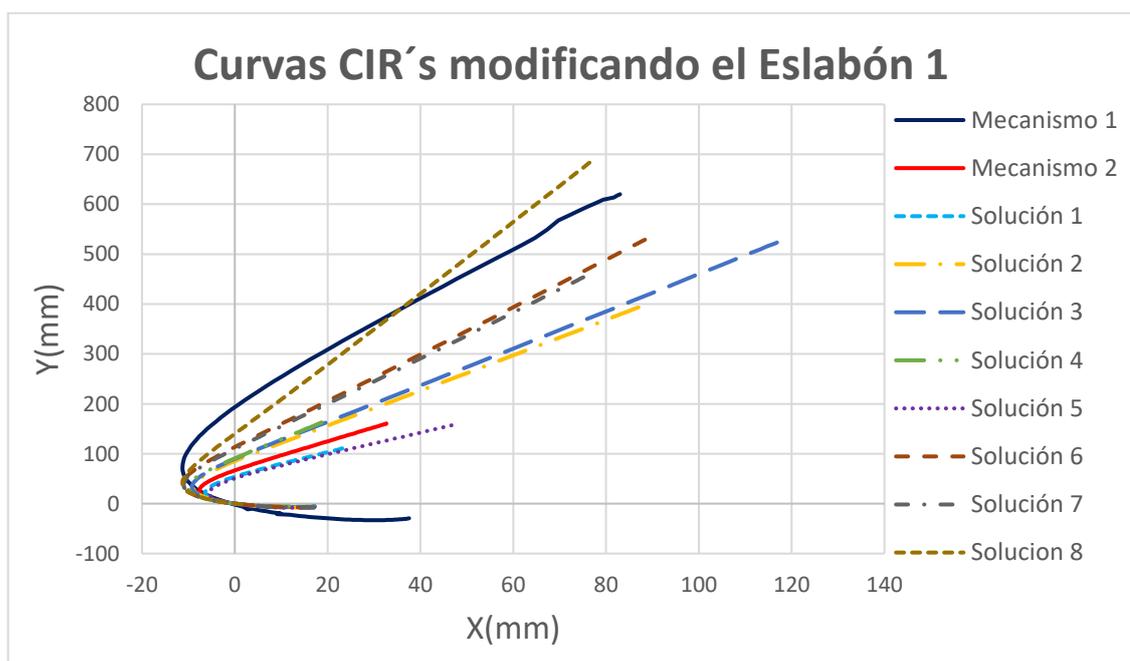


Figura 4.16 Curvas CIR's Eslabón 1 vs mecanismos

En la Figura 4.16 se puede analizar el cambio que se genera en el CIR del mecanismo 2 al modificar el eslabón. Al hacer un análisis entre la figura y la Tabla 4.2 se aprecia que mientras más grande es la barra su centro instantáneo también incrementa y al cambiar su ángulo de inclinación este se abre o se cierra.

Con estos datos se puede determinar que la solución 8 en este eslabón es la más cercana al mecanismo 1.

4.6.2 Cambios segundo eslabón.

Tanto en el segundo eslabón como en el tercero y cuarto solo se moverá sus dimensiones ya que estas barras no permanecen fijas al realizar su movimiento. En la Tabla 4.3 se puede apreciar los cambios realizados, mientras que en la Figura 4.17 se observa el comportamiento al realizar estos cambios.

Tabla 4.3 Modificaciones en el segundo eslabón

Solución	Eslabón 1	Eslabón 2	Eslabón 3	Eslabón 4
1	19.50mm	43.00mm	52.93mm	87.99mm
2	19.50mm	38.50mm	52.93mm	87.99mm
3	19.50mm	37.50mm	52.93mm	87.99mm

En esta barra se realizó menos modificaciones ya que su cambio en el CIR era mínimo al momento de graficarlo.

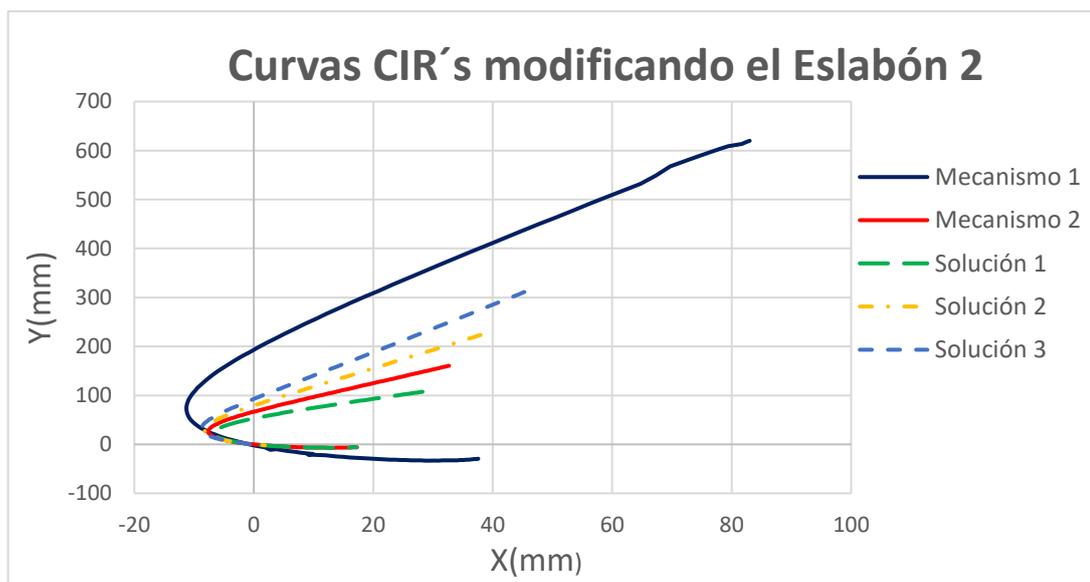


Figura 4.17 Curvas CIR's Eslabón 2 vs mecanismos

En la Figura 4.17 se tiene que al disminuir la dimensión de la segunda barra se va expandiendo el centro de rotación, pero no lo suficiente para llegar a cruzar en más puntos el CIR del mecanismo 1.

4.6.3 Cambios tercer eslabón.

En la Tabla 4.4 se encuentran los valores de modificación en el tercer eslabón

Tabla 4.4 Modificaciones en el tercer eslabón

Solución	Eslabón 1	Eslabón 2	Eslabón 3	Eslabón 4
1	19.50mm	40.00mm	50.00mm	87.99mm
2	19.50mm	40.00mm	49.00mm	87.99mm
3	19.50mm	40.00mm	49.50mm	87.99mm

En esta barra se ocupó solo tres soluciones ya que el cambio que se genera es demasiado grande e impreciso, se lo puede observar en la Figura 4.18

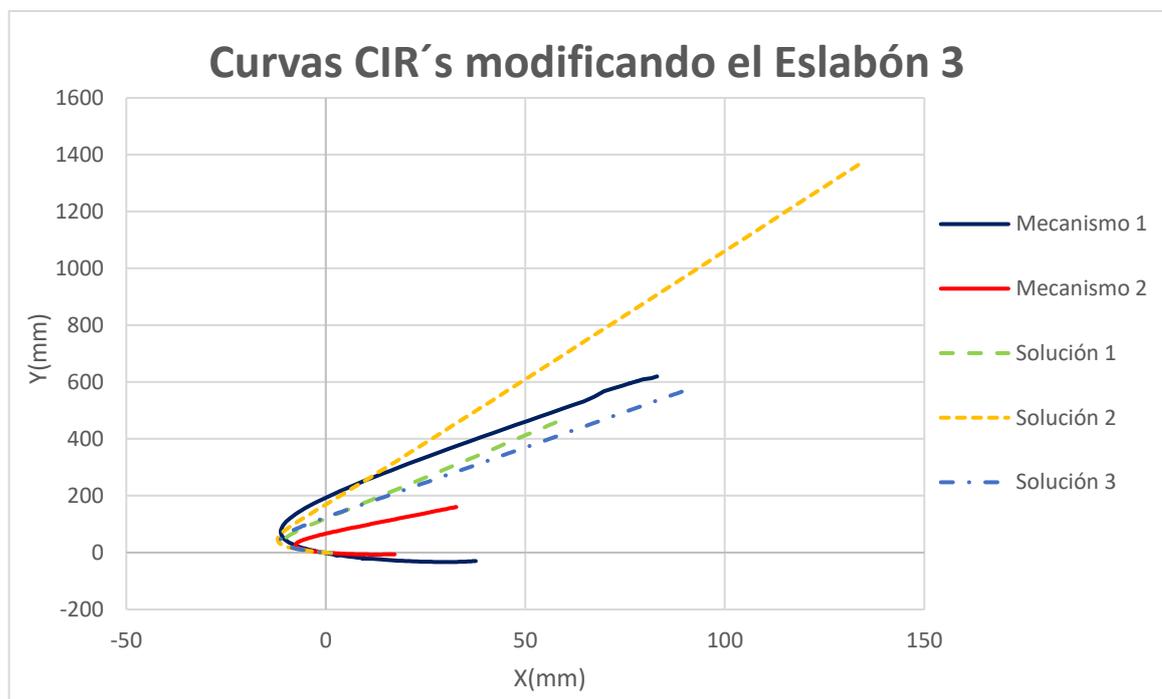


Figura 4.18 Curvas CIR's Eslabón 3 vs mecanismos

En esta comparación se analizó que el cambio que genera el CIR es muy grande pese a que la barra solo se modificó pasos de 0.50mm, por lo cual no se ha optado a elegir esta barra para realizar los cambios.

4.6.3 Cambios cuarto eslabón.

En la Tabla 4.5 se encuentran los valores modificados en el cuarto eslabón

Tabla 4.5 Modificaciones en el cuarto eslabón

Solución	Eslabón 1	Eslabón 2	Eslabón 3	Eslabón 4
1	19.50mm	40.00mm	52.93mm	92.00mm
2	19.50mm	40.00mm	52.93mm	90.00mm
3	19.50mm	40.00mm	52.93mm	91.00mm
4	19.50mm	40.00mm	52.93mm	89.00mm

Para esta barra se ocupó 4 soluciones ya que si generaba curvas cercanas al mecanismo 1 tal y como se muestra en la Figura 4.19

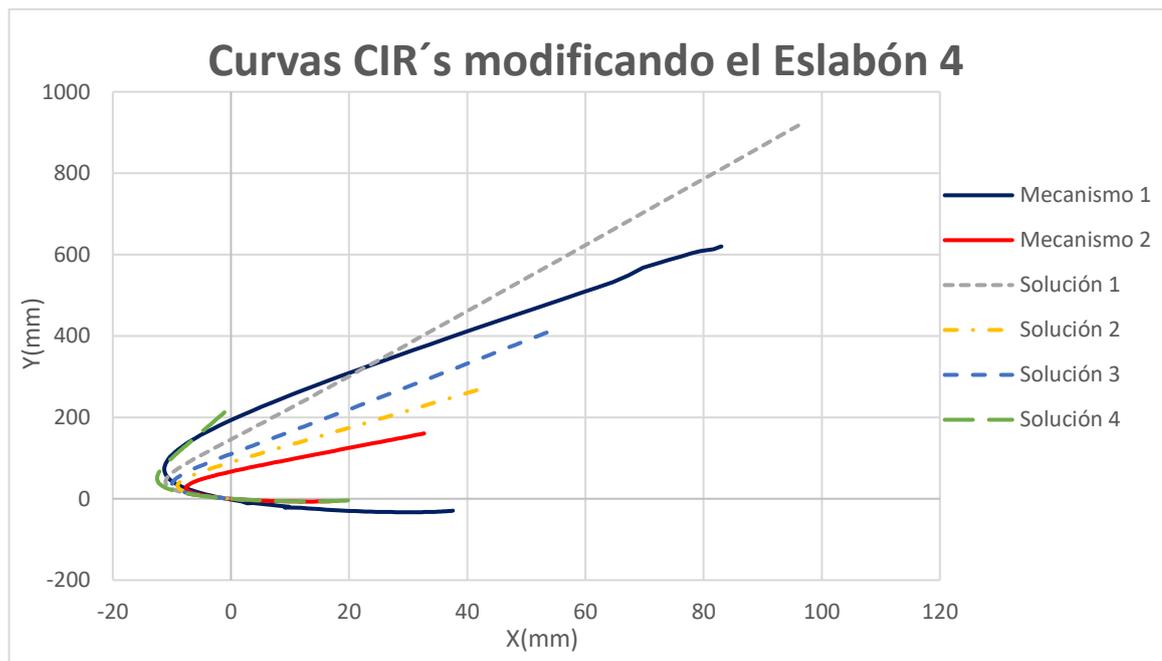


Figura 4.19 Curvas CIR's Eslabón 4 vs mecanismos

Al analizar todas las soluciones obtenidas se ha optado por ocupar la solución 8 de la Figura 4.16 ya que es la curva más cercana a la del mecanismo deseado y no se debe aumentar mucho su longitud debido a que si se aumenta mucho generaría problemas al momento de la simulación y podría romperse su estructura.

4.7 Desarrollo de la propuesta de prótesis de rodilla.

En este punto de la investigación se detalla el proceso que se realizó para la elaboración de una nueva alternativa de prótesis de rodilla.

4.7.1 Análisis de trayectorias de CIR's de la prótesis.

En este proceso se tomó las dimensiones propuestas para obtener los dos CIR's de rodilla.

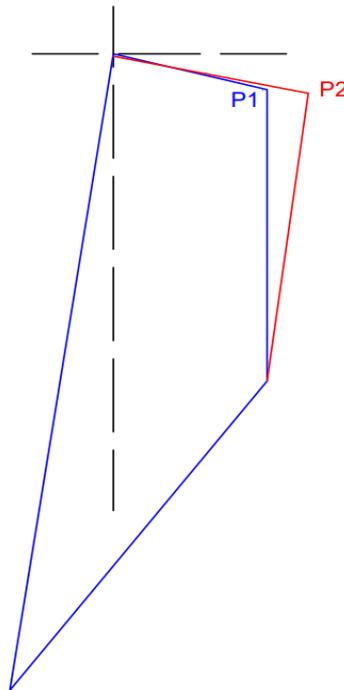


Figura 4.20 Puntos 1 y 2 del CIR de nueva propuesta

En la Figura 4.20 se muestra el cambio que debe realizarse para obtener las dos trayectorias. En P1 tiene las primeras dimensiones de la barra 1 las cuales son de 19.50mm de longitud y un ángulo de inclinación de 14.95° , en el punto P2 las dimensiones son de 24.50mm de longitud y 11.85° de inclinación obtenidas en la solución 8 de la Tabla 4.1. Para detallar de mejor manera y ver el cambio que se genera el centro instantáneo de rotación en cada punto se realizó una maqueta con las dimensiones establecidas donde se demuestra el mecanismo con su respectivo CIR en la Figura 4.21 y 4.22



Figura 4.21 Prototipo CIR en la primera posición.

En la Figura 4.21 se tiene el mecanismo de 4 barras en la posición 1 y su proyección, se observa que en este punto las proyecciones son cortas como las del mecanismo 2. Al cambiar las dimensiones y ángulo como se muestra en la Figura 4.22 se genera una proyección más grande semejante a la del mecanismo 1.



Figura 4.22 Prototipo CIR en la segunda posición.

Las dos trayectorias se las puede apreciar de mejor manera en la Figura 4.23, donde se muestran los puntos exactos por los cuales pasan los dos centros instantáneos de rotación, cada valor se lo encuentra en el Anexo 8 y 9.

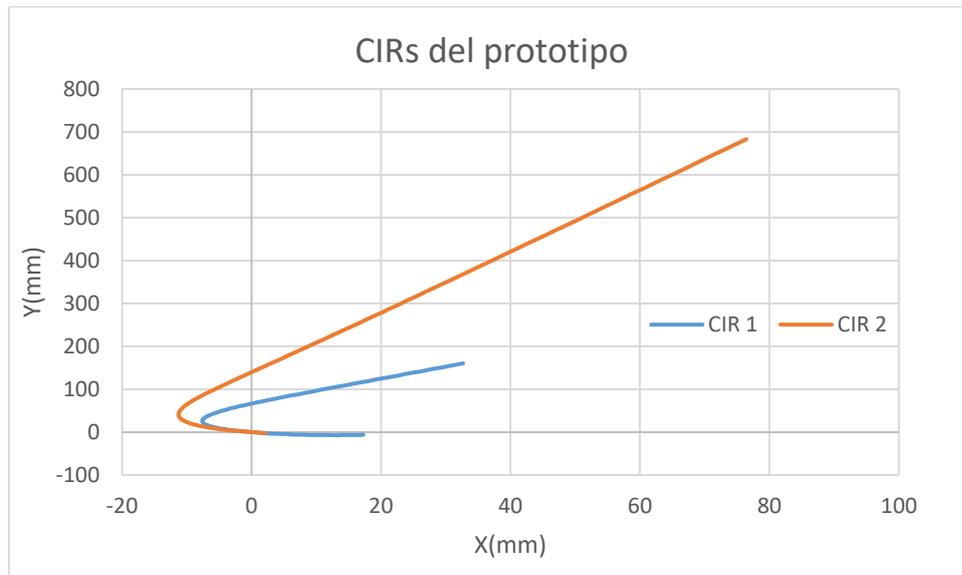


Figura 4.23 Rutas de Trazo del CIR 1 y CIR 2

4.7.2 Selección de acoples de unión a rodilla.

Al revisar múltiples catálogos protésicos, se eligió el catálogo de Streifeneder como guía para seleccionar un conector cónico que ayuda a integrar la articulación de rodilla propuesta con otros componentes de la prótesis transfemoral, a continuación, se muestran algunos de los diferentes conectores utilizados en el mercado y los más Se seleccionará el producto adecuado para el nuevo diseño de prótesis.

- **Adaptador piramidal de encaje**

En la Figura 4.24 se muestra un adaptador de encaje con pirámide. Tiene características como un núcleo de ajuste, orificio de ajuste de 8.5mm de diámetro y sirve para la conexión de diferentes piezas modulares. Se encuentra en materiales como aluminio, titanio y acero inoxidable.



Figura 4.24 Adaptador de enchufe

- **Adaptador piramidal de encaje excéntrico**

Es un acople muy parecido al anterior con la diferencia de que su pirámide no se encuentra en el centro de la pieza tal y como se muestra en la Figura 4.25.



Figura 4.25 Adaptador de enchufe, excéntrico

- **Adaptador piramidal rotativo**

En la Figura 4.26 se muestra un acople piramidal rotativo. Tiene como características un núcleo de ajuste, un agujero central de 8.5 mm de diámetro y una rosca exterior M36. Se lo encuentra en materiales de acero inoxidable y titanio.



Figura 4.26 Adaptador giratorio

- **Adaptador piramidal de encaje con ajuste de giro**

El acople con ajuste de giro se lo muestra en la Figura 2.27. Tiene características muy similares al adaptador piramidal de encaje con la diferencia de tener un ajuste de giro adicional. Se los encuentra en materiales como acero inoxidable y titanio.



Figura 4.27 Adaptador de enchufe, con ajuste de giro

4.7.3 Propuesta de prótesis.

El modelo se desarrolló teniendo como base la prótesis de 4 barras Balance Knee estudiada anteriormente y con las modificaciones para generar dos trayectorias del CIR del mecanismo, el modelo resultante es el mostrado en la Figura 4.28, al mismo que se le realizará el correspondiente análisis dinámico respecto al CMH, demás que en la sección de anexos se presenta cada uno de los planos.

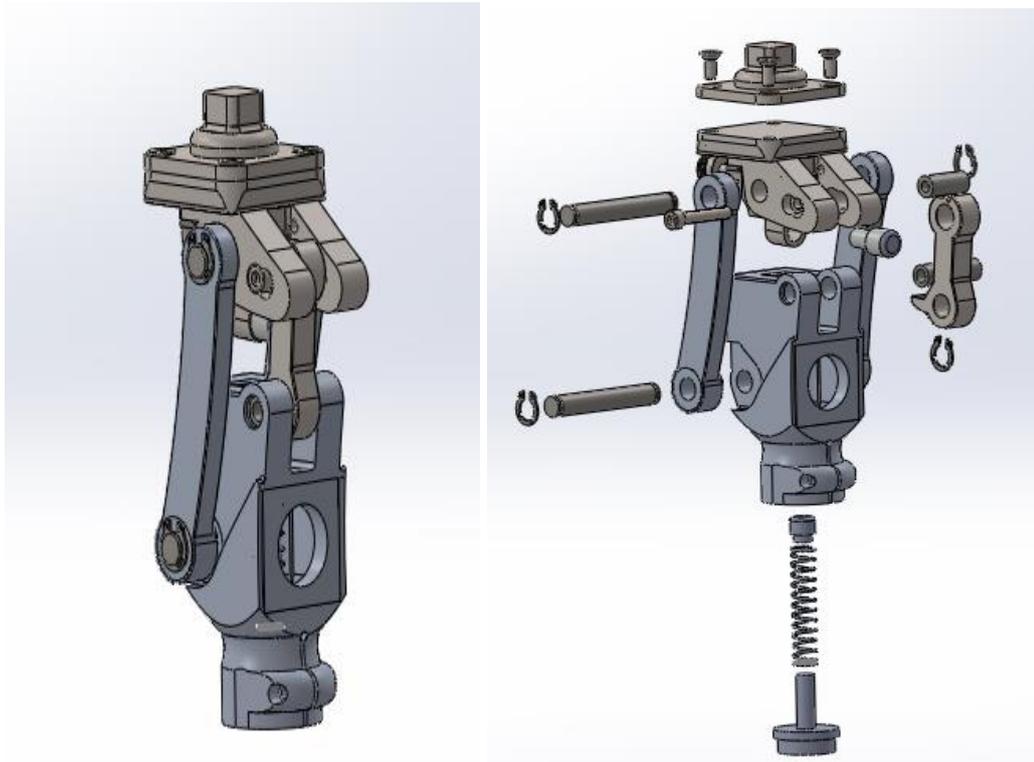


Figura 4.28 Propuesta de prótesis de rodilla

En este diseño se modificaron varias de las piezas en especial la parte del primer eslabón, como se muestra en la Figura 4.29 se tiene los dos puntos por los que se va a mover el eje, además tiene un tornillo para ajustar y un nuevo eje que cruza por las barras.

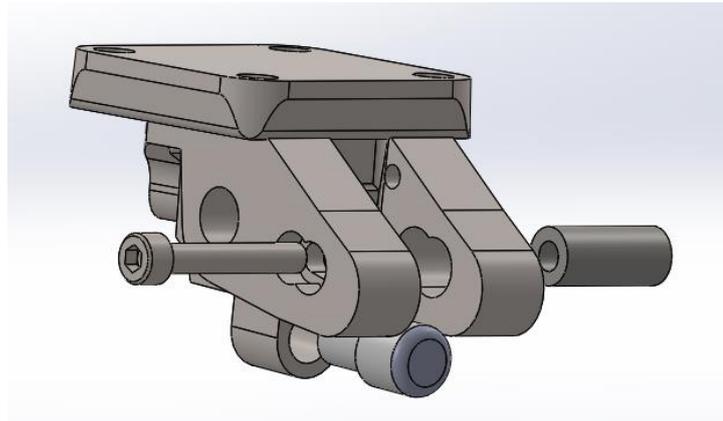


Figura 4.29 Ajuste de Eje en primer eslabón

Al examinar las propiedades físicas del mecanismo se determina una masa aproximadamente de 890 g.

4.7.4 Análisis estático de la propuesta de prótesis.

Para el análisis estático de la propuesta se han implementado materiales usualmente utilizados en prótesis tales como el acero, titanio, aluminio y acero inoxidable. Se realizó el estudio de esfuerzos que se generan y el factor de seguridad en las dos posiciones del centro instantáneo de rotación.

En la Figura 4.30 se muestran los resultados obtenidos al realizar el análisis estático de la propuesta de prótesis en el primer punto de estudio. Este proceso se realizó en el software de Solidworks, para hacer este análisis se colocó un peso de 125 kg que es el peso máximo tolerable de prótesis.

En la Figura 4.30 a) se muestra la tensión de von Mises que es el esfuerzo al cual se somete este mecanismo, su tensión máxima es de 100.598 MPa.

En la Figura 4.30 b) se representa el desplazamiento que va a sufrir el mecanismo al aplicarle dicho peso, su desplazamiento máximo es de 0.124 mm.

En la Figura 4.30 c) se observa las deformaciones unitarias que se presentan en el mecanismo, el valor máximo de deformación es de 0.000845.

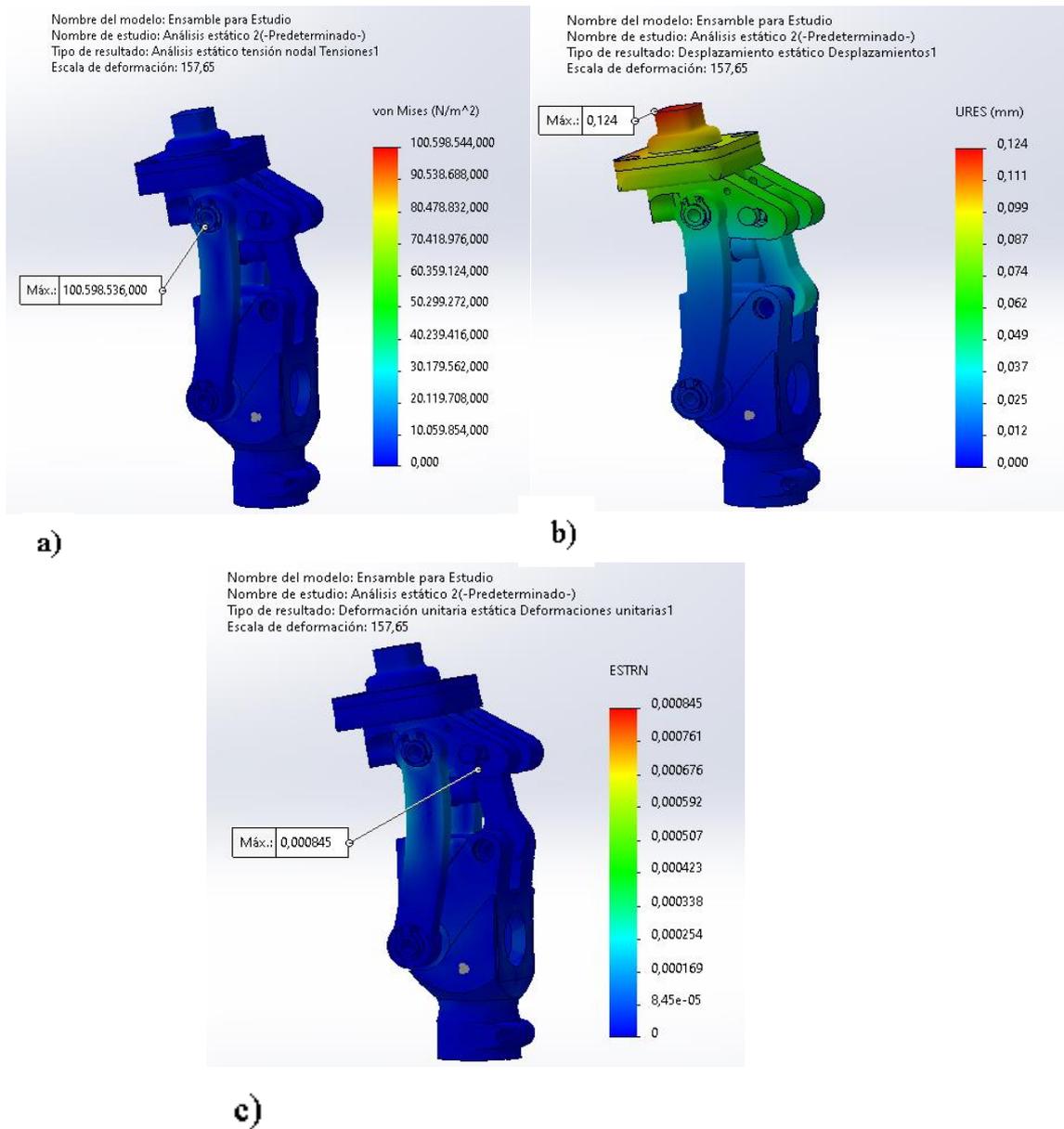


Figura 4.30 Análisis estático en la primera posición, a) Tensión de von Mises. b) Desplazamiento. c) Deformación unitaria.

Con los resultados obtenidos en la Figura 4.30 se tiene que según el resultado de estrés de von Mises no supera el límite elástico del material, Con respecto al desplazamiento se tiene un valor máximo de 0.124 mm lo cual es un valor aceptable considerando que se está aplicado los 125kg. Por último, está el gráfico de deformación la cual se presenta de manera mínima en ciertas piezas como son los eslabones.

En la Figura 4.31 se encuentra el estudio del factor de seguridad el cual indica hasta donde es capaz de resistir el mecanismo aplicado su peso máximo antes de que falle, el factor de seguridad mínimo en este punto es de 1.43.

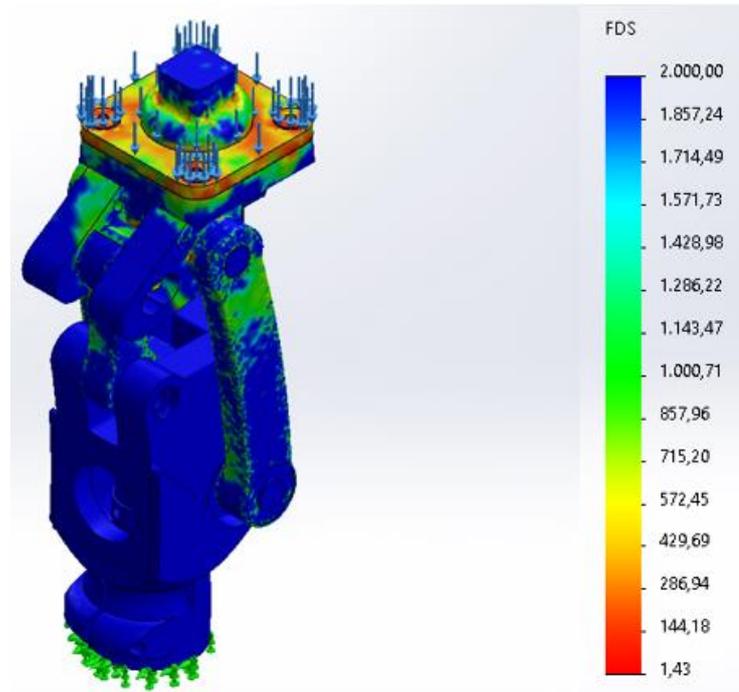


Figura 4.31 Factor de seguridad primera posición

Para garantizar el modelo en esta posición se realiza el estudio de factor de seguridad donde se tiene que en esta posición va a soportar la carga máxima con un factor de seguridad mínimo de 1.43.

En la Figura 4.32 se tiene plasmado los resultados del análisis estático de la propuesta en la segunda posición del centro instantáneo de rotación al someterle una carga máxima de 125 kg.

En la Figura 4.32 a) se muestra una tensión máxima de 98.112 MPa.

En la Figura 4.32 b) se observa un desplazamiento máximo de 0.116 mm.

En la Figura 4.32 c) se tiene una deformación unitaria máxima de 0.000779.

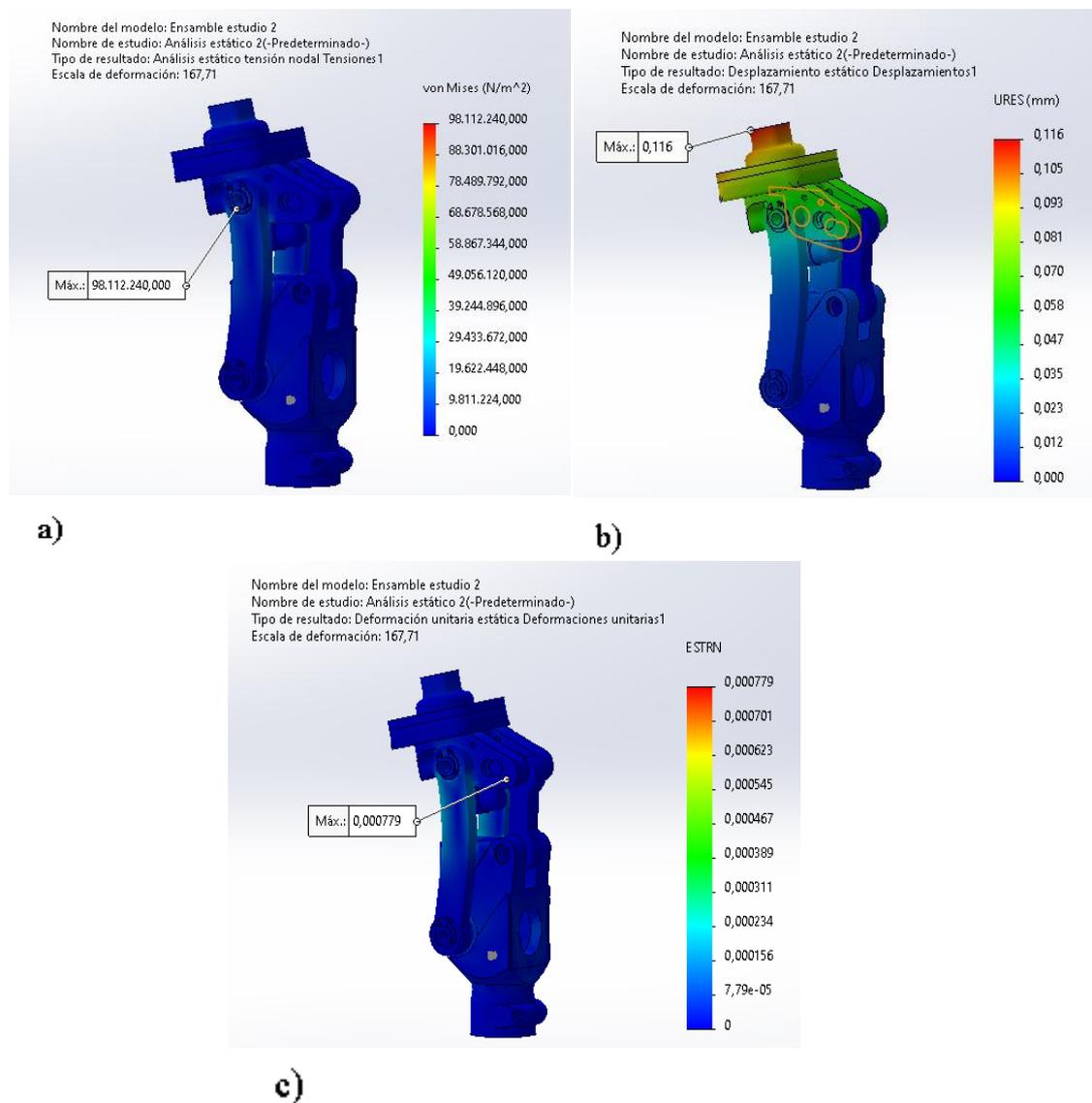


Figura 4.32 Análisis estático en la segunda posición, a) Tensión de von Mises. b) Desplazamiento. c) Deformación unitaria.

En base a los resultados de la Figura 4.32 se tiene que al igual que en la primera posición los resultados de esfuerzos y deformaciones son mínimos con un pequeño incremento en cada valor garantizando así mejor resistencia en esta posición.

En la Figura 4.33 se refleja el estudio del factor de seguridad mínimo en este punto el cual es de 1.51 aplicado el peso máximo de 125kg.

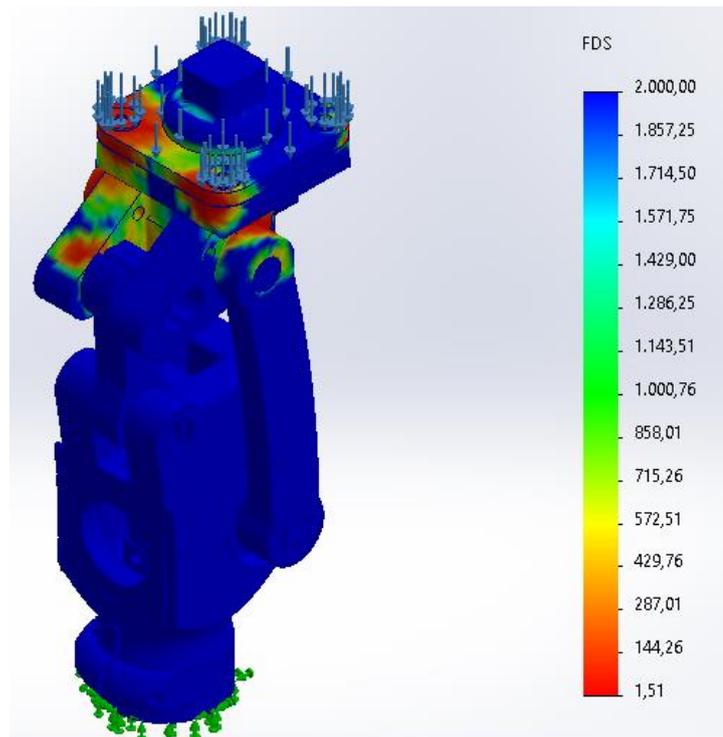


Figura 4.33 Factor de seguridad segunda posición

Para garantizar el modelo en esta posición se realiza el estudio de factor de seguridad donde se tiene que en esta posición va a soportar la carga máxima con un factor de seguridad mínimo de 1.51.

Al realizar un análisis de resultados en ambas posiciones se tiene que en los dos puntos el mecanismo va a resistir debido a que la variación del factor de seguridad es mínima, además las deformaciones que se genera son muy bajas por lo cual va a cumplir con su funcionamiento sin tener inconvenientes.

4.7.5 Validación del prototipo.

Para realizar la validación del prototipo de prótesis de rodilla ajustable se realizó impresión 3D de la parte exterior del mecanismo en material PETG que es un plástico particular de polietileno tereftalato modificado con glicol muy usado en impresiones ya que es más fácil de usar que el PET normal y con una muy buena resistencia.

En la Figura 4.34 se demuestra el prototipo en impresión 3D ubicado en su primera posición del CIR, mientras que en la Figura 4.35 se encuentra en su segunda posición.



Figura 4.34 Prototipo de prótesis de rodilla en su primera posición.



Figura 4.35 Prototipo de prótesis de rodilla en su segunda posición.

Con la impresión del mecanismo se puede validar tanto su movimiento como su estructura.

CAPÍTULO V

Conclusiones y Recomendaciones

5.1 Conclusiones

Al tener varias prótesis de rodilla se pudo analizar el funcionamiento y parámetros como las medidas de fuerza y momento que actúa en la rodilla durante el movimiento. Se obtuvo varios resultados como su ángulo de flexión los cuales son de 135° , 180° y 110° respectivamente. Cada valor obtenido de los modelos es importante para comprender cual es la carga máxima que van a soportar que en el caso de los modelos estudiados es de 125kg. Durante este trabajo se obtuvo varios puntos en los que la velocidad de rotación es cero en un instante dado durante el movimiento de la rodilla, cada uno es una posición que se genera a medida que la articulación se flexiona y se extiende. Al implementar cada valor en un software se obtuvo que cada una de estas tienen un comportamiento diferente y su centro de rotación actúa depende de las dimensiones del mecanismo.

En el desarrollo de esta investigación se obtuvieron varios factores para determinar la cinemática de cada mecanismo, se determinó que solo uno de los mecanismos presentados puede realizar una vuelta completa debido a las dimensiones de cada barra, por consiguiente, dicho mecanismo tenía un centro instantáneo de rotación muy diferente a los demás. Además, cada CIR de rodilla se lo puede determinar mediante trigonometría y analizar su punto en cada instante de rotación.

El diseño del mecanismo propuesto se lo obtuvo a partir de una de las prótesis comerciales en el cual se modificó cada eslabón para obtener un nuevo Centro Instantáneo de Rotación, con un rango de rotación de 0° a 120° , con un tornillo ajustable en el eslabón superior para poder mover la barra y tener dos CIRs. Se utilizó para cada prueba de diseño los materiales más comunes en prótesis que son el acero, titanio y aluminio comprobando así su resistencia y su peso.

Se validó el prototipo mediante prototipado rápido (impresión 3D) para poder demostrar su movimiento y como actúa el mecanismo en sus dos CIRs. Con esto se comprobó que el

mecanismo funciona de manera correcta en cada posición y con porcentaje de similitud al CIR de las prótesis de estudio de 100% en la primera posición y un 70% en la segunda posición.

5.2 Recomendaciones

Realizar un estudio más amplio de materiales para realizar el mecanizado de cada una de las piezas, además de hacer un análisis de costos de una de las piezas y elegir la opción más viable para su desarrollo.

Generar un programa o aplicación el cual permita hacer cálculos precisos de las trayectorias del centro instantáneo de rotación para facilitar proyectos de prótesis basados en su trayectoria.

Comparar los CIR obtenidos en esta investigación con los de una rodilla sana para obtener datos más cercanos a la caminata de una persona sana y generar un ajuste más parecido a la de una persona.

Realizar piezas menos complejas, pero con el mismo tamaño de cada barra si se va a realizar la fabricación del prototipo para poder reducir costos en su manufactura.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gobierno del Ecuador, “Estadísticas de Discapacidad”, 2021. <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- [2] K. Bakker y P. Riley, “El año del pie diabético”, *Diabetes voice*, vol. 50, núm. 1, pp. 11–14, 2019.
- [3] C. Rodríguez y D. Stephanie, “Comunicación para el mercadeo social ‘La Amputación’. Campañas de Comunicación Interna Cliente: Clínica Santa Lucía”, San Francisco de Quito, 2012.
- [4] K. Norton, “Un breve recorrido por la historia de la prótesis”, *inMotion*, vol. 17, núm. 7, pp. 1–5, 2007.
- [5] G. Martínez y G. Chiesa, “Prótesis Total de Rodilla: Beneficios y Riesgos”, *Blog de Salud*, 2015. <https://www.grupogamma.com/protesis-total-de-rodilla-beneficios-y-riesgos/>
- [6] H. E. C *et al.*, “Costes de las prótesis totales de cadera y rodilla en tres comunidades autónomas”, *Premios Profr. Barea*, vol. 12, pp. 77–88, 2014.
- [7] E. Vázquez y E. Wiecher, *Los amputados y su rehabilitación*. 2016. [En línea]. Disponible en: https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf
- [8] M. L. Ocampo, L. M. Henao, y V. Lorena, “Amputación de miembro inferior : cambios funcionales, inmovilización y actividad física.”, *univercidad del Rosario. Fac. Rehabilitación y Derechos Humanos.*, vol. 42, pp. 1–26, 2010.
- [9] S. Siek, “Las nuevas prótesis corporales son una belleza para mostrar y no ocultar”, *Expansion MX*, 2012.
- [10] J. Ortiz, “LA DISCAPACIDAD EN EL ECUADOR EN CIFRAS, AÑO 2010.”, *Rev. LA Fac. CIENCIAS MÉDICAS LA Univ. CUENCA*, vol. 31, núm. 1, pp. 74–81, 2013.
- [11] M. C. Panesso, M. C. Trillos, y I. T. Guzmán, “Biomecánica clínica de la rodilla”, Universidad del Rosario, 2008.
- [12] F. V. Pintado y G. F. Vintimilla, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PROTESIS DE RODILLA ASISTIDA PARA LA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL”, Universidad Politécnica Salesiana., 2020. [En línea]. Disponible en:

- <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/19995>
- [13] C. Herrera-Espiñeira, A. Escobar, J. L. Navarro-Espigares, J. De Dios Luna-Del Castillo, L. Garcia-Perez, y A. Godoy-Montuano, “Prótesis total de rodilla y cadera: Variables asociadas al costo”, *Cir. Cir.*, vol. 81, núm. 3, pp. 207–213, 2013.
- [14] B. K. Reyes, C. A. Arias, A. M. Mora, y P. F. Gómez, “Diseño de un encaje para prótesis de miembro inferior con amputación por encima de la rodilla”, *Épsilon*, vol. 1, núm. 9, pp. 19–28, 2007, [En línea]. Disponible en: <https://ciencia.lasalle.edu.co/cgi/viewcontent.cgi?article=1041&context=ep>
- [15] O. J. Ascencio, D. J. Gómez, A. M. Mora, y P. F. Gómez, “Diseño y modelamiento de pie para prótesis transfemoral con sistema de amortiguación”, *Épsilon*, núm. 9, pp. 7–18, 2007, [En línea]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/955/95500902.pdf>
- [16] R. Bowers, “El maravilloso mundo de la prótesis cosmética”, *inMotion*, vol. 12, núm. 2, 2002.
- [17] Organización Mundial de la Salud, “PARTE 1. NORMAS”, en *NORMAS DE ORTOPROTÉSICA*, 2017.
- [18] G. Daniel, “PRÓTESIS MIEMBRO INFERIOR”, 2019.
- [19] B. F. Alava Zavala, “Diseño de un modelo de prótesis de pie”, 2020.
- [20] E. Lugo, “Diseño de mecanismos utilizando algoritmos genéticos con aplicación en prótesis para miembro inferior”, Instituto Politécnico Nacional, 2010. [En línea]. Disponible en: <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/9205/35.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [21] C. Guerra, *Análisis y síntesis de mecanismos con aplicaciones*, GRUPO EDIT. México, 2015.
- [22] J. E. Shigley y J. J. Uicker, *TEORÍA DE MÁQUINAS Y MECANISMOS*, McGRAW-HILL. Mexico, 2001.
- [23] J. Unda y J. Garcia, “ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO DE SISTEMAS MECÁNICOS FORMADOS POR VARIOS SÓLIDOS RÍGIDOS”, *Rev. Int. métodos numéricos para cálculo y diseño en Ing.*, vol. 1, núm. 4, pp. 31–48, 1985, [En línea]. Disponible en: <file:///C:/Users/shidr/OneDrive/Escritorio/Informacion de tesis/analisis cinematico y dinamico.pdf>
- [24] M. R. Flores y G. G. Marín, *Cinemática de mecanismos planos Teoría y Problemas*

resueltos. 2020.

- [25] P. J. De los Santos, “Introducción Mecanismos básicos”, Universidad Politécnica de Guanajuato, 2017.
- [26] R. L. Norton, *Diseño de máquinas*, Cuarta Edi. Mexico, 2011.
- [27] J. M. Páez y N. J. Marsiglia, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO DE DOS GRADOS DE LIBERTAD”, Universidad Tecnológica de Bolívar, 2012.
- [28] M. C. Fernández, “CARACTERIZACIÓN DEL MOVIMIENTO DE LA RODILLA Y DISEÑO DE UN MECANISMO POLICÉNTRICO”, Instituto Politécnico Nacional, 2008. [En línea]. Disponible en: <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/220/policentrico.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [29] B. T. Amador, R. R. Torrealba, M. Rojas, J. Cappelletto, y C. M. Müller-karger, “Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos”, *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 6, núm. 11, pp. 30–45, 2012.
- [30] C. W. Radcliffe, “Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: Kinematics, alignment and prescription criteria”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 18, núm. 3, pp. 159–173, 1994, doi: 10.3109/03093649409164401.
- [31] Grupo Alemana, “No Title”. <https://www.grupoalemana.com/Ortopedia/Producto/Details/242>
- [32] efmo, “www.efmo.com”.
- [33] Össur, “Össur soluciones protésicas”, 2016.
- [34] Ottobock, “Instrucciones de uso Ottobock”, 2020.

ANEXOS

En esta sección se presentan las tablas de datos de cada curva obtenida en la investigación, El código implementado para la validación Matemática, así también los planos de los elementos de cada prótesis realizada, por último, las tablas de cada CIR y los planos de la propuesta de prótesis de rodilla.

Anexo 1: Código de Matlab para el cálculo de trayectoria del CIR y Grafica.

```

%%Cálculos Protesis
clear all, close all, clc
%Variables
E1;
E2;
E3;
E4;

A1;
%Angulo inicial;
Amov;

%%Cálculo ángulo 1 CIR
%Restamos el ángulo que va a moverse por 180
Acir1 = 180 - Amov

%%Calculo ángulo 2 CIR
%Dividimos el mecanismo en dos

%obtenemos el lado desconocido de la mitad de un triangulo
%Ley de cosenos  $c^2=a^2+b^2-2ab \cos(\theta)$ 
x1 = E1^2+E4^2;
x2 = 2*E1*E4*cosd(Amov);
I1 = sqrt(x1-x2);

%calculamos el ángulo superior del triangulo
%Ley de cosenos
x3 = E1^2+I1^2-E4^2;
x4 = 2*E1*I1;
A2 = acosd(x3/x4);

%Calculamos el angulo superior del segundo triangulo
%Ley de cosenos
x5 = E2^2+I1^2-E3^2;
x6 = 2*I1*E2;
A3 = acosd(x5/x6);

%Calculamos el ángulo de esa esquina sumando los dos ángulos
A4 = A2+A3;

%Calculamos en angulo CIR restando 180 al angulo de la esquina
Acir2 = 180-A4

```

```

%%Cálculo ángulo 3 CIR
%Restamos de 180 los dos angulos del CIR
Acir3 = 180-Acir1-Acir2

%Calculamos el radio a del centro instantaneo RA(CIR)
%Ley de senos A/sina = B/sinb = C/sinb
RAcir = E1*sind(Acir2)/sind(Acir3)

%Calculamos el radio a del centro instantaneo RB(CIR)
RBcir = E1*sind(Acir1)/sind(Acir3)

%Grafica
r = RAcir;
thetal = Acir1-A1;

r2 = RBcir;
theta3 = 180-A1-Acir2;

x1 = r*cosd(thetal); %Valor inicial del ángulo de la primera linea
y1 = r*sind(thetal);
plot([0 x1],[0 y1], 'rd-', 'Linewidth',1, 'markersize',2);
hold on;
grid on;
x2 = r*cosd(theta3); %Valor inicial del ángulo de la segunda linea
y2 = r*sind(theta3);
plot([19.26 x1],[-5.03 y1], 'bd-', 'Linewidth',1, 'markersize',2);
hold on;
grid on
xlim([-50 660]);
ylim([-50 660]);

```

Grafica Trayectoria.

```

%Variables Principales
a1=1; %valor inicial del for
a2=1 ; %paso del for
a3=126; %Valor final del for

%(TOMAR DATOS DE LA BASE DE DATOS VICON, verificar los nombres según
variables)

CIR_P1 = [RutadeTrazo1P1.Xmm, RutadeTrazo1P1.Ymm, RutadeTrazo1P1.Zmm];
%CIR_P1 = str2double(CIR_P1);

```

Se grafica para la validación de cada uno de las posiciones de los marcadores.

```

for e=a1:a2:a3

```

```

%Evolucion CIR

x = CIR_P1(:,1);
y = CIR_P1(:,2);
pl = line(x,y)
hold on;
%Titulos en los ejes
title('CIR Teh Lin Neumática Policéntrica')
xlabel('Eje X')
ylabel('Eje Y')
grid on;

end
%}

```

Anexo 2: Tabla de valores del CIR de la prótesis de rodilla Teh Lin Neumática Policéntrica.

Anexo 3: Planos de la prótesis de rodilla Teh Lin Neumática Policéntrica.

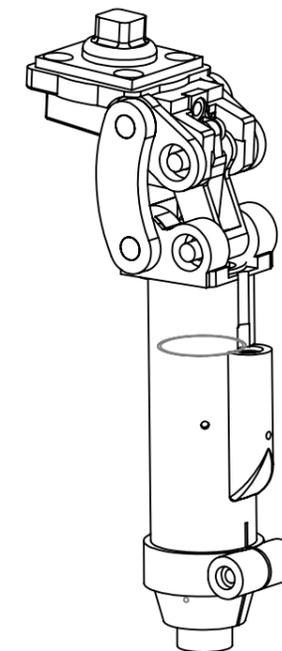
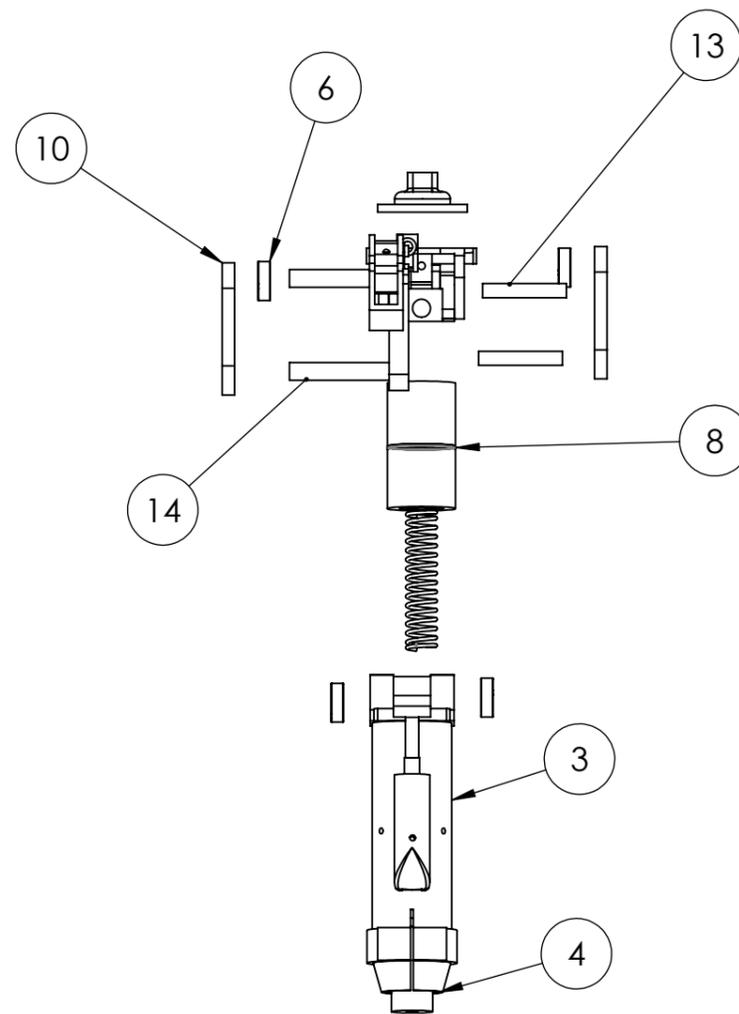
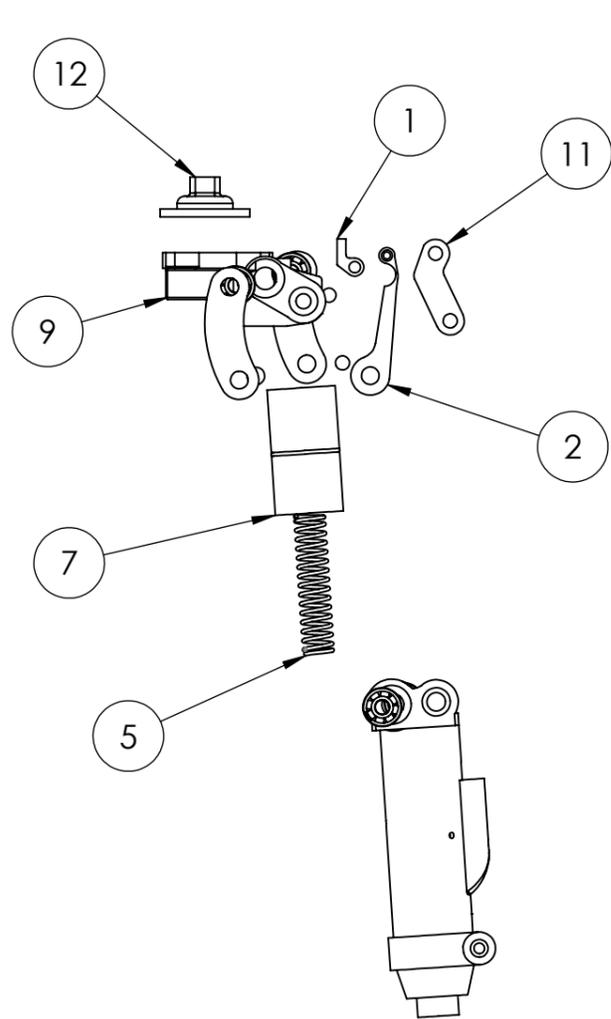
Tabla 5.1 CIR Teh Lin Neumática Policéntrica.

Teh Lin Neumática		-6,857	141,735	14,006	-24,637
X(mm)	Y(mm)	-7,611	134,761	15,031	-25,646
83,02	619,942	-8,29	128,008	16,049	-26,582
82,873	619,243	-8,895	121,468	17,057	-27,445
82,435	617,156	-9,429	115,134	18,055	-28,238
81,711	613,705	-9,892	108,999	19,04	-28,963
79,446	608,933	-10,287	103,056	20,011	-29,622
77,931	602,894	-10,613	97,299	20,967	-30,217
76,184	595,66	-10,873	91,722	21,907	-30,75
74,225	587,309	-11,068	86,319	22,829	-31,222
72,075	577,931	-11,2	81,085	23,733	-31,637
69,754	567,623	-11,269	76,013	24,617	-31,995
67,287	548,621	-11,277	71,101	25,481	-32,299
64,695	532,132	-11,226	66,341	26,323	-32,55
62,001	519,122	-11,116	61,732	27,143	-32,751
59,226	505,687	-10,95	57,267	27,941	-32,903
56,391	491,922	-10,729	52,944	28,715	-33,008
53,515	477,914	-10,454	48,758	29,465	-33,067
50,616	463,746	-10,126	44,707	30,191	-33,083

47,711	449,493
44,814	435,221
41,941	420,993
39,101	406,861
36,307	392,872
33,567	379,066
30,889	365,477
28,279	352,134
25,744	339,06
23,288	326,273
20,913	313,786
18,624	301,611
16,422	289,755
14,308	278,221
12,285	267,012
10,351	256,127
8,492	245,564
6,755	235,318
5,09	225,386
3,515	215,762
2,027	206,438
0,626	197,407
-0,689	188,662
-1,92	180,195
-3,068	171,997
-4,134	164,061
-5,12	156,377
-6,028	148,938

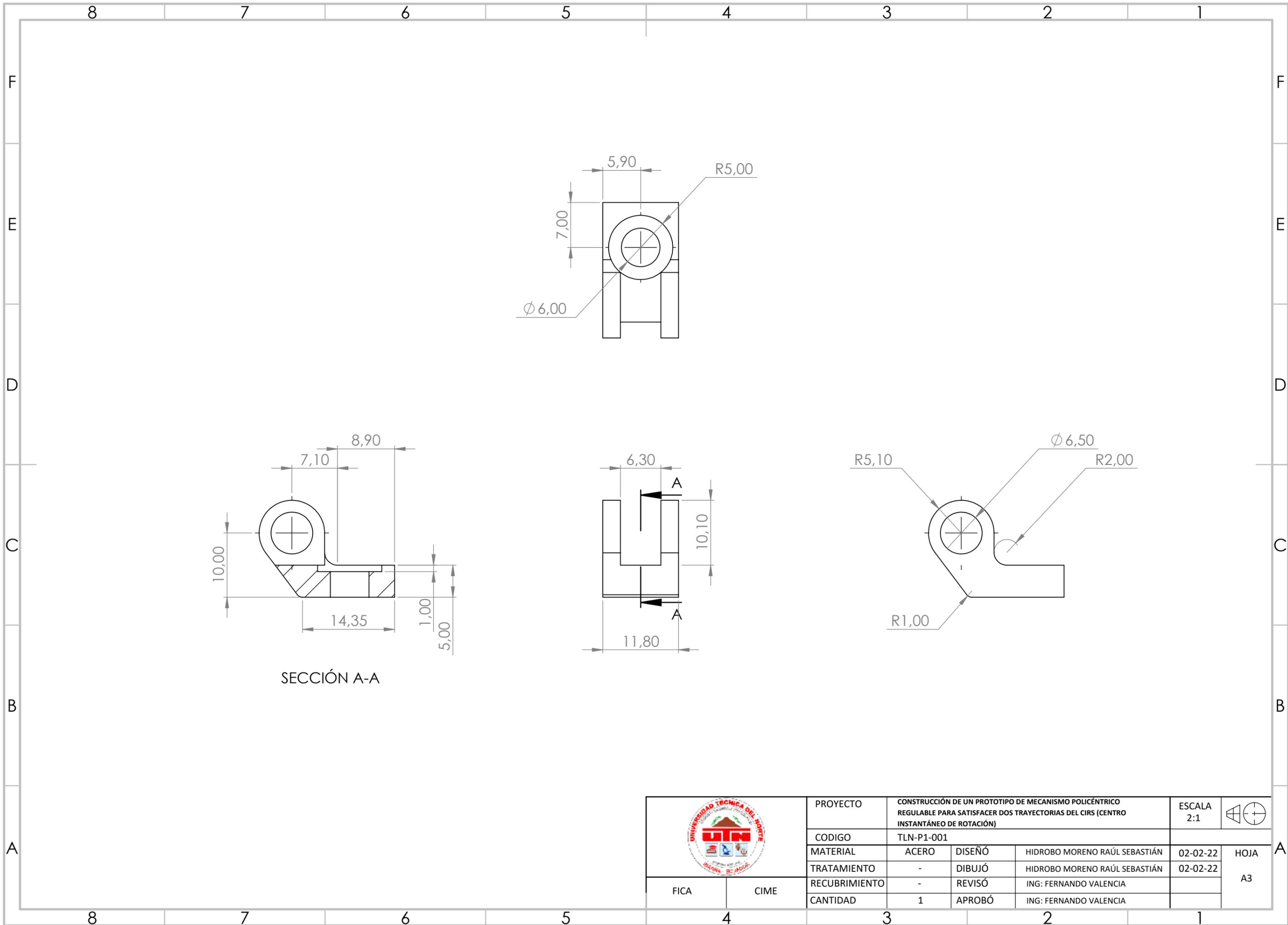
-9,748	40,787
-9,321	36,995
-8,846	33,329
-8,325	29,785
-7,76	26,361
-7,153	23,056
-6,505	19,866
-5,817	16,789
-5,093	13,825
-4,334	10,97
-3,542	8,223
-2,718	5,582
-1,866	3,045
-0,986	0,612
-0,082	-1,72
0,845	-3,953
1,794	-6,087
2,76	-11,25
3,743	-10,068
4,74	-11,918
5,75	-13,675
6,769	-15,35
7,796	-16,923
8,828	-18,415
9,865	-19,823
9,098	-21,146
11,939	-22,389
12,975	-23,552

30,892	-33,057
31,568	-32,99
32,218	-32,885
32,843	-32,741
33,44	-32,561
34,012	-32,346
34,556	-32,097
35,073	-31,815
35,562	-31,501
36,024	-31,156
36,457	-30,781
36,862	-30,377
37,237	-29,944
37,583	-29,484



14	EJE POSTERIOR	ACERO	E4	2	TLN-P1-009	
13	EJE DELANTERO	ACERO	E4	2	TLN-P1-008	
12	ACOPLE DE ENCAJE PIRAMIDAL	ACERO	F7	1	10A90/S	CATÁLOGO STREIFENDER
11	ESLABON DELANTERO	ACERO	E6	1	TLN-P1-007	
10	ESLABON LATERAL	FIBRA DE CARBONO	E5	2	TLN-P1-006	
9	SOPORTE SUPERIOR	ACERO	E7	1	TLN-P1-005	
8	EMPAQUE BOMBA	CAUCHO	E4	1	2-028	O-RINGS PARKER-SERIE 2
7	CILINDRO NEUMÁTICO	ACERO	E7	1	CTK-50-100MY	CILINDRO N SIMPLE EFECTO
6	RODAMIENTO DE BOLAS	ACERO	E5	4	FAG 608	
5	RESORTE DE COMPRESIÓN	ACERO	D7	1	LCM160HM 03	CATÁLOGO LEE SPRING
4	ACOPLE INFERIOR	FIBRA DE CARBONO	C4	1	TLN-P1-004	
3	ARMAZÓN BOMBA HIDRÁULICA	FIBRA DE CARBONO	D4	1	TLN-P1-003	
2	UNIÓN BOMBA HIDRÁULICA	ACERO	E7	1	TLN-P1-002	
1	SOPORTE DE UNIÓN HIDRAULICA	ACERO	E7	1	TLN-P1-001	

N° DE ELEMENTO	DENOMINACIÓN	MATERIAL	ZONA	CANTIDAD	CODIGO	OBSERVACIONES
	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:3	
	CODIGO	TLN-PV-P1-001				
	PESO	933 g	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-02-22	HOJA A3
	LARGO	122 mm	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-02-22	
	ANCHO	63mm	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
ALTO	269 mm	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

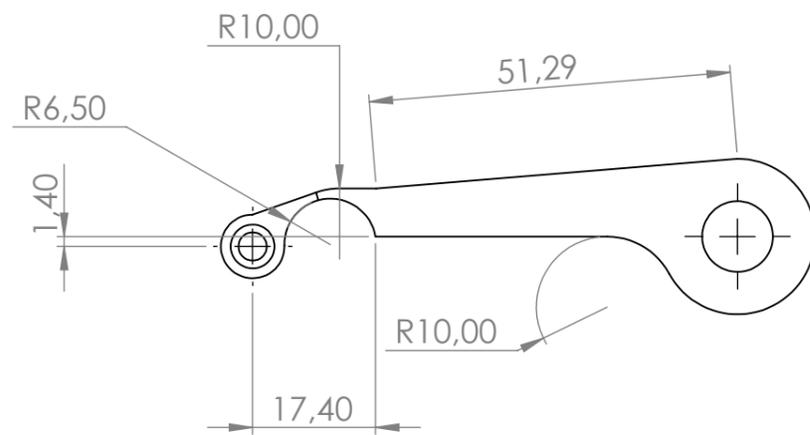
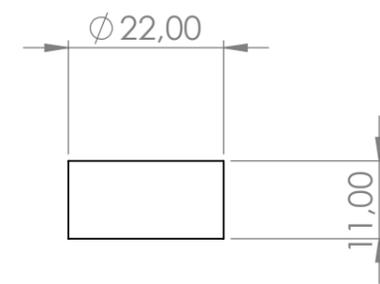
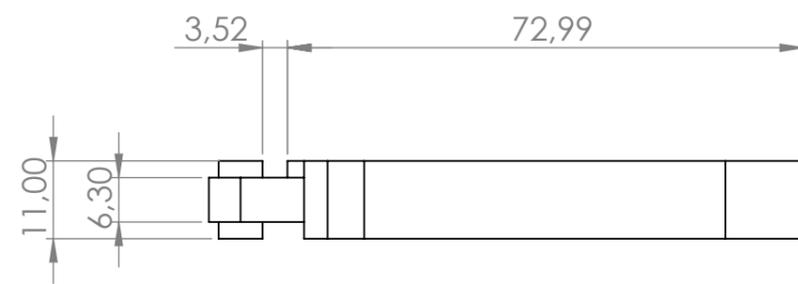
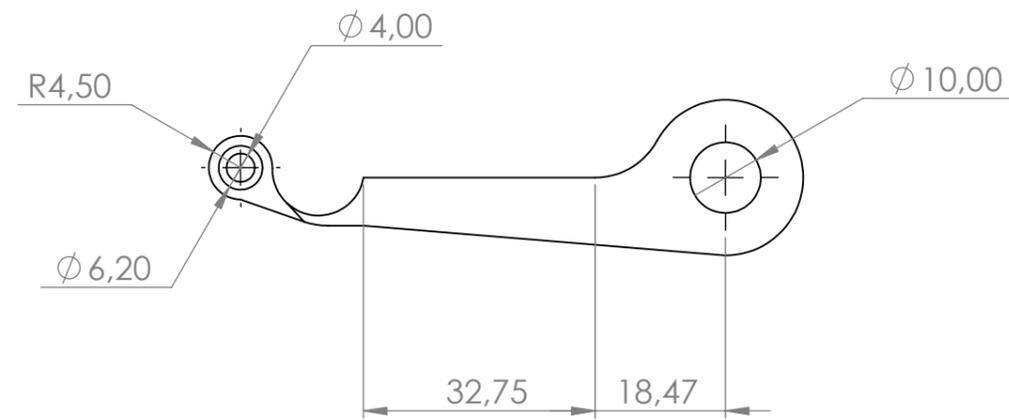


SECCIÓN A-A

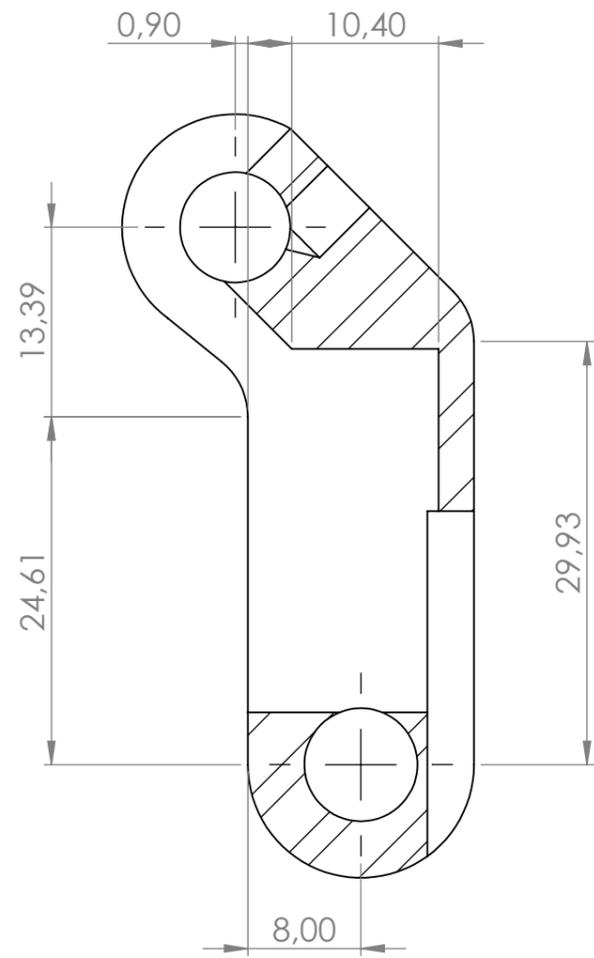
	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
	CODIGO TLN-P1-001				
	MATERIAL ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	02-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	02-02-22	
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD 1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA

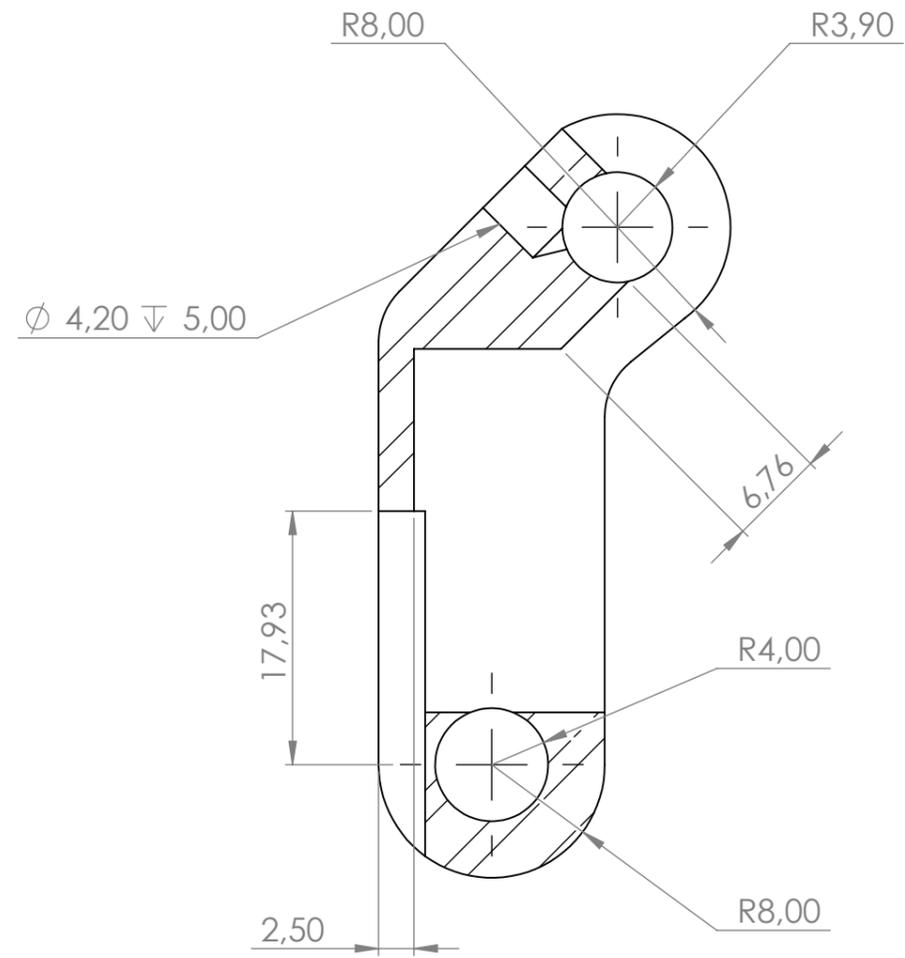
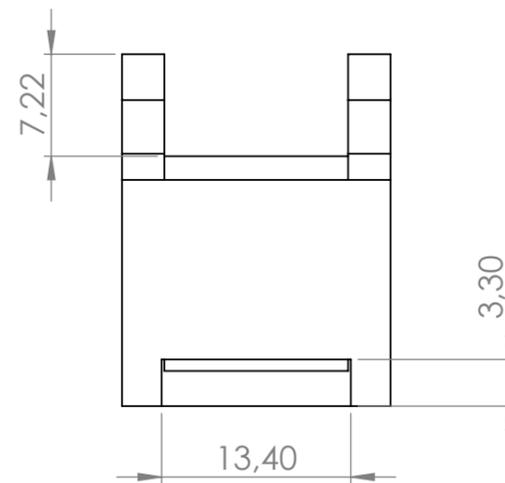
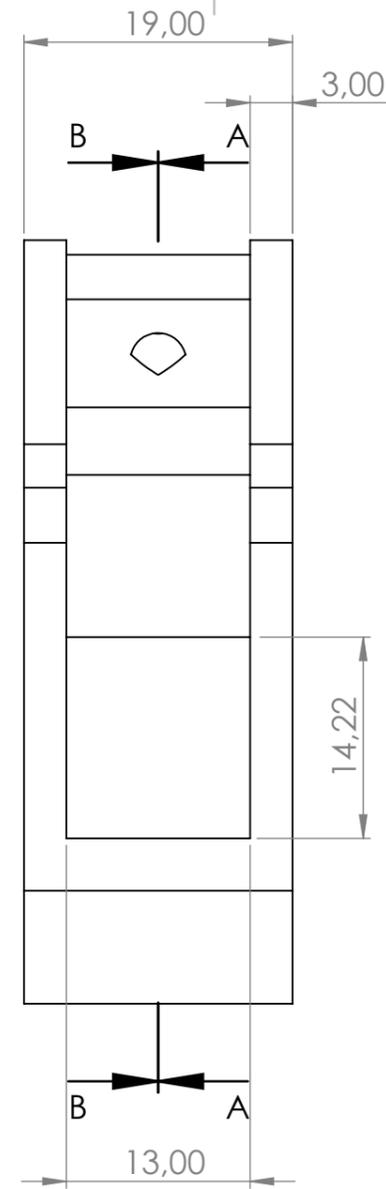
CIME



	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO	TLN-P1-002				
	MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	03-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	03-02-22	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			
FICA	CIME					



SECCIÓN A-A



SECCIÓN B-B

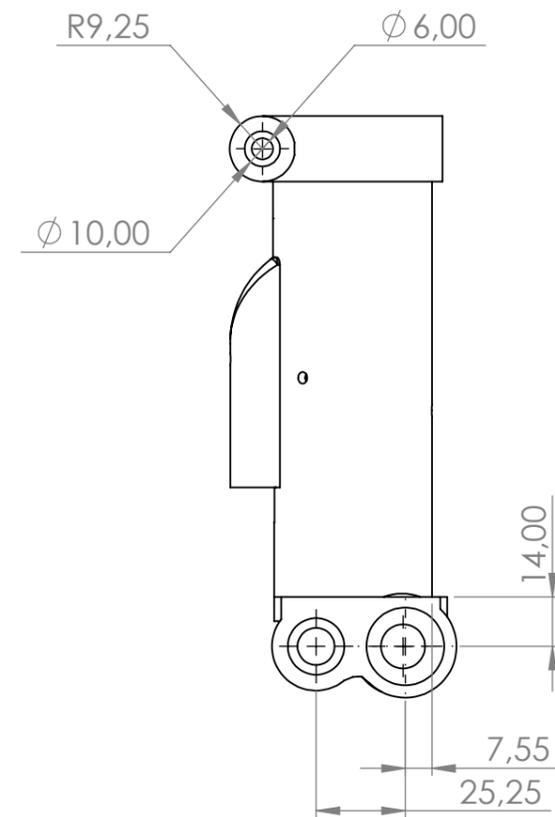
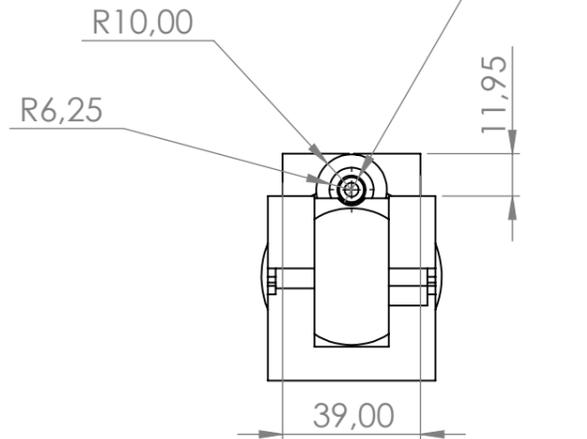
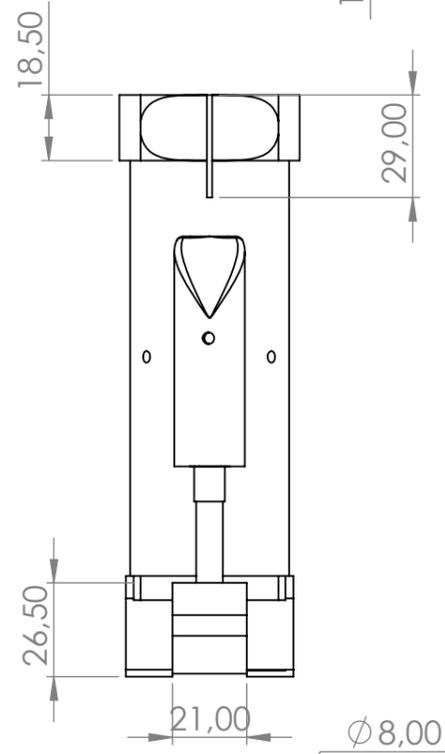
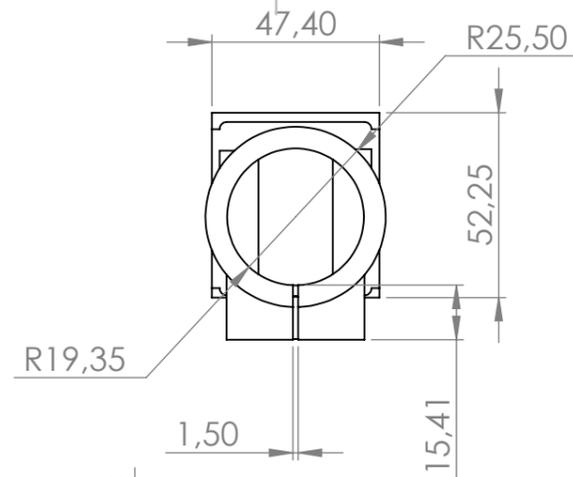
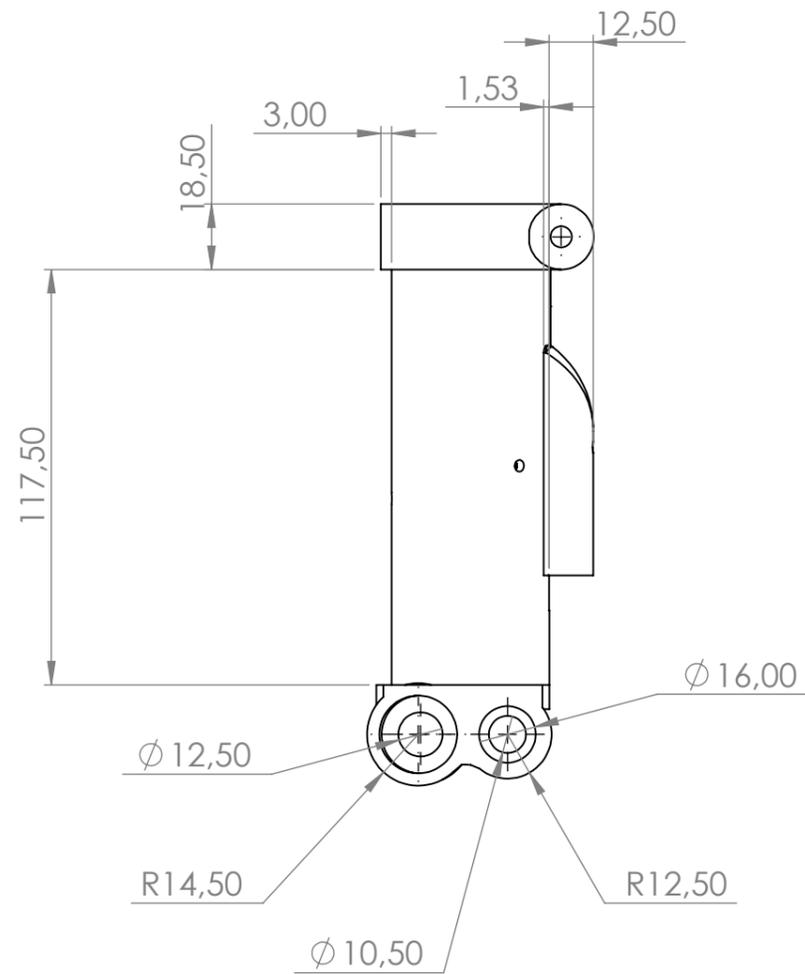


FICA CIME

PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
CODIGO	TLN-P1-007				
MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	04-02-22	HOJA
TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	04-02-22	A3
RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

8 7 6 5 4 3 2 1

F
E
D
C
B
A

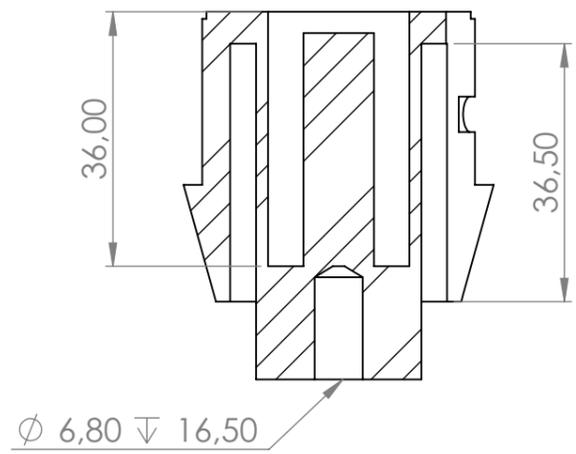
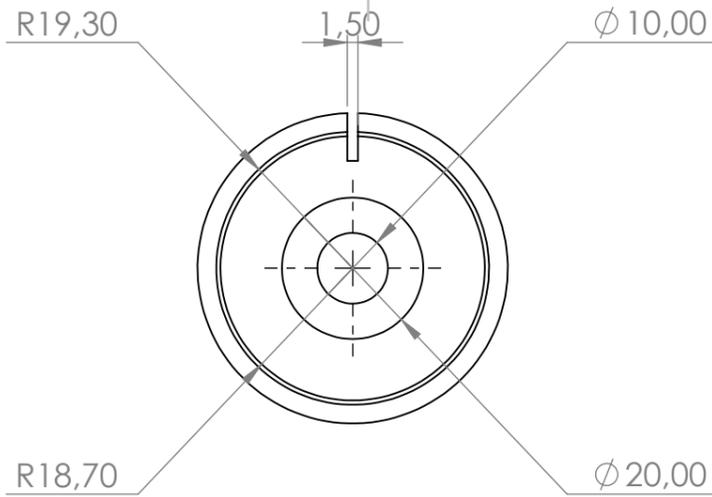


8 7 6 5 4 3 2 1

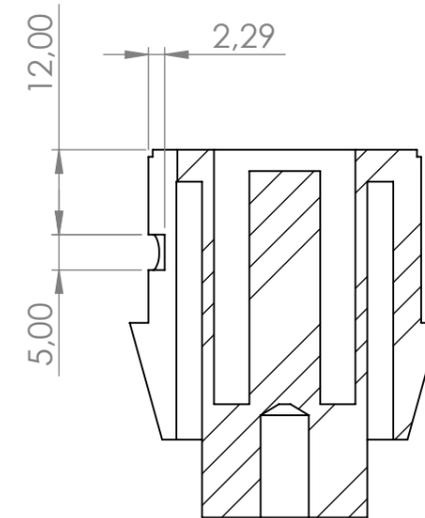
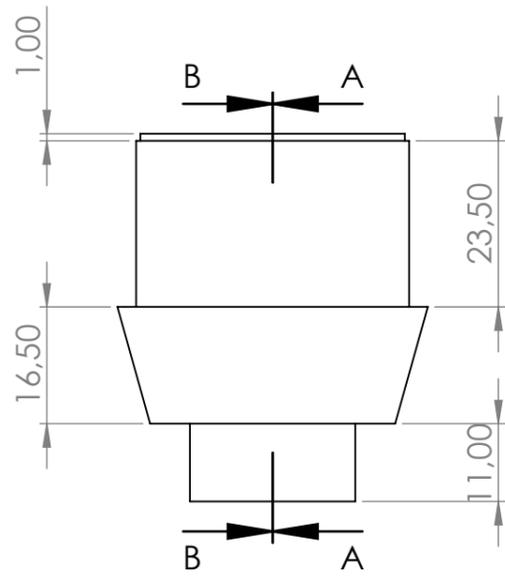
F
E
D
C
B
A



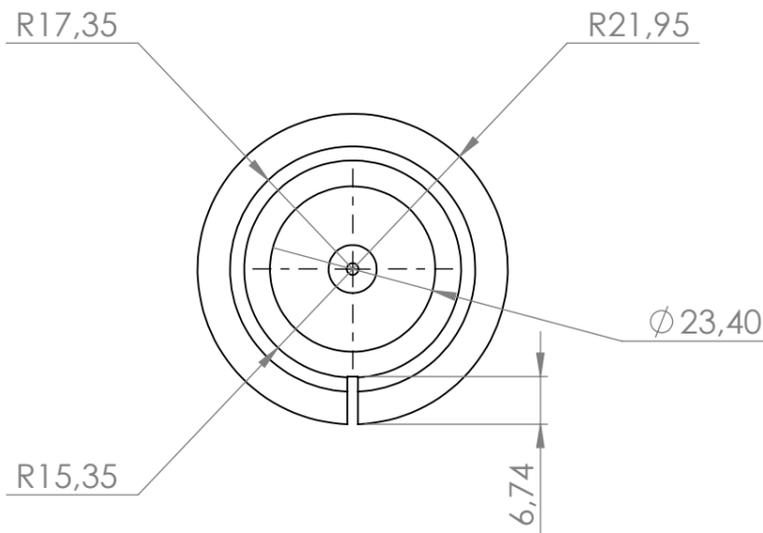
FICA	CIME	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)		ESCALA	
		CODIGO	TLN-P1-003		1:2	
CANTIDAD	1	MATERIAL	FIBRA CARBONO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	HOJA
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	
CANTIDAD	1	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	A3
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	



SECCIÓN A-A



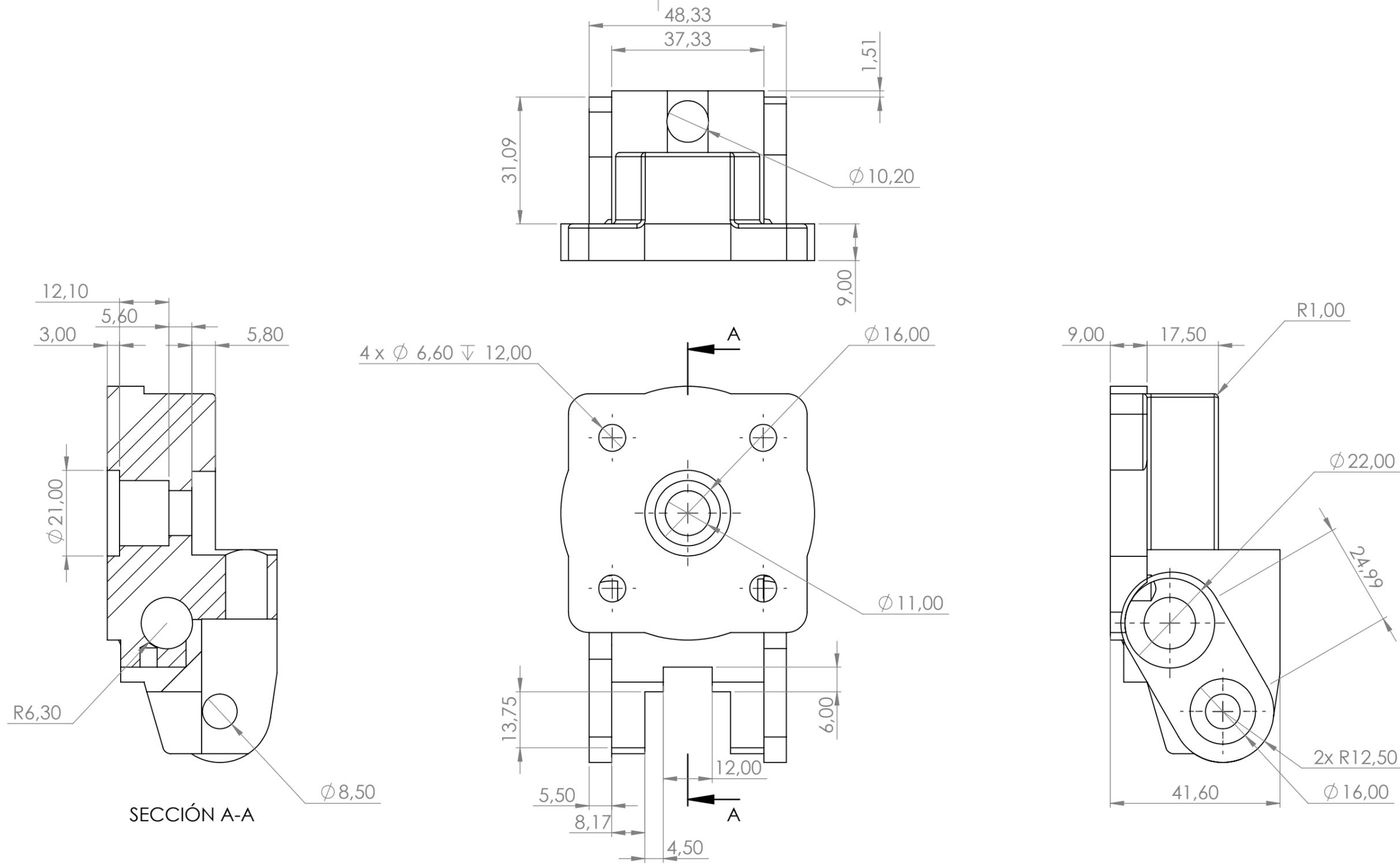
SECCIÓN B-B



	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICENTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO	TLN-P1-004				
	MATERIAL	FIBRA CARBONO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-02-22	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA

CIME



	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO TLN-P1-005				
	MATERIAL ACERO	DISEÑO HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	02-02-22	HOJA	A3
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	02-02-22		
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ ING: FERNANDO VALENCIA			
CANTIDAD 1	APROBÓ ING: FERNANDO VALENCIA				

FICA CIME

4 3 2 1

F

F

E

E

D

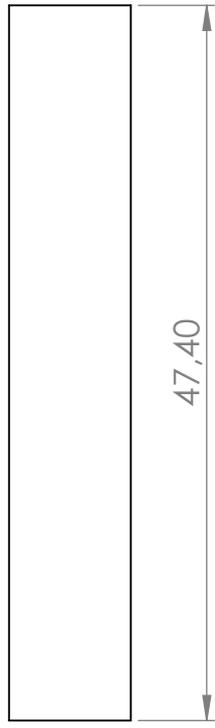
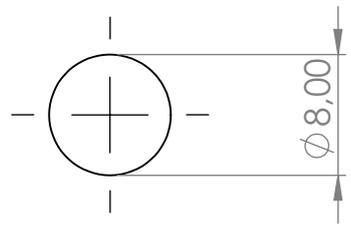
D

C

C

B

B



		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICENTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
		CODIGO	TLN-P1-008				
FICA	CIME	MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	31-01-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	31-01-22	
		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

A

A

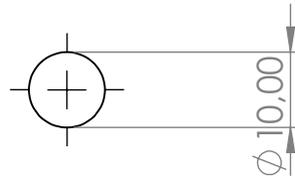
4 3 2 1

F

F

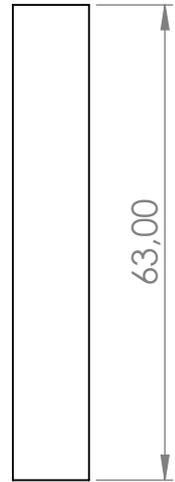
E

E



D

D



C

C

B

B

A

A



PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
CODIGO		TLN-P1-009				
MATERIAL		ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	31-01-22	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	31-01-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
CANTIDAD		2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

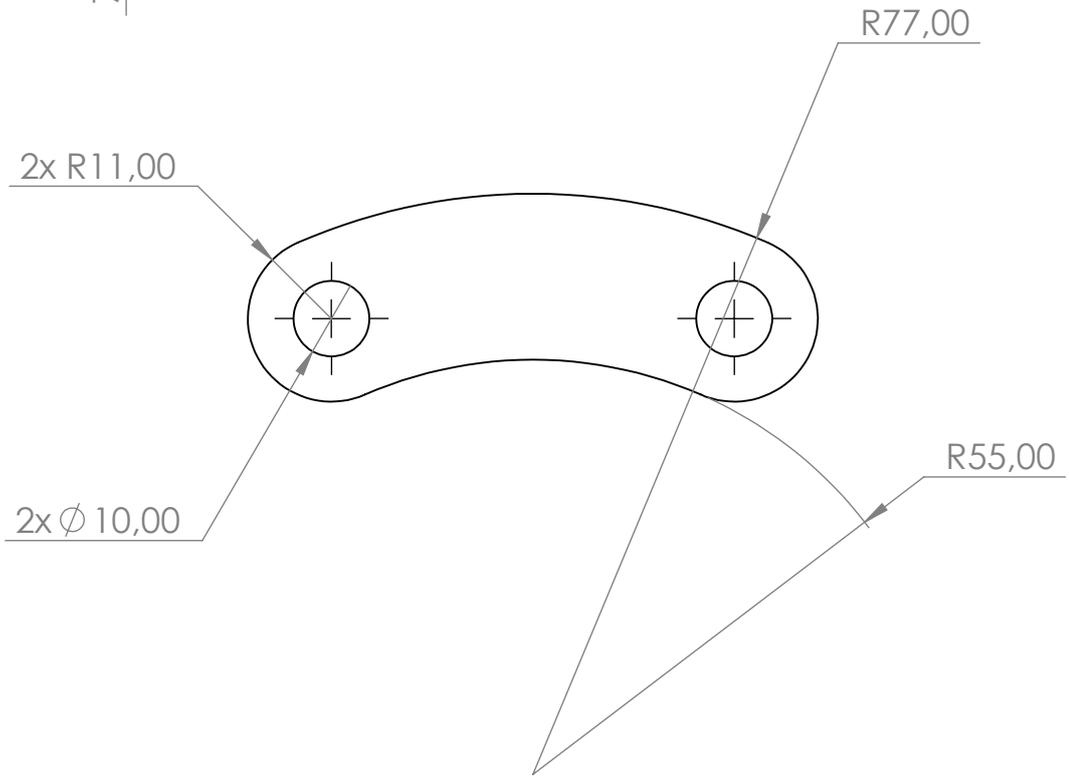
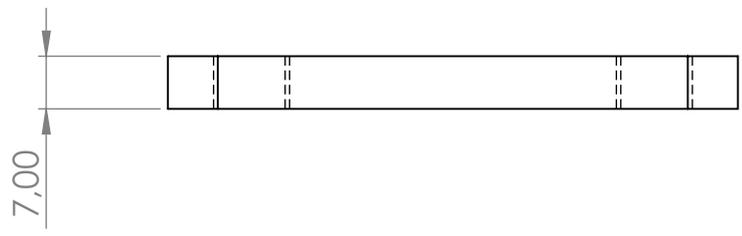
C

B

B

A

A



PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
CODIGO		TLN-P1-006				
MATERIAL		FIBRA CARBONO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	31-01-22	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	31-01-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
CANTIDAD		2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

Anexo 4: Tabla de valores del CIR de la prótesis de rodilla Balance Knee de Ossur.

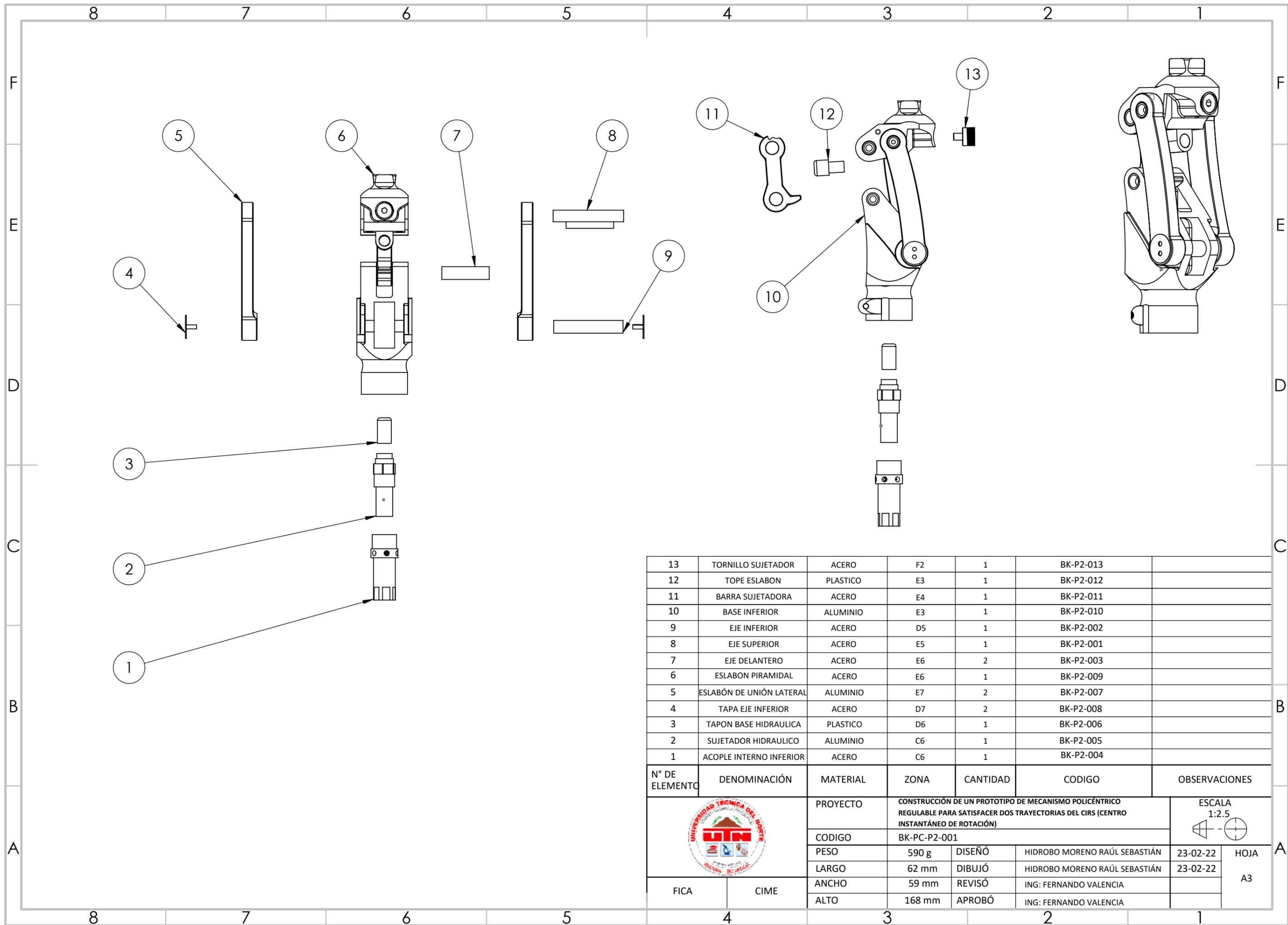
Anexo 5: Planos de la prótesis de rodilla Balance Knee de Ossur.

Tabla 5.2 CIR Balance Knee de Ossur.

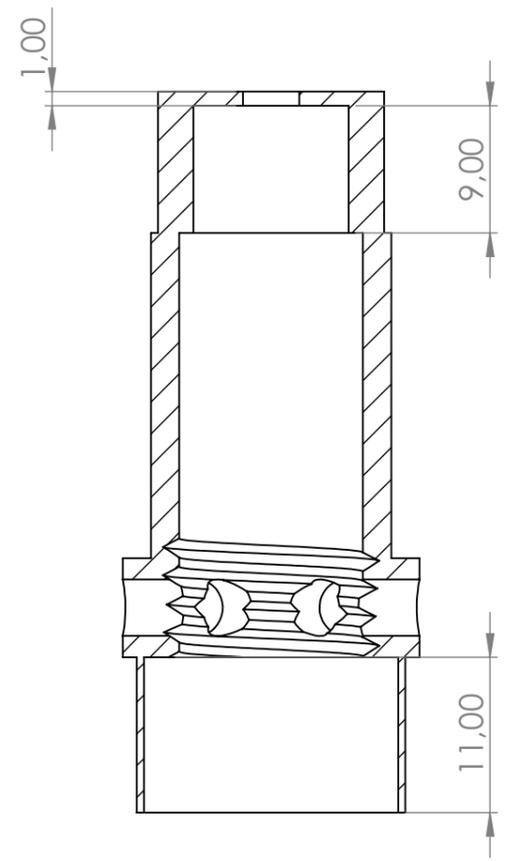
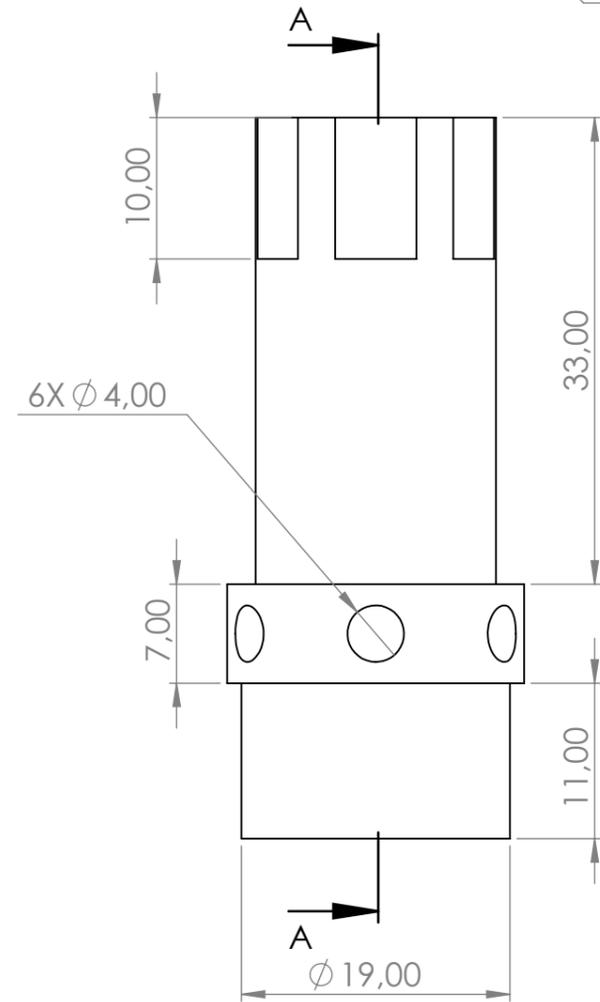
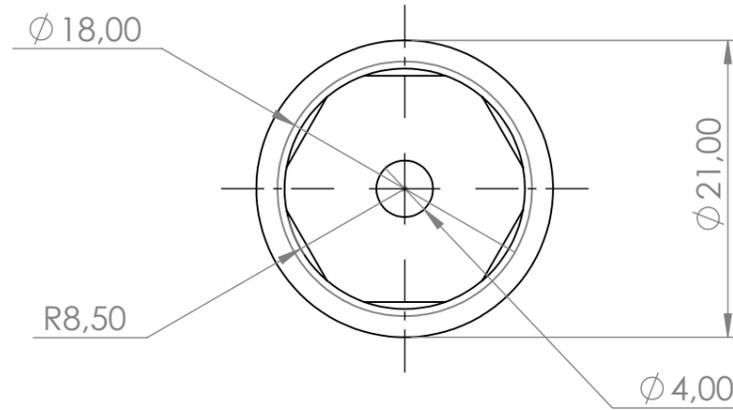
Balance Knee Ossur					
X(mm)	Y(mm)				
32,688	160,44	2,659	75,1	-4	6,643
32,658	160,354	2,022	73,124	-3,567	5,702
32,567	160,097	1,403	71,177	-3,112	4,788
32,416	159,671	0,801	69,259	-2,635	3,902
32,205	159,078	0,219	67,368	-2,136	3,045
31,937	158,322	-0,344	65,505	-1,617	2,219
31,613	157,408	-0,89	63,668	-1,077	1,423
31,234	156,342	-1,415	61,858	-0,517	0,658
30,804	155,13	-1,922	60,073	0,06	-0,073
30,324	153,78	-2,408	58,313	0,656	-0,773
29,797	152,298	-2,874	56,578	1,269	-1,438
29,227	150,694	-3,321	54,866	1,899	-2,069
28,616	148,976	-3,746	53,178	2,543	-2,665
27,967	147,153	-4,151	51,512	3,202	-3,225
27,283	145,234	-4,535	49,868	3,874	-3,748
26,568	143,228	-4,897	48,246	4,557	-4,233
25,825	141,144	-5,238	46,644	5,252	-4,68
25,057	138,992	-5,557	45,064	5,956	-5,089
24,268	136,779	-5,854	43,503	6,668	-5,458
23,459	134,514	-6,129	41,962	7,386	-5,787
22,635	132,205	-6,381	40,441	8,11	-6,075
21,797	129,861	-6,61	38,939	8,838	-6,323
20,949	127,487	-6,817	37,455	9,568	-6,528
20,093	125,092	-7	35,99	10,299	-6,692
19,232	122,681	-7,159	34,544	11,029	-6,813
18,367	120,26	-7,295	33,116	11,757	-6,891
17,502	117,835	-7,406	31,706	12,48	-6,926
16,637	115,41	-7,493	30,315	13,197	-6,918
15,774	112,991	-7,556	28,942	13,906	-6,866
14,916	110,581	-7,595	27,587	14,606	-6,77
14,063	108,183	-7,608	26,25	15,293	-6,63
13,218	105,801	-7,597	24,932	15,967	-6,446
12,380	103,438	-7,561	23,632	16,625	-6,218
11,553	101,096	-7,499	22,352	17,266	-5,946
10,736	98,777	-7,412	21,091		
9,930	96,483	-7,3	19,849		
		-7,163	18,627		
		-7	17,426		

9,137	94,214
8,357	91,974
7,590	89,761
6,838	87,577
6,102	85,423
5,380	83,299
4,675	81,205
3,986	79,14
3,314	77,105

-6,812	16,245
-6,598	15,086
-6,36	13,948
-6,096	12,833
-5,808	11,741
-5,494	10,672
-5,157	9,627
-4,795	8,607
-4,409	7,612



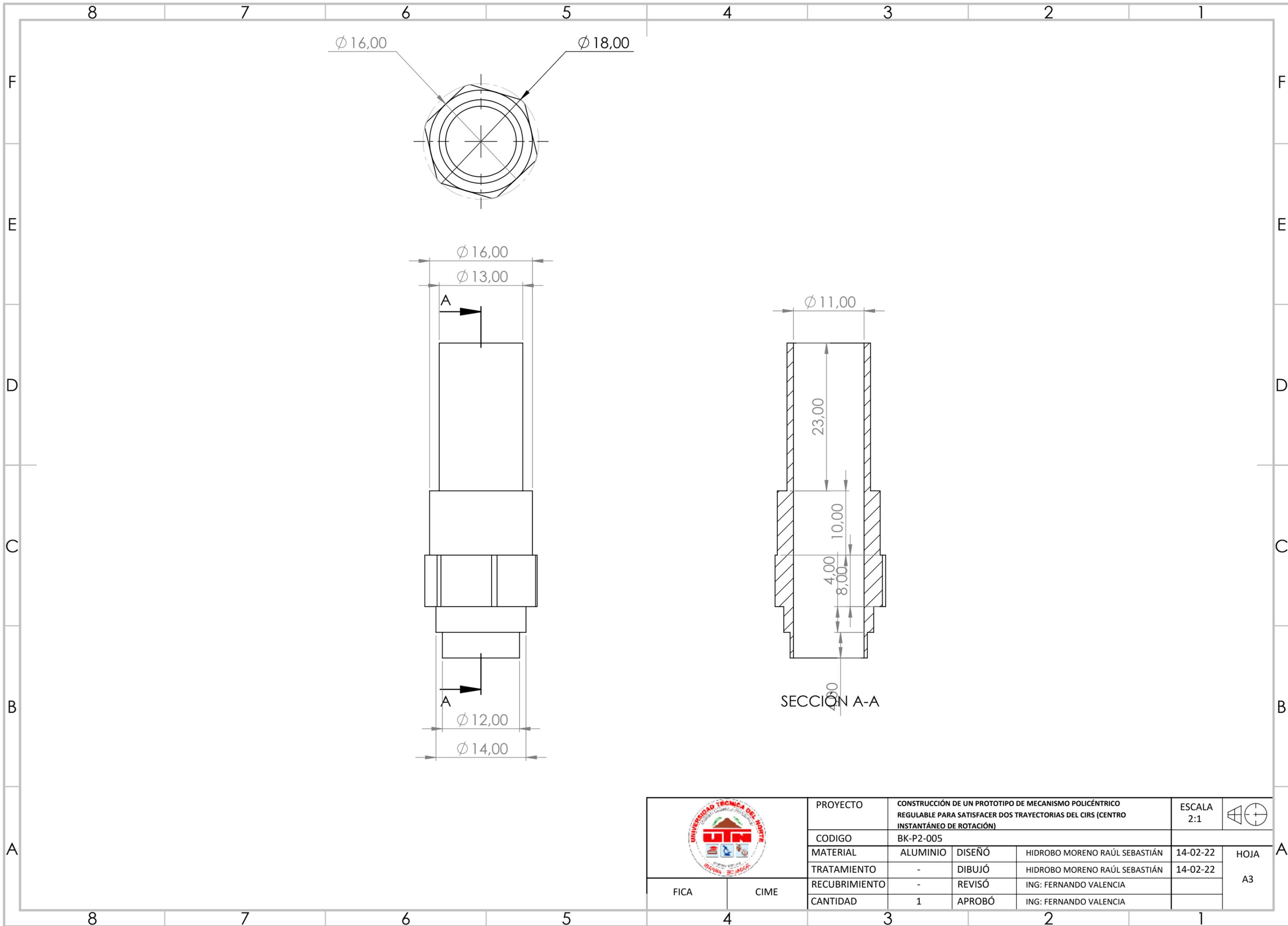
N° DE ELEMENTO	DENOMINACIÓN	MATERIAL	ZONA	CANTIDAD	CODIGO	OBSERVACIONES
13	TORNILLO SUJETADOR	ACERO	F2	1	BK-P2-013	
12	TOPE ESLABON	PLASTICO	E3	1	BK-P2-012	
11	BARRA SUJETADORA	ACERO	E4	1	BK-P2-011	
10	BASE INFERIOR	ALUMINIO	E3	1	BK-P2-010	
9	EJE INFERIOR	ACERO	D5	1	BK-P2-002	
8	EJE SUPERIOR	ACERO	E5	1	BK-P2-001	
7	EJE DELANTERO	ACERO	E6	2	BK-P2-003	
6	ESLABON PIRAMIDAL	ACERO	E6	1	BK-P2-009	
5	ESLABÓN DE UNIÓN LATERAL	ALUMINIO	E7	2	BK-P2-007	
4	TAPA EJE INFERIOR	ACERO	D7	2	BK-P2-008	
3	TAPON BASE HIDRAULICA	PLASTICO	D6	1	BK-P2-006	
2	SUJETADOR HIDRAULICO	ALUMINIO	C6	1	BK-P2-005	
1	ACOPLE INTERNO INFERIOR	ACERO	C6	1	BK-P2-004	
UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NOROCCIDENTE UTN UNIVERSIDAD - CIENCIA - INNOVACIÓN		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:2.5
		CODIGO	BK-PC-P2-001			
		PESO	590 g	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	23-02-22
		LARGO	62 mm	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	23-02-22
		ANCHO	59 mm	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
		ALTO	168 mm	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
FICA		CIME				
						HOJA A3



SECCIÓN A-A

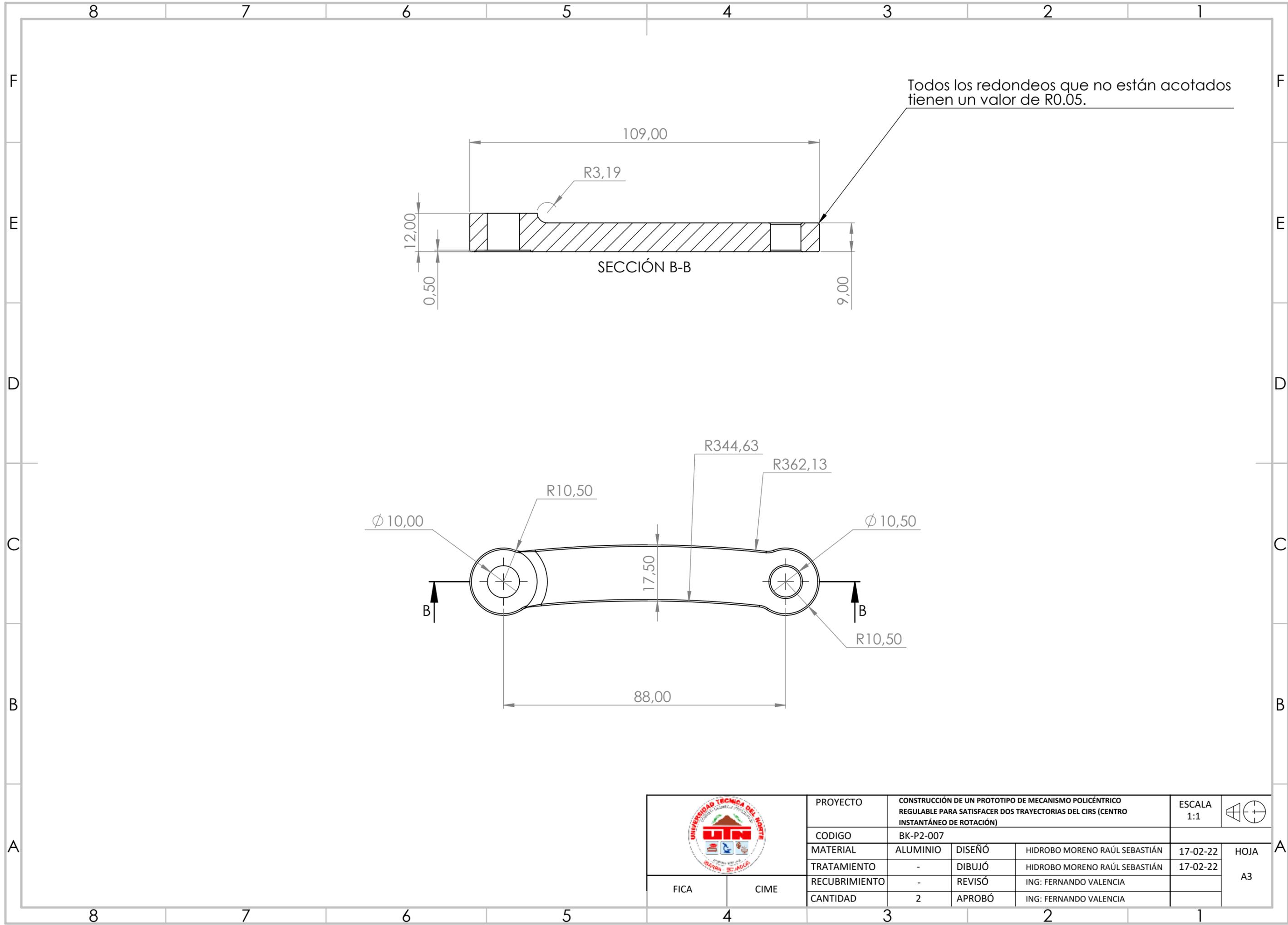
	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICENTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
	CODIGO BK-P2-004				
	MATERIAL ACERO	DISEÑO HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-02-22	HOJA A3	
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-02-22		
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ ING: FERNANDO VALENCIA			
CANTIDAD 1	APROBÓ ING: FERNANDO VALENCIA				

FICA CIME



	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
	CODIGO BK-P2-005				
	MATERIAL ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-02-22	
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD 1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA CIME



Todos los redondeos que no están acotados tienen un valor de R0.05.

SECCIÓN B-B

88,00

17,50

∅ 10,00

∅ 10,50

R344,63

R362,13

R10,50

R10,50

109,00

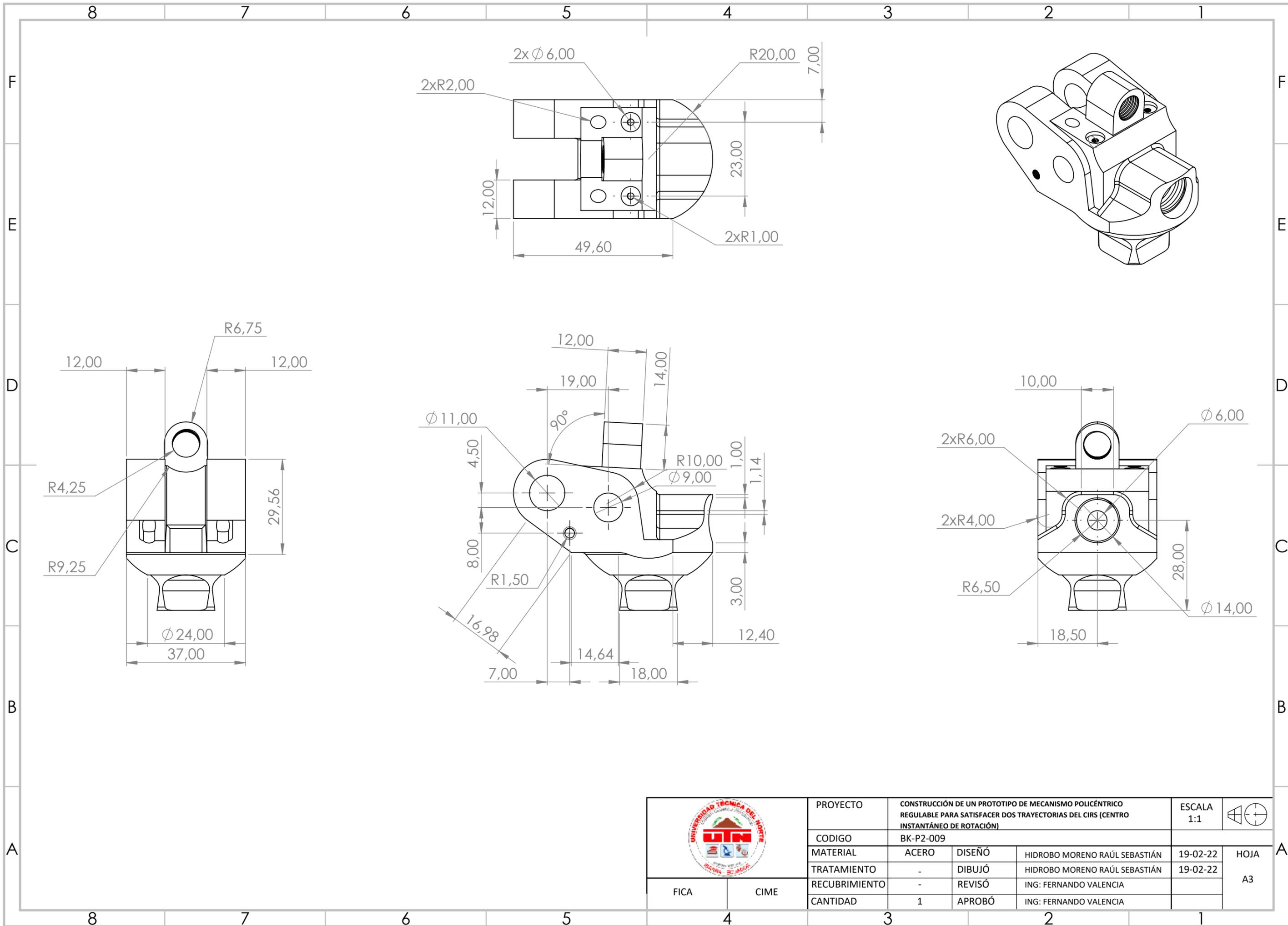
R3,19

12,00

0,50

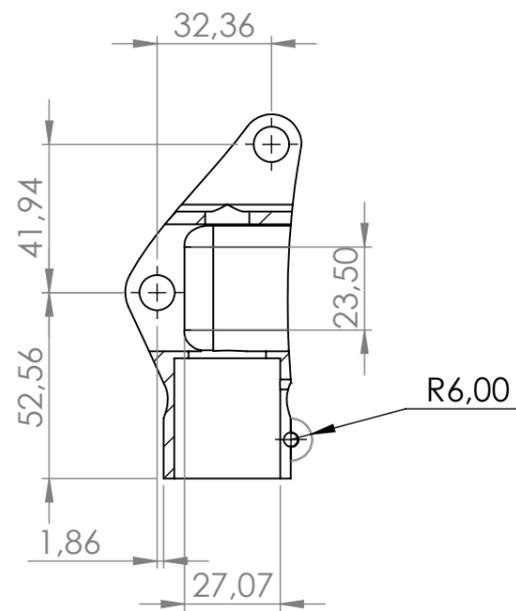
9,00

	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO	BK-P2-007				
	MATERIAL	ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	17-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	17-02-22	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
FICA	CIME	CANTIDAD	2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	

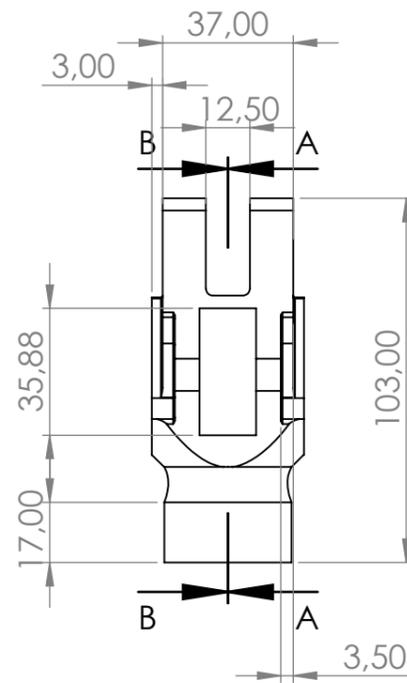


	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO	BK-P2-009				
	MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	19-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	19-02-22	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

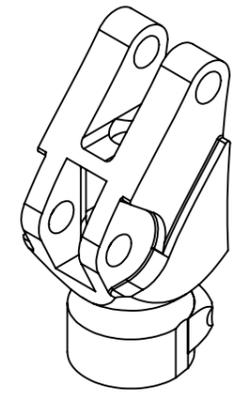
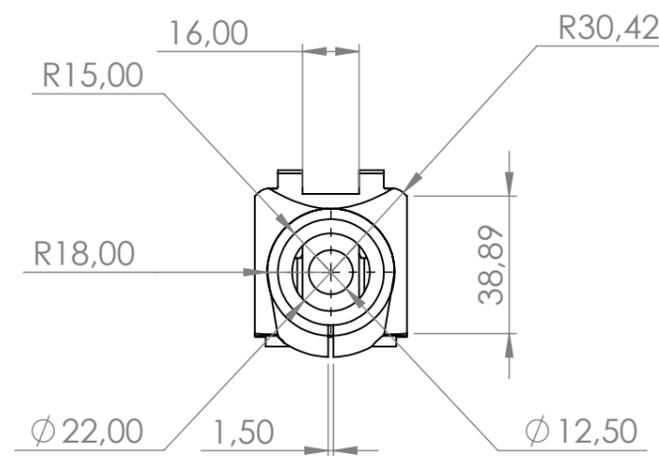
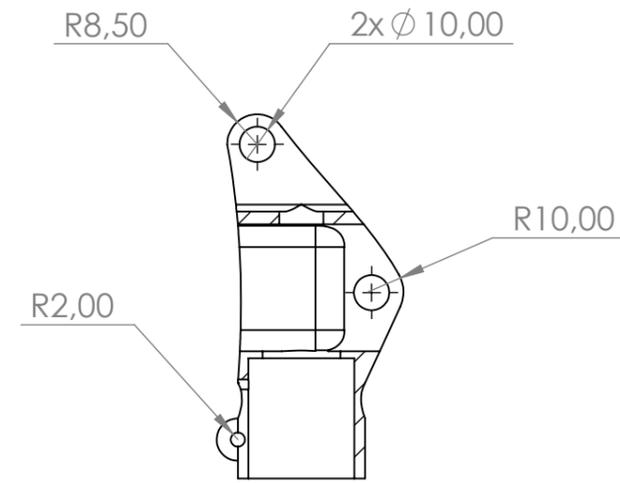
FICA CIME



SECCIÓN A-A



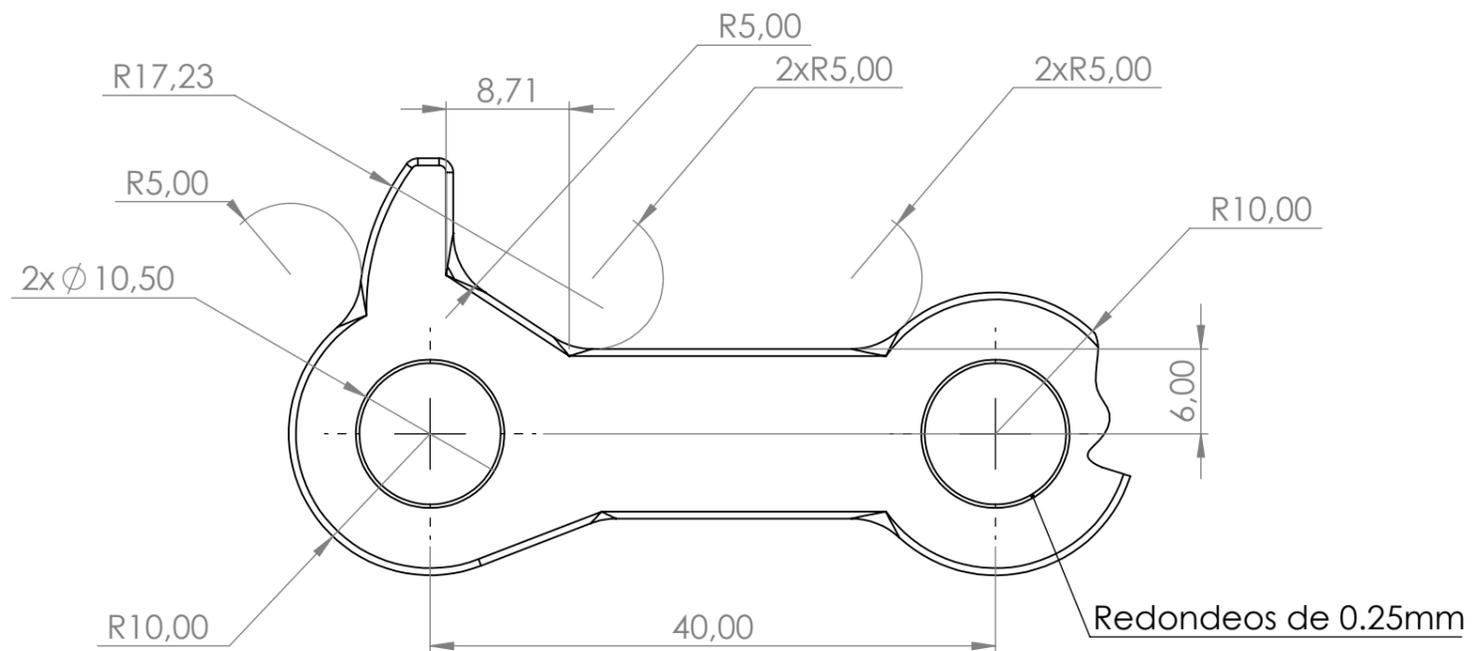
SECCIÓN B-B



	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:2	
	CODIGO	BK-P2-010				
	MATERIAL	ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	16-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	16-02-22	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA

CIME



	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
	CODIGO BK-P2-011				
	MATERIAL ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-02-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-02-22	
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD 1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA

CIME

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

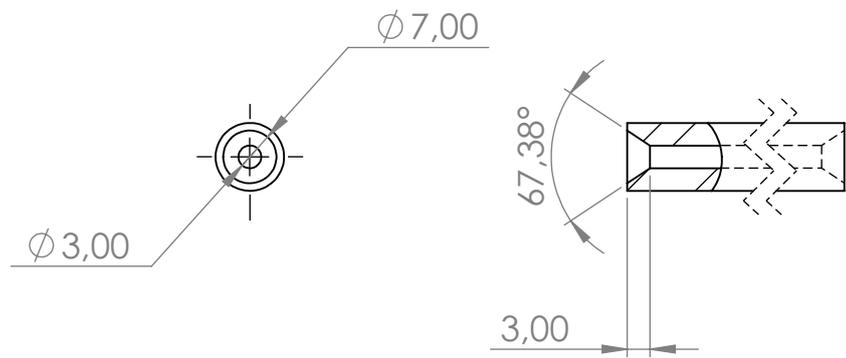
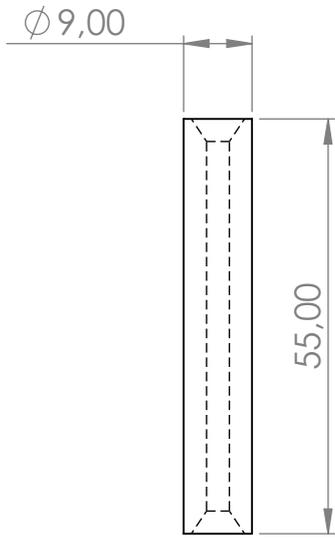
C

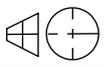
B

B

A

A



		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
		CODIGO	BK-P2-001				
FICA		MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-02-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-02-22	
CIME		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

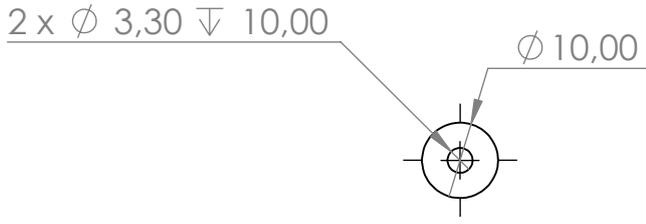
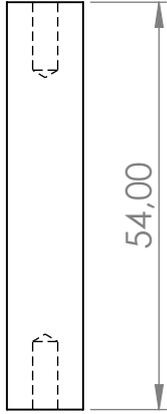
C

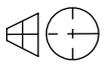
B

B

A

A



		PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
		CODIGO BK-P2-002				
MATERIAL		ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-02-22	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-02-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD		1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

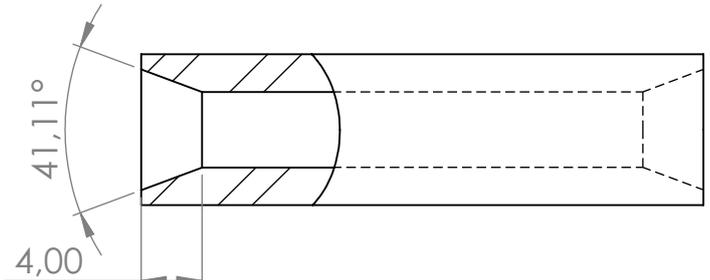
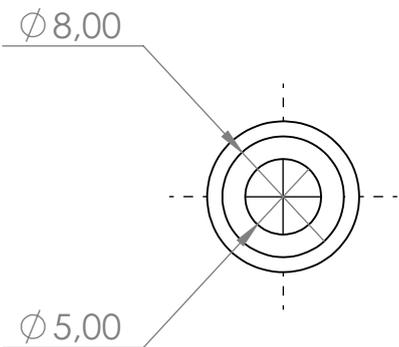
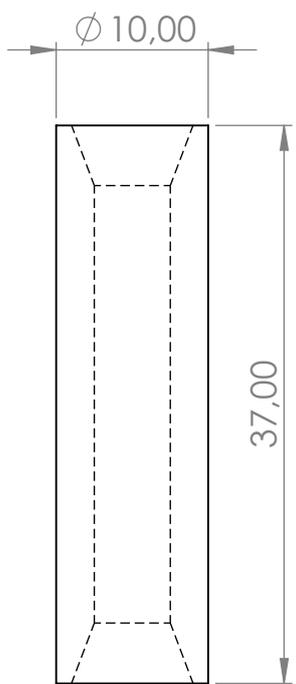
C

B

B

A

A



		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
		CODIGO	BK-P2-003				
FICA	CIME	MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-02-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-02-22	
		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

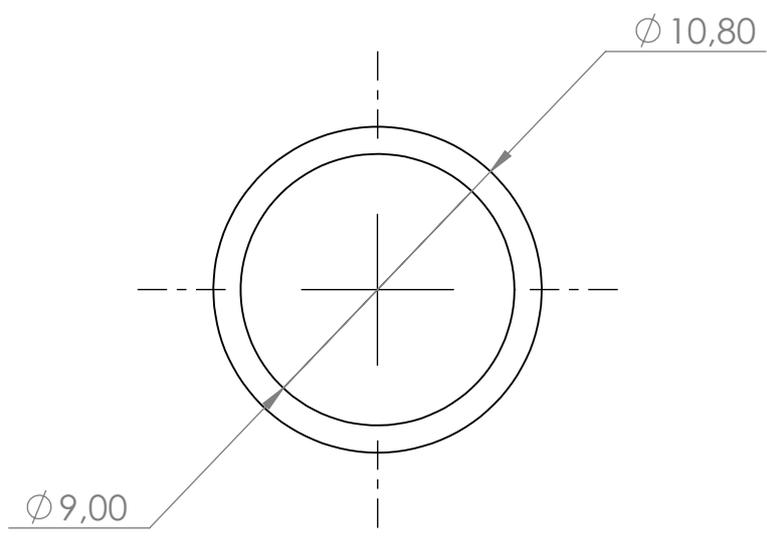
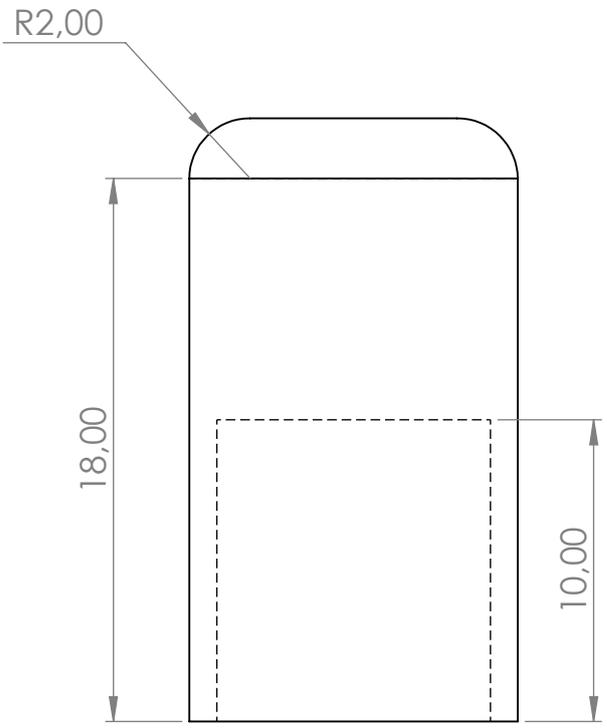
D

C

C

B

B



A

A



PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 4:1	
CODIGO		BK-P2-006				
MATERIAL		PLASTICO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	22-02-22	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	22-02-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
CANTIDAD		1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

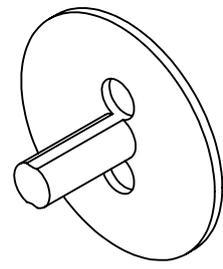
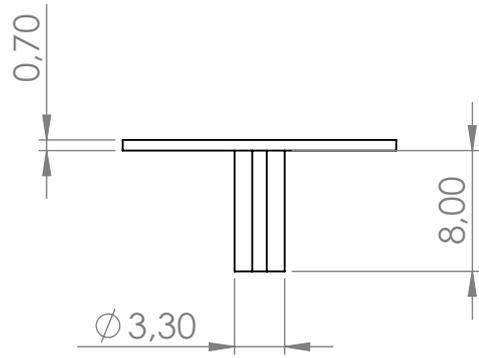
4 3 2 1

F

F

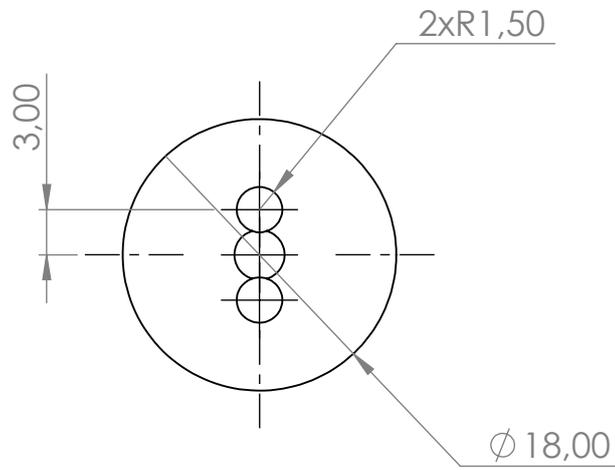
E

E



D

D



C

C

B

B

A

A



		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
		CODIGO	BK-P2-008				
FICA	CIME	MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-02-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-02-22	
		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

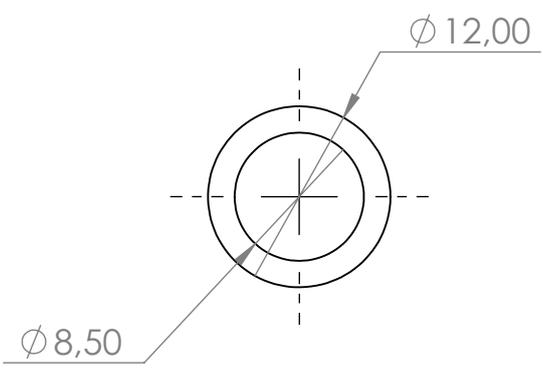
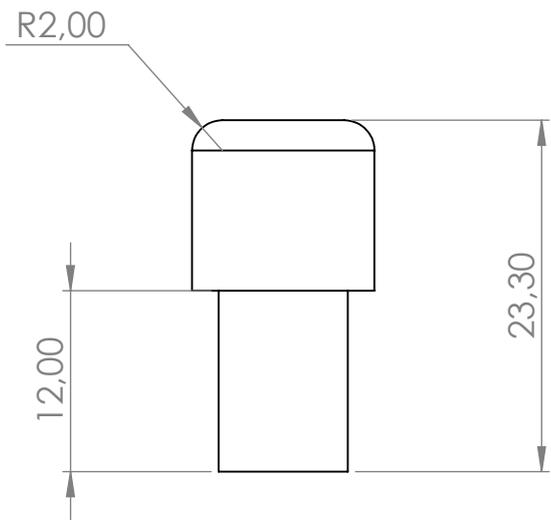
D

C

C

B

B

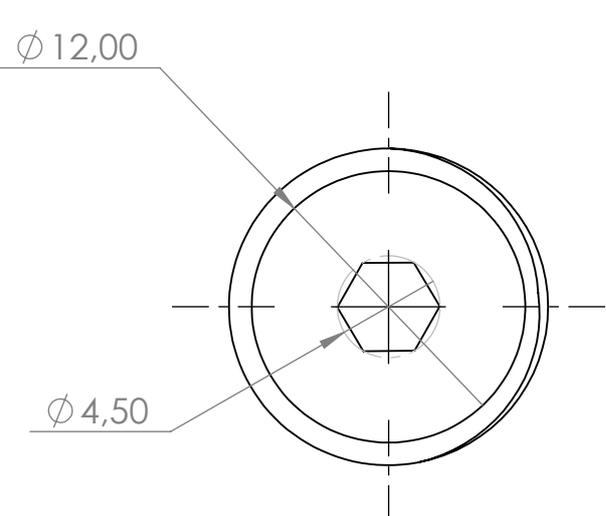
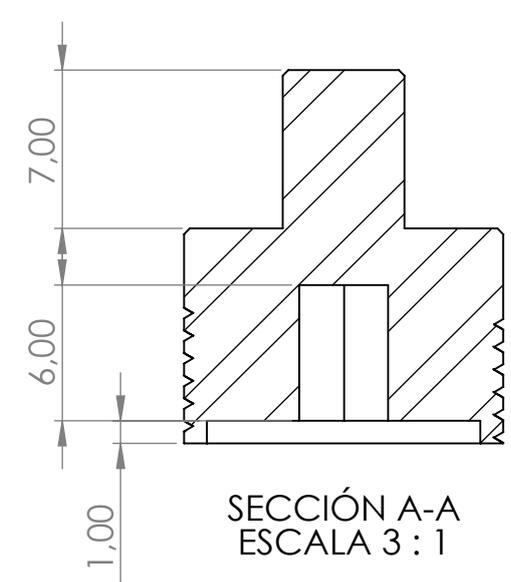
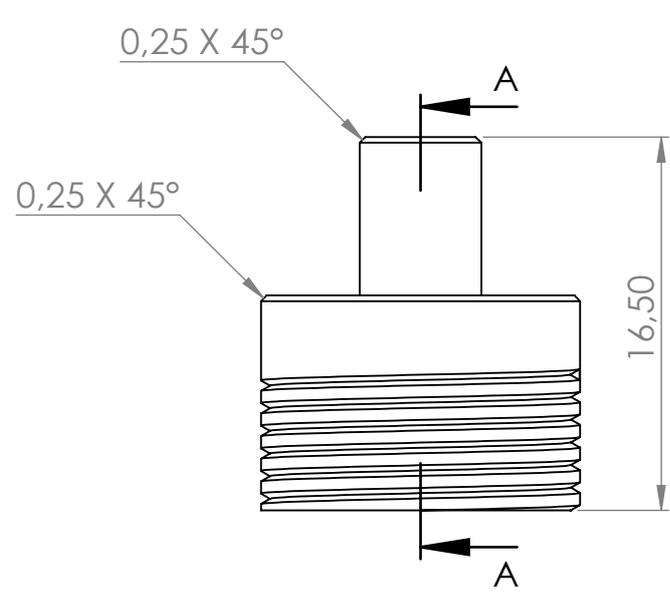
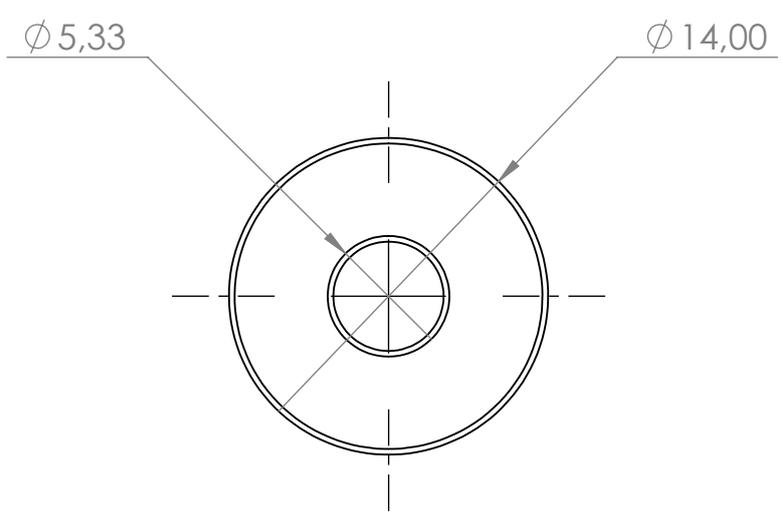


A

A

	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
	CODIGO BK-P2-012				
	MATERIAL PLASTICO	DISEÑO HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	22-02-22	HOJA A4	
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	22-02-22		
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ ING: FERNANDO VALENCIA			
FICA CIME	CANTIDAD 1	APROBÓ ING: FERNANDO VALENCIA			

4 3 2 1



	PROYECTO			CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)		ESCALA 3:1		
	CODIGO			BK-P2-013				
	MATERIAL			ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-02-22	HOJA A4
	TRATAMIENTO			-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-02-22	
	RECUBRIMIENTO			-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
	CANTIDAD			1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
FICA	CIME							

Anexo 6: Tabla de valores del CIR de la prótesis de rodilla Otto Bock TITAN 3R55.

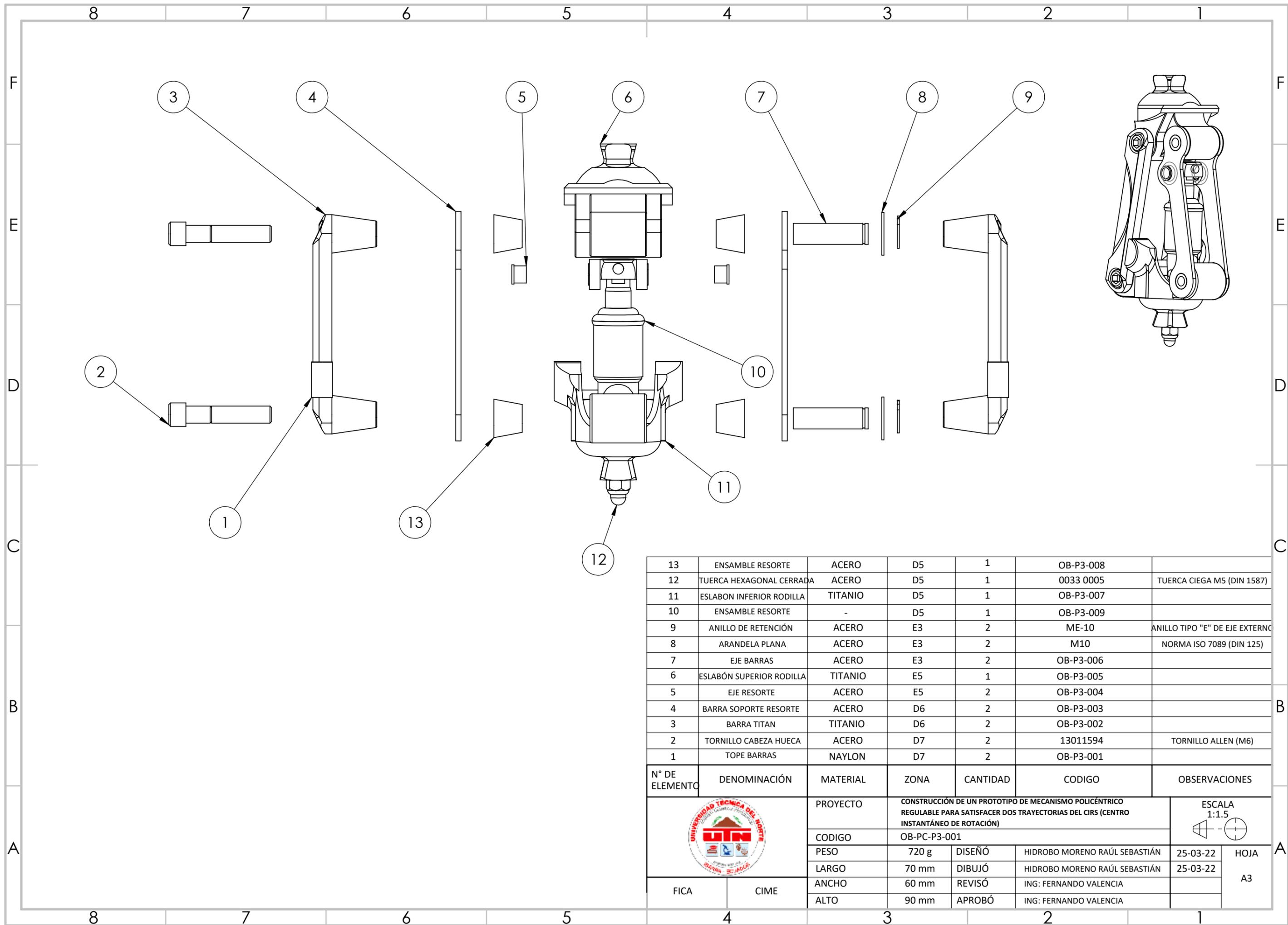
Anexo 7: Planos de la prótesis de rodilla Otto Bock TITAN 3R55.

Tabla 5.3 CIR Otto Bock TITAN 3R55.

Otto Bock TITAN 3R55					
X(mm)	Y(mm)	-0,199	83,528	-19,502	17,941
24,023	83,426	-1,234	83,136	-18,451	16,244
24,011	83,43	-2,278	82,702	-17,336	14,598
23,977	83,443	-3,331	82,226	-16,16	13,008
23,918	83,464	-4,391	81,704	-14,928	11,479
23,837	83,494	-5,456	81,137	-13,642	10,013
23,732	83,532	-6,523	80,522	-12,308	8,615
23,604	83,578	-7,591	79,858	-10,929	7,287
23,452	83,632	-8,656	79,144	-9,51	6,034
23,277	83,693	-9,718	78,378	-8,055	4,857
23,078	83,762	-10,773	77,56	-6,571	3,76
22,855	83,836	-11,819	76,689	-5,061	2,743
22,608	83,917	-12,852	75,764	-3,531	1,81
22,338	84,004	-13,871	74,784	-1,987	0,961
22,043	84,095	-14,872	73,749	-0,432	0,196
21,724	84,191	-15,852	72,658	1,126	-0,481
21,38	84,291	-16,809	71,512	2,684	-1,073
21,012	84,394	-17,738	70,311	4,236	-1,579
20,619	84,499	-18,638	69,054	5,778	-2
20,201	84,605	-19,504	67,742	7,304	-2,336
19,759	84,711	-20,334	66,377	8,809	-2,588
19,291	84,818	-21,125	64,958	10,289	-2,757
18,799	84,922	-21,873	63,487	11,74	-2,846
18,281	85,024	-22,574	61,966	13,156	-2,856
17,738	85,123	-23,227	60,396	14,535	-2,79
17,169	85,216	-23,827	58,779	15,872	-2,649
16,576	85,304	-24,372	57,116	17,163	-2,436
15,957	85,384	-24,859	55,411	18,406	-2,154
15,313	85,456	-25,285	53,667	19,597	-1,806
14,643	85,517	-25,648	51,885	20,733	-1,395
13,949	85,568	-25,944	50,069	21,812	-0,924
13,23	85,605	-26,172	48,222	22,831	-0,396
12,487	85,628	-26,329	46,348	23,788	0,184
11,719	85,636	-26,413	44,451	24,681	0,815
10,928	85,625	-26,423	42,535		
10,113	85,596	-26,356	40,603		
9,275	85,546	-26,213	38,661		
		-25,992	36,712		

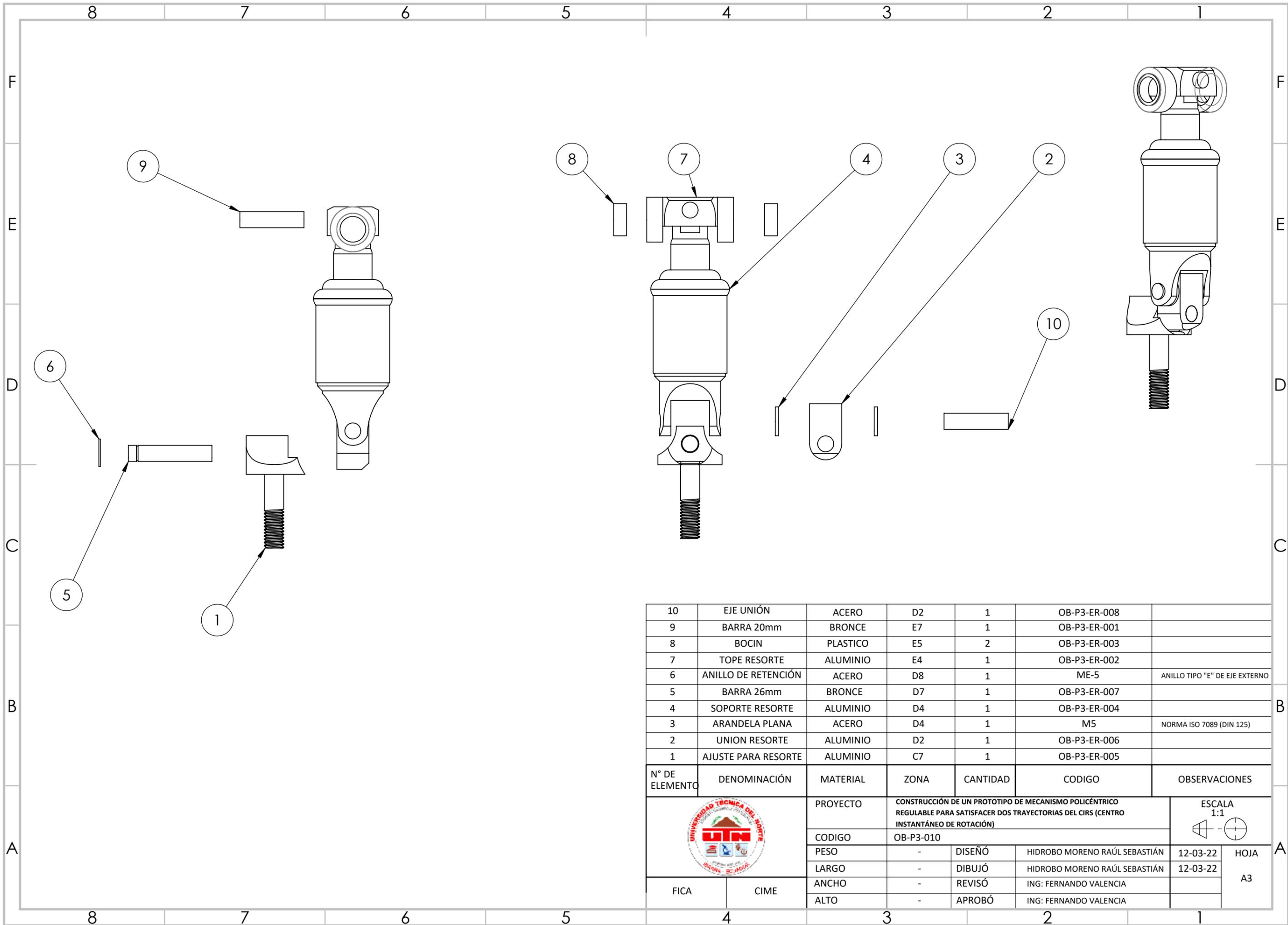
8,415	85,474
7,533	85,377
6,63	85,255
5,707	85,105
4,764	84,926
3,804	84,716
2,825	84,472
1,831	84,195
0,822	83,88

-25,692	34,762
-25,313	32,815
-24,854	30,876
-24,317	28,949
-23,702	27,041
-23,01	25,156
-22,242	23,298
-21,4	21,473
-20,486	19,686



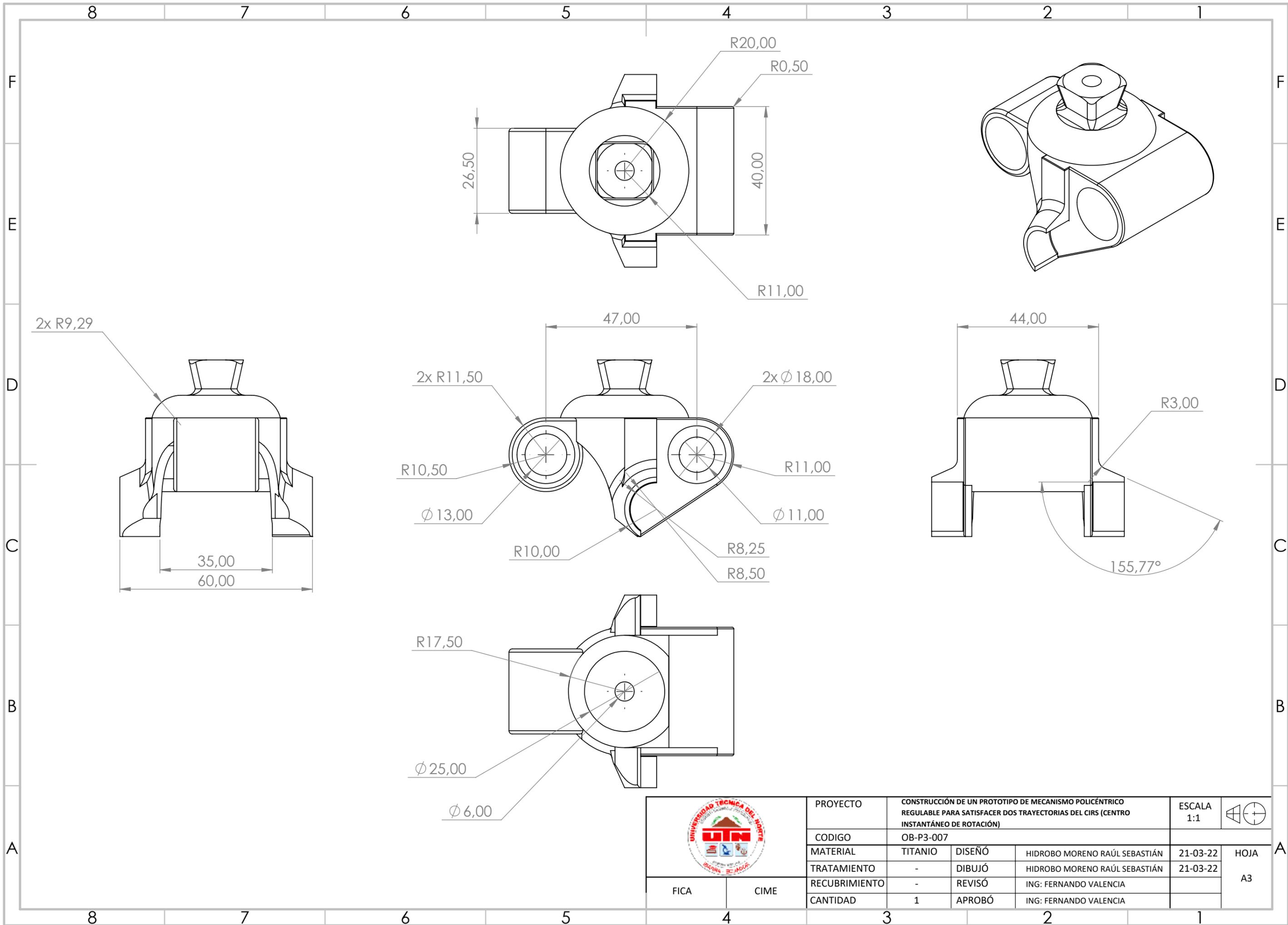
13	ENSAMBLE RESORTE	ACERO	D5	1	OB-P3-008	
12	TUERCA HEXAGONAL CERRADA	ACERO	D5	1	0033 0005	TUERCA CIEGA M5 (DIN 1587)
11	ESLABON INFERIOR RODILLA	TITANIO	D5	1	OB-P3-007	
10	ENSAMBLE RESORTE	-	D5	1	OB-P3-009	
9	ANILLO DE RETENCIÓN	ACERO	E3	2	ME-10	ANILLO TIPO "E" DE EJE EXTERNO
8	ARANDELA PLANA	ACERO	E3	2	M10	NORMA ISO 7089 (DIN 125)
7	EJE BARRAS	ACERO	E3	2	OB-P3-006	
6	ESLABÓN SUPERIOR RODILLA	TITANIO	E5	1	OB-P3-005	
5	EJE RESORTE	ACERO	E5	2	OB-P3-004	
4	BARRA SOPORTE RESORTE	ACERO	D6	2	OB-P3-003	
3	BARRA TITAN	TITANIO	D6	2	OB-P3-002	
2	TORNILLO CABEZA HUECA	ACERO	D7	2	13011594	TORNILLO ALLEN (M6)
1	TOPE BARRAS	NAYLON	D7	2	OB-P3-001	
N° DE ELEMENTO	DENOMINACIÓN	MATERIAL	ZONA	CANTIDAD	CODIGO	OBSERVACIONES

	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)				ESCALA 1:1.5
	CODIGO	OB-PC-P3-001				
	PESO	720 g	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	25-03-22	HOJA A3
	LARGO	70 mm	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	25-03-22	
	FICA	CIME	ANCHO	60 mm	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA
		ALTO	90 mm	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	



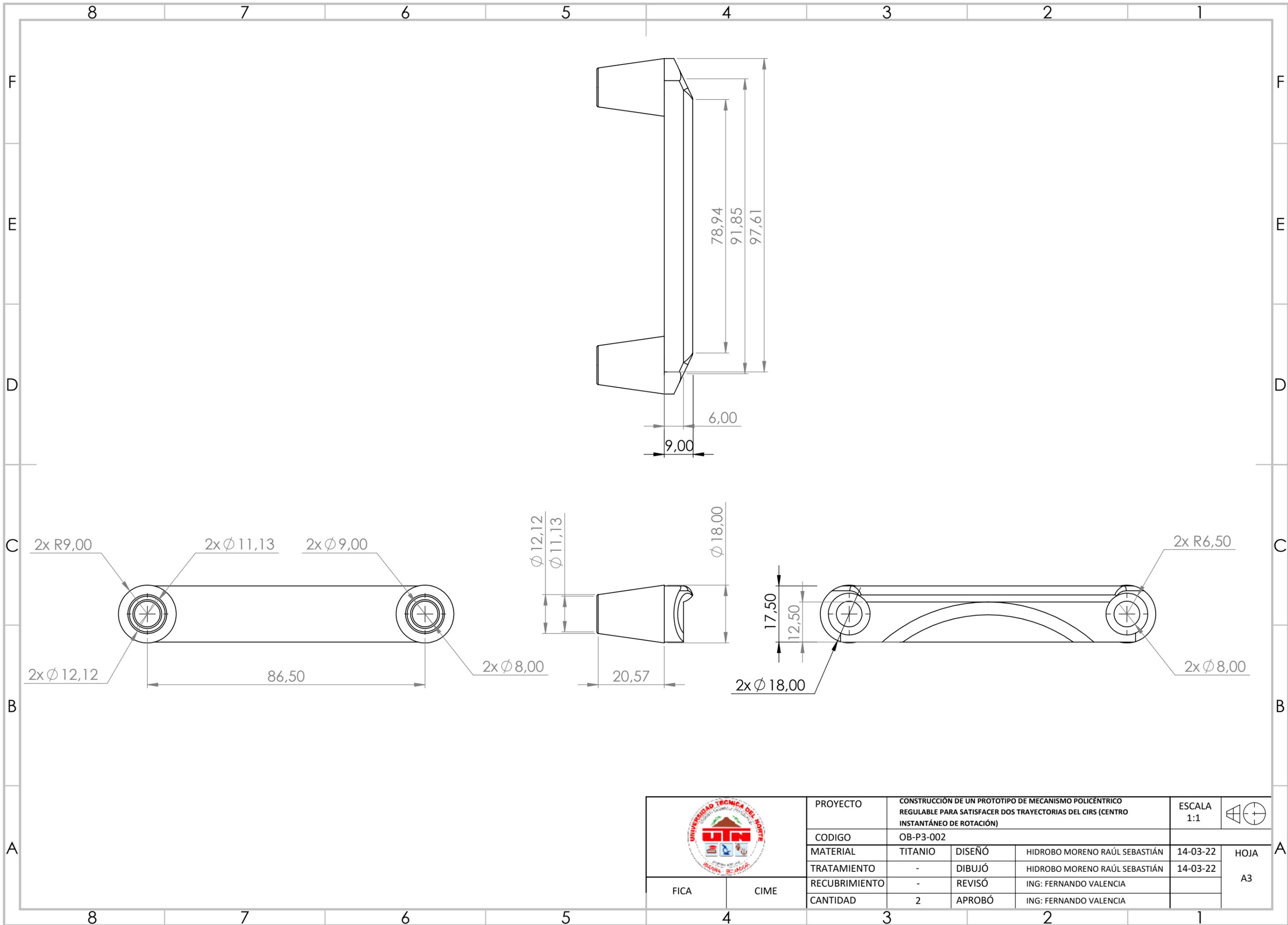
10	EJE UNIÓN	ACERO	D2	1	OB-P3-ER-008	
9	BARRA 20mm	BRONCE	E7	1	OB-P3-ER-001	
8	BOCIN	PLASTICO	E5	2	OB-P3-ER-003	
7	TOPE RESORTE	ALUMINIO	E4	1	OB-P3-ER-002	
6	ANILLO DE RETENCIÓN	ACERO	D8	1	ME-5	ANILLO TIPO "E" DE EJE EXTERNO
5	BARRA 26mm	BRONCE	D7	1	OB-P3-ER-007	
4	SOPORTE RESORTE	ALUMINIO	D4	1	OB-P3-ER-004	
3	ARANDELA PLANA	ACERO	D4	1	M5	NORMA ISO 7089 (DIN 125)
2	UNION RESORTE	ALUMINIO	D2	1	OB-P3-ER-006	
1	AJUSTE PARA RESORTE	ALUMINIO	C7	1	OB-P3-ER-005	
N° DE ELEMENTO	DENOMINACIÓN	MATERIAL	ZONA	CANTIDAD	CODIGO	OBSERVACIONES

	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)				ESCALA 1:1
	CODIGO	OB-P3-010				
	PESO	-	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-03-22	HOJA A3
	LARGO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-03-22	
	ANCHO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
ALTO	-	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			
FICA	CIME					



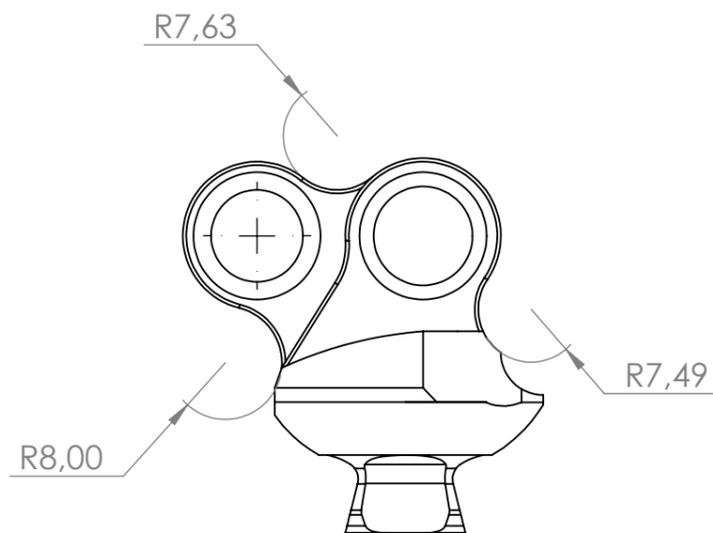
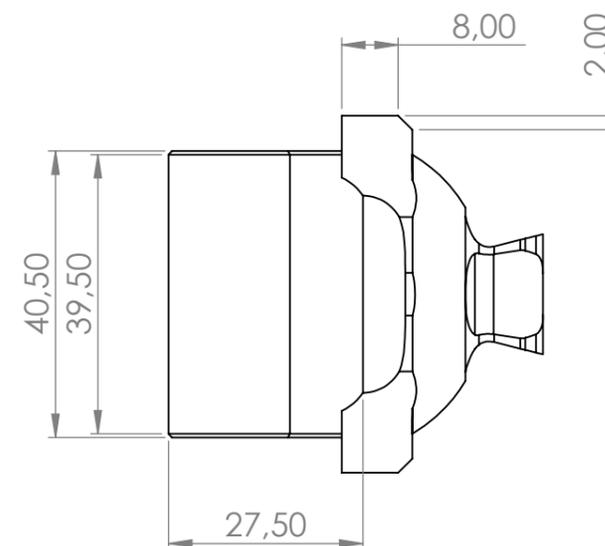
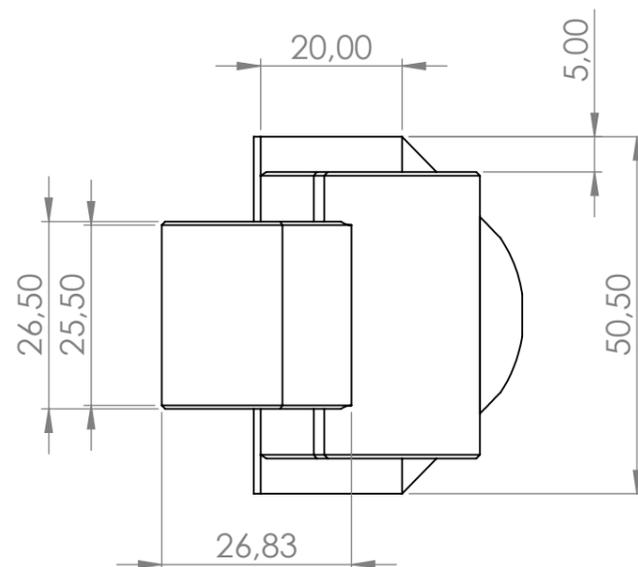
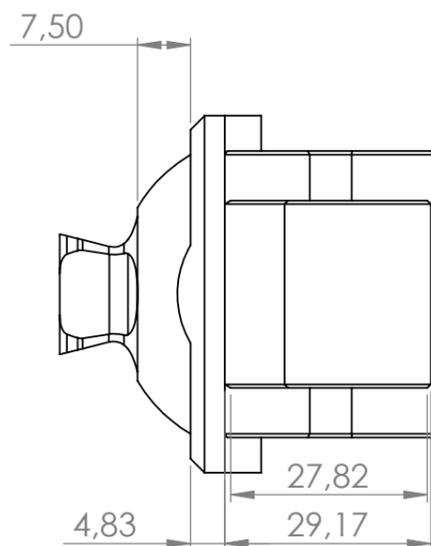
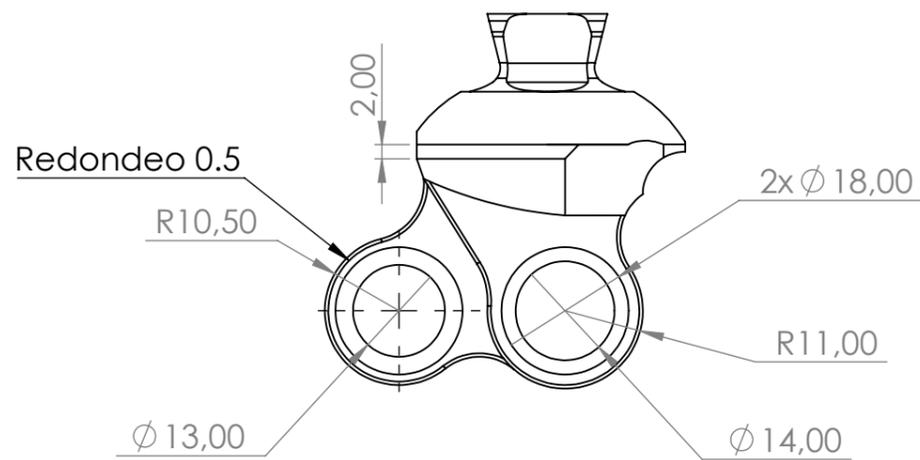
	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO OB-P3-007				
	MATERIAL TITANIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-03-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-03-22	
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD 1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA CIME



	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO OB-P3-002				
	MATERIAL TITANIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-03-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-03-22	
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD 2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

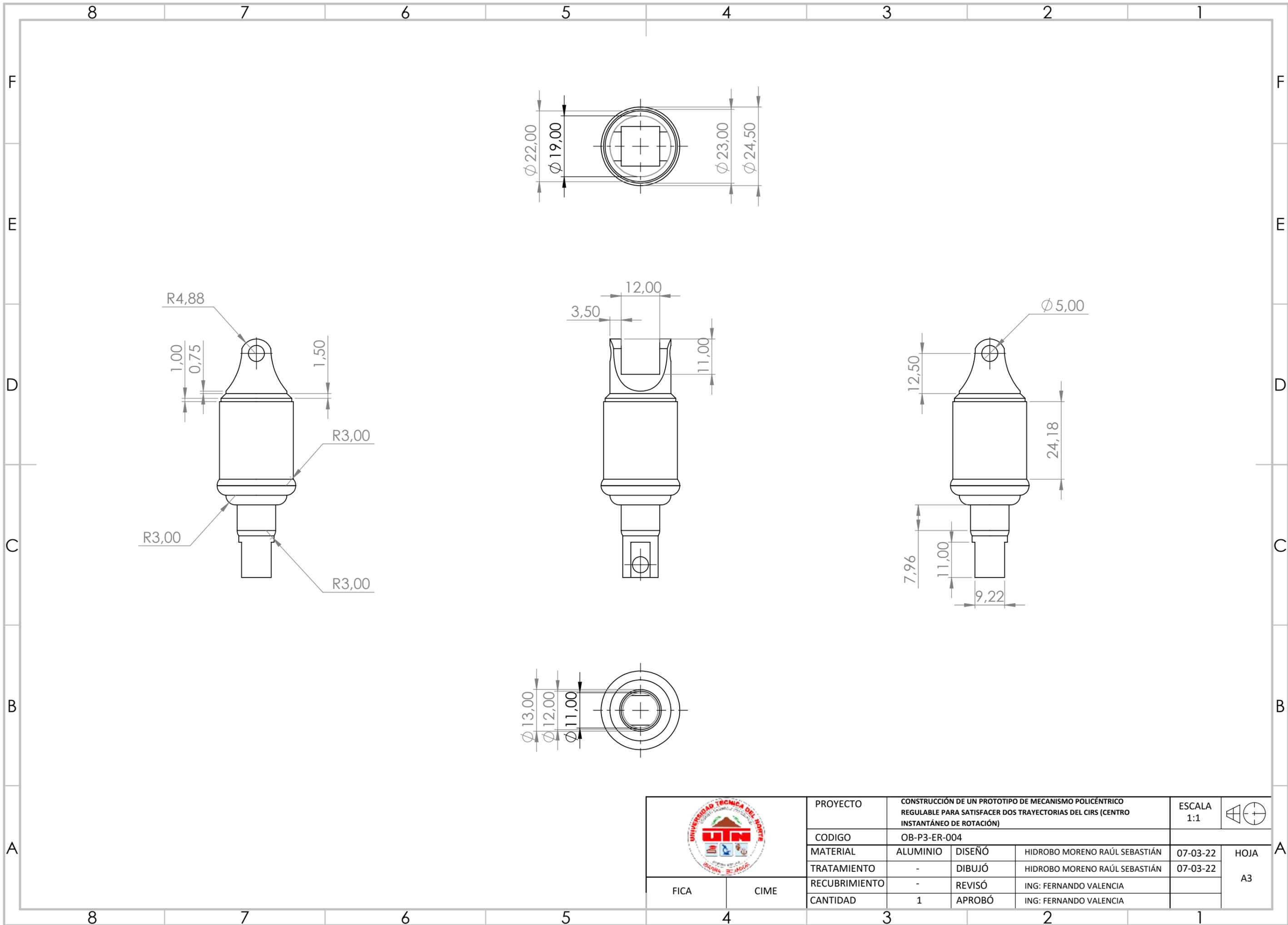
FICA CIME



	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO	OB-P3-005				
	MATERIAL	TITANIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	19-03-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	19-03-22	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

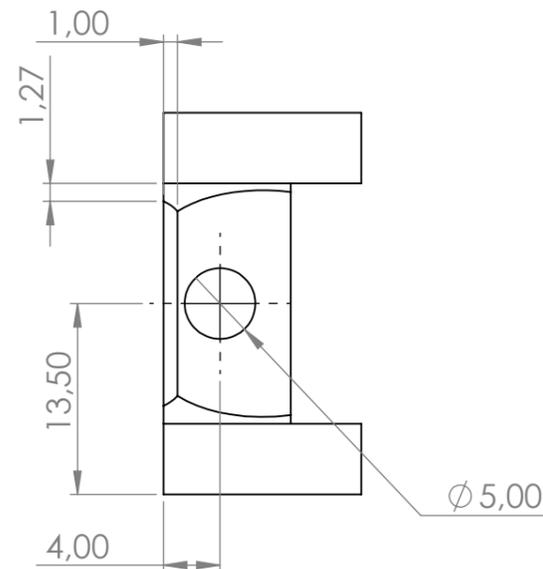
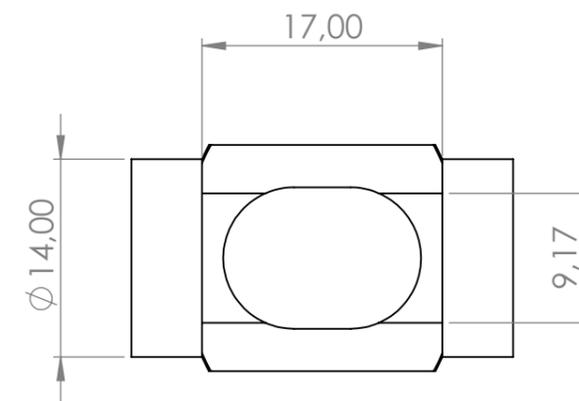
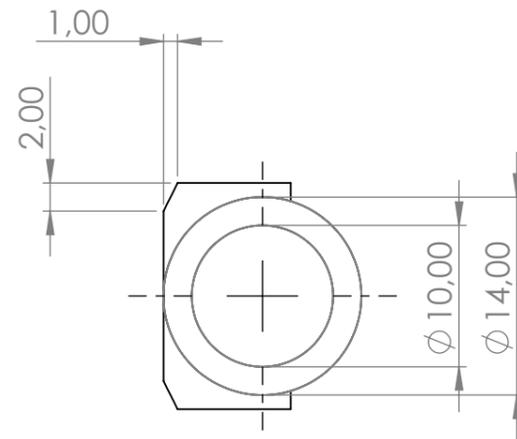
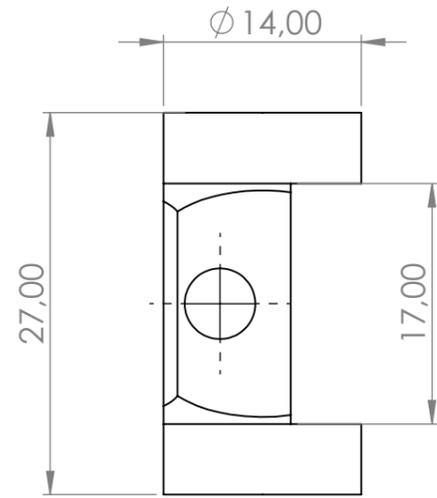
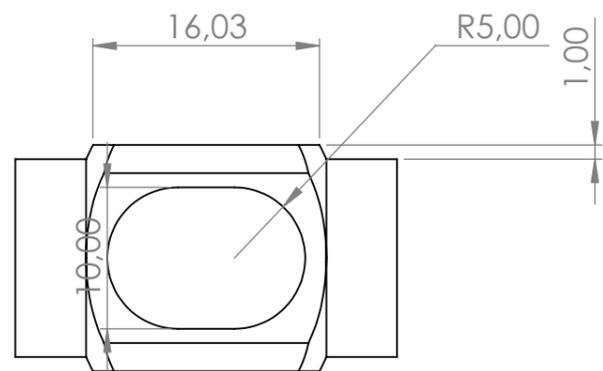
FICA

CIME

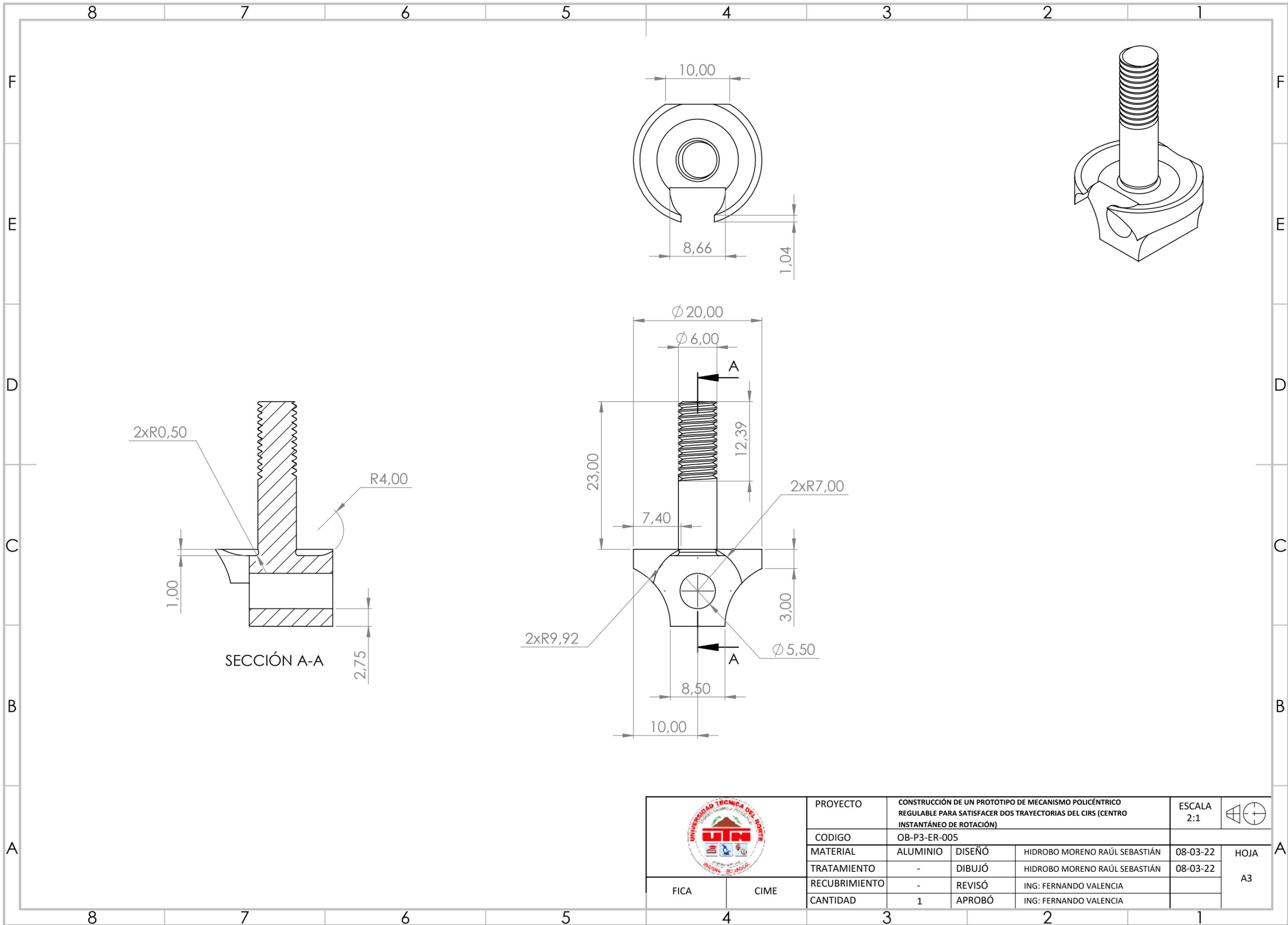


	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO OB-P3-ER-004				
	MATERIAL ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	
	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD 1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA CIME



FICA	CIME	PROYECTO	CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICENTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTANEO DE ROTACION)		ESCALA		
		CODIGO	OB-P3-ER-002		2:1		
1	1	MATERIAL	ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	06-03-22	HOJA A3
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	06-03-22	
		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
1	1	CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		



	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
	CODIGO	OB-P3-ER-005				
FICA CIME	MATERIAL	ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	08-03-22	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	08-03-22	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
	CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

F

F

E

E

D

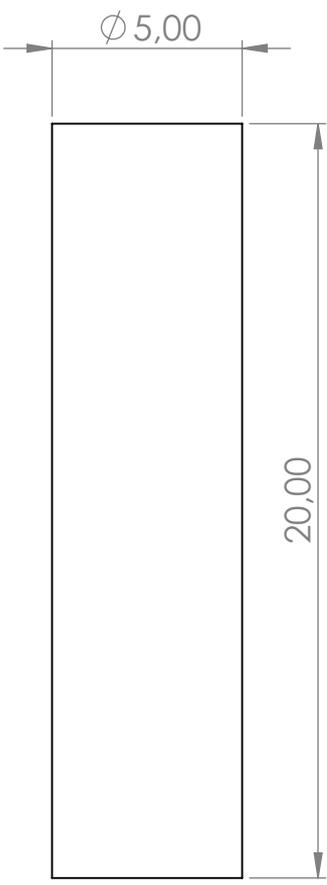
D

C

C

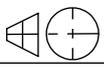
B

B



A

A

		PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICENTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 5:1		
		CODIGO OB-P3-ER-001					
FICA CIME		MATERIAL	BRONCE	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	06-03-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	06-03-22	
		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

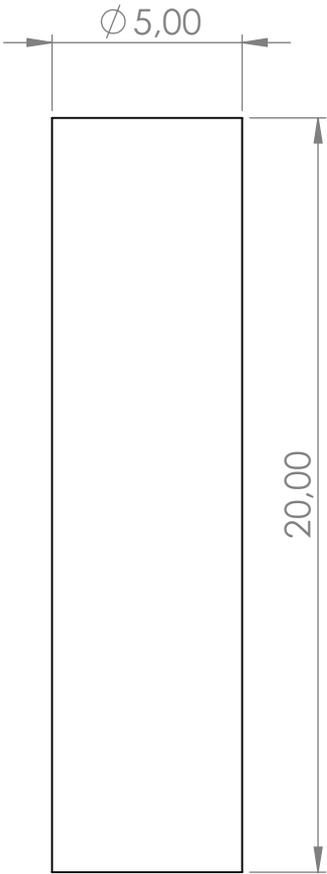
D

C

C

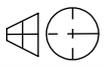
B

B



A

A

		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 5:1	
		CODIGO	OB-P3-ER-008				
FICA CIME		MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	
RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA				
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA				

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

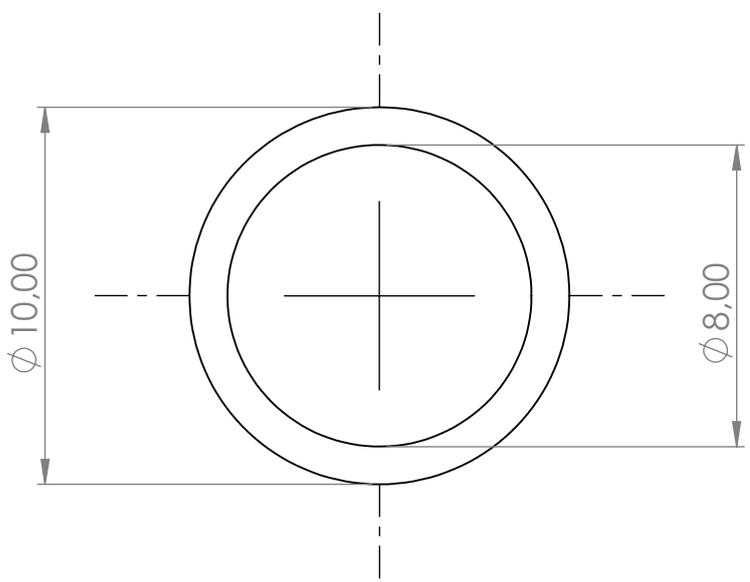
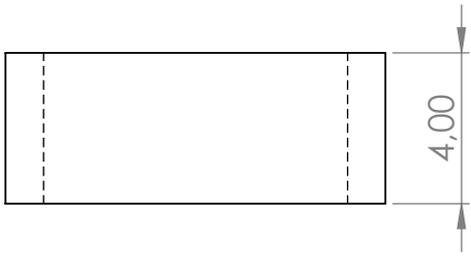
C

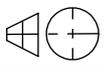
B

B

A

A



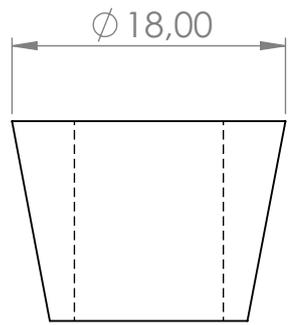
		PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 5:1	
		CODIGO OB-P3-ER-003				
		MATERIAL PLASTICO	DISEÑO DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO -	REVISÓ REVISÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD 2	APROBÓ APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

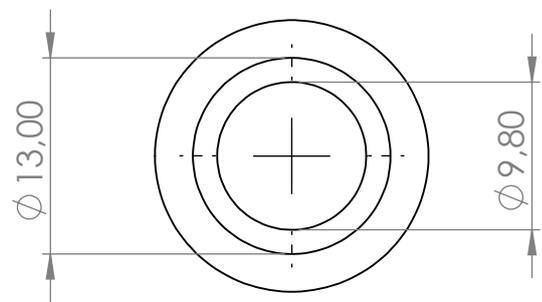
F

F



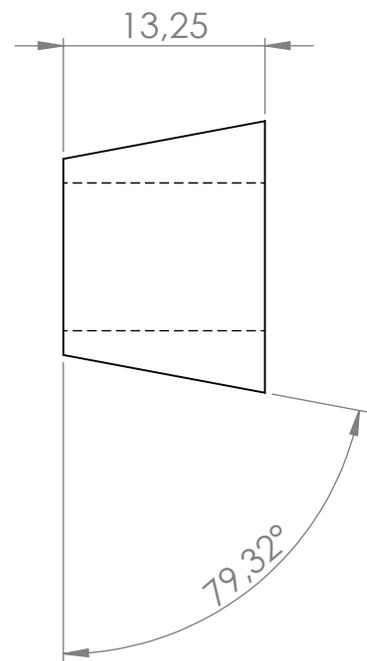
E

E



D

D



C

C

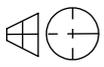
B

B

A

A



		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
		CODIGO	OB-P3-006				
FICA CIME		MATERIAL	CAUCHO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-03-22	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	21-03-22	
		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	4	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

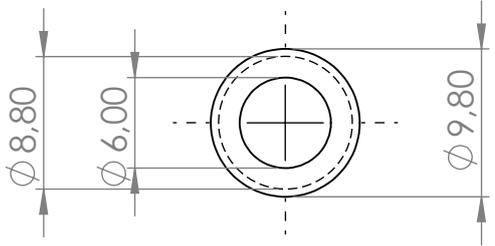
4 3 2 1

F

F

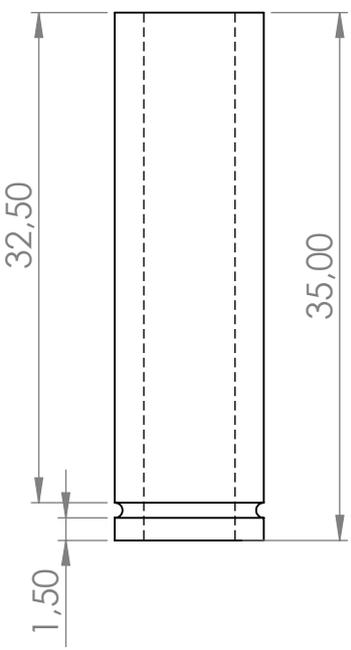
E

E



D

D



C

C

B

B

A

A



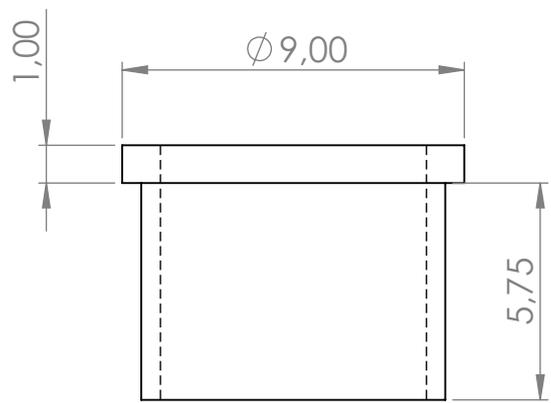
PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
CODIGO		OB-P3-006				
MATERIAL		ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	20-03-22	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	20-03-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
		CANTIDAD	2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	

4 3 2 1

4 3 2 1

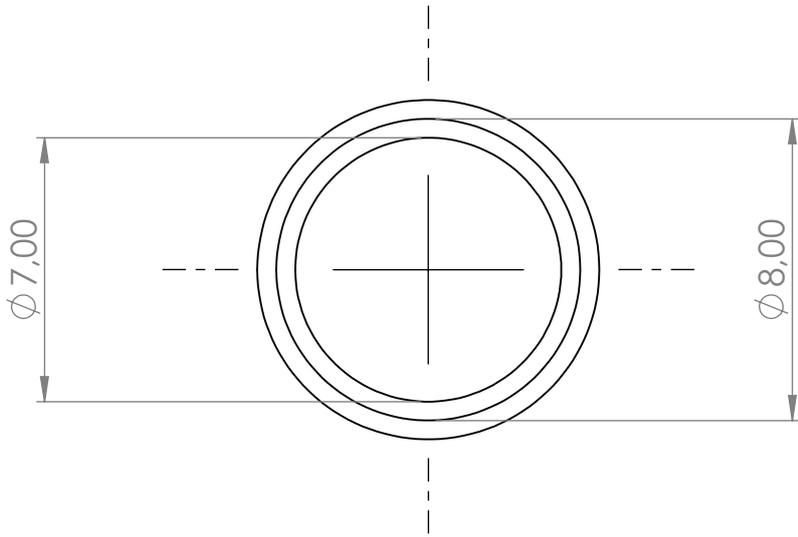
F

F



E

E



D

D

C

C

B

B

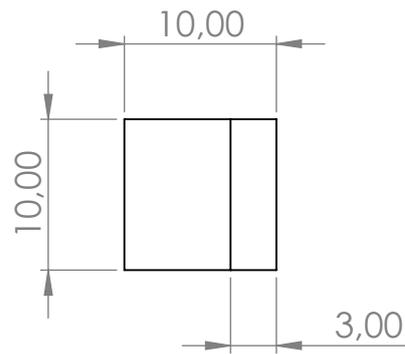
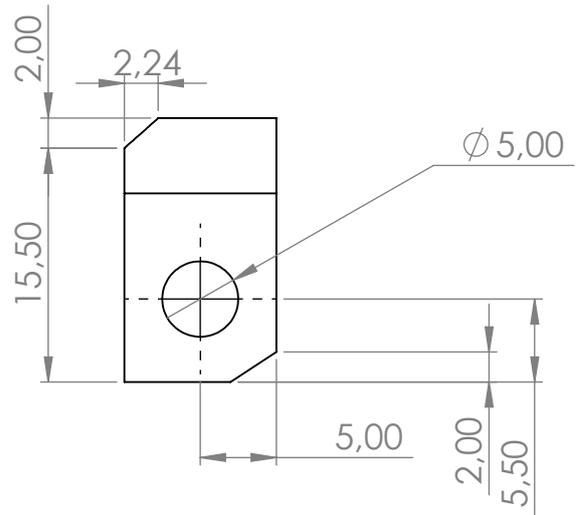
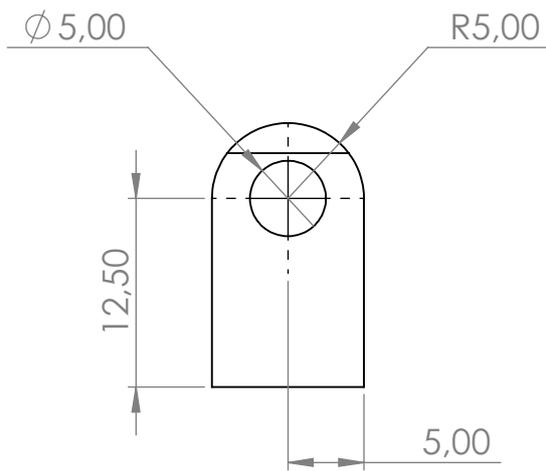


PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 5:1	
CODIGO		OB-P3-004				
MATERIAL		ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	17-03-22	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	17-03-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

A

A

4 3 2 1



	PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)		ESCALA 2:1	
	CODIGO		OB-P3-ER-006			
	MATERIAL	ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	HOJA A4
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	07-03-22	
	FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

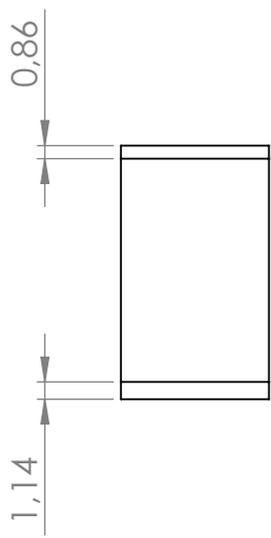
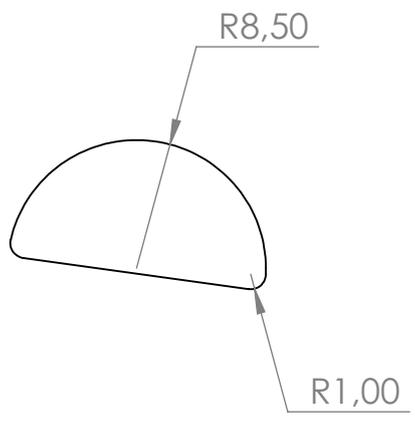
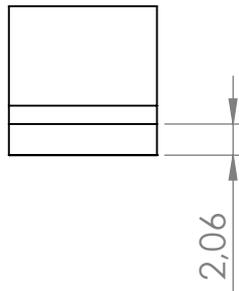
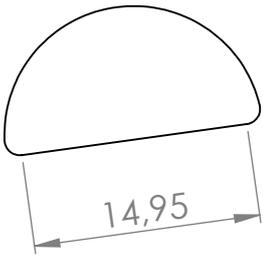
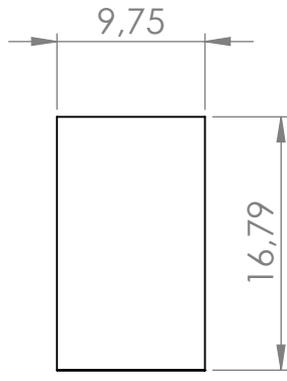
C

B

B

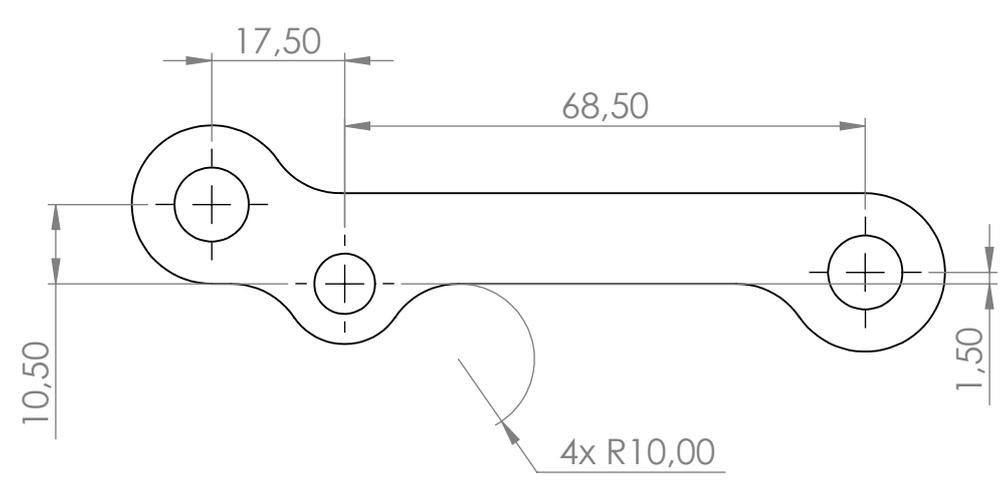
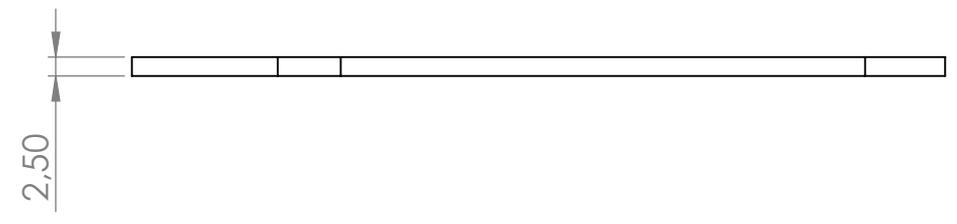
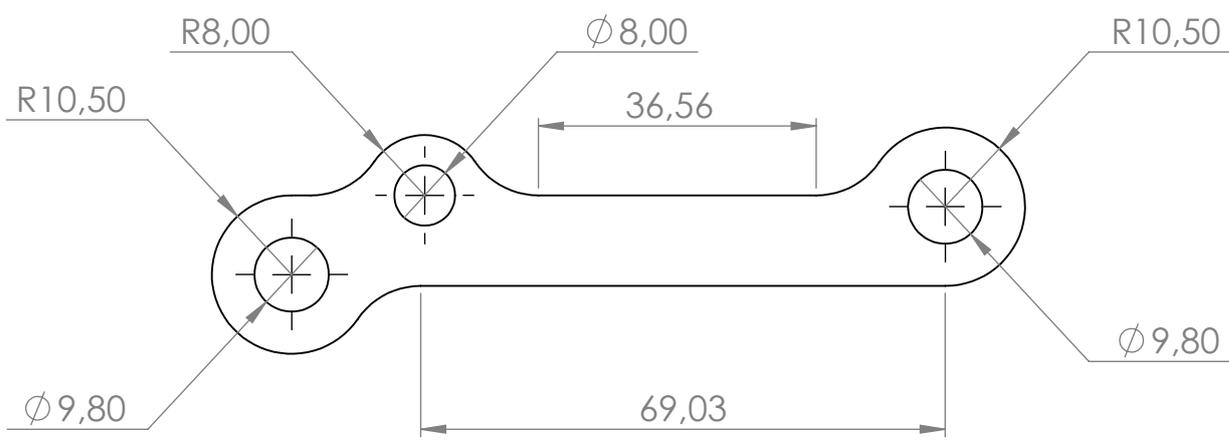
A

A



PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
CODIGO		OB-P3-001				
MATERIAL		NAYLON	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-03-22	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	14-03-22	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
		CANTIDAD	2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	

4 3 2 1



		PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
		CODIGO OB-P3-003				
FICA CIME		MATERIAL ACERO	DISEÑO HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	16-03-22	HOJA A4	
		TRATAMIENTO -	DIBUJÓ HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	16-03-22		
		RECUBRIMIENTO -	REVISÓ ING: FERNANDO VALENCIA			
		CANTIDAD 2	APROBÓ ING: FERNANDO VALENCIA			

Anexo 8: Tabla de valores del primer Centro Instantáneo de Rotación.

Anexo 9: Tabla de valores del segundo Centro Instantáneo de Rotación.

Tabla 5.4 CIR Primera Posición.

CIR P1					
X(mm)	Y(mm)				
33	160	2,659	75,1	-4	6,643
32,658	160,354	2,022	73,124	-3,567	5,702
32,567	160,097	1,403	71,177	-3,112	4,788
32,416	159,671	0,801	69,259	-2,635	3,902
32,205	159,078	0,219	67,368	-2,136	3,045
31,937	158,322	-0,344	65,505	-1,617	2,219
31,613	157,408	-0,89	63,668	-1,077	1,423
31,234	156,342	-1,415	61,858	-0,517	0,658
30,804	155,13	-1,922	60,073	0,06	-0,073
30,324	153,78	-2,408	58,313	0,656	-0,773
29,797	152,298	-2,874	56,578	1,269	-1,438
29,227	150,694	-3,321	54,866	1,899	-2,069
28,616	148,976	-3,746	53,178	2,543	-2,665
27,967	147,153	-4,151	51,512	3,202	-3,225
27,283	145,234	-4,535	49,868	3,874	-3,748
26,568	143,228	-4,897	48,246	4,557	-4,233
25,825	141,144	-5,238	46,644	5,252	-4,68
25,057	138,992	-5,557	45,064	5,956	-5,089
24,268	136,779	-5,854	43,503	6,668	-5,458
23,459	134,514	-6,129	41,962	7,386	-5,787
22,635	132,205	-6,381	40,441	8,11	-6,075
21,797	129,861	-6,61	38,939	8,838	-6,323
20,949	127,487	-6,817	37,455	9,568	-6,528
20,093	125,092	-7	35,99	10,299	-6,692
19,232	122,681	-7,159	34,544	11,029	-6,813
18,367	120,26	-7,295	33,116	11,757	-6,891
17,502	117,835	-7,406	31,706	12,48	-6,926
16,637	115,41	-7,493	30,315	13,197	-6,918
15,774	112,991	-7,556	28,942	13,906	-6,866
14,916	110,581	-7,595	27,587	14,606	-6,77
14,063	108,183	-7,608	26,25	15,293	-6,63
13,218	105,801	-7,597	24,932	15,967	-6,446
12,380	103,438	-7,561	23,632	16,625	-6,218
11,553	101,096	-7,499	22,352	17,266	-5,946
10,736	98,777	-7,412	21,091		
9,930	96,483	-7,3	19,849		
		-7,163	18,627		
		-7	17,426		

9,137	94,214
8,357	91,974
7,590	89,761
6,838	87,577
6,102	85,423
5,380	83,299
4,675	81,205
3,986	79,14
3,314	77,105

-6,812	16,245
-6,598	15,086
-6,36	13,948
-6,096	12,833
-5,808	11,741
-5,494	10,672
-5,157	9,627
-4,795	8,607
-4,409	7,612

Tabla 5.5 CIR Segunda Posición.

CIR P2	
X(mm)	Y(mm)
76	683
76,263	681,878
75,766	678,275
74,960	672,444
73,873	664,572
72,533	654,872
70,971	643,570
69,220	630,905
67,312	617,111
65,279	602,414
63,150	587,030
60,951	571,153
58,707	554,960
56,440	538,609
54,168	522,234
51,906	505,949
49,669	489,851
47,467	474,018
45,308	458,512
43,199	443,381
41,146	428,663
39,152	414,382
37,218	400,557
35,348	387,195
33,541	374,301
31,796	361,874
30,114	349,907
28,493	338,392
26,932	327,317

7,502	191,330
6,666	185,571
5,854	179,985
5,065	174,565
4,298	169,302
3,552	164,187
2,827	159,215
2,121	154,379
1,434	149,672
0,765	145,090
0,115	140,630
-0,517	136,287
-1,132	132,057
-1,729	127,939
-2,309	123,928
-2,871	120,022
-3,416	116,218
-3,944	112,514
-4,454	108,908
-4,947	105,397
-5,423	101,978
-5,881	98,650
-6,322	95,409
-6,744	92,254
-7,149	89,182
-7,536	86,191
-7,905	83,278
-8,255	80,442
-8,588	77,679
-8,901	74,989
-9,196	72,368

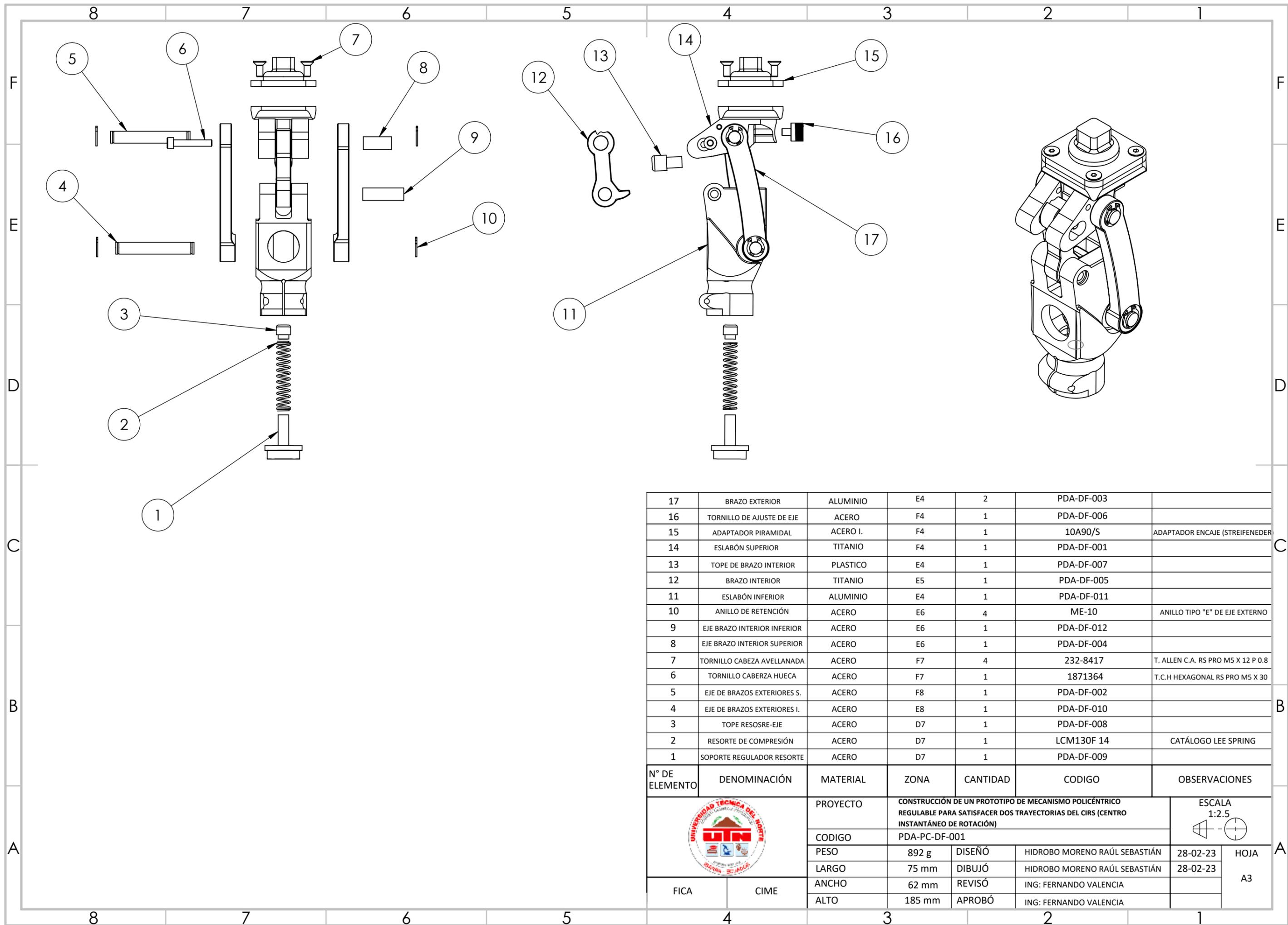
-11,199	36,497
-11,132	34,797
-11,043	33,135
-10,933	31,508
-10,802	29,917
-10,648	28,360
-10,473	26,836
-10,277	25,346
-10,058	23,889
-9,817	22,464
-9,555	21,071
-9,270	19,709
-8,964	18,379
-8,636	17,079
-8,285	15,812
-7,914	14,575
-7,521	13,369
-7,106	12,195
-6,670	11,053
-6,214	9,942
-5,736	8,863
-5,239	7,816
-4,721	6,802
-4,184	5,821
-3,628	4,874
-3,054	3,960
-2,461	3,080
-1,851	2,236
-1,224	1,426
-0,581	0,653
0,078	-0,085

25,429	316,669
23,982	306,433
22,588	296,592
21,245	287,129
19,952	278,028
18,706	269,272
17,504	260,845
16,345	252,729
15,226	244,910
14,146	237,371
13,101	230,099
12,092	223,080
11,115	216,299
10,169	209,746
9,252	203,407
8,364	197,272

-9,472	69,814
-9,729	67,326
-9,966	64,901
-10,185	62,538
-10,384	60,233
-10,563	57,985
-10,722	55,793
-10,862	53,653
-10,981	51,565
-11,081	49,525
-11,160	47,534
-11,218	45,588
-11,256	43,687
-11,273	41,828
-11,270	40,011
-11,245	38,235

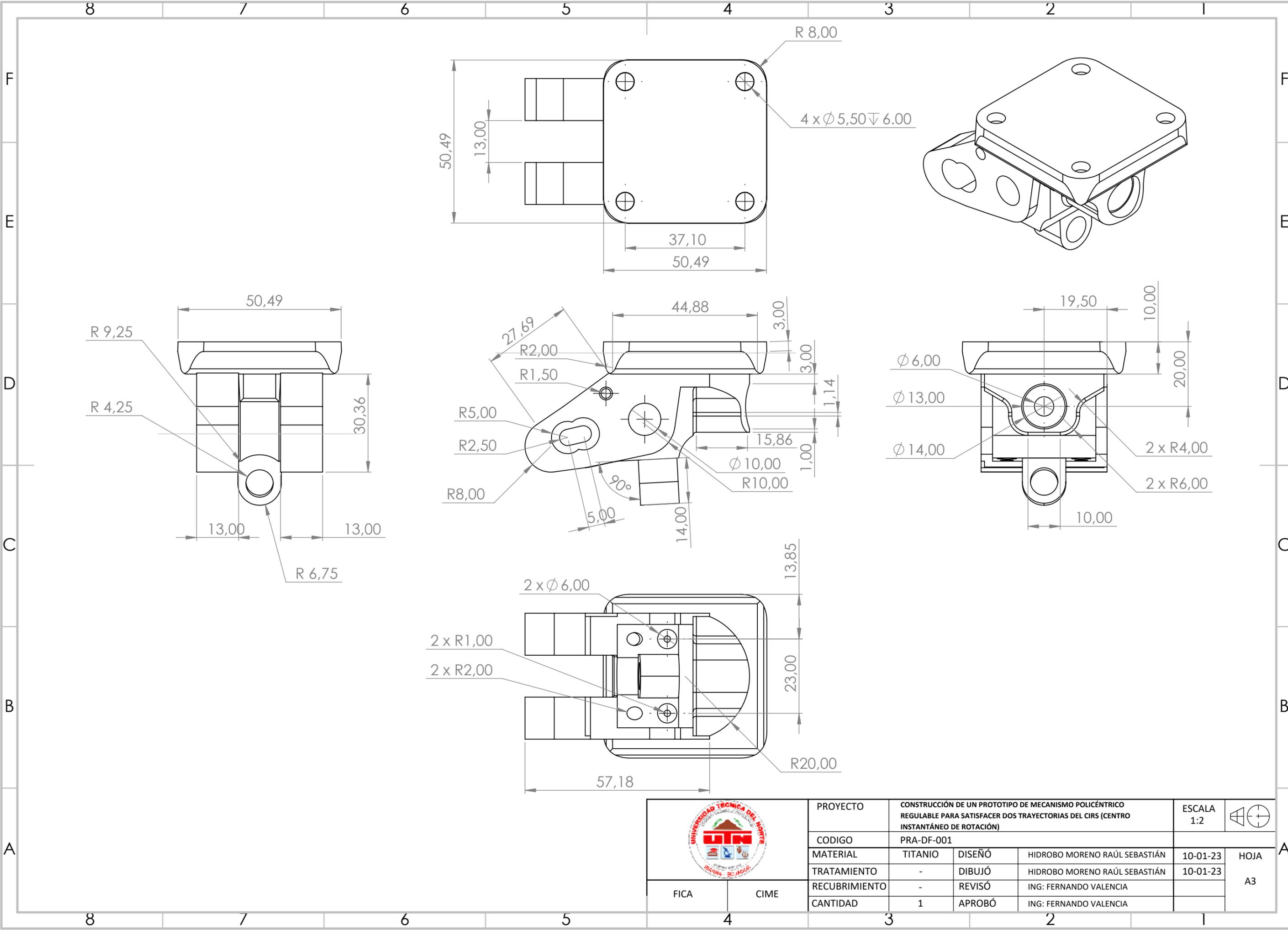
0,751	-0,785
1,438	-1,448
2,138	-2,073

Anexo 10: Planos de la Propuesta de Prótesis de Rodilla.

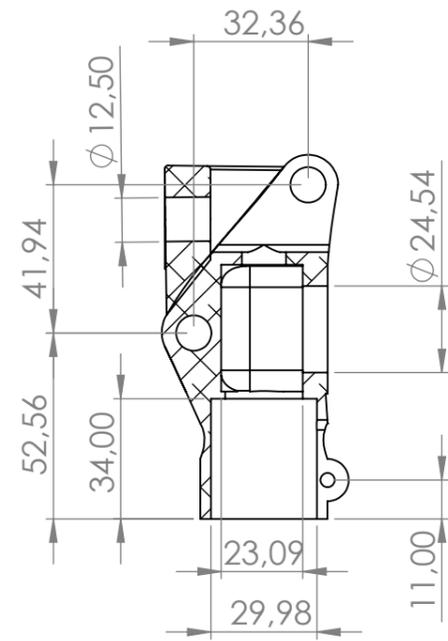


17	BRAZO EXTERIOR	ALUMINIO	E4	2	PDA-DF-003	
16	TORNILLO DE AJUSTE DE EJE	ACERO	F4	1	PDA-DF-006	
15	ADAPTADOR PIRAMIDAL	ACERO I.	F4	1	10A90/S	ADAPTADOR ENCAJE (STREIFENEDER)
14	ESLABÓN SUPERIOR	TITANIO	F4	1	PDA-DF-001	
13	TOPE DE BRAZO INTERIOR	PLASTICO	E4	1	PDA-DF-007	
12	BRAZO INTERIOR	TITANIO	E5	1	PDA-DF-005	
11	ESLABÓN INFERIOR	ALUMINIO	E4	1	PDA-DF-011	
10	ANILLO DE RETENCIÓN	ACERO	E6	4	ME-10	ANILLO TIPO "E" DE EJE EXTERNO
9	EJE BRAZO INTERIOR INFERIOR	ACERO	E6	1	PDA-DF-012	
8	EJE BRAZO INTERIOR SUPERIOR	ACERO	E6	1	PDA-DF-004	
7	TORNILLO CABEZA AVELLANADA	ACERO	F7	4	232-8417	T. ALLEN C.A. RS PRO M5 X 12 P 0.8
6	TORNILLO CABERZA HUECA	ACERO	F7	1	1871364	T.C.H HEXAGONAL RS PRO M5 X 30
5	EJE DE BRAZOS EXTERIORES S.	ACERO	F8	1	PDA-DF-002	
4	EJE DE BRAZOS EXTERIORES I.	ACERO	E8	1	PDA-DF-010	
3	TOPE RESOSRE-EJE	ACERO	D7	1	PDA-DF-008	
2	RESORTE DE COMPRESIÓN	ACERO	D7	1	LCM130F 14	CATÁLOGO LEE SPRING
1	SOPORTE REGULADOR RESORTE	ACERO	D7	1	PDA-DF-009	

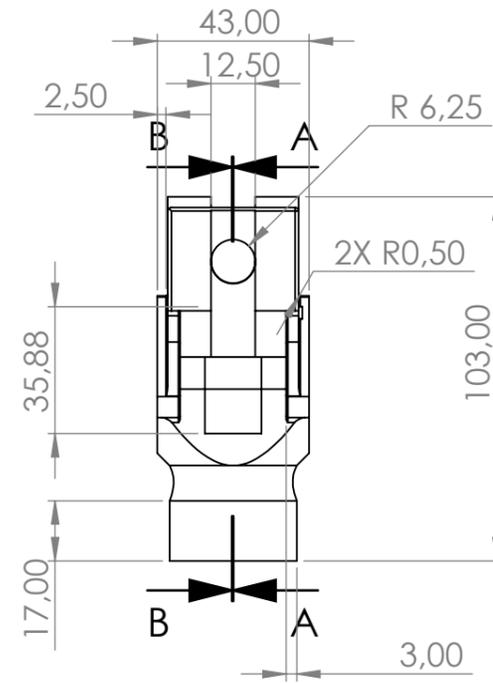
N° DE ELEMENTO	DENOMINACIÓN	MATERIAL	ZONA	CANTIDAD	CODIGO	OBSERVACIONES
	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:2.5	
	CODIGO	PDA-PC-DF-001				
	PESO	892 g	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	28-02-23	HOJA A3
	LARGO	75 mm	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	28-02-23	
	FICA	CIME	ANCHO	62 mm	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA
		ALTO	185 mm	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	



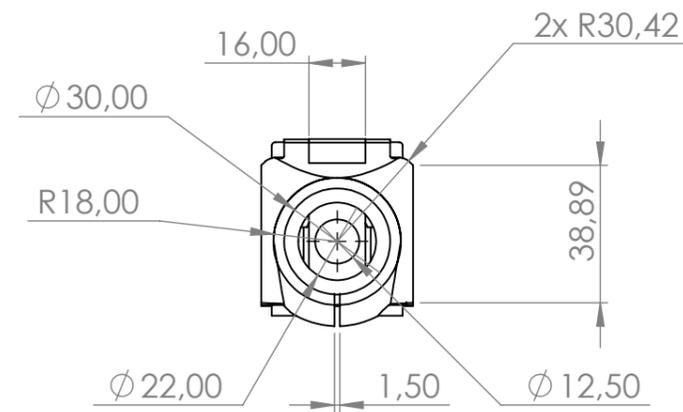
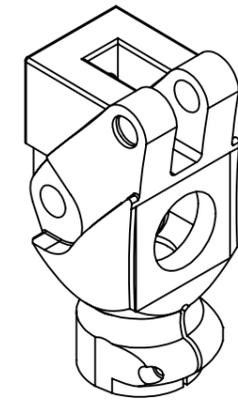
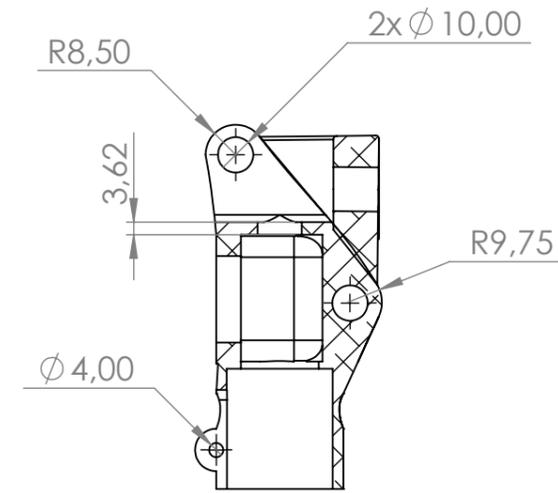
FICA	CIME	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)		ESCALA		
		CODIGO	PRA-DF-001		1:2		
CANTIDAD	1	MATERIAL	TITANIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-01-23	HOJA
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-01-23	
CANTIDAD	1	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		A3
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		



SECCIÓN A-A



SECCIÓN B-B



	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:2	
	CODIGO	BK-P2-011				
	MATERIAL	ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	15-02-23	HOJA A3
	TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	15-02-23	
	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

FICA

CIME

4 3 2 1

F

F

E

E

D

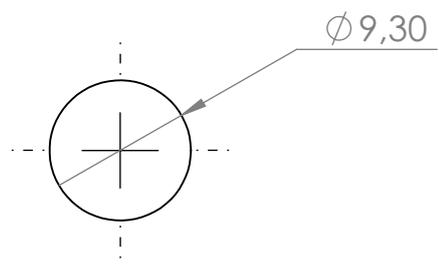
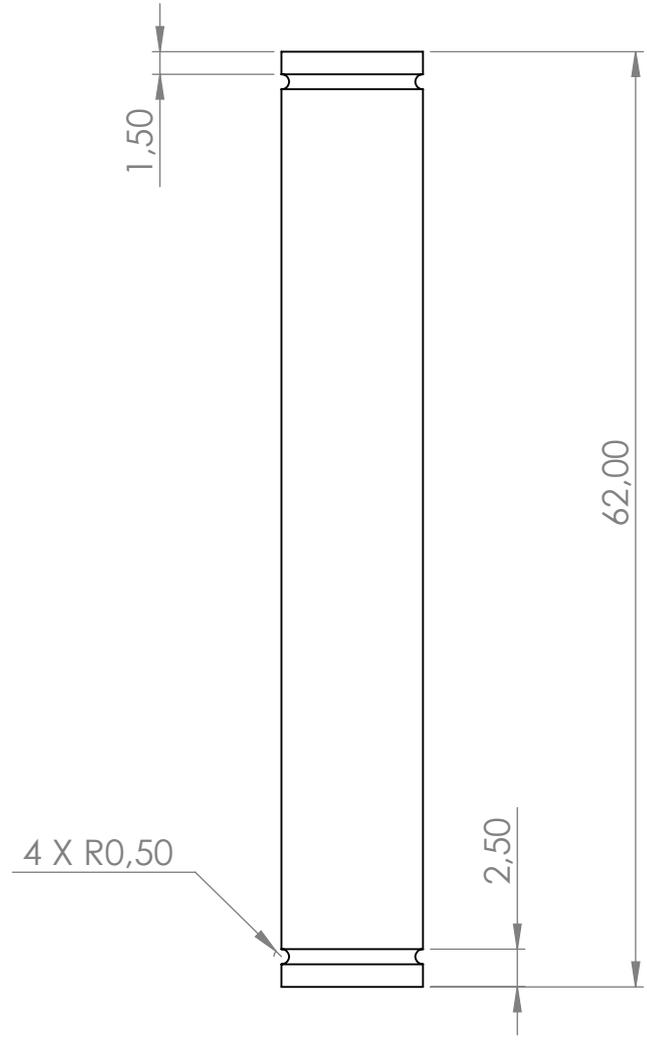
D

C

C

B

B



A

A

	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
	CODIGO PDA-DF-002				
	MATERIAL ACERO	DISEÑO HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-01-23	HOJA A4	
	TRATAMIENTO -	DIBUJÓ HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	12-01-23		
	FICA	CIME	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ ING: FERNANDO VALENCIA	
		CANTIDAD 2	APROBÓ ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

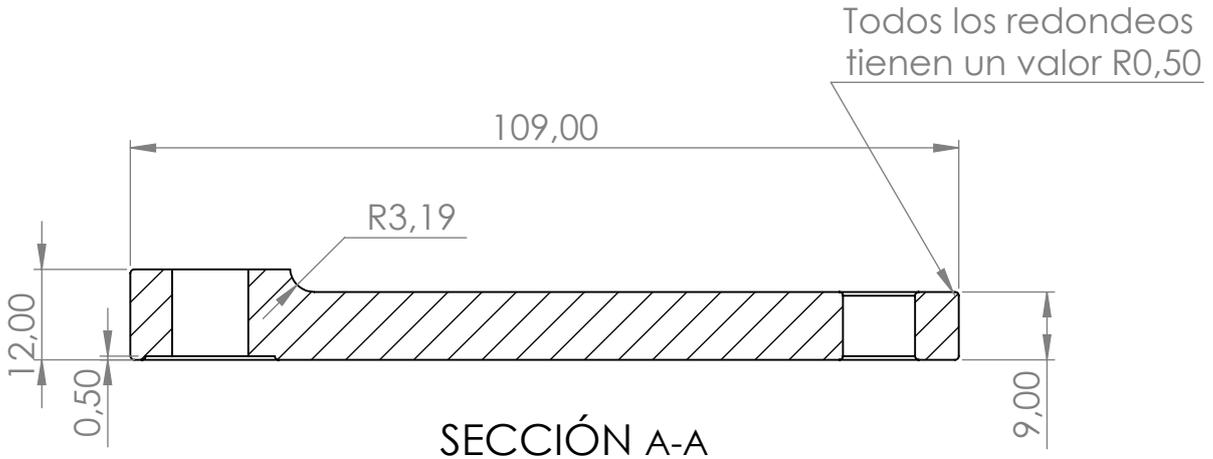
4 3 2 1

F

F

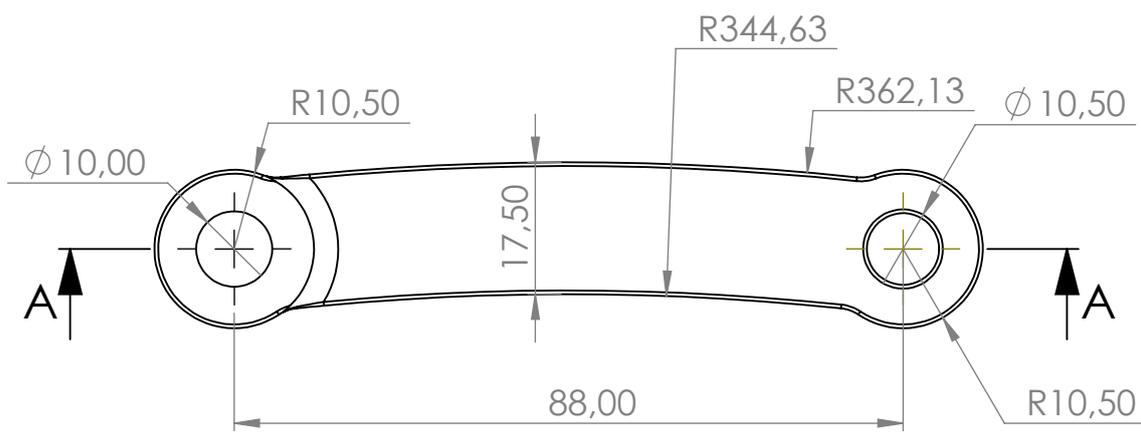
E

E



D

D



C

C

B

B

A

A



PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA	
CODIGO		PDA-DF-003			1:1	
MATERIAL		ALUMINIO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	13-01-23	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	13-01-23	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
CANTIDAD		2	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

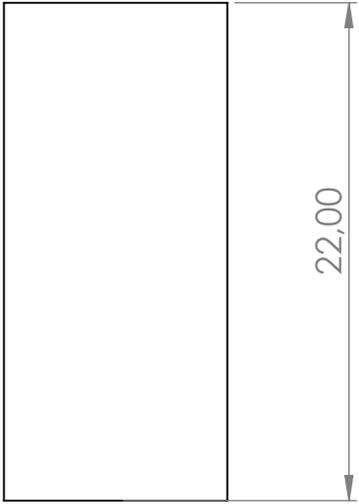
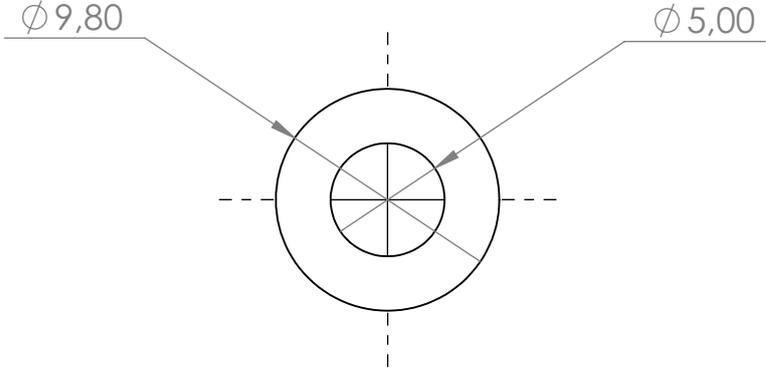
D

C

C

B

B



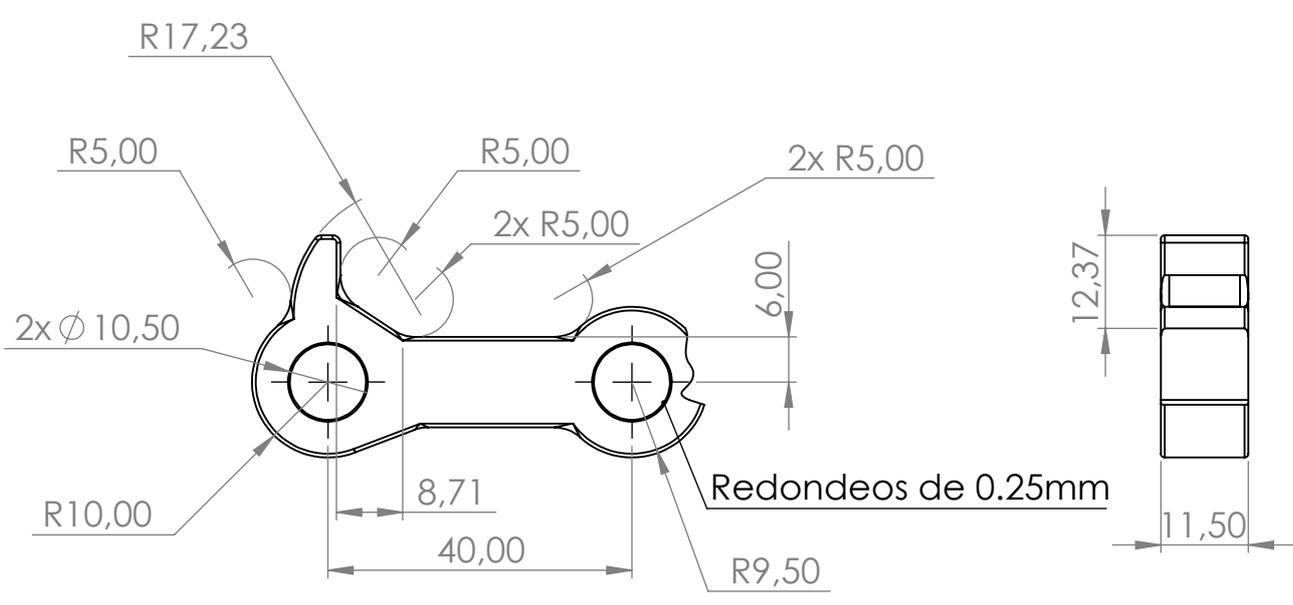
A

A

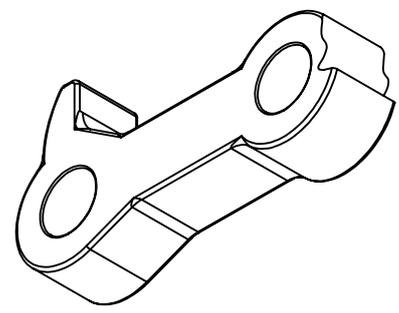
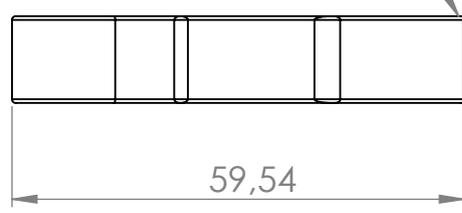


PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 3:1	
CODIGO		PDA-DF-004				
MATERIAL		ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	15-01-23	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	15-01-23	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

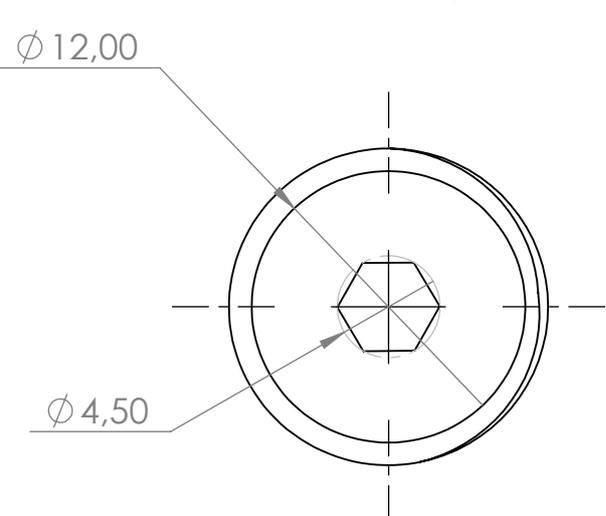
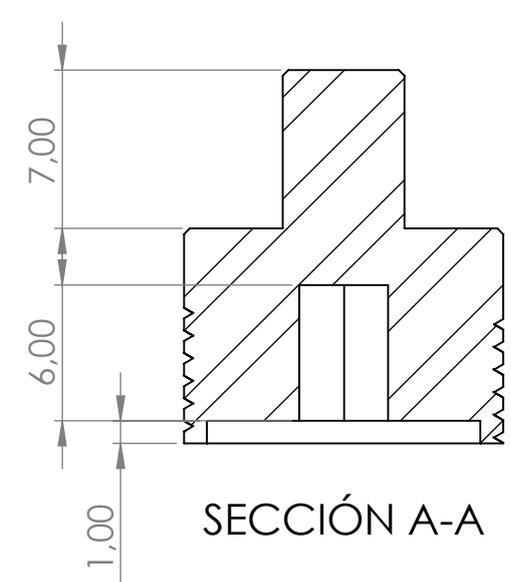
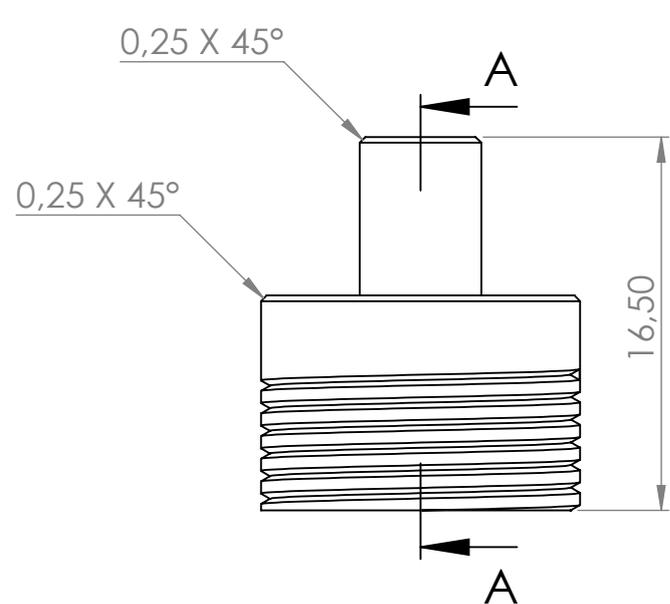
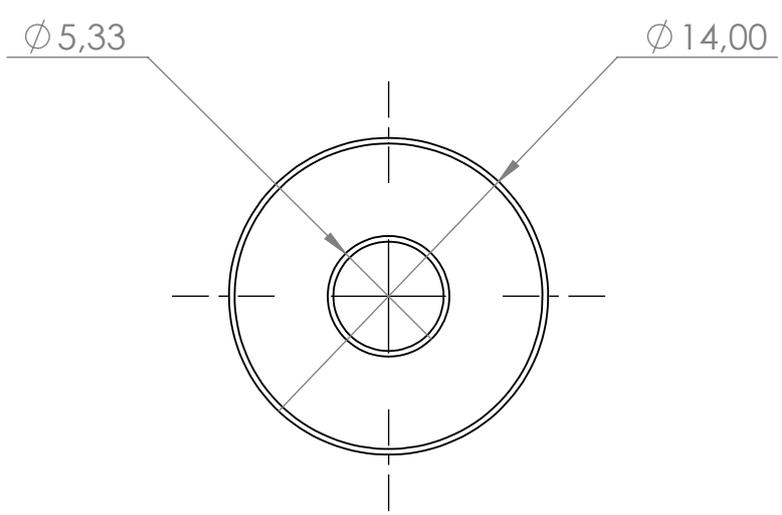
4 3 2 1



Todos los redondeos que no estan acotados tienen un valor de R0,50



	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1	
	CODIGO PDA-DF-005				
	MATERIAL TITANIO		DISEÑO HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	20-01-23	HOJA A4
	TRATAMIENTO -		DIBUJÓ HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	20-01-23	
	FICA	CIME	RECUBRIMIENTO -	REVISÓ ING: FERNANDO VALENCIA	
		CANTIDAD 1	APROBÓ ING: FERNANDO VALENCIA		



	PROYECTO CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 3:1	
	CODIGO PDA-DF-006				
	MATERIAL ACERO		DISEÑO HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	22-01-23	HOJA A4
	TRATAMIENTO -		DIBUJÓ HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	22-01-23	
	RECUBRIMIENTO -		REVISÓ ING: FERNANDO VALENCIA		
	CANTIDAD 1		APROBÓ ING: FERNANDO VALENCIA		
FICA	CIME				

4 3 2 1

F

F

E

E

D

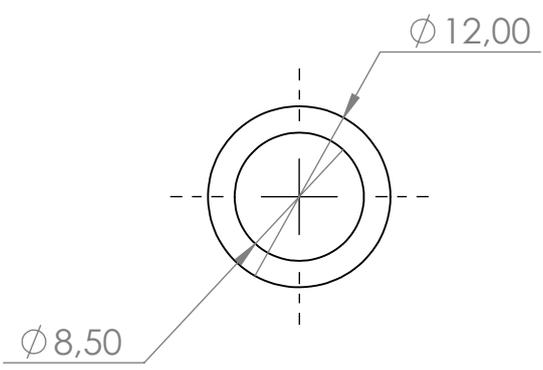
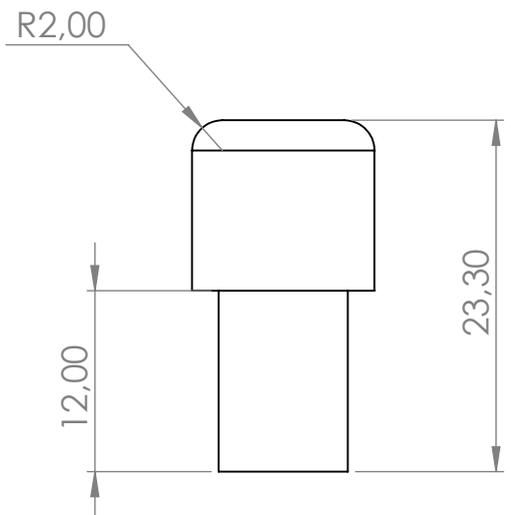
D

C

C

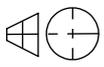
B

B



A

A

	PROYECTO			CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)	ESCALA 2:1		
	CODIGO			PDA-DF-007			
	MATERIAL		PLASTICO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	25-01-23	HOJA A4
	TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	25-01-23	
	FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
CANTIDAD		1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA			

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

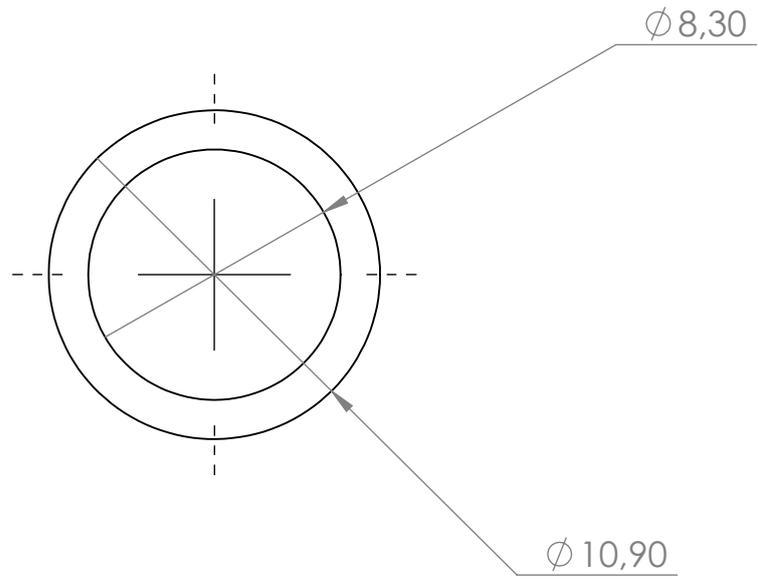
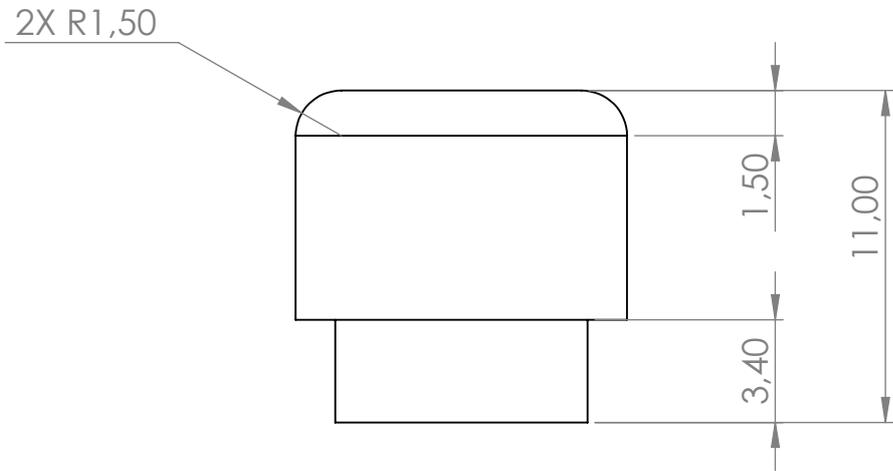
D

C

C

B

B



A

A



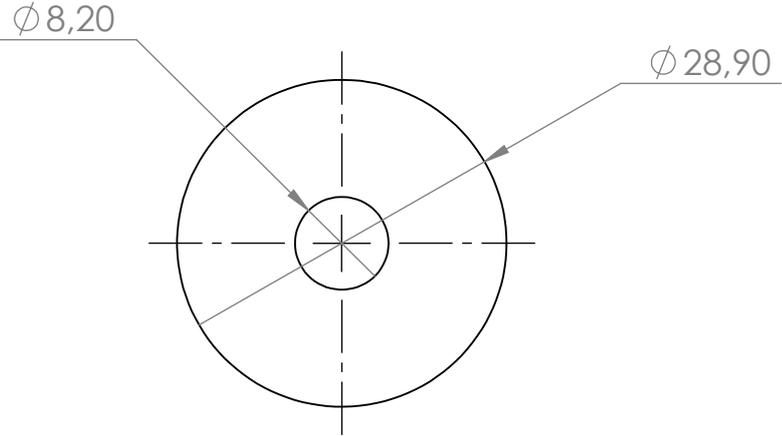
PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 4:1	
CODIGO		PDA-DF-008				
MATERIAL		ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	05-02-23	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	05-02-23	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F



E

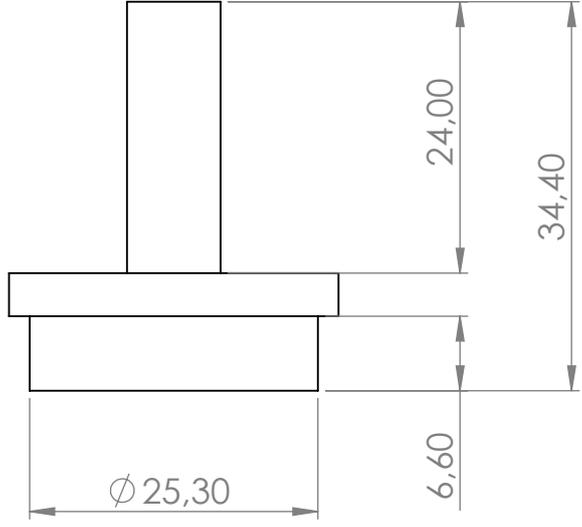
E

D

D

C

C



B

B

A

A



PROYECTO		CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1.5:1	
CODIGO		PDA-DF-009				
MATERIAL		ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-02-23	HOJA A4
TRATAMIENTO		-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-02-23	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA	

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

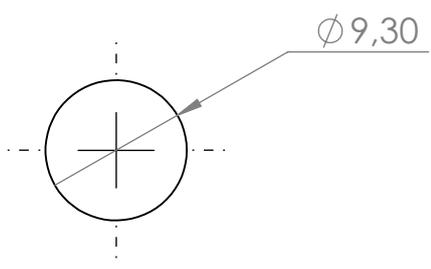
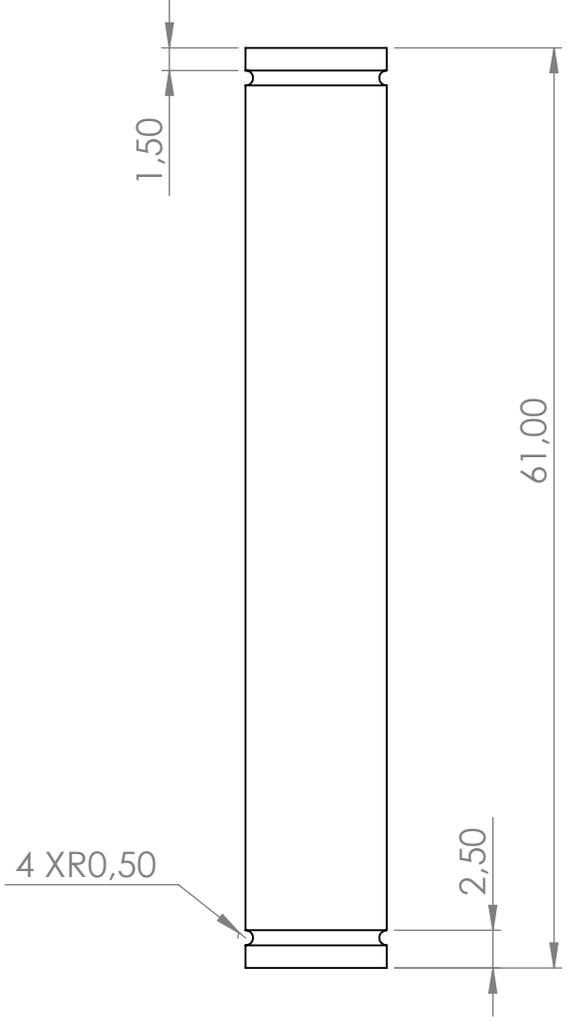
D

C

C

B

B



A

A

	PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 1:1		
	CODIGO	PDA-DF-010					
		MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-01-23	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	10-01-23	
		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

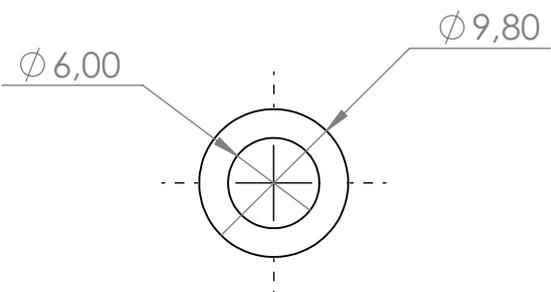
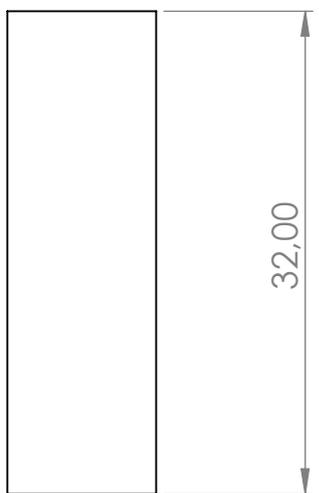
C

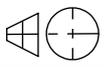
B

B

A

A



		PROYECTO	CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MECANISMO POLICÉNTRICO REGULABLE PARA SATISFACER DOS TRAYECTORIAS DEL CIRS (CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN)			ESCALA 2:1	
		CODIGO	PDA-DF-012				
FICA		MATERIAL	ACERO	DISEÑO	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	25-02-23	HOJA A4
		TRATAMIENTO	-	DIBUJÓ	HIDROBO MORENO RAÚL SEBASTIÁN	25-02-23	
CIME		RECUBRIMIENTO	-	REVISÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		
		CANTIDAD	1	APROBÓ	ING: FERNANDO VALENCIA		

4 3 2 1