

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

"Diseño y construcción de un prototipo de la estructura mecánica de un exoesqueleto para rehabilitación de niños con discapacidad motora en extremidades inferiores"

TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN

Materia Integradora

Previo a la obtención del Título de:

INGENIERO MECÁNICO

Presentado por:

Jorge Antonio Begué Salcedo

William Isaac Cobeña Minaya

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2017

AGRADECIMIENTOS

A nuestras familias, tutor, profesores que colaboraron con el proyecto de alguna u otra forma, y amigos.

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido desarrollado en la presente propuesta de la materia integradora corresponde exclusivamente al equipo conformado por:

Jorge Begué Salcedo

William Cobeña Minaya

Ph.D. Francis Loayza Paredes

y el patrimonio intelectual del mismo a la Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción (FIMCP) de la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”.



Jorge Begué Salcedo



Ph.D. Francis Loayza
Paredes



William Cobeña Minaya

RESUMEN

La discapacidad motora en niños es una problemática que afecta a muchos infantes en la actualidad; consiste en la dificultad de realizar actividades intrínsecas de la vida diaria como resultado de la falta de movilidad en las extremidades superiores o inferiores. Se presenta en diferentes grados de severidad, y es causada por varios factores. La discapacidad motora no solo compromete la interacción física del niño con su ambiente; así mismo, su salud. La terapia física de esta enfermedad se mejora sustancialmente mediante el uso de exoesqueletos portátiles, reduciendo la carga y los esfuerzos que debe realizar el cuidador y la persona encargada de su rehabilitación.

El presente trabajo describe el desarrollo del diseño mecánico de un exoesqueleto, una simulación de su funcionamiento, y la construcción de un prototipo impreso en 3D. La motivación principal del proyecto es construir un prototipo funcional que pueda ser usado en la rehabilitación de niños con discapacidad motora en sus extremidades inferiores. Para el diseño del modelo; se usó en su mayoría aluminio debido a sus características mecánicas y peso, además se usó PLA en las partes impresas donde no existen cargas representativas. El equipo se simplificó en 4 sistemas principales: reducción y transmisión, ajuste de tamaño, soporte regulable y movimiento; los mismos que presentaron diferentes alternativas; siendo escogida la mejor usando el método de matrices de puntajes ponderados. Las normas aplicadas fueron las recomendadas por la FDA, pues no existen estándares específicos para el diseño de exoesqueletos.

El resultado final fue un prototipo, funcional y que permite la implementación de un sistema de control, con partes impresas en 3D, aluminio y acero. El exoesqueleto consta de 8 grados de libertad; también permite ajustar la altura y la cadera del mismo en un rango de 15 [cm], aproximadamente, de acuerdo a cada niño. Se realizó un análisis de costos, que mostró que la fabricación del exoesqueleto cuesta alrededor de \$18000, precio competitivo en el mercado; y un análisis de esfuerzos, deformaciones y factores de seguridad del modelado en 3D en Inventor, permitió evaluar que las piezas sometidas a las mayores cargas soportan y trabajan correctamente.

Se concluyó que el exoesqueleto puede ser usado por niños de 7 a 12 años y peso no mayor a 40 [kg], además que el uso del mismo debe realizarse con el complemento de un sistema de sujeción del niño para evitar que el equipo lleve toda la carga.

Palabras Clave: exoesqueleto, discapacidad motora, rehabilitación.

ABSTRACT

Motor disability in children is a problem that affects many infants today; consists of the difficulty of performing intrinsic activities of daily living as a result of lack of mobility in the upper or lower limbs. It occurs in varying degrees of severity, and is caused by several factors. Motor disability not only compromises the child's physical interaction with his environment; but their health. Physical therapy for this condition improves substantially with the use of portable exoskeletons, reducing loads and stresses for the carer and the physiotherapist. The present work describes the development of the mechanical design of an exoskeleton, a simulation of its operation, and the construction of a prototype printed in 3D. The main motivation of the project is to build a functional prototype that can be used in the rehabilitation of children with motor disabilities in their lower extremities.

Aluminum was mostly used due to its mechanical characteristics and weight; in addition PLA was used in the printed parts with no representative loads. The equipment was simplified in 4 main systems: reduction and transmission, sizing, support and movement; different alternatives were developed; but the best was chosen using the weighted rating selection method. The standards applied were those recommended by the FDA, given there are no specific standards for the design of exoskeletons.

The final result was a functional prototype with 3D printed pieces of PLA, aluminum and steel, that allows the implementation of a control system. The exoskeleton has 8 degrees of freedom; and allows to adjust its height and the hip width in a range of 15 [cm], approximately, according to each child. A cost analysis showed that the manufacture of the exoskeleton costs about \$ 18,000, a competitive price in the market; and an analysis of stresses, deformations and safety factors of the 3D modeling in Inventor, allowed evaluating that the parts supporting the highest loads resist and work properly. As a general conclusion, the exoskeleton can be used by children from 7 to 12 years old and weighing not more than 40 [kg], in addition that the use of the exoskeleton should be done with the assistance of a child support system to avoid that the equipment carries all load.

Keywords: exoskeleton, motor disability, rehabilitation.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT	III
ÍNDICE GENERAL	IV
ABREVIATURAS	VII
SIMBOLOGÍA	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XI
ÍNDICE DE PLANOS	XIII
CAPÍTULO 1	1
1. Introducción	1
1.1 Descripción del problema	1
1.2 Objetivos	2
1.2.1 Objetivo General	2
1.2.2 Objetivos Específicos	2
1.3 Marco teórico	2
1.3.1 Parálisis	2
1.3.1.1 Causas de la parálisis	3
1.3.1.2 Tipos de parálisis	3
1.3.1.3 Efectos secundarios	5
1.3.1.4 Rehabilitación	6
1.3.2 Biomecánica y antropometría del niño	7
1.3.2.1 Posición anatómica	7
1.3.2.2 Movimientos	8
1.3.2.3 Articulaciones, rangos de movimiento y grados de libertad	9

1.3.3	Exoesqueletos	10
1.3.3.1	Exoesqueletos comerciales	11
CAPÍTULO 2		16
2.	Metodología	16
2.1	Metodología de diseño	16
2.2	Normativas	19
2.3	Criterios de diseño.....	20
2.3.1	Costo competitivo.....	20
2.3.2	Facilidad de uso	20
2.3.3	Peso.....	20
2.3.4	Tamaño.....	20
2.3.5	Mantenimiento	21
2.3.6	Seguridad	21
2.4	Alternativas de solución.....	21
2.4.1	Reducción y transmisión	22
2.4.2	Ajuste de tamaño	24
2.4.3	Movimiento.....	25
2.4.4	Soporte regulable.....	26
2.5	Selección de las mejores alternativas de solución	27
2.5.1	Reducción y transmisión	28
2.5.2	Ajuste de tamaño	29
2.5.3	Movimiento.....	31
2.5.4	Soporte regulable.....	32
2.6	Selección de materiales.....	33
2.7	Elementos de sujeción.....	34
2.8	Especificaciones técnicas.....	34

2.8.1	Actuadores.....	34
2.8.2	Sistemas de reducción y transmisión	36
CAPÍTULO 3		43
3.	Resultados.....	43
3.1	Solución final	43
3.2	Análisis de costos	53
3.3	Análisis de esfuerzos.....	54
CAPÍTULO 4		64
4.	Discusión y Conclusiones	64
4.1	Conclusiones	65
4.2	Recomendaciones.....	65
BIBLIOGRAFÍA		67
APÉNDICES.....		70

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
PLA	Ácido poliláctico
3D	3 dimensiones
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
ANSI	American National Standards Institute
EMC	Electromagnetic Compatibility
EMI	Electromagnetic Interference
EU	Estados Unidos
FDA	US Food and Drug Administration
IEC	International Electrotechnical Commission
ISO	International Organization for Standardization
UE	Unión Europea

SIMBOLOGÍA

g	gramo
kg	kilogramo
°	grado
lb	libra
m	metro
mm	milímetro
in	pulgada
mV	milivoltio
h	hora
N	Newton
V	voltio
A	amperio
mNm	miliNewton por metro
Nm	Newton por metro

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Tipos de parálisis.....	3
Figura 1.2 Planos anatómicos	8
Figura 1.3 Tipos de movimientos de las extremidades inferiores.....	8
Figura 1.4 ReWalk personal	12
Figura 1.5 Indego	13
Figura 1.6 Ekso	14
Figura 1.7 HAL	15
Figura 1.8 Rex.....	15
Figura 2.1 Metodología de diseño	18
Figura 2.2 Sistemas primarios del exoesqueleto	22
Figura 2.3 Carta morfológica	22
Figura 2.4 Motor Maxon pequeño	35
Figura 2.5 Motor Maxon grande.....	36
Figura 2.6 Harmonic drive set.....	37
Figura 2.7 Eficiencia del harmonic pequeño al torque nominal	38
Figura 2.8 Eficiencia del harmonic grande al torque nominal.....	39
Figura 2.9 Diagrama de cuerpo libre de un niño sentado	41
Figura 3.1 Elementos del exoesqueleto.....	45
Figura 3.2 Sistema de reducción y transmisión	50
Figura 3.3 Esfuerzos de Von Mises del apoyo de la rodilla.....	55
Figura 3.4 Desplazamientos en el apoyo de la rodilla.....	56
Figura 3.5 Factores de seguridad del apoyo de la rodilla.....	56
Figura 3.6 Esfuerzos de Von Mises del apoyo de la rodilla.....	57
Figura 3.7 Desplazamientos en el apoyo de la rodilla.....	57
Figura 3.8 Factores de seguridad del apoyo de la rodilla.....	57
Figura 3.9 Esfuerzos de Von Mises de la oreja de la rodilla.....	58
Figura 3.10 Desplazamientos en la oreja de la rodilla.....	58
Figura 3.11 Factores de seguridad de la oreja de la rodilla.....	59
Figura 3.12 Esfuerzos de Von Mises de la oreja del motor pequeño	59
Figura 3.13 Desplazamientos en la oreja del motor pequeño	60
Figura 3.14 Factores de seguridad de la oreja del motor pequeño	60

Figura 3.15 Esfuerzos de Von Mises de la oreja del muslo.....	61
Figura 3.16 Desplazamientos en la oreja del muslo.....	61
Figura 3.17 Factores de seguridad de la oreja del muslo.....	61
Figura 3.18 Esfuerzos de Von Mises de la oreja del motor grande	62
Figura 3.19 Desplazamientos en la oreja del motor grande	62
Figura 3.20 Factores de seguridad de la oreja del motor grande	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Rangos de movimiento de las articulaciones de las piernas	10
Tabla 1.2 Grados de libertad de las articulaciones de las extremidades inferiores ...	10
Tabla 1.3 Exoesqueletos disponibles comercialmente.....	11
Tabla 2.1 Normas recomendadas por la FDA.....	19
Tabla 2.2 Puntuaciones	28
Tabla 2.3 Matriz de criterios ponderados de reducción y transmisión	28
Tabla 2.4 Matriz de criterios puntuados de reducción y transmisión	28
Tabla 2.5 Matriz de puntajes ponderados de reducción y transmisión	29
Tabla 2.6 Matriz de criterios ponderados de ajuste de tamaño	29
Tabla 2.7 Matriz de criterios puntuados de ajuste de tamaño	30
Tabla 2.8 Matriz de puntajes ponderados de ajuste de tamaño	30
Tabla 2.9 Matriz de criterios ponderados de movimiento	31
Tabla 2.10 Matriz de criterios puntuados de movimiento	31
Tabla 2.11 Matriz de puntajes ponderados de movimiento	31
Tabla 2.12 Matriz de criterios ponderados de soporte regulable.....	32
Tabla 2.13 Matriz de criterios puntuados de soporte regulable	32
Tabla 2.14 Matriz de puntajes ponderados de soporte regulable.....	32
Tabla 2.15 Tamaño de pernos de acuerdo al diámetro.....	34
Tabla 2.16 Especificaciones técnicas del Motor Maxon.....	35
Tabla 2.17 Especificaciones técnicas del Motor Maxon.....	36
Tabla 2.18 Especificaciones técnicas del harmonic pequeño	37
Tabla 2.19 Fuerza axial por rodamiento	38
Tabla 2.20 Especificaciones técnicas del harmonic grande	39
Tabla 2.21 Porcentajes de peso de partes del cuerpo del peso total	40
Tabla 2.22 Longitudes de partes del cuerpo en porcentajes de la altura total.....	41
Tabla 3.1 Especificaciones técnicas del exoesqueleto	44
Tabla 3.2 Costos	53
Tabla 3.3 Valores obtenidos de la simulación del apoyo de la rodilla	55
Tabla 3.4 Valores obtenidos de la simulación del apoyo del muslo	56
Tabla 3.5 Valores obtenidos de la simulación de la oreja de la rodilla	58
Tabla 3.6 Valores obtenidos de la simulación de la oreja del motor pequeño	59

Tabla 3.7 Valores obtenidos de la simulación de la oreja del muslo	60
Tabla 3.8 Valores obtenidos de la simulación de la oreja del motor grande	62

ÍNDICE DE PLANOS

PLANO 1	Base de tubos de soporte
PLANO 2	Protector de base de tubos de soporte
PLANO 3	Base del motor de la cadera
PLANO 4	Centrador del motor de la cadera
PLANO 5	Separador del motor de la cadera
PLANO 6	Rotador del motor de la cadera
PLANO 7	Oreja del motor de la cadera
PLANO 8	Asegurador del motor de la cadera
PLANO 9	Base de la rodilla
PLANO 10	Protector de la base de la rodilla
PLANO 11	Base del potenciómetro de la cadera
PLANO 12	Soporte del muslo
PLANO 13	Protector del motor de la cadera
PLANO 14	Base del motor de rodilla/tobillo
PLANO 15	Separador del motor de rodilla/tobillo
PLANO 16	Rotador del motor de rodilla/tobillo
PLANO 17	Asegurador del motor de rodilla/tobillo
PLANO 18	Oreja del motor de la rodilla
PLANO 19	Base del tubo que une al zapato
PLANO 20	Protector de base del tubo que une al zapato
PLANO 21	Base del potenciómetro de la rodilla
PLANO 22	Soporte de rodilla
PLANO 23	Protector del motor de la rodilla
PLANO 24	Tapa del motor del tobillo
PLANO 25	Conector de motor a eslabón
PLANO 26	Base del tubo del tobillo
PLANO 27	Protector de la base del tubo del tobillo
PLANO 28	Componente 1 de la cadera
PLANO 29	Componente 2 de la cadera
PLANO 30	Componente 3 de la cadera
PLANO 31	Componente 4 de la cadera

- PLANO 32 Componente 5 de la cadera
- PLANO 33 Tubos guías
- PLANO 34 Barras ranuradas
- PLANO 35 Grilletes

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

La parálisis es una condición que impide al humano moverse por cuenta propia debido a la pérdida de la función muscular, la misma que en la mayoría de los casos involucra también la pérdida sensorial. Las causas son innumerables, sin embargo, las más comunes son debido al daño de la médula espinal, regiones del cerebro encargadas de la motricidad, u otras partes del sistema nervioso.

Los casos de parálisis parcial o total son un problema que aqueja al 1,2% de la población ecuatoriana, siendo aproximadamente el 62% de estos, mayores a 18 años (CONADIS, 2017). La misma tendencia se observa a nivel mundial; los adultos son quienes más se ven afectados por los diferentes tipos de parálisis y por ende, las opciones para su recuperación y tratamiento se presentan en una amplia gama de acuerdo al tipo y severidad de la afección. No obstante, aproximadamente un 6% de la población que sufre de parálisis, son niños entre 7 y 12 años; que al ser minoría, no ha permitido el desarrollo amplio de opciones para la rehabilitación de estos. Otros factores que se suman a la falta de investigación y opciones viables para ayudar con la rehabilitación de niños son las malformaciones congénitas, el crecimiento y la asistencia especial que cada uno requiere según el caso particular (Cristina Ploscaru, 2016). Un aspecto importante a considerar, especialmente en los niños que están pasando por su etapa de desarrollo normal, son las ventajas que disponen por su plasticidad neuronal, que es el proceso que permite que otras regiones del cerebro tomen el control del aprendizaje y memoria, situación que debería ser aprovechada para mejorar el rendimiento del proceso de rehabilitación (Muntané Sánchez, 2005).

1.1 Descripción del problema

La discapacidad motora causada por una variedad de neuropatologías congénitas o adquiridas, afecta a niños produciéndoles síntomas de debilidad y deterioro motor en las extremidades. Actualmente, la terapia física de esta enfermedad se mejora sustancialmente mediante el uso de exoesqueletos portátiles que contribuyen a evitar los efectos secundarios de la posición sentada permanente: escoliosis, osteoporosis, espasticidad, trastornos respiratorios, problemas de

circulación sanguínea, entre otros, y adicionalmente reduce la carga y los esfuerzos que debe realizar el cuidador y la persona encargada de su rehabilitación. Por tanto en este proyecto se propone el desarrollo de un exoesqueleto robótico, ajustable y autónomo que permita realizar ejercicios terapéuticos sin asistencia para la rehabilitación de niños con discapacidad motriz en extremidades inferiores. Esta primera fase incluye el diseño de la estructura mecánica ajustable ergonómicamente a diferentes estaturas, y su construcción a través de un prototipado 3D en plástico.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Diseñar la estructura mecánica de un exoesqueleto ajustable para niños de diferentes estaturas. Este debe incluir un modelo 3D y un prototipo operacional del exoesqueleto construido con partes impresas en 3D.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Diseñar un modelo de exoesqueleto para su uso en las extremidades inferiores de niños y niñas.
- Evaluar el modelo en un software para la determinación de esfuerzos.
- Fabricar las piezas del exoesqueleto en una impresora 3D.
- Obtener un prototipo funcional del exoesqueleto, que se ajuste a las diferentes anatomías de niños y niñas.

1.3 Marco teórico

1.3.1 Parálisis

De acuerdo a lo descrito por Kent, la parálisis se define como la pérdida o el deterioro de las funciones motoras por causa de un trastorno que afecta a parte del sistema neuromuscular. La extensión de la parálisis depende de la severidad y la localización de dicho trastorno. El contexto también ubica al término como la pérdida de la función sensorial junto con la de la función motora. Finalmente, describe que la parálisis es un síntoma, y no exactamente una enfermedad como se piensa comúnmente (Kent, 2003).

1.3.1.1 Causas de la parálisis

Existen innumerables causas para la parálisis, sin embargo estas pueden ser clasificadas en tres grandes grupos. Miopatía o enfermedad del músculo, neuropatía o enfermedad del sistema nervioso, y lesión de la médula espinal o daño cerebral (Thomas, 2017).

Entre las causas por miopatía se encuentran la distrofia, dermatomiositis y polimiositis. Las enfermedades relacionadas con neuropatías son esclerosis lateral amiotrófica, botulismo, enfermedad de Lyme, difteria, síndrome de Guillain-Barre, etc. Lesiones de la médula espinal o mielopatías como polio, tumores en la médula espinal, trauma medular, abscesos o hematomas con trombosis o hemorragia, deformaciones medulares como espina bífida. Finalmente, afecciones del cerebro como derrames, lesión traumática cerebral, tumores cerebrales, o parálisis cerebral (Christopher & Dana Reeve Foundation, 2017).

1.3.1.2 Tipos de parálisis

La pérdida de la función muscular ocurre cuando el músculo no funciona o se mueve normalmente, la cual se diferencia de la parálisis, pues en esta, la pérdida de la función muscular es completa. Se suele clasificar la parálisis según estos 4 tipos: monoplejía, paraplejía, hemiplejía y cuadriplejía. (Spinal Cord)

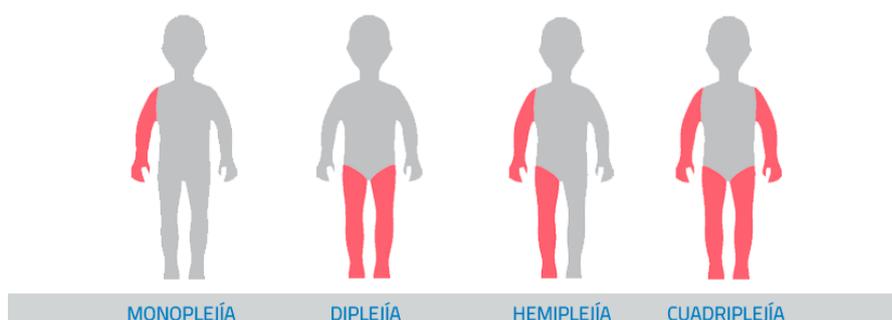


Figura 1.1 Tipos de parálisis

Fuente: (Parálisis cerebral infantil, 2017)

Monoplejia

Es la parálisis de un solo miembro de las extremidades, usualmente un brazo, y es el resultado de daño cerebral o de médula espinal, involucrados en el manejo de las funciones motoras del miembro (Ransansky). A pesar de que la principal causa es la parálisis cerebral, también existen otras causas como tumores cerebrales, apoplejía, trauma o inflamación del nervio, esclerosis múltiple, síndrome de Brown Sequard, etc. Los síntomas de esta condición incluyen debilidad y flacidez en el miembro, pérdida de la sensación, dolor en áreas cercanas al miembro afectado debido a la rigidez muscular y a la pérdida de la función motora, atrofia en los dedos de la extremidad y dificultad para moverla, lo cual conlleva a la parálisis total de la misma (Spinal Cord).

Paraplejia

Es la discapacidad o pérdida de la función motora, sensorial o autónoma en los segmentos torácico, lumbar o sacro de la médula espinal (Stokes, 2004). La debilidad en ambas piernas, sin involucrar los brazos, sugiere una anomalía en la médula espinal o en los nervios periféricos. Comúnmente, un patrón de debilidad distal y pérdida motora, atrofia muscular, y ausencia de reflejos tendinosos permite reconocer la existencia de neuropatías periféricas. Por otro lado, la paraplejia espinal causa espasticidad, reflejos tendinosos exagerados y pérdida sensorial a nivel de dermatomas. Alteraciones en el cono medular y el síndrome de cauda equina, especialmente malformaciones congénitas pueden producir que la localización de la médula espinal o los nervios periféricos sea difícil, de ser este el caso, una electromiografía o un estudio de conducción nerviosa son útiles para hacer la distinción (Matsumura, Fujimori, Sato, & Matsumura, 2016).

Hemiplejia

La hemiplejia en niños es un tipo de parálisis cerebral resultado del daño en uno de los hemisferios del cerebro, el mismo que puede desarrollarse antes, durante o después del nacimiento. El término aplica a la parálisis en una de las mitades verticales del cuerpo. En los infantes, la pérdida de la función motora ocurre en el lado opuesto al lado del hemisferio donde ocurrió el daño, es decir,

que si el daño se produjo en el hemisferio derecho, la parálisis será evidenciada en el lado izquierdo del cuerpo (CHASA, 2017).

Cerca del 80 % de los casos de hemiplejia en niños son congénitos, el restante 20 % es adquirido. Las causas de hemiplejia congénita no han sido esclarecidas, sin embargo los expertos indican que existe mayor riesgo en niños prematuros, embarazos múltiples y aunque no se ha comprobado, en partos riesgosos. Los casos de hemiplejia adquirida son mayormente resultado de daño cerebral y el caso más común es derrame cerebral (Barnes & Yude, 2017).

Cuadriplejia

También denominada tetraplejia, es la condición que presenta un paciente cuando este tiene discapacidad o pérdida motora, función sensorial o autonómica en segmentos cervicales de la médula espinal. Las extremidades superiores se ven afectadas, así como el tronco, las piernas y los órganos pélvicos. En lesiones cervicales altas, la función respiratoria es afectada también. El término no incluye el plexo braquial o lesión en los nervios periféricos (Stokes, 2004).

1.3.1.3 Efectos secundarios

La parálisis no solo afecta la función motora y sensorial del individuo que la padece, también conlleva una serie de efectos indirectos sobre otros sistemas del cuerpo humano, que eventualmente terminan por deteriorar aún más la calidad de vida del paciente (Christopher & Dana Reeve Foundation, 2017).

La pérdida de control sobre el intestino y la vejiga, es un efecto observado en pacientes con daño medular, pues en la base de la médula se encuentran los nervios que controlan las funciones del intestino y vejiga, el uso de catéteres es común cuando se presentan estas complicaciones.

La aparición de dolor también se manifiesta cuando hay lesión en la médula, el mismo, no cede ante el uso de medicamentos comunes, y requiere de tratamientos medicinales más severos que a su vez acarrearán otros efectos.

Debido a lesiones de médula espinal en la parte superior, pueden aparecer dificultades para respirar, pues el diafragma se debilita y es este músculo el que ayuda a controlar la respiración, resultando en la necesidad de usar un ventilador para ayudar con la respiración.

Los músculos también son afectados cuando una persona sufre de parálisis, generalmente cuando la causa es una afección de la médula espinal, pues esta emite señales eléctricas confusas que hacen que los músculos se contraigan y acalambren, esto resulta en la rigidez y entumecimiento de los músculos comprometidos, lo cual causa dolor.

Finalmente, pueden aparecer enfermedades a los huesos y articulaciones debido a la falta de movilidad, llevando al paciente a desarrollar osteoporosis, osteogénesis, etc. (Office of the Surgeon General, 2004).

1.3.1.4 Rehabilitación

La rehabilitación física sigue siendo un pilar fundamental para quienes padecen de cualquier tipo de parálisis, pues constituye la principal forma para recuperar parte de la función motora y con ello, independencia. Sin embargo, los crecientes costos de seguro médico, medicinas y tratamientos, son un impedimento para que las personas puedan acceder a clínicas de rehabilitación adecuadas a sus necesidades (Godwin, Wasserman, & Ostwald, 2011).

Recientemente, el uso de robots asistidos que soportan el peso corporal sobre caminadoras ha mostrado mejoría en los pacientes, casi tanto como la observada con rehabilitación física convencional (Mehrholtz, Pohl, & Elsner, 2014). De igual forma, el entrenamiento locomotor asistido, que consiste en recordarle al cuerpo cómo caminar, ha demostrado ser una buena alternativa con resultados positivos en los pacientes con lesiones cerebrales, de médula espinal, u otras afectaciones neurológicas (Hubli & Dietz, 2013).

No obstante, aquellos dispositivos robóticos son de difícil acceso y están limitados a uso clínico e investigativo debido al tamaño y costo que representan, además aún no cuentan con la tecnología necesaria para realizar actividades complementarias como subir o bajar escalones. Por eso, el desarrollo de dispositivos robóticos portátiles para las extremidades inferiores con fines terapéuticos ha crecido, derivando en la creación de exoesqueletos motorizados.

1.3.2 Biomecánica y antropometría del niño

La biomecánica es la ciencia que estudia la estructura y función de sistemas biológicos usando métodos empleados en el estudio de la mecánica (Hatze, 1974). Por otro lado, la antropometría es la medición sistemática de las propiedades físicas del cuerpo humano, principalmente de descriptores de tamaño del cuerpo y forma (Ariful, Asadujjaman, Nuruzzaman, & Mosharraf).

1.3.2.1 Posición anatómica

El análisis de la anatomía humana para entender su movimiento se basa en la observación de tres sistemas: los huesos, que son los elementos del esqueleto; unidos por las articulaciones; y que a su vez son movidos por los músculos.

Dado que resulta complejo definir los movimientos, se han adoptado varios acuerdos, entre ellos: que el estudio se reduce a los componentes de cada articulación, son tres los planos desde donde se observan los movimientos, y que estos se describen a partir de una posición referencial llamada posición anatómica. Esta consiste en mantener el cuerpo derecho, pies juntos y paralelos, brazos estirados con las palmas de las manos hacia adelante (Calais-Germain).

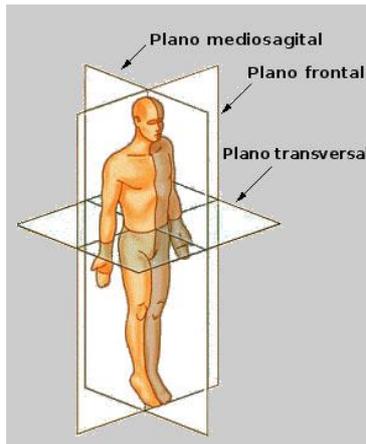


Figura 1.2 Planos anatómicos

Fuente: (Sabelotodo.org, 2017)

A partir de la posición anatómica, como se muestra en la Figura 1.2, se definen 3 planos: el plano frontal o coronal, que divide al cuerpo en la mitades posterior y anterior; el plano sagital o mediano, que divide al cuerpo en mitades izquierda y derecha; y el plano transversal u horizontal, que divide al cuerpo en mitades superior e inferior.

1.3.2.2 Movimientos

La Figura 1.3 muestra los movimientos articulares de las piernas respecto a los planos anatómicos definidos en base a la posición anatómica.

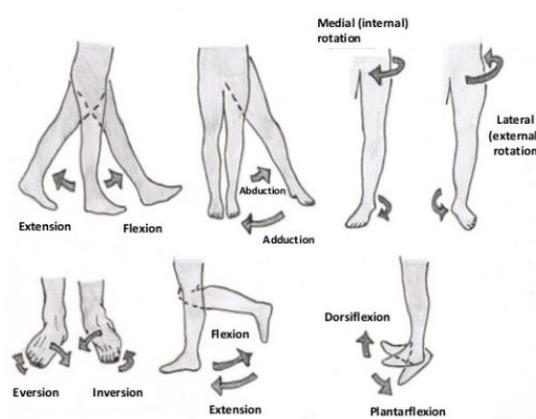


Figura 1.3 Tipos de movimientos de las extremidades inferiores

Fuente: (Razii, 2012)

Los movimientos de un segmento del cuerpo se producen casi siempre en dos o tres planos simultáneamente, generando un patrón de movimiento complejo. No

obstante, es preferible analizar separadamente los movimientos en cada uno de los tres planos definidos. Así, los movimientos respecto al plano frontal reciben el nombre de flexión y extensión, los movimientos en torno al plano sagital se llaman abducción y aducción; mientras los que se dan alrededor de un eje vertical en el plano transversal se llaman rotación medial y lateral.

El alejamiento de la parte superior del pie, o dorso, de la superficie anterior de la pierna; y el acercamiento del dorso hacia la parte frontal de la pierna, se llaman flexión plantar y flexión dorsal, respectivamente.

La supinación del pie consiste en mover el antepié hasta quedar la planta expuesta medialmente, la misma que siempre está acompañada de aducción; la pronación es el movimiento del antepié que gira lateralmente la planta y que siempre se acompaña de abducción.

Finalmente, los movimientos de todo el pie para exponer medial y lateralmente la planta, se denominan inversión y eversión, respectivamente. Siendo el primero un movimiento de supinación y aducción del antepié. Ambos términos son usados para describir movimientos compuestos del pie (Palastanga, Field, & Soames, 2000).

1.3.2.3 Articulaciones, rangos de movimiento y grados de libertad

Las articulaciones son las conexiones donde se juntan los huesos y sobre las cuales se realiza el movimiento; las extremidades inferiores constan de 3 articulaciones principales: cadera, rodilla y tobillo. El movimiento de estas resulta complejo, sin embargo, se ha podido determinar los grados de libertad e cada una para simplificar un poco su estudio, estos valores se muestran la Tabla 1.2. De igual manera, los rangos de movimiento de cada una de las articulaciones se establecen en la Tabla 1.1, estos valores son los promedios para una persona con sus facultades físicas normales, sin embargo se muestra también en el apéndice A los rangos de movimientos para personas con distintos porcentajes de limitación de movimiento.

Tabla 1.1 Rangos de movimiento de las articulaciones de las piernas

Articulación	Movimiento	Rango [°]
Cadera	Flexión	0-120
	Extensión	0-30
	Abducción	0-30
	Aducción	0-45
	Rotación lateral	0-45
	Rotación medial	0-45
Rodilla	Flexión	0-150
Tobillo	Flexión dorsal	0-20
	Flexión plantar	0-50
	Inversión	0-35
	Eversión	0-15

Fuente: (American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2017)

Tabla 1.2 Grados de libertad de las articulaciones de las extremidades inferiores

Articulación	Grados de libertad
Cadera	3
Rodilla	1
Tobillo	2

Fuente: (American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2017)

1.3.3 Exoesqueletos

Un exoesqueleto es un dispositivo robótico usado para mejorar el desempeño de los movimientos de una persona en la ejecución de sus actividades diarias (Del Manso, y otros, 2014). De acuerdo a la Administración de alimentos y medicamentos de los Estados Unidos (FDA, por sus siglas en inglés), un exoesqueleto motorizado para las extremidades inferiores es un dispositivo de prescripción que está compuesto de una ortesis motorizada externa, que se coloca sobre las extremidades paralizadas o debilitadas de una persona con fines médicos (Office of the Federal Register; US Government Publishing Office, 2017).

Durante los últimos años, sobre todo la última década, los exoesqueletos han surgido como una alternativa para la ayuda de personas con desórdenes musculoesqueléticos. Un detalle importante que se debe tomar en cuenta es que

los exoesqueletos deben ser mecánicamente compatibles con la fisiología de los pacientes, pues estos están completamente integrados con los usuarios (Pons, 2008).

1.3.3.1 Exoesqueletos comerciales

En el mercado actual es posible encontrar varios modelos comerciales bastante usados, cuyas aplicaciones van desde asistir al usuario para reducir el esfuerzo al levantar objetos pesados, hasta ponerlo en pie y hacerlo caminar. De igual manera, se encuentran disponibles exoesqueletos motorizados y no motorizados. Los motorizados son aquellos que utilizan actuadores en las articulaciones para suministrar el torque necesario para mover al usuario; que se diferencian de los no motorizados pues estos solo aprovechan la energía potencial acumulada debido al diseño y a los materiales de los que están hechos, y se limitan a reducir el esfuerzo y la carga que el cuerpo aguantaría normalmente.

A pesar de la gran variedad de prototipos y ofertas de exoesqueletos para las extremidades inferiores disponibles en el mercado mundial, actualmente solo 3 están aprobados por la FDA, ReWalk, Indego y Ekso. Similarmente, HAL fue aprobado para salir al mercado bajo regulaciones de la Unión Europea (UE) y de Japón; mientras que Rex, se encuentra disponible por autorización de la UE. Estos 5 exoesqueletos para las extremidades inferiores, mostrados en la Tabla 1.3, son solo una muestra de la gran variedad de alternativas que el mercado actual ofrece, y se espera que en los próximos años, el número de exoesqueletos aprobados por entes regulatorios aumente exponencialmente.

Tabla 1.3 Exoesqueletos disponibles comercialmente

Exoesqueleto	EU	UE	Japón
ReWalk	Aprobado		
Indego	Aprobado		
Ekso	Aprobado		
HAL		Aprobado	Aprobado
Rex		Aprobado	

Fuente: (He, Eguren, Luu, & Contreras-Vidal, 2017)

ReWalk

ReWalk es un exoesqueleto robótico portátil con actuadores en la cadera y la rodilla que permite a los usuarios con lesión de médula espinal pararse erguidos, caminar, girar y subir o bajar escaleras. El sistema permite caminar independiente y controladamente con un movimiento natural de las piernas. Fue el primer exoesqueleto aprobado en EU por la FDA para salir a la venta como dispositivo de uso personal o para rehabilitación.

El ReWalk personal es el exoesqueleto con más investigaciones. Cuenta con un sistema alimentado de baterías, por lo que permite hasta 2 horas de funcionamiento. El sistema de control de este dispositivo detecta pequeños cambios en el centro de gravedad del usuario, por lo que para empezar a caminar solo requiere de inclinarse levemente hacia adelante.

El sistema de rehabilitación ReWalk fue diseñado para su uso en clínicas, donde brinda la posibilidad a los pacientes de realizar ejercicios y terapias, los cuales pueden servir como preparación para usar el modelo personal. Puede ser modificado para proveer un ajuste óptimo a cada usuario. Este sistema debe ser manejado por un terapeuta capacitado, el cual puede programar un amplio rango de parámetros para cada individuo y cambiarlos a medida que se desarrolla el entrenamiento. El costo de uno de estos dispositivos alcanza los \$85000 (ReWalk Robotics, 2017).



Figura 1.4 ReWalk personal

Fuente: (ReWalk Robotics, 2017)

Indego

Indego es un exoesqueleto usado en las extremidades inferiores que permite a sus usuarios mantenerse en pie y caminar. Puede ser ajustado a personas entre 1,55 [m] y 1,91 [m] de altura, y hasta 113 [kg], lo cual permite que sea usado por un amplio rango de individuos. Actualmente es usado por personas con lesión de médula espinal tanto en actividades de la vida cotidiana, como en centros de rehabilitación. Tiene un bajo peso, pues su masa es de solo 26 [lb], permite un ajuste sencillo que no requiere asistencia, puede ser controlado remotamente usando una aplicación desde el celular, y usado junto con dispositivos de asistencia comunes como sillas de ruedas; finalmente, su batería tiene una autonomía de hasta 4 horas. El precio de este exoesqueleto es de alrededor de \$80000 (Parker Hannifin Corp, 2017).



Figura 1.5 Indego

Fuente: (Parker Hannifin Corp, 2017)

Ekso

Es similar a sus competidores inmediatos ReWalk e Indego, pues cuenta con actuadores en la cadera y la rodilla. Sin embargo, se diferencia de estos al ser el único exoesqueleto aprobado por la FDA para su uso en pacientes con parálisis por derrame. Está diseñado para ayudar al usuario a ponerse en pie, y es capaz de aprender los patrones de pasos de una persona, los cambios de peso y mitigar potenciales comportamientos compensatorios. Puede ser controlado usando una aplicación para realizar cambios en tiempo real durante

las sesiones de rehabilitación. Su precio ronda los \$130000, siendo uno de los más costosos en el mercado (Ekso Bionics, 2017).



Figura 1.6 Ekso

Fuente: (Ekso Bionics, 2017)

HAL

HAL para uso médico es un exoesqueleto aprobado por la UE y Japón con dos grados de libertad activos en la cadera y la rodilla, y un grado de libertad pasivo en el tobillo. A diferencia de sus competidores, su sistema de control funciona con sensores de electromiografía, ángulo y aceleración, y fuerza para estimar las fuerzas necesarias para mover al usuario según sus intenciones.

Se usa en pacientes con lesiones de médula espinal, derrame cerebral, afecciones cerebrovasculares, cerebrales, y del sistema neuromuscular. Es ajustable a las necesidades individuales del usuario, pudiendo ajustarse a diferentes estaturas, anchos de cadera, y tamaños de pie. El operador puede manipular los parámetros de funcionamiento fácilmente debido a la interfaz del sistema de control (Cyberdyne Inc., 2017).



Figura 1.7 HAL

Fuente: (Cyberdyne Inc., 2017)

Rex

Este exoesqueleto pesa 38 [kg], de los cuales el usuario no soporta ni un solo kilo. Está accionado por una batería integrada y recambiable que tiene una autonomía de alrededor de 2 horas para un uso continuo. Rex se controla con un joystick y un panel de mando. En otros exoesqueletos, el control se realiza a menudo mediante sensores. Una gran ventaja del manejo con joystick es que no son necesarias funciones motrices o nerviosas para mover el exoesqueleto.

Una característica que lo hace diferente de sus competidores es que bajo ciertas condiciones, se puede autobalancear. Su precio en el mercado actual es de aproximadamente \$150000 (Rex Bionics Ltd., 2017).



Figura 1.8 Rex

Fuente: (Rex Bionics Ltd., 2017)

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

2.1 Metodología de diseño

En la figura 2.1 se puede observar un esquema general de la metodología de diseño aplicada para la construcción del exoesqueleto, mismo que a pesar de presentarse en forma lineal, es iterativo en cada una de sus etapas, permitiendo la respectiva retroalimentación entre ellas, es decir, que a medida que se avanza en el diseño, los resultados posteriores permiten la revisión de las etapas previas.

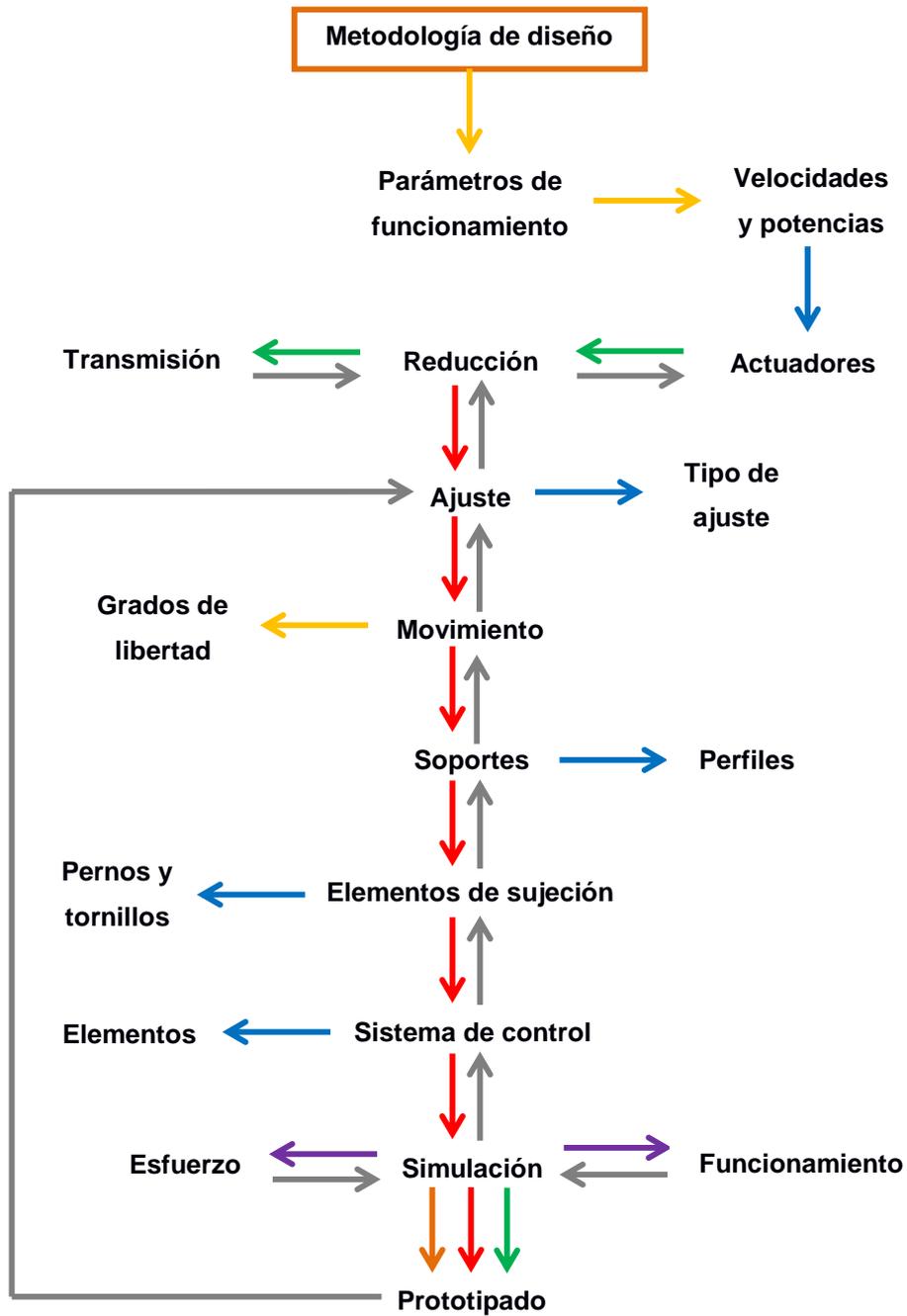
Previo al diseño del prototipo, fue necesario un estudio de la literatura relacionada a exoesqueletos, misma que incluye, el ciclo de marcha humana (Calais-Germain), los movimientos implicados en el mismo (Palastanga, Field, & Soames, 2000) y datos antropométricos del cuerpo de niños (Plahenhoef, Gaynor Evans, & Abdelnour, 1983), así como también el estudio de los diferentes sistemas o equipos implicados en el diseño, disponibles en el mercado. Estos requerimientos y diseños conceptuales fueron utilizados para la selección de la alternativa más ajustable, en base a parámetros o criterios de funcionamiento, como son: el costo, facilidad de uso, peso y tamaño, precisión, durabilidad, mantenimiento y seguridad.

Debido a la complejidad del diseño, se considera analizar las alternativas del sistema, dividiéndolo en 4 sistemas más pequeños: reducción y transmisión, dimensionamiento, movimiento y soporte, cada uno de los cuales tiene requerimientos particulares de diseño, posterior a lo cual, mediante la elaboración de matrices de puntajes ponderados para cada sistema, se pudo escoger los componentes más idóneos, cuyos resultados se integran finalmente en una sola matriz final, representado de esta manera la solución propuesta para el diseño del prototipo.

A partir de los valores seleccionados de velocidades y potencias, registrados durante el ciclo de marcha del niño, se selecciona el número y tipo de actuadores

a emplear (distribuidos a lo largo de las extremidades inferiores), así como también se evalúan diferentes sistemas de reducción y transmisión, escogiéndose el más idóneo de acuerdo a los criterios especificados, a continuación se evalúan también diferentes mecanismos para el ajuste de tamaño del prototipo, mismo que debe satisfacer y ser ajustable a las dimensiones del cuerpo humano (cadera y piernas). Siguiendo las etapas del diagrama, como tercer sistema se tiene el análisis y selección del tipo de mecanismo que permita lograr los tipos de movimientos considerandos dentro de las actividades del niño, considerando el número de grados de libertad para cada articulación del miembro. Como cuarto sistema se consideró incluir un soporte regulable del diseño, seleccionando el tipo de perfil más adecuado con los criterios ya mencionados. Adicionalmente a los mecanismos especificados, se incluye al prototipo elementos de ajuste para los diferentes eslabones de la articulación, como son pernos y tornillos.

No limitándonos al sistema mecánico, es necesario realizar un sistema de control, que permita desarrollar los movimientos que realizará el exoesqueleto. Como siguiente fase se tiene la simulación mediante un software de elementos finitos, que permite en función de la carga, realizar el análisis de esfuerzos de las piezas más vulnerables a fallar. Con base en la información obtenida en las simulaciones y de acuerdo a las especificaciones técnicas que permitieron seleccionar los mecanismos idóneos se construyó el prototipo.



- Analizar →
- Continuar →
- Desarrollar →
- Determinar →
- Diseñar →
- Retroalimentación →
- Seleccionar →

Figura 2.1 Metodología de diseño

Fuente: Elaboración propia

2.2 Normativas

La creciente investigación en dispositivos robóticos para rehabilitación es indudable, sin embargo aún no se ha establecido ninguna normativa específica en cuanto al diseño, fabricación y uso de exoesqueletos motorizados para las extremidades inferiores (He, Eguren, Luu, & Contreras-Vidal, 2017). No obstante, existen entes reguladores como la FDA que ha tomado la delantera en este campo y recomienda ciertas normas de la Organización Internacional de Normalización (ISO, por sus siglas en inglés) como la ISO 10993-1 referente a la evaluación biológica de dispositivos médicos. A continuación se muestra una lista de las normativas señaladas por la FDA para dispositivos médicos de Clase II o prótesis para las extremidades inferiores.

Tabla 2.1 Normas recomendadas por la FDA

Categoría	Norma
- Eléctrica	
Software (Ciclo de vida completo)	IEC 62304 Ed. 1.1 2015-06
EMC/EMI	AAMI/ANSI/IEC 60601-1-2:2014
Pruebas de seguridad eléctrica	IEC 60601-1:2005
	ANSI/AAMI ES60601-1:2005/(R)2012
Equipo médico eléctrico	ANSI/AAMI HA60601-1-11:2015
- Mecánica	
Pruebas de durabilidad (prótesis)	ISO 10328:2006
Pruebas de carga cíclica (prótesis)	ISO 22675:2006
Ingreso de partículas	ANSI IEC 60529:2004
- General	
Manejo de riesgo	ISO 14971:2007
Manejo de calidad	ISO 13485:2003
Etiquetado	ISO 15223-1:2012
Biocompatibilidad	ISO 10993-1:2009
Ingeniería de factores humanos	AAMI ANSI HE75:2009/(R)2013
Entrenamiento	AAMI TIR49:2013
Aplicación de usabilidad	AAMI ANSI IEC 62366-11:2015
Baterías de litio	UL 1642 5th ed.

Fuente: (He, Eguren, Luu, & Contreras-Vidal, 2017)

2.3 Criterios de diseño

Los criterios seleccionados son indispensables para un funcionamiento adecuado, considerando los factores que pueden influenciar tanto en la potencia, durabilidad, costo del equipo y facilidad de operación para el usuario. Estos, se alinean también a cumplir con las necesidades que tienen los usuarios, pues finalmente, son ellos los que usarán el producto. Además, van en concordancia con las normas recomendadas por la FDA mostradas en la Tabla 2.1.

2.3.1 Costo competitivo

Los equipos similares disponibles en el mercado pueden llegar a costar entre \$80000 y \$150000. Por ese motivo, el diseño del exoesqueleto debe resultar en la construcción de un equipo cuyo costo pueda ser manejado por fundaciones u organizaciones donde se realice rehabilitación, de modo que el realizar las terapias mencionadas anteriormente sea asequible para los usuarios.

2.3.2 Facilidad de uso

La puesta en marcha del equipo debe ser de manera sencilla, de modo que sea algo casi intuitivo para utilizar. Así mismo, se requiere que la persona encargada de manejar el exoesqueleto no tenga vastos conocimientos de mecánica o electrónica, y que con capacitaciones cortas pueda manipular, dar mantenimiento básico, y actuar en casos de emergencia hasta que una persona especializada pueda asistir al encargado.

2.3.3 Peso

El peso del equipo tiene que ser minimizado para que los actuadores, y sistemas de reducción y transmisión requieran menor potencia, lo cual se traduce en un menor costo. Al ser niños con deficiencia muscular quienes usarán el equipo, se debe garantizar que serán capaces de manejar el peso del exoesqueleto y sentirse cómodos al momento de hacerlo.

2.3.4 Tamaño

Debido a que va a ser utilizado por niños en un rango de edades de entre 7 - 12 años, el sistema debe ser capaz de adaptarse a las diferentes antropometrías de los niños; garantizando un buen ajuste tanto en las piernas, como en la cadera.

Este criterio es uno de los más significativos, pues se busca que la mayor cantidad de usuarios puedan tener la posibilidad de acceder al exoesqueleto para ayudar en su rehabilitación.

2.3.5 Mantenimiento

El mantenimiento del equipo debe ser reducido, de tal forma que la lubricación de los sistemas de reducción y transmisión sea la única operación de mantenimiento que el encargado de manejar el exoesqueleto realice. La limpieza exterior del equipo también debe ser sencilla y sin comprometer los sistemas de movimiento. Finalmente, cuando se requiera un mantenimiento correctivo, este deberá ser hecho exclusivamente por el fabricante.

2.3.6 Seguridad

La seguridad del usuario y del encargado de manejar el equipo es primordial, por ello, el sistema debe prescindir de ajustes por fuerza manuales, no exponer las partes móviles del sistema, y tener respaldos mecánicos que limiten el movimiento. El fin es evitar que un mal ajuste o alguna parte móvil comprometan la integridad del usuario, y que en caso de que los elementos de seguridad implementados por el sistema de control fallen, haya un respaldo mecánico inmediato que evite cualquier percance.

2.4 Alternativas de solución

Cuando se trata de diseños complejos, una forma de poder llegar a una solución es dividir todo el sistema en sistemas más pequeños y analizarlos individualmente, para en lo posterior integrar todas las soluciones. En el caso del exoesqueleto, fue necesario identificar los principales sistemas que lo componen. Así, se reconocieron 4 sistemas primarios: reducción y transmisión, ajuste de tamaño, movimiento y soporte regulable.



Figura 2.2 Sistemas primarios del exoesqueleto

Fuente: Elaboración propia

Una vez identificados los sistemas que componen el exoesqueleto, se analizaron las posibles alternativas que se podían utilizar para cumplir con los requerimientos de diseño, es así que se elaboró la carta morfológica mostrada en la Figura 2.3, donde se propusieron varias soluciones para elegir la más adecuada a cada sistema tomando en cuenta los parámetros descritos anteriormente.

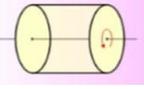
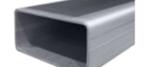
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4
Reducción y transmisión				
Ajuste de tamaño				
Movimiento				
Soporte regulable				

Figura 2.3 Carta morfológica

Fuente: Elaboración propia

2.4.1 Reducción y transmisión

Este sistema es uno de los más importantes, pues como se verá más adelante, los actuadores no se pueden utilizar directamente sin antes haber usado un sistema reductor cuya velocidad de salida sea segura para operar y que el torque obtenido sea el suficiente como para realizar los movimientos necesarios para la realización de la rehabilitación del niño.

Engranajes

El sistema de transmisión y reducción por engranajes se basa en la relación de radios y dientes, permite obtener valores medios de reducción de velocidad y manejar grandes torques; sin embargo, resultan poco convenientes para aplicaciones electrónicas de precisión pues su tamaño es considerable, cuando lo que se busca es minimizar el uso de espacios. El peso también resulta un inconveniente, pues va de la mano con el tamaño. El costo de fabricación es una ventaja, pues se elaboran mediante una operación de maquinado, además, que están estandarizados. Otra ventaja que brinda este tipo de sistemas es el mantenimiento, pues no requiere de mayor cuidado, más que trabajar bajo los parámetros recomendados y usar algún tipo de lubricante para reducir la fricción por contacto entre los dientes.

Bandas y poleas

En este tipo de sistemas de transmisión las bandas se encuentran en medidas estándares por lo cual los diseños deben ser basados en aquellas medidas. La transmisión se da netamente por la fricción de modo que si en el sistema existe un esfuerzo que supera a esta fuerza, el sistema no sufrirá daños y la banda sobre las poleas tan solo deslizará, lo cual resulta una ventaja en cuanto a seguridad. Sin embargo una limitante para el uso de este sistema es el tamaño, pues la reducción se basa en la relación de diámetros, por lo que suelen ser sistemas muy grandes. Una ventaja que sobresale es su bajo costo, pues las bandas son económicas y no resultan complicadas de cambiar para realizar su mantenimiento.

Correas sincrónicas

Las correas sincrónicas presentan un concepto parecido al de bandas, transmiten su potencia ya no por fricción sino por el contacto entre los surcos de la polea del motor y las ranuras de la banda. Con la diferencia que este tipo de correas se utilizan con motores de paso, con el fin de obtener alta precisión. Su alto costo, peso y tamaño, resultan una desventaja, sin embargo son más duraderas y no su mantenimiento es sencillo.

Sistemas de reducción por generador de deformación de onda (harmonic drive)

Los sistemas de reducción de este tipo se pueden relacionar con un sistema planetario el cual realiza grandes reducciones de velocidad para obtener un aumento de potencia considerable. El sistema consta de un generador de onda, un cilindro flexible con un dentado externo, y una rueda rígida con dientes internos. Su relación de conversión está dada por la siguiente ecuación:

$$R = \frac{\text{dientes cilindro flexible} - \text{dientes rueda}}{\text{dientes cilindro flexible}}, \text{ (Ecuación 1)}$$

Su tamaño compacto y por ende bajo peso, resultan una gran ventaja en comparación con los demás sistemas de reducción y transmisión, porque puede manejarse grandes radios de reducción con gran precisión. Su mantenimiento también se presenta como otro punto a favor, porque requiere de lubricación cada cierto tiempo y su vida útil es de miles de horas. El alto costo que estos sistemas tienen, limitan su uso a aplicaciones muy particulares.

2.4.2 Ajuste de tamaño

Uno de los requerimientos del diseño es que el exoesqueleto pueda ser usado por niños dentro de un rango de edades considerable, por ende, las dimensiones del mismo deben ser variables y ajustables a la fisiología de cada niño. En este sistema se identifican dos variables, la primera es la longitud de las piernas y la segunda, el ancho de las caderas; por ello, se deberá elegir el mejor sistema de dimensionamiento para cada variable.

Tornillo

Brinda una alta precisión para regular la altura del sistema, es altamente seguro, su desventaja es que es un proceso manual por lo cual variar la altura se vuelve un tedioso y lento. Poseen un costo mayor comparado con otro tipo de sistemas de regulación. Sin embargo brinda una alta seguridad al usuario.

Telescópicos de ajuste cónico

El sistema consta de dos tubos concéntricos con un extremo cónico con hilo. Se basa en sujeción por presión haciendo que un elemento al ser girado sobre la punta cónica se expanda, empujando contra los alrededores y produciendo así su fijación. La fuerza de ajuste depende de la fuerza manual empleada, por lo que resulta un sistema no tan seguro para la aplicación que se le va a dar. Los sistemas telescópicos son muy fáciles de usar y permiten un cambio de posición rápido, además poseen un bajo costo.

Telescópicos con pasadores

Los mecanismos de este tipo son de los más comunes donde dos tubos concéntricos coinciden en un agujero al cual se le pone un pasador para evitar que deslice, manteniéndolo así fijo. Son mecanismos poco seguros, porque si no está bien diseñado el pasador, este puede fallar y comprometer la integridad del usuario. A pesar de ello, su bajo costo y simplicidad de manejo, son una gran ventaja.

Telescópicos con ajuste en ranuras

Su funcionamiento es similar al de los anteriores al ser un sistema telescópico, es decir, usa tubos concéntricos, los cuales poseen cortes de cierto espesor y cada cierta distancia haciendo en ellos ranuras circulares, las cuales son sujetas por un seguro que evita que el tubo deslice verticalmente, esta idea es muy parecida a los pasadores. Debido a la alta seguridad que brindan, resultan una alternativa importante.

2.4.3 Movimiento

La biomecánica del movimiento resulta compleja de estudiar y más aún, de imitar, pues las articulaciones no funcionan como puntos o ejes fijos de rotación. Así, el movimiento natural de la rodilla y de la cadera no se da alrededor de un punto fijo, sino en un área con puntos instantáneos de rotación que cambian constantemente según el tipo de movimiento y la posición de las extremidades. Sin embargo, es posible suavizar el movimiento usando por ejemplo, un mecanismo de 4 barras para la rodilla o para el tobillo. Otro factor que complica el análisis del movimiento es la cantidad de grados de libertad, pues cuanto más

grados de libertad se deseen tener, más complejo resultará el sistema que se deberá usar.

Pivotante

El movimiento pivotante se basa en la rotación alrededor de un eje fijo. En la aplicación del concepto al tema de desarrollo de movimientos articulares de rodilla, resulta ser un movimiento poco natural. Sin embargo resulta una ventaja el hecho de que es más fácil de adecuar al sistema, reduciendo la complejidad del diseño.

Cuatro barras

Los mecanismos de cuatro barras simulan diferentes movimientos dependiendo de la longitud de sus eslabones, esto es conocido como la condición de Grashof, la cual establece que $S+L \leq P+Q$, donde:

S = longitud del eslabón más corto,

L = longitud del eslabón más largo,

P = longitud de un eslabón restante,

Q = longitud de otro eslabón restante.

A pesar de la complejidad para acoplarse que este tipo de movimiento presenta, brinda la posibilidad de obtener mayor naturalidad y confort al usuario. Por ello, el uso de este mecanismo se justifica, a pesar del mayor costo.

2.4.4 Soporte regulable

Una parte que acompaña al sistema de dimensionamiento es el tipo perfil del soporte del diseño; para la selección del mismo, se debe considerar la facilidad de fabricar u obtener en el mercado, la facilidad de operar por el usuario, y la resistencia para tolerar los esfuerzos a los que estará sometido.

Perfiles circulares simples

Cuando se habla de sistemas telescópicos, los perfiles circulares son los primeros que se vienen en mente. Pero no son los únicos existentes aunque sí los más fáciles de obtener, dentro de sus propiedades mecánicas se sabe un

tubo con mayor diámetro y con la misma cantidad de material que uno sólido soporta de mejor manera los efectos de torsión. En efectos de flexión un mayor diámetro le proporcionará una mayor resistencia a la deformación.

Perfiles circulares dobles

Dentro de las opciones de diseño se considera usar de soporte no solo un sistema de tubo concéntricos sino dos, para mayor seguridad y mayor rigidez del sistema.

Perfiles cuadrados, rectangulares simples

Normalmente en las construcciones de estructuras metálicas, se utilizan perfiles I o perfiles cuadrados dada su mayor resistencia a la flexión. Los perfiles cuadrados o rectangulares son muy utilizados pero no siempre vienen en todas las medidas deseadas como para ser utilizadas de formas telescópicas. Sí existe este tipo de perfiles para un sistema telescópico, pero es más complicado conseguir y por ende, más caros.

Perfiles cuadrados, rectangulares dobles

Los perfiles rectangulares dobles poseen las mismas características que uno simple con la diferencia que brindan una seguridad mayor si son implementados en el sistema de soporte. Los soportes dobles ya sean circulares o rectangulares brindan mayor rigidez al diseño.

2.5 Selección de las mejores alternativas de solución

Para poder escoger efectivamente los componentes que se usaron en el diseño del exoesqueleto se empleó el método de matriz de puntajes ponderados. Este consiste en establecer criterios cuantitativos en una matriz para evaluar cada una de las alternativas de solución propuestas en base a una escala de puntuación definida en la Tabla 2.2. Como complemento, se determinó la importancia de cada criterio en base a los requerimientos de diseño en una matriz de ponderación de criterios. Una vez obtenidas ambas matrices, se procedió a integrarlas en una sola matriz, multiplicando la puntuación del criterio por la ponderación del mismo

en forma cuantitativa y sumando los valores obtenidos de todos los criterios; para finalmente seleccionar la alternativa cuyo puntaje final fuera el más alto.

Tabla 2.2 Puntuaciones

Ponderación	Muy malo	Malo	Regular	Bueno	Muy bueno
	1	2	3	4	5

Fuente: Elaboración propia

2.5.1 Reducción y transmisión

Tabla 2.3 Matriz de criterios ponderados de reducción y transmisión

Transmisión						
Criterios de selección	Tamaño	Peso	Costo	Mantenimiento	Total	Ponderación del criterio
Tamaño	1	0,8	2	1	4,8	0,28
Peso	1,25	1	2	0,8	5,05	0,29
Costo	0,5	0,5	1	0,65	2,65	0,15
Mantenimiento	1	1,25	1,54	1	4,79	0,28
Total					17,29	1

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.4 Matriz de criterios puntuados de reducción y transmisión

Tipos de transmisión	Tamaño	Peso	Costo	Mantenimiento	Totales
Piñones	3	2	4	3	12
Bandas	2	3	5	3	13
Harmonic drive	5	5	2	5	17

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.5 Matriz de puntajes ponderados de reducción y transmisión

Criterios de selección	Ponderación	Piñones		Bandas		Harmonic drive	
		Puntaje	Puntaje ponderado	Puntaje	Puntaje ponderado	Puntaje	Puntaje ponderado
Tamaño	28	3	84	2	56	5	140
Peso	29	2	58	3	87	5	145
Costo	15	4	60	5	75	2	30
Mantenimiento	28	3	84	3	84	5	140
Puntaje total		286		302		455	
Orden		3		2		1	

Fuente: Elaboración propia

2.5.2 Ajuste de tamaño

Tabla 2.6 Matriz de criterios ponderados de ajuste de tamaño

Ajuste de tamaño							
Criterios de selección	Facilidad	Precisión	Forma	Durabilidad	Costo	Total	Ponderación
Facilidad	1,00	1,50	1,20	0,80	1,00	5,50	0,21
Precisión	0,67	1,00	1,40	0,75	1,10	4,92	0,19
Seguridad	0,83	0,71	1,00	1,10	0,70	4,35	0,17
Durabilidad	1,25	1,33	0,91	1,00	1,00	5,49	0,21
Costo	1,00	0,91	1,43	1,00	1,00	5,34	0,21
Total						25,59	1,00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.7 Matriz de criterios puntuados de ajuste de tamaño

Tipos de dimensionamiento	Facilidad	Precisión	Seguridad	Durabilidad	Costo	Total
Barras ranuradas	5	5	5	5	3	23
Tornillo	4	5	4	4	4	21
Tubos telescópicos con ajuste cónico	5	5	5	2	4	21
Tubos telescópicos con pasadores	5	4	2	3	5	19

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.8 Matriz de puntajes ponderados de ajuste de tamaño

Criterios de selección	Ponderación	Barras ranuradas	Tornillo	Tubos telescópicos con ajuste cónico	Tubos telescópicos con pasadores
		Puntaje ponderado	Puntaje ponderado	Puntaje ponderado	Puntaje ponderado
Facilidad	21	107	86	107	107
Precisión	19	96	96	96	77
Seguridad	17	85	68	85	34
Durabilidad	21	107	86	43	64
Costo	21	63	83	83	104
Puntaje total		458	419	415	387
Orden		1	2	3	4

Fuente: Elaboración propia

2.5.3 Movimiento

Tabla 2.9 Matriz de criterios ponderados de movimiento

Movimiento							
Criterios de selección	Facilidad	Precisión	Seguridad	Durabilidad	Costo	Total	Ponderación
Facilidad	1,00	2,00	1,50	1,00	2,00	7,50	0,28
Precisión	0,50	1,00	1,50	1,00	1,50	5,50	0,20
Seguridad	0,67	0,67	1,00	1,00	0,5	3,83	0,14
Durabilidad	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	5,00	0,19
Costo	0,50	0,67	2,00	1,00	1,00	5,17	0,19
Total						27,00	1,00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.10 Matriz de criterios puntuados de movimiento

Tipos de movimiento	Facilidad	Precisión	Seguridad	Durabilidad	Costo	Total
1 GDL	5	4	5	4	5	23
2 o más GDL	3	5	4	4	3	19

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.11 Matriz de puntajes ponderados de movimiento

Criterios de selección	Ponderación	1 GDL		2 o más GDL	
		Puntaje	Puntaje ponderado	Puntaje	Puntaje ponderado
Facilidad	28	5	139	3	83
Precisión	20	4	81	5	102
Forma	14	5	71	4	57
Durabilidad	19	4	74	4	74
Costo	19	5	96	3	57
Puntaje total		461		373	
Orden		1		2	

Fuente: Elaboración propia

2.5.4 Soporte regulable

Tabla 2.12 Matriz de criterios ponderados de soporte regulable

Soporte							
Tipos de soporte	Resistencia	Seguridad	Forma	Durabilidad	Costo	Total	Ponderación del criterio
Resistencia	1,00	1,50	1,30	0,90	1,00	5,70	0,22
Seguridad	0,67	1,00	1,30	0,80	1,20	4,97	0,19
Forma	0,77	0,77	1,00	1,15	0,75	4,44	0,17
Durabilidad	1,11	1,25	0,87	1,00	1,00	5,23	0,21
Costo	1	0,83	1,33	1,00	1,00	5,17	0,20
Total						25,50	1,00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.13 Matriz de criterios puntuados de soporte regulable

Tipos de soporte	Facilidad	Precisión	Forma	Durabilidad	Costo	Total
Rectangulares	5	5	4	3	4	21
Circulares	5	5	5	3	4	22

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2.14 Matriz de puntajes ponderados de soporte regulable

Criterios de selección	Ponderación	Rectangulares		Circulares	
		Puntaje	Puntaje ponderado	Puntaje	Puntaje ponderado
Facilidad	22	5	110	5	110
Seguridad	19	5	95	5	95
Forma	17	4	68	5	85
Durabilidad	21	3	63	3	63
Costo	20	4	80	4	80
Puntaje total		416		433	
Orden		2		1	

Fuente: Elaboración propia

Después de realizar el análisis respectivo de cada alternativa para los diferentes sistemas usando las matrices, se obtuvieron las soluciones ganadoras. Para el sistema de reducción y transmisión, se eligió usar harmonic drives, los cuales son ideales para aplicaciones de robótica pues los radios de reducción son sumamente altos comparados con los sistemas de reducción y transmisión usados comúnmente. Además tienen la ventaja de ser compactos, una característica que ninguna de las otras alternativas posee.

El ajuste de tamaño del exoesqueleto se realizará usando barras ranuradas, las cuales brindan la seguridad necesaria que el exoesqueleto debe tener, en especial al tratarse de un equipo que será usado por niños. Se debe tomar en cuenta también que para el dimensionamiento del ancho de la cadera, es preferible considerar el uso de un sistema que use tornillo sinfín, pues a diferencia de las piernas, esa parte del exoesqueleto no es vulnerable a fallar, pues no soportará cargas significativas.

El movimiento de las articulaciones se dará con 1 grado de libertad, esto conviene debido a que así se minimiza la complejidad del exoesqueleto, además se puede usar un tipo de compensación con resortes, para suavizar el movimiento de la cadera y rodilla. Finalmente, se usarán dos tipos de soportes regulables, ambos con perfiles circulares, para la parte superior del exoesqueleto se usarán dos perfiles, pues es la parte que más carga soportará, mientras que para la parte inferior se usará solo un perfil, ya que la carga de flexión que soportará será menor.

2.6 Selección de materiales

Los requerimientos de diseño establecen que el exoesqueleto debe ser ligero, pues será usado por niños con deficiencia muscular debido a su condición de parálisis. Por ese motivo se usará aluminio para la elaboración de la mayoría de las piezas del exoesqueleto, pues además de poseer una baja densidad, comparado con otros metales, es fácilmente maquinable, tiene un costo bajo, y está disponible inmediatamente en caso de ser necesitado; finalmente, su buen aspecto al ser pulido permite que el producto final tenga un buen acabado. Se

usará también acero en piezas que requieran soportar mayores esfuerzos, y bronce fosfórico en piezas que estén expuestas a gran desgaste. El plástico PLA también será usado, en piezas no expuestas a cargas, pues permite ser impreso en cualquier geometría y su costo es bajo.

2.7 Elementos de sujeción

Los elementos de sujeción que mantienen unidos los mecanismos del sistema son una parte esencial en el diseño, pues deben ser lo suficientemente resistentes para soportar las cargas aplicadas. El catálogo del sistema reductor recomienda el tamaño de perno a utilizarse para la instalación del sistema, como se muestra en la tabla 2.15. Para los sistemas usados en el diseño propuesto, se usó pernos M3, siguiendo la recomendación del fabricante.

Tabla 2.15 Tamaño de pernos de acuerdo al diámetro

Installation with bolts		Table 077-1						
Size		14	17	20	25	32	40	50
Number of bolts		6	8	12	12	12	12	12
Size		M3	M3	M3	M3	M4	M5	M6
Pitch Circle Diameter	mm	44	54	62	75	100	120	150
Clamp torque	Nm	2.0	2.0	2.0	2.0	4.5	9.0	15.3
Torque transmission	Nm	55	90	155	188	422	810	1434

Fuente: (Harmonic drive, 2017)

En el caso de los motores, los pernos que se debe usar para su instalación también son dados por el fabricante, y se muestran en el apéndice B, en este caso, se debe usar pernos M3 y M5 para los motores pequeños y grandes, respectivamente.

2.8 Especificaciones técnicas

2.8.1 Actuadores

El exoesqueleto se diseñó para tener actuadores en las articulaciones de las extremidades inferiores: tobillo, rodilla y cadera, por lo tanto se usaron 6 actuadores, 3 en cada pierna. El uso de actuadores eléctricos es cada vez más frecuente debido a las ventajas que estos presentan sobre sus competidores, hidráulicos y neumáticos. Entre ellas su mayor eficiencia, y tiempo de vida útil,

menor mantenibilidad y ruido, y quizá la más importante, que permiten ser controlados electrónicamente (Wellington Drive Technologies Ltd, 2017).

Los motores usados para esta aplicación en particular, fueron de la serie EC (conmutado electrónicamente) de Maxon, los mismos que presentan características excelentes de torque, alta potencia, y un amplio rango de velocidades. La sobresaliente controlabilidad de estos motores permite una alta precisión cuando se trata de tareas de posicionamiento (Maxon Motor, 2017).

Motores para articulación de rodilla y tobillo

Las principales características de los 4 motores pequeños, colocados en las rodillas y tobillos, se presentan a continuación:



Figura 2.4 Motor Maxon pequeño

Fuente: (Maxon Motor, 2017)

Tabla 2.16 Especificaciones técnicas del Motor Maxon para articulación de rodilla y tobillo

Número de serie	397172
Diámetro	42,8 [mm]
Voltaje nominal	24 [V]
Velocidad nominal	4860 [rpm]
Torque nominal	128 [mNm]
Corriente nominal	3,21 [A]
Torque de arranque	1460 [mNm]
Eficiencia	85 [%]
Masa	140 [g]

Fuente: (Maxon Motor, 2017)
Elaboración propia

Motores para articulación de cadera

Los otros dos actuadores, colocados en las caderas, tienen las siguientes características:

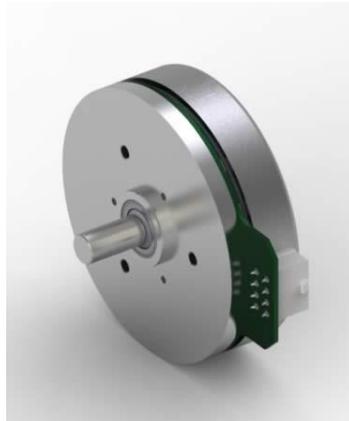


Figura 2.5 Motor Maxon grande

Fuente: (Maxon Motor, 2017)

Tabla 2.17 Especificaciones técnicas del Motor Maxon para articulación de cadera

Número de serie	323772
Diámetro	90 [mm]
Voltaje nominal	24 [V]
Velocidad nominal	2590 [rpm]
Torque nominal	444 [mNm]
Corriente nominal	6,06 [A]
Torque de arranque	4940 [mNm]
Eficiencia	83 [%]
Masa	600 [g]

Fuente: (Maxon Motor, 2017)

Elaboración propia

2.8.2 Sistemas de reducción y transmisión

El sistema harmonic drive mostrado en la Figura 2.6 comprende 3 piezas principales que se encargan de generar el movimiento ondulatorio y transmitirlo; sus componentes son: *flexspline*, *circular spline* y *wave generator*.

El *flexspline* es un cilindro flexible con dientes externos con un diámetro levemente menor al *circular spline*. Dentro de este, se coloca el *wave generator*, que es un rodamiento elíptico conectado al eje del motor, mismo que al girar genera un movimiento ondulatorio debido a la forma que este tiene.

El *circular spline* es un cuerpo rígido con forma de anillo el cual posee dientes internos donde se enganchan los dientes del *flexspline*; este se encarga de transmitir el movimiento con la velocidad reducida según el radio que se escogió.



Figura 2.6 Harmonic drive set

Fuente: (Harmonic drive, 2017)

Harmonic drive pequeño

Tabla 2.18 Especificaciones técnicas del harmonic pequeño

Modelo	CSD-20-160-2A-GR
Tamaño	20
Radio	160
Torque nominal	28 [Nm]
Límite de torque promedio	34 [Nm]
Límite de torque repetido	64 [Nm]
Torque pico máximo	76 [Nm]
Torque de inicio	3,4 [Ncm]
Torque de retroceso	6,6 [Nm]
Velocidad promedio de entrada	3500 [rpm]
Masa	0,13 [kg]

Fuente: (Harmonic drive, 2017)

Elaboración propia

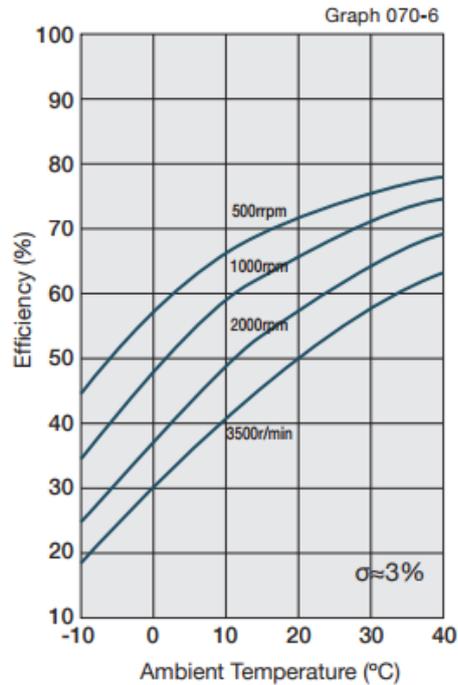


Figura 2.7 Eficiencia del harmonic pequeño al torque nominal

Fuente: (Harmonic drive, 2017)

Cálculo de fuerza axial de harmonic pequeño

De acuerdo al manual proporcionado por Harmonic drive (Harmonic drive, 2017), la ecuación para determinar la fuerza axial F ejercida por el generador de onda, cuando el radio de reducción es igual o mayor a 100, es:

$$F = 2 \frac{T}{D} 0,07 \tan 20^\circ + 2\mu PF \text{ (Ecuación 2)}$$

De donde T es el torque máximo, $D = 0,00254(\text{Tamaño})$ y $2\mu PF$ la fuerza axial por rodamientos y se obtiene de la Tabla 2.17.

Tabla 2.19 Fuerza axial por rodamiento

Modelo	Tamaño	$2\mu PF$ [N]
CSD	14	2,1
	17	4,1
	20	5,6
	25	9,8
	32	16
	40	24
	50	39

Fuente: (Harmonic drive, 2017)

Elaboración propia

De acuerdo a lo descrito anteriormente, se aplica la ecuación 2 y se tiene que:

$$F = 2 \frac{76 [Nn]}{0,00254 [m](20)} 0,07 \tan 20^\circ + 5,6 [N]$$

$$F = 81,83 [N]$$

Harmonic grande

Tabla 2.20 Especificaciones técnicas del harmonic grande

Modelo	CSD-25-100-2A-GR
Tamaño	25
Radio	100
Torque nominal	47 [Nm]
Límite de torque promedio	75 [Nm]
Límite de torque repetido	110 [Nm]
Torque pico máximo	152 [Nm]
Torque de inicio	7,9 [Ncm]
Torque de retroceso	9,6 [Nm]
Velocidad promedio de entrada	3500 [rpm]
Masa	0,24 [kg]

Fuente: (Harmonic drive, 2017)

Elaboración propia

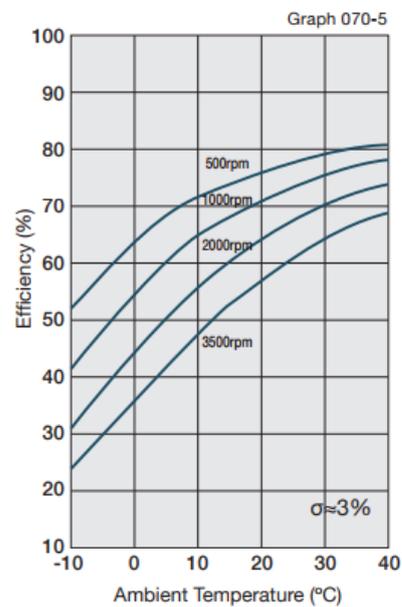


Figura 2.8 Eficiencia del harmonic grande al torque nominal

Fuente: (Harmonic drive, 2017)

Cálculo de fuerza axial de harmonic grande

Siguiendo el procedimiento desarrollado para el cálculo de la fuerza axial del harmonic drive pequeño, se procede a aplicar la Ecuación 2 para hallar el valor de la fuerza axial del harmonic drive grande con sus datos respectivos:

$$F = 2 \frac{152 [Nm]}{0,00254 [m](25)} 0,07 \tan 20^\circ + 9,8 [N]$$

$$F = 131,77 [N]$$

Cálculo de torque para levantar a un niño de 12 años

La posición sentada es la más crítica, pues en ella, el niño debe realizar el mayor esfuerzo para ponerse en pie, por esa razón el análisis del torque en esta posición determinó el torque crítico, es decir, el torque más grande que deberá ser desarrollado por los motores del exoesqueleto.

Con base en el trabajo realizado por Plagenhoef, en la tabla 2.21 se muestra el porcentaje del peso total que representan los muslos y piernas; además, en la tabla 2.22 se observa la longitud de los muslos y piernas en porcentajes respecto a la altura de una persona. Adicionalmente, con la figura mostrada en el apéndice A, sobre las alturas y pesos según la edad del niño, se determinó que la masa media para un niño de 12 años es de 40 [kg], y su estatura de 1,49 [m].

Tabla 2.21 Porcentajes de peso de partes del cuerpo del peso total

Parte del cuerpo	Masa [%]
Muslo	10,5
Pie	1,43
Resto de la pierna	4,75
Resto del cuerpo	83,32

Fuente: (Plahenhoef, Gaynor Evans, & Abdelnour, 1983)

Tabla 2.22 Longitudes de partes del cuerpo en porcentajes de la altura total

Parte del cuerpo	Longitud [%]
Muslo	23,2
Pie (hasta el centro de gravedad)	4,25
Resto de la pierna	24,7

Fuente: (Plahenhoef, Gaynor Evans, & Abdelnour, 1983)

Con los datos obtenidos anteriormente, se procedió a calcular el torque necesario que un niño debe aplicar para levantarse. Se asumió que el peso soportado por cada lado del exoesqueleto corresponde a la mitad del peso total, por lo tanto, el peso que los motores de cada lado deberán levantar corresponde a la mitad del 83,32 % del peso total del niño, que en este caso es de 40 [kg]. Así, se obtiene que cada motor debe levantar 16,66 [kg]. El muslo pesa entonces 2,1 [kg], el pie 0,286 [kg] y el resto de la pierna 0,95 [kg].

En el caso de las longitudes, usando los valores de la tabla 2.22 y la estatura media para un niño de 12 años, 1,49 [m], se obtuvo que la longitud del muslo es 0,34 [m], del pie es 0,063 [m], y del resto de la pierna es 0,368 [m]. Usando los valores obtenidos anteriormente, se muestra en la figura 2.9 un diagrama de cuerpo libre de la pierna del niño cuando está sentado.

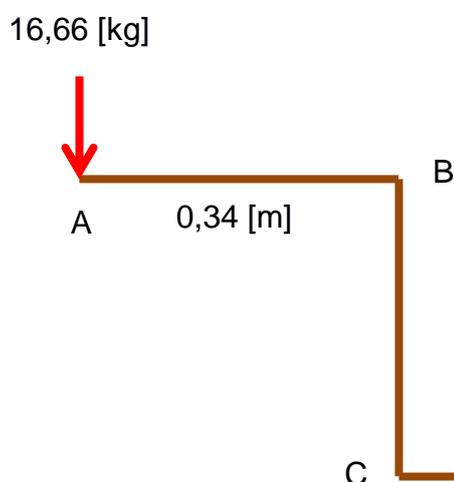


Figura 2.9 Diagrama de cuerpo libre de un niño sentado

Fuente: Elaboración propia

Al tomar como punto fijo a B, se obtiene el momento respecto a ese punto y con ello, el torque necesario a aplicar en una pierna para levantar al niño. Es decir, que el torque que debe aplicar el motor es de 55,51 [Nm].

El valor obtenido se encuentra en el rango de torques desarrollados por los reductores harmonic drive, sin embargo se debe analizar posteriormente si el uso del exoesqueleto para levantar al niño sin ayuda de otro tipo de dispositivo de apoyo compromete o no a la estructura.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS

3.1 Solución final

Se diseñó un prototipo de exoesqueleto que cumple con los criterios y requerimientos de diseño establecidos al inicio, y con las normativas recomendadas por la FDA. Los sistemas escogidos en la metodología fueron integrados para desarrollar el resultado final, cada uno forma parte importante del equipo en general y se complementaron con el uso de elementos adicionales considerados que se apegaban a los criterios de diseño establecidos. Debido a estas consideraciones como facilidad de uso y diseño así como bajos costos, se eligió dentro de la metodología utilizar 8 grados de libertad, uno por cada articulación, a excepción del tobillo, donde además se puede girar en eversión e inversión; puesto que la elección de un número mayor, complicaba el diseño. Para compensar la falta de grados de movilidad, debido a que las articulaciones de la rodilla y cadera no se mueven alrededor de un punto fijo, se colocaron resortes para amortiguar o suavizar los movimientos.

Este cumple también con necesidades de la parte de control, pues se implementó un sistema de poleas y bandas pequeño para medir la posición del sistema respecto a una posición inicial, lo cual permite controlar con mayor precisión los movimientos del sistema y ampliar la base de datos donde se almacenan los patrones de caminata de los individuos que usarán el exoesqueleto. Se instalaron topes mecánicos en las articulaciones de la cadera y rodilla, como sistema de respaldo en caso de que el sistema de control pueda fallar.

Se obtuvo un prototipo completamente funcional con partes impresas en 3D, aluminio, y acero, este permite probar los movimientos realizados por la parte de control con la seguridad de que no va a fallar. El prototipo es de tamaño real y puede ser operado sin carga. Consta de 6 motores con sus respectivos sistemas de reducción y transmisión actuando en cada articulación de las piernas, lo cual le da al equipo el número total de grados de libertad, que a pesar de ser limitado al

ser comparado con otros exoesqueletos encontrados en el mercado, sirve perfectamente para realizar las pruebas necesarias.

Las edades promedio que pueden usar este equipo se encuentran entre los 7 y 12 años, mientras que el peso máximo que el equipo puede operar es de 40 [kg]. Las especificaciones técnicas del exoesqueleto se muestran en la Tabla 3.1, estas se basan en las especificaciones de los sistemas como el de reducción.

Tabla 3.1 Especificaciones técnicas del exoesqueleto

Exoesqueleto	
Torque máximo en rodilla y tobillo	34 [Nm]
Torque máximo en cadera	75 [Nm]
Carga máxima	40 [Kg]
Rango máximo de variación de altura	15 [cm]
Rango máximo de variación de cintura	15 [cm]
Tiempo de vida de reductores	35000 [h]
Masa	25-30 [lb]

Fuente: Elaboración propia

Como se muestra también en la tabla anterior, se realizó el diseño de tal forma que este sea ajustable a las diferentes alturas y contexturas. A continuación se describe brevemente cada pieza y se muestra la forma del exoesqueleto en la figura 3.1:

Elemento 1

Este componente se muestra en sus dos caras, es un protector que cubre los tornillos que sujetan al elemento 2, posee una elevación triangular de 1 [mm], la cual se asegura en la ranura de la zona circular del elemento 1, es de nylon o PLA de acuerdo al proceso. El protector puede realizarse de dos maneras: mediante impresión 3D, lo que reduce mucho los costos; o mediante inyección, considerado para una producción en serie.

Elemento 2

Este componente une al elemento 1 con los tubos telescópicos mediante pernos para poder transmitir el movimiento. Donde se observan los agujeros entran los

tubos de deslizamiento, el modo de sujeción entre los tubos y este componente se da mediante soldadura circundante, por ello esta pieza también debe ser hecha de aluminio. Para esta pieza el proceso seleccionado también corresponde a maquinado.

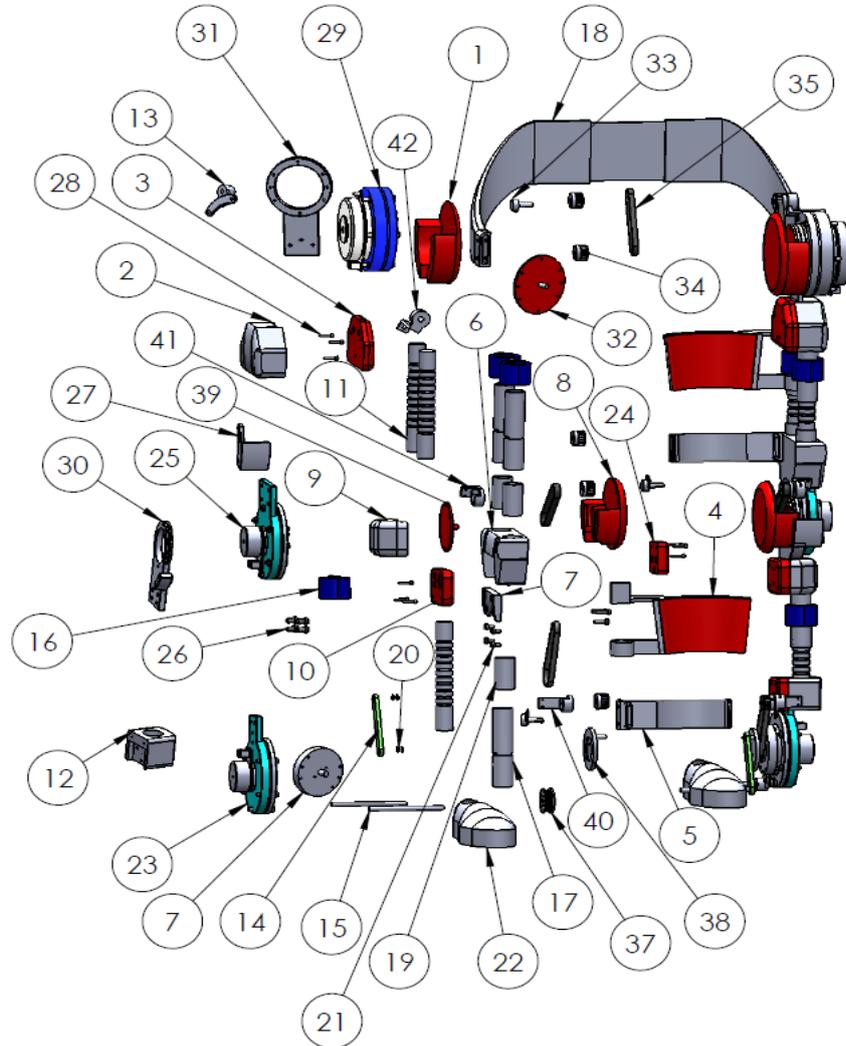


Figura 3.1 Elementos del exoesqueleto

Fuente: Elaboración propia

Elemento 3

Este es un componente plástico sujeto mediante pernos, hecho para cubrir la cara posterior del elemento 3, el cual al ensamblarse presenta 2 pernos salidos y poco estéticos. De igual manera de acuerdo a la cantidad de producción este componente puede ser impreso en 3D o realizado mediante un proceso de inyección.

Elementos 4 y 5

Estos dos elementos mostrados sirven para sujetar la pierna del paciente al momento de alzarla. Son piezas de aluminio que poseen dos esponjas par evitar molestias y posibles marcas por el constante contacto con el paciente. El elemento 5 va ubicado en la parte alta posterior de la rodilla. Las orejas que posee son para poder ajustar con velcro. El proceso de unión de estos componentes es por soldadura.

Componente 6

Esta pieza posee la misma función que la pieza 3. Los tubos que transmiten el movimiento desde la parte alta se acoplan a esta pieza donde se sujeta la otra oreja del motor que realiza el movimiento de la rodilla, el material es el mismo, el cual corresponde aluminio.

Componente 7

Este elemento es una tapa del componente 7 ya que al ensamblarse con la oreja base del motor de la rodilla, quedan al descubierto los pernos. Puede ser metálico o plástico. De preferencia plástico para que sea más económico, y puede ser impreso o inyectado. Si es metálico deberá ser maquinado.

Componente 8

Este es otro elemento de protección así como los elementos 2 y 4. El componente 10 cubre al componente 9 y a los pernos presentes. También posee la misma elevación triangular de forma radial para su ajuste con la pieza anterior. Su proceso de fabricación es igual al 2. Considerando los mismos criterios de producción.

Componente 9

Este componente da paso a la unión de la extremidad inferior conectándose al componente 9 y al sistema telescópico inferior simple. Es una pieza de aluminio, donde el tubo inferior va de igual manera soldado como en los componentes 3 y 7, el proceso de fabricación también es maquinado.

Componentes 10 y 24

Son componentes plásticos también usados para cubrir los elementos mecánicos presentes y los pernos que juntan el componente 11 con el 9. El proceso de fabricación es igual que el de los protectores anteriormente mencionados. No son piezas que soporten ningún tipo de esfuerzo. Van empernados al componente 11 con pernos que quedan perdidos.

Componente 11

Es la barra con ranuras para ajuste a diferentes alturas de acuerdo al tamaño del usuario. Es de aluminio y se la fabrica por maquinado. Posee un extremo más largo el cual tiene una ranura por donde cruza un pasador que la une con el tubo guía.

Componente 12

Este componente sujeta al motor inferior que produce el movimiento del tobillo. Es el último soporte para poder transmitir movimiento. Esta pieza también es hecha de aluminio. Para esta pieza el proceso seleccionado también corresponde a maquinado.

Componentes 13, 14 y 15

Son componentes hechos también de aluminio que ayudan a realizar el movimiento del tobillo. El componente 13 se realiza mediante maquinado y soldadura, mientras los componentes 14 y 15 tan solo por maquinado. También son elementos que soportan esfuerzos mínimos.

Componente 16

Este componente es un grillete, diseñado para sujetar la barra con ranuras. Este componente inserta sus partes metálicas que se encuentran internas en la muezca del componente 21, donde dentro de ese componente coincide una ranura del componente 13.

Es de material plástico. Su proceso de fabricación es mediante impresión 3D, por lo que es de PLA. Posee 4 imanes para evitar que se abra. El peso aplicado en los tubos es recibido en los componentes metálicos mostrados de color gris.

Componentes 17 y 19

La pieza 17 posee una ranura donde se inserta el componente 20, es hecho de aluminio. Su proceso de fabricación es por maquinado. Esta pieza va insertada y soldada al componente 14. En cuanto al componente 19 es un tubo del mismo material que el componente 17, el cual va soldado al componente 6 y posee un agujero por donde pasa un tornillo que sujeta al componente 11.

Componente 18

Este conjunto de piezas se encarga de mantener las dos extremidades juntas. Brinda el apoyo necesario para poder realizar el movimiento del motor superior. Es hecho de planchas de aluminio donde es cortado y soldado con la forma presentada. Está diseñado para estirarse o recogerse.

Componente 20

Son vinchas de seguridad, muy comunes en ferreterías.

Componentes 21 y 28

Corresponden a pernos M5 de acero inoxidable.

Componentes 22 y 26

Los zapatos escogidos para este diseño deben ser modificados agregándoles una plataforma de caucho de 1,5 [in] la cual proporcionara la altura adecuada al sistema.

Componentes 23, 25 y 29

Comprende a los sistemas generadores de movimiento los cuales son descritos anteriormente.

Componente 27

Es un tope metálico que evita que la rodilla gire más de lo debido en caso de fallo en el sistema de control, lo cual puede lesionar severamente al paciente. Está hecho de aluminio y se realiza por mecanizado.

Componente 28

Corresponde a pernos M3

Componente 30

Este elemento del sistema posee la misma función, el mismo material y el mismo proceso de producción que el componente 1. El movimiento se transmite del motor que simula el movimiento de la rodilla. Esta pieza posee un tope unido mediante soldadura, que evita cualquier movimiento excesivo de la rodilla del usuario.

Elemento 31

El funcionamiento de esta pieza es transmitir el movimiento rotacional del sistema de reducción de la parte superior a la base donde van sujetos los tubos telescópicos. Esta pieza es hecha de aluminio, siendo así capaz de operar de forma continua sin presentar problemas de falla. El proceso de manufactura seleccionado es maquinado.

Elemento 32

El objetivo de esta pieza es mantener el sistema del motor sellado evitando el ingreso de impurezas y sirve de soporte para el piñón sincrónico. El material es de aluminio y se realiza mediante el proceso de maquinado

Elemento 33

Potenciómetro, sirve de retroalimentación. El dispositivo se lo adquiere.

Elemento 34-35-36

Piñones y banda sincrónica

Elemento 37

El objetivo de esta pieza es mantener el sistema del motor sellado evitando el ingreso de impurezas y sirve de soporte para el piñón sincrónico. El material es de aluminio y se realiza mediante el proceso de maquinado

Elemento 38

Este elemento junta al elemento 37 le dan movimiento al zapato del sistema, la pieza está hecha de acero inoxidable para asegurar su durabilidad. Se fabrica mediante maquinado

Elemento 39

El objetivo de esta pieza es mantener el sistema del motor sellado evitando el ingreso de impurezas y sirve de soporte para el piñón sincrónico. El material es del que está hecho es aluminio y se realiza mediante el proceso de maquinado.

Elementos 40, 41 y 42

Estos elementos son las bases de los potenciómetros correspondientes a los diferentes puntos de articulación. Están hechos de acero inoxidable con el fin de evitar su daño por algún golpe. Se fabrican mediante soldadura y maquinado.

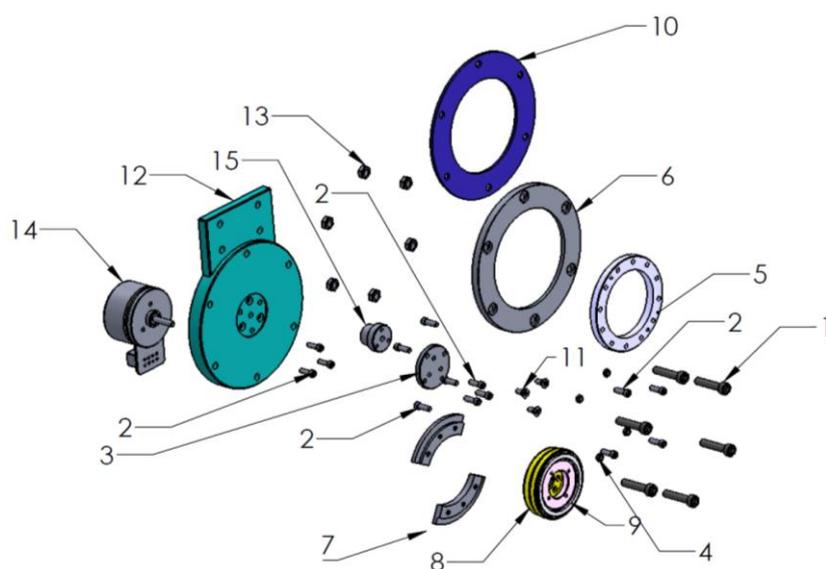


Figura 3.2 Sistema de reducción y transmisión

Fuente: Elaboración propia

Sistema de reducción y transmisión

Como se muestra en la Figura 3.2, son 15 los elementos que aproximadamente conforman los sistemas de reducción y transmisión en cada articulación, entre estos se incluyen el motor y las partes del harmonic drive. Cada articulación tiene como base estos componentes, sin embargo, cada uno se adapta de acuerdo a la necesidad de movimiento particular.

Componente 1

Pernos M5 de acero inoxidable, cabeza hexagonal y 20 [mm] de largo.

Componente 2

Pernos M3 de acero inoxidable, cabeza hexagonal y 12 [mm] de largo.

Componente 3

Centrador de transmisión, esta pieza es de acero inoxidable, realizada por torneado, y taladrado. Se encarga de transmitir el movimiento del motor al generador de onda. Se emperna con el elemento 15.

Componente 4

Tuercas M5 de acero inoxidable.

Componente 5, 8 y 9

Componentes del sistema harmonic drive.

Componente 6

Asegurador del sistema fabricado mediante torneado y taladrado. Es hecha de bronce fosfórico debido a que trabajará en fricción con el componente 7. El sistema debe estar lubricado para evitar un esfuerzo superior al permitido del motor y recalentamiento del sistema.

Componente 7

Los deslizadores se encargan de mantener unido al motor con la pieza de transmisión que se sujeta al exoesqueleto. Son hechos de acero, el mismo que el componente 6. Los procesos principales involucrados para su maquinado son de torneado y taladrado.

Componente 10

El separador está hecho del mismo material que el componente 6 mediante los mismos procesos.

Componente 11

Perno cónico M3, cabeza de estrella y longitud de 12 [mm]

Componente 12

Es la base del ensamble del motor el cual se anexa a diversas juntas donde se sujetan los otros componentes. Se fabrica mediante maquinado en aluminio.

Componente 13

Corresponde a tuercas M5 de acero inoxidable

Componente 14

Motor generador de movimiento

Componente 15

Centrador de transmisión hecho de acero inoxidable, realizado por torneado, y taladrado. Por un costado atraviesa un agujero donde se enrosca un prisionero el cual asegura al eje de del motor (componente 14). Este garantiza que las fuerzas axiales desarrolladas por el harmonic drive, no tiren hacia afuera o hacia dentro el generador de onda.

3.2 Análisis de costos

El análisis de costo sumó los costos de materia prima, motores y reductores, costos de fabricación y elementos extras que son necesarios para elaborar el exoesqueleto con los materiales seleccionados en el capítulo anterior. El costo total del exoesqueleto resultó en aproximadamente \$18000, precio que resulta competitivo en el mercado, pues es aproximadamente 5 veces más económico que los exoesqueletos aprobados para su venta descritos en el capítulo 1.

Tabla 3.2 Costos

Pieza	Cantidad	Costo	Total
Centrador	6	\$14,50	\$87,00
Deslizadores	6	\$25,50	\$153,00
Separador	6	\$20,50	\$123,00
Base del motor	6	\$180,00	\$1080,00
Asegurador de los componentes	6	\$64,50	\$387,00
Perno cabeza alen M3 INOX	60	\$0,15	\$9,00
Perno cónicoM4 INOX	8	\$0,15	\$1,20
Perno cabeza alen M5 INOX con tuerca	36	\$0,28	\$10,08
Motor modelo EC 90 flat	2	\$160,23	\$320,46
Motor modelo Maxon EC45 flat	4	\$96,54	\$386,16
Harmonic modelo CSD-20-160-2A-GR-Std	2	\$1810,90	\$3621,80
Harmonic modelo CSD-25-100-2A-GR-Std	4	\$1683,50	\$1810,90
Drivers	6	\$112,33	\$673,98
Brazo	2	\$209,50	\$419,00
Placa de junta	1	\$20,00	\$20,00
Seguros magnéticos	2	\$17,75	\$35,50
Imanes	2	\$4,00	\$8,00
Base de rodilla	2	\$253,00	\$506,00
Tapa de rodilla	2	\$42,00	\$84,00
Base inferior rodilla	2	\$250,00	\$500,00
Base tobillo	2	\$250,00	\$500,00
Tubo ranurado	6	\$51,50	\$309,00
Apoyo del muslo	2	\$50,50	\$101,00
Apoyo de rodilla	2	\$30,50	\$61,00
Oreja del motor principal	2	\$189,00	\$378,00
Oreja del motor de rodilla	2	\$120,50	\$241,00
Tubos guía	6	\$2,20	\$13,20
Tapa tobillo	2	\$31,00	\$62,00

Piñón sincrónico	12	\$0,75	\$9,00
Zapatos	1	\$30,00	\$30,00
Encoder	6	\$35,00	\$210,00
Correas sincrónicas	6	\$2,50	\$15,00
Protector motor principal	2	\$15,75	\$31,50
Protector de rodilla	2	\$10,50	\$21,00
Tapa inferior rodilla	2	\$5,25	\$10,50
Tapa tobillo	2	\$3,50	\$7,00
Tapa de base principal	2	\$7,00	\$14,00
Base de potenciómetro	6	\$3,50	\$21,00
Protector motor principal	2	\$15,75	\$31,50
Grillete	6	\$5,60	\$33,60
Ensamble	1	\$80,00	\$80,00
TOTAL			\$18070

Fuente: Elaboración propia

3.3 Análisis de esfuerzos

Se realizó un análisis de esfuerzos de las piezas más vulnerables a fallar, pues sobre ellas se aplicaba la mayor carga en el sistema. El análisis de elementos finitos demostró que el diseño resiste las cargas a las cuales será sometido. Cabe recalcar, que aunque algunos factores de seguridad mínimos puedan parecer riesgosos por su cercanía a la unidad, no es motivo de preocupación, pues las cargas aplicadas para realizar la simulación fueron superiores a las que se espera que el sistema sea sometido. En el caso del torque aplicado, se eligió el torque máximo que puede desarrollar cada harmonic drive, además se usó la carga máxima de trabajo permisible, que es 40 [kg], la masa del niño de 12 años promedio según la CDC (Centro de control y prevención de enfermedades, por sus siglas en inglés) en sus gráficos de crecimiento de niños y niñas Estatura-Edad y Peso-Edad mostrados en el apéndice A de este documento.

Como se explicó en la selección de materiales, la mayoría de las piezas serán elaboradas en aluminio, por ello, en los parámetros de la simulación se usó aluminio 6061, a excepción del apoyo de la rodilla, donde se usó PLA. Los resultados muestran factores de seguridad muy altos en casi todas las piezas, los valores más bajos, son sin embargo, lo suficientemente confiables como para

asegurarse de que el diseño de ninguna de estas piezas va a fallar eventualmente por los esfuerzos generados por las cargas aplicadas, pues como se mencionó anteriormente, los valores de las mismas son valores a los que no se va a llegar, pues los parámetros de funcionamiento del exoesqueleto no lo permiten, no obstante deben ser tomados en cuenta a la hora de realizar este tipo de simulaciones. Esto aumenta aún más el factor de seguridad.

Apoyo de la rodilla

Tabla 3.3 Valores obtenidos de la simulación del apoyo de la rodilla

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	0.000854231 [MPa]	7.12073 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	7.55093 [mm]
Factor de seguridad	2.8087 [u]	15 [u]

Fuente: Elaboración propia

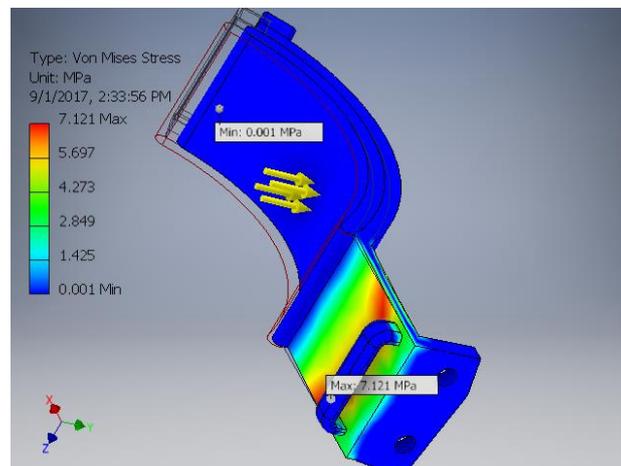


Figura 3.3 Esfuerzos de Von Mises del apoyo de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

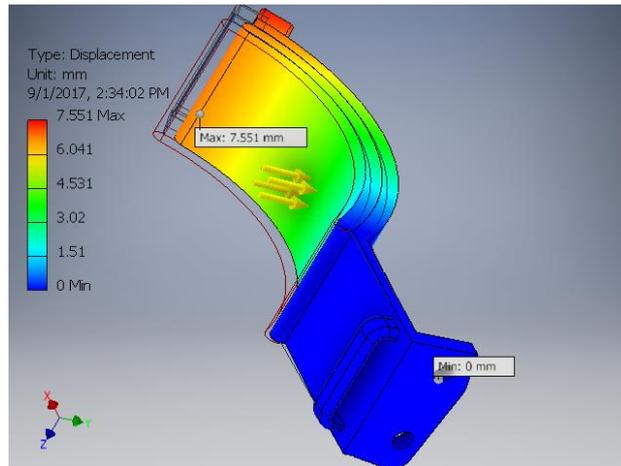


Figura 3.4 Desplazamientos en el apoyo de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

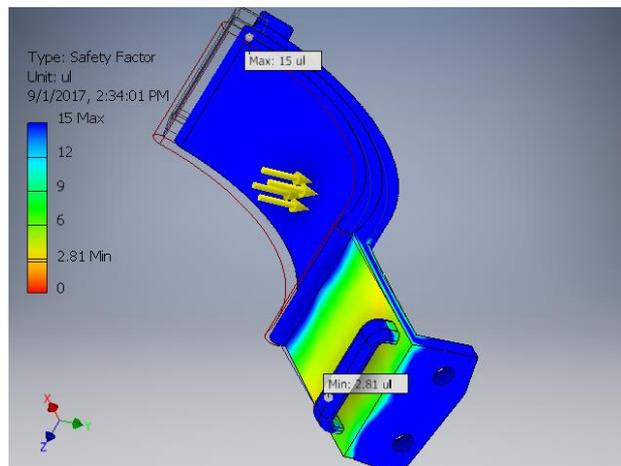


Figura 3.5 Factores de seguridad del apoyo de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

Apoyo del muslo

Tabla 3.4 Valores obtenidos de la simulación del apoyo del muslo

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	0.000000450283 [MPa]	0.184556 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.000315277 [mm]
Factor de seguridad	15 [u]	15 [u]

Fuente: Elaboración propia

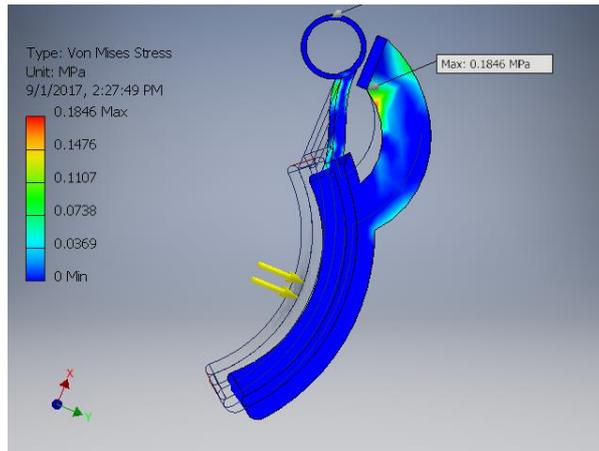


Figura 3.6 Esfuerzos de Von Mises del apoyo de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

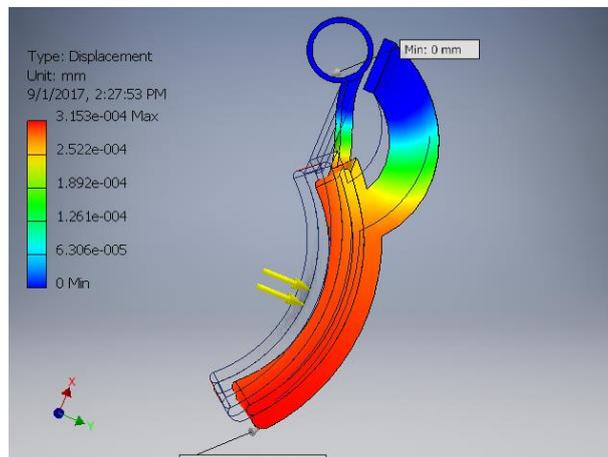


Figura 3.7 Desplazamientos en el apoyo de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

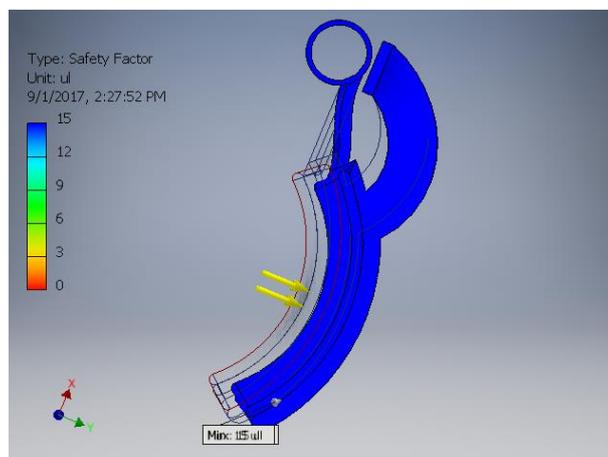


Figura 3.8 Factores de seguridad del apoyo de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

Oreja de la rodilla

Tabla 3.5 Valores obtenidos de la simulación de la oreja de la rodilla

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	0.000005331 [MPa]	15.1792 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.000467357 [mm]
Factor de seguridad	15 [u]	15 [u]

Fuente: Elaboración propia

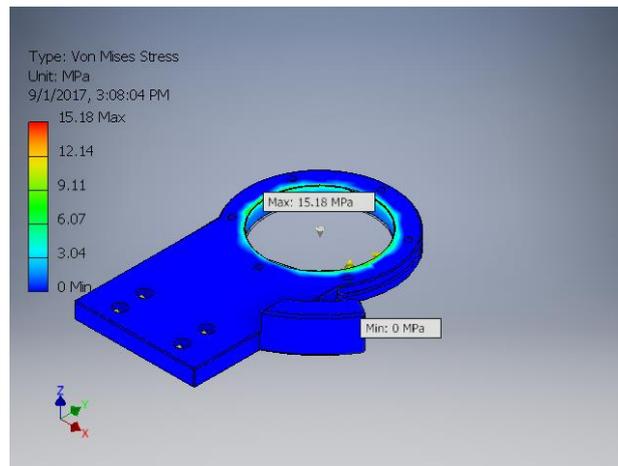


Figura 3.9 Esfuerzos de Von Mises de la oreja de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

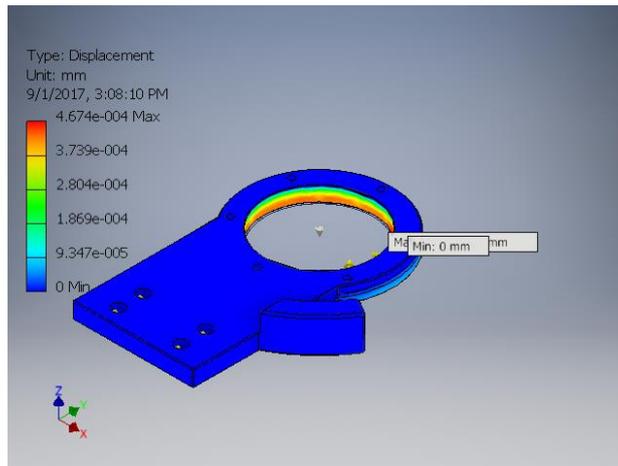


Figura 3.10 Desplazamientos en la oreja de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

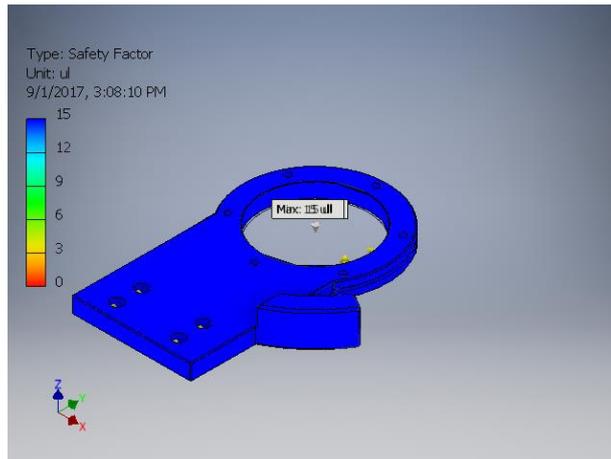


Figura 3.11 Factores de seguridad de la oreja de la rodilla

Fuente: Elaboración propia

Oreja del motor pequeño

Tabla 3.6 Valores obtenidos de la simulación de la oreja del motor pequeño

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	0.000776604 [MPa]	171.959 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.0048455 [mm]
Factor de seguridad	1.59922 [u]	15 [u]

Fuente: Elaboración propia

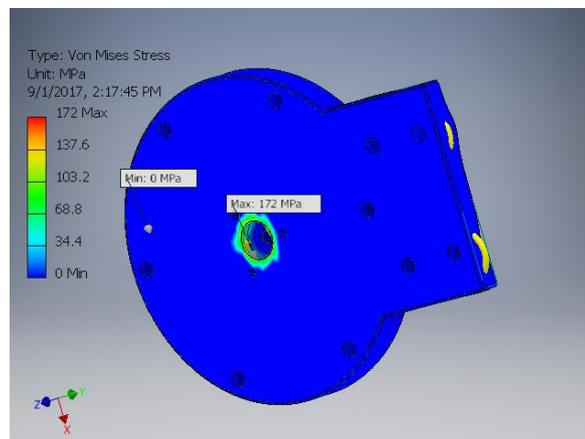


Figura 3.12 Esfuerzos de Von Mises de la oreja del motor pequeño

Fuente: Elaboración propia

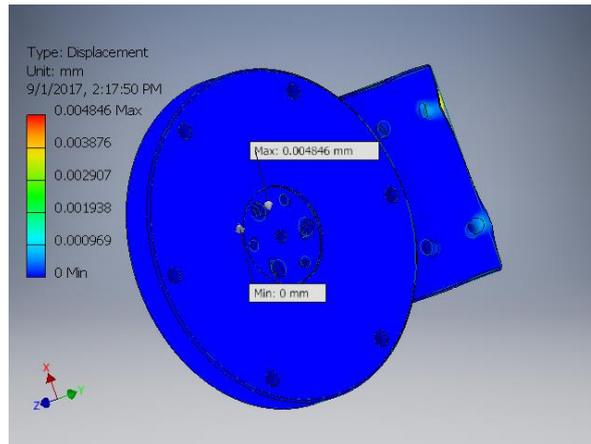


Figura 3.13 Desplazamientos en la oreja del motor pequeño

Fuente: Elaboración propia

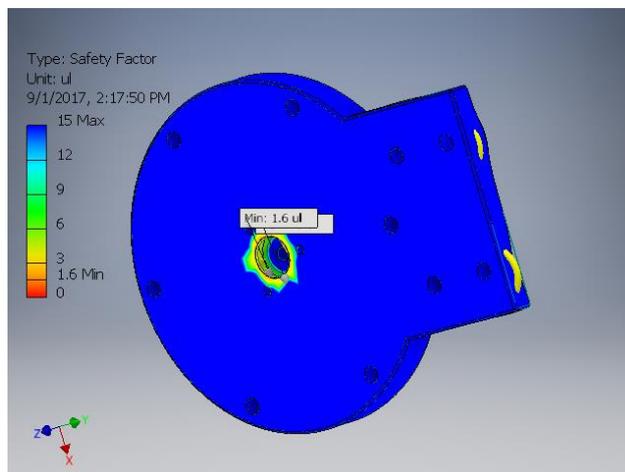


Figura 3.14 Factores de seguridad de la oreja del motor pequeño

Fuente: Elaboración propia

Oreja del muslo

Tabla 3.7 Valores obtenidos de la simulación de la oreja del muslo

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	0.00196633 [MPa]	17.8665 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.000601137 [mm]
Factor de seguridad	15 [u]	15 [u]

Fuente: Elaboración propia

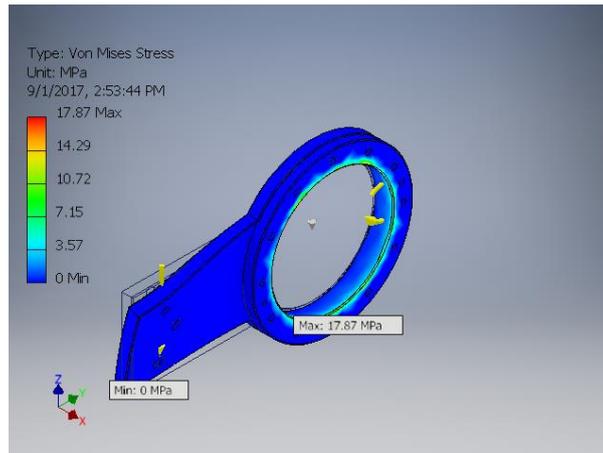


Figura 3.15 Esfuerzos de Von Mises de la oreja del muslo

Fuente: Elaboración propia

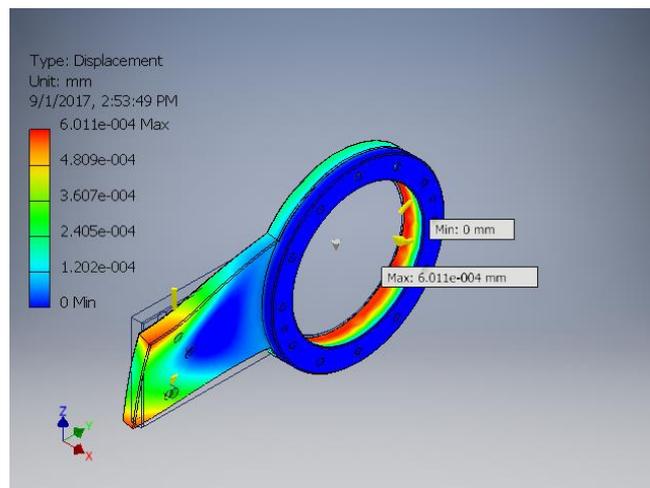


Figura 3.16 Desplazamientos en la oreja del muslo

Fuente: Elaboración propia

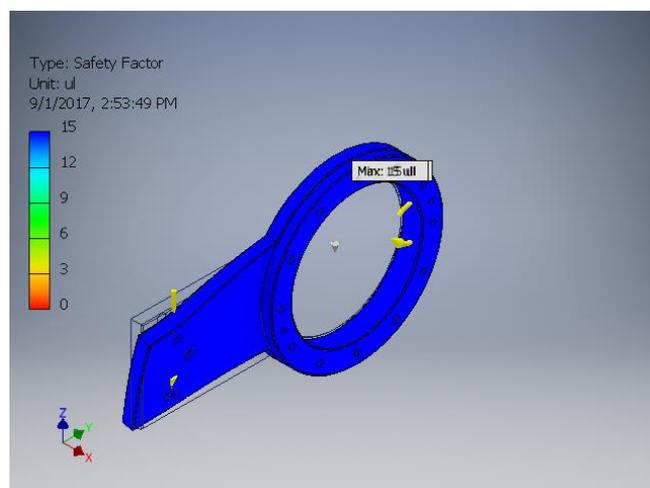


Figura 3.17 Factores de seguridad de la oreja del muslo

Fuente: Elaboración propia

Oreja del motor grande

Tabla 3.8 Valores obtenidos de la simulación de la oreja del motor grande

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	0.0855139 [MPa]	99.281 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.0815948 [mm]
Factor de seguridad	2.76992 [u]	15 [u]

Fuente: Elaboración propia

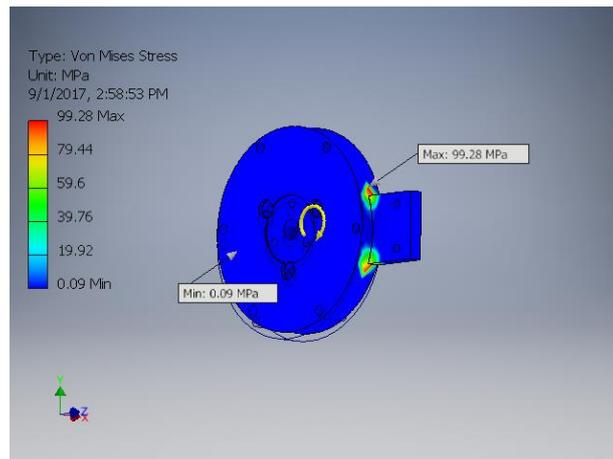


Figura 3.18 Esfuerzos de Von Mises de la oreja del motor grande

Fuente: Elaboración propia

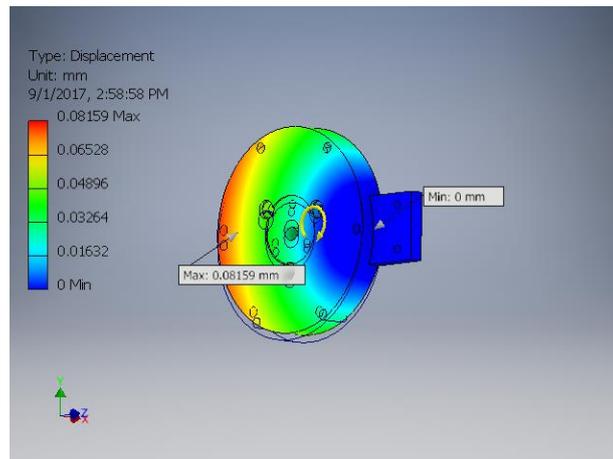


Figura 3.19 Desplazamientos en la oreja del motor grande

Fuente: Elaboración propia

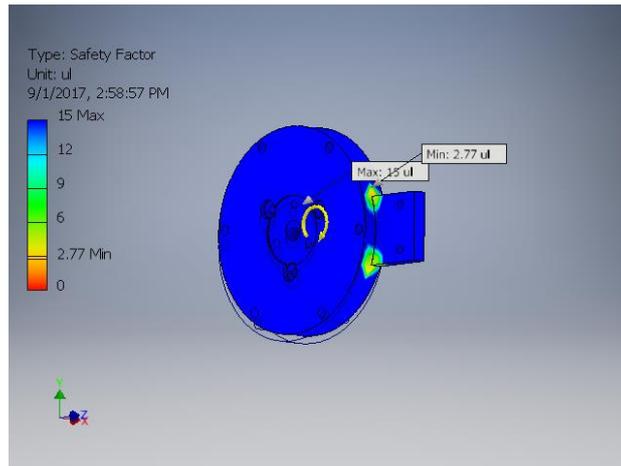


Figura 3.20 Factores de seguridad de la oreja del motor grande

Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO 4

4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El proceso de diseño es iterativo, y conlleva la búsqueda constante de mejoras, errores y aciertos que finalmente permiten obtener una solución adecuada.

El diseño del prototipo comenzó dividiendo al exoesqueleto en 4 sistemas principales, de los cuales se escogió la mejor alternativa en base a una matriz de decisión. Con la idea general de lo que sería el prototipo se empezó a elaborar el exoesqueleto en SolidWorks; con el modelo en 3D fue más fácil realizar cambios y ver las posibles mejoras que se le podía agregar. Con el diseño final se realizó las simulaciones donde se obtuvo los esfuerzos, deformaciones y factores de seguridad. El valor máximo de esfuerzo de Von Mises 172 [MPa], se produjo en la oreja del motor pequeño, que sirve como soporte del motor; en consecuencia en esta pieza se obtuvo también el factor de seguridad más bajo, de 1,6 [u]. Sin embargo, la mayor deformación 7,55 [mm] se obtuvo en el apoyo de la rodilla, pues se realizó la simulación con PLA, pero el mínimo factor de seguridad en esta pieza fue de 2,8 [u].

Para la construcción del prototipo se usó piezas de PLA impresas en 3D, estas fueron modeladas previamente en un software de modelado en 3D. El modelado en el software permitió tener una idea del resultado final, sin embargo, al momento de obtener las piezas impresas y ensamblarlas, estas no siempre encajaron perfectamente en su posición. Debido a diversos factores como el tiempo de enfriamiento, las piezas no siempre salían con las dimensiones y tolerancias dadas en el software, por lo que en muchas ocasiones hubo que reimprimir, o modificar las piezas. Las modificaciones se las hizo usando herramientas de corte o un cautín, el cual se calentaba para derretir el plástico.

Debido a las altas velocidades a las que giran el motor, la pieza que servía como centrador tendía a fallar después de varias pruebas, debido a que estaba hecha en plástico y este se deformaba. Por ello, en la etapa final se decidió mecanizar esta parte del sistema reductor y elaborarla con acero inoxidable 301, lo cual permitió una mejor transmisión en pruebas posteriores.

Las barras ranuradas que permiten el ajuste de altura del exoesqueleto fueron mecanizadas en aluminio 1100, para evitar que al ser de plástico se deformen por el continuo uso.

El uso de otras tecnologías que se han venido desarrollando en la última década, facilita la evaluación de diseños que antes solo era posibles probarlos con prototipos, los cuales tomaban mucho tiempo en fabricar y representaban altos costos para su desarrollo, por eso se destaca el uso de simulaciones en software y sobre todo, de las impresiones en 3D, herramientas que acortan tiempos, reducen costos y mejoran el rendimiento de los diseños realizados.

4.1 Conclusiones

- Se obtuvo un prototipo, que si bien es impreso en 3D en su mayoría, es funcional y puede ser usado para probar los movimientos a implementar por el sistema de control.
- Con las limitaciones de movimiento por los grados de libertad, el prototipo tiene una gran importancia debido al impacto que este puede tener sobre los niños que puedan llegar a usar el exoesqueleto en sus fases posteriores, este marca un precedente importante para la aplicación de la ingeniería en otros campos como la rehabilitación física de personas con complicaciones de movimiento.
- El costo final del equipo refleja que es posible desarrollar tecnologías limitadas, pero funcionales y que cumplen su propósito principal, con bajas inversiones.

4.2 Recomendaciones

- Utilizar velocidades de trabajo por debajo de la velocidad nominal recomendada por los fabricantes de los sistemas reductores para realizar las pruebas sin carga, evitando así que el equipo tienda a ser expuesto a una carga de velocidad muy fuerte que dañe todo el sistema
- Si bien es cierto que los motores y en general todo el sistema propuesto, es capaz de levantar a un niño de edades aproximadas de 7 a 12 años o de hasta 40 [kg], es preferible no hacerlo si no es con el apoyo de soportes externos como muletas o ayuda de terapeutas durante las sesiones de rehabilitación,

por ejemplo durante las caminatas que estas sesiones implican, utilizar un chaleco adherido a una estructura móvil al momento de utilizar el exoesqueleto, para así evitar que el sistema soporte toda la carga.

- El mantenimiento del equipo debe realizarse por el fabricante, sin embargo las tareas de limpieza, y engrasado pueden ser realizar por el operador del exoesqueleto, siguiendo los tiempos recomendados por los fabricantes de los motores y los sistemas de reducción.
- Es importante trabajar con ayuda de un sistema de control, puesto que el diseño del exoesqueleto no se mueve mecánicamente, siendo necesario agregar las partes que el sistema de control requiere y darle el dimensionamiento necesario a las mismas, por eso es importante durante el proceso de diseño, tomar en cuenta los requerimientos no solo mecánicos, sino también de control, así, se garantiza un resultado que satisface a ambas partes.
- El uso de esponjas y superficies suaves sobre los apoyos del exoesqueleto del niño son de vital importancia para evitar que se lastime la piel por el contacto con las diferentes partes del exoesqueleto, los recubrimientos de estas pueden ser de algodón, tejido amigable con la piel de los niños.
- Para futuras investigaciones que contemplen el mejoramiento del equipo, se puede empezar con el estudio del dimensionamiento, considerando hacerlo más liviano y sencillo, sin comprometer la seguridad del equipo. Para el presente prototipo se trabajó bajo la limitante de números de grado de libertad por articulación, por lo cual, se recomienda aumentar los grados de libertad de las articulaciones, especialmente a nivel de rodillas y cadera, de esa forma se logra un movimiento más natural.

BIBLIOGRAFÍA

- Parálisis cerebral infantil.* (2017). Obtenido de Parálisis cerebral infantil: <http://www.paraliscerebralinfantil.com>
- American Academy of Orthopaedic Surgeons. (Agosto de 2017). *American Academy of Orthopaedic Surgeons.* Obtenido de American Academy of Orthopaedic Surgeons: <https://www.aaos.org>
- Ariful, I., Asadujjaman, Nuruzzaman, & Mosharraf, H. (s.f.). Ergonomics Consideration for Hospital Bed Design: A Case Study in Bangladesh. *Journal of Modern Science and Technology*, 30-44.
- Barnes, L., & Yude, C. (Agosto de 2017). *Hemihelp.* Obtenido de Hemihelp: http://www.hemihelp.org.uk/hemiplegia/what_is_hemiplegia
- Calais-Germain, B. (s.f.). *Anatomía para el movimiento.* La Liebre de Marzo.
- CHASA. (Agosto de 2017). *Children's Hemiplegia and Stroke Association.* Obtenido de Children's Hemiplegia and Stroke Association: <http://chasa.org/medical/hemiplegia/>
- Christopher & Dana Reeve Foundation. (Agosto de 2017). *Christopher & Dana Reeve Foundation.* Obtenido de Christopher & Dana Reeve Foundation: <https://www.christopherreeve.org>
- CONADIS, C. N. (1 de Junio de 2017). *CONADIS.* Obtenido de CONADIS: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/>
- Cyberdyne Inc. (Agosto de 2017). *Cyberdyne.* Obtenido de Cyberdyne: https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html
- Del Manso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, T., Allard, P., & Begon, M. (2014). Glenohumeral translations in full range of motion, daily-living and sport activities. *Congress of the Canadian Orthopaedic Research Society (CORS).*
- Ekso Bionics. (Agosto de 2017). *Ekso Bionics.* Obtenido de Ekso Bionics: <http://eksobionics.com/request-demo/>
- Godwin, K., Wasserman, J., & Ostwald, S. (2011). Cost associated with stroke: outpatient rehabilitative services and medication. *Top Stroke Rehabilitation.*
- Harmonic drive. (Agosto de 2017). *Harmonic drive.* Obtenido de Harmonic drive: <http://www.harmonicdrive.net>

- Hatze, H. (1974). The meaning of the term biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 189-190.
- He, Y., Eguren, D., Luu, T. P., & Contreras-Vidal, J. L. (2017). Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review. *Medical Devices (Auckl)*.
- Hubli, M., & Dietz, V. (2013). The physiological basis of neurorehabilitation--locomotor training after spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil*.
- Kent, M. (2003). *Diccionario Oxford de medicina y ciencias del deporte*. Barcelona: Paidotribo.
- Matsumura, H., Fujimori, H., Sato, N., & Matsumura, A. (2016). Paraplegia caused by cerebral contusions in the bilateral precentral gyri. *Surgical Neurology International*.
- Maxon Motor. (Agosto de 2017). *Maxon Motor*. Obtenido de Maxon Motor: <https://www.maxonmotor.com>
- Mehrholz, J., Pohl, M., & Elsner, B. (2014). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*.
- Muntané Sánchez, A. (2005). *La mente y el cerebro*. Libros en red.
- Office of the Federal Register; US Government Publishing Office. (Agosto de 2017). *Electronic Code of Federal Regulation*. Obtenido de Electronic Code of Federal Regulation: https://www.ecfr.gov/cgi-bin/retrieveECFR?gp=1&SID=b37c513bf62af085f32e31c0a1310078&ty=HTML&h=L&mc=true&r=SECTION&n=se21.8.890_13480
- Office of the Surgeon General. (2004). *Bone Health and Osteoporosis: A Report of the Surgeon General*. Rockville: U.S. Department of Health and Human Services.
- Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2000). *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Barcelona: Paidotribo.
- Parker Hannifin Corp. (Agosto de 2017). *Indego*. Obtenido de Indego: <http://www.indego.com>
- Plahenhoef, S., Gaynor Evans, F., & Abdelnour, T. (1983). Anatomical Data for Analyzing Human Motion. *Reasearc Quarterly for Exercise and Sport*, 169-178.
- Ploscaru, C., & Copilusi, C. (2016). Exoskeleton motion control for children walking rehabilitation. *Robotica & Management*, 16.
- Pons, J. (2008). Front Matter, Wearable robots: Biomechatronic Exoskeletons. *John Wiley & Sons, Ltd*, 47-88.

Ransansky, J. (s.f.). *Cerebral palsy information*. Obtenido de Cerebral palsy information: <http://www.cerebral-palsy-information.com>

Razii, N. (2012). *Anatomy revision of the upper limb, lower limb & back*. Cardiff.

ReWalk Robotics. (Agosto de 2017). *ReWalk*. Obtenido de ReWalk: <http://rewalk.com>

Rex Bionics Ltd. (Agosto de 2017). *Rex Bionics*. Obtenido de Rex Bionics: <https://www.rexbionics.com/>

Sabelotodo.org. (Agosto de 2017). *Sabelotodo.org*. Obtenido de Sabelotodo.org: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/conceptosbasicos.html>

Spinal Cord. (s.f.). Obtenido de Spinal Cord: <http://www.spinalcord.com>

Stokes, M. (2004). *Physical management in neurological rehabilitation*. Londrés: Elsevier.

Thomas, L. (Agosto de 2017). *News Medical Life Sciences*. Obtenido de News Medical Life Sciences: <https://www.news-medical.net/health/What-Causes-Paralysis.aspx>

Wellington Drive Technologies Ltd. (Agosto de 2017). *Wellington*. Obtenido de Wellington: <http://www.wdtl.com>

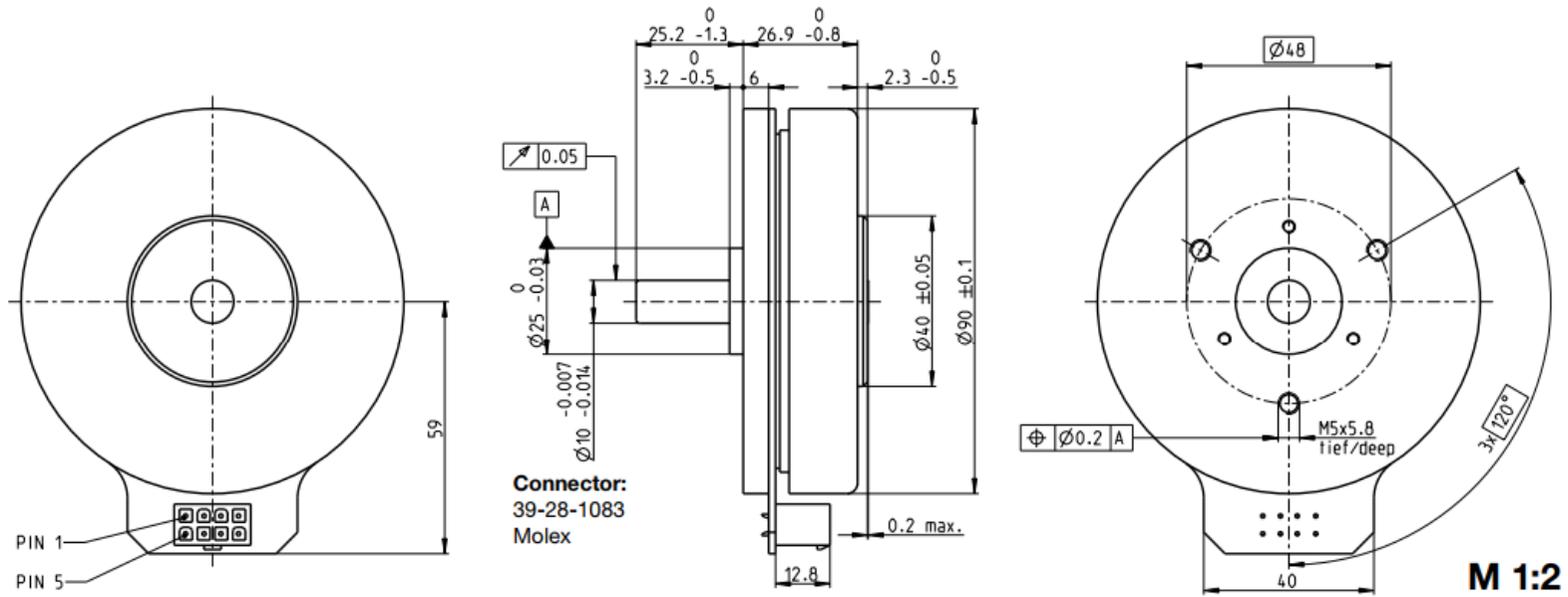
APÉNDICES

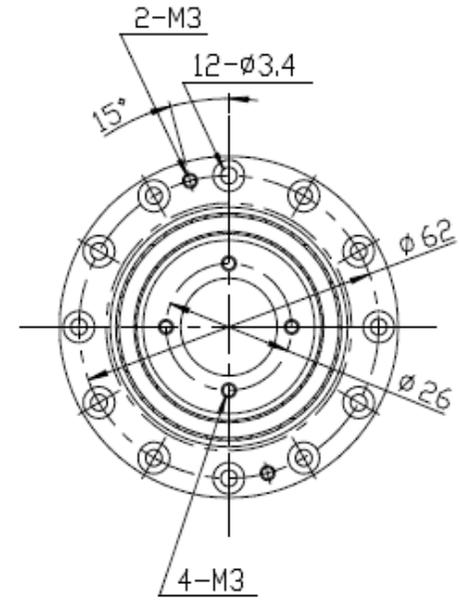
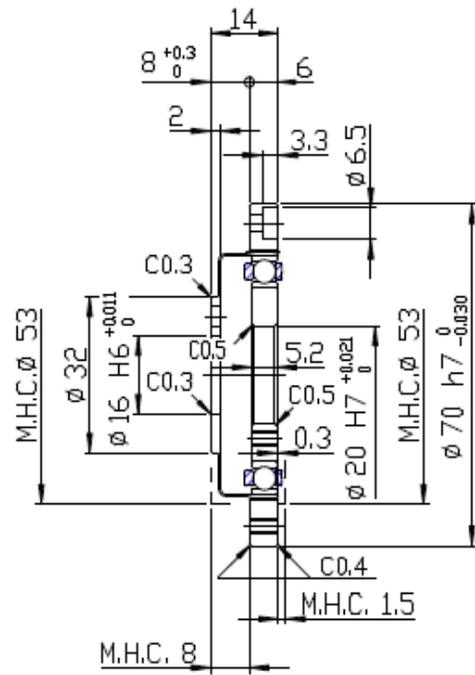
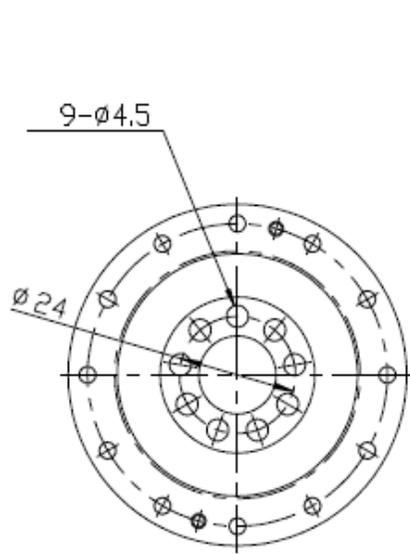
APÉNDICE A
Figuras y Tablas

% normal		100	95	90	85	80	75	70	65	60	55	50	45	40	35	30	25	20	15	10	5
% de déficit		0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95
Articulación	Movimiento																				
Cadera	Flexión	120	114	108	102	96	90	84	78	72	66	60	54	48	42	36	30	24	18	12	6
	Extensión	30	29	27	26	24	23	21	20	18	17	15	14	12	11	9	8	6	5	3	2
	Abducción	45	32	41	38	36	34	32	29	27	25	23	20	18	16	14	11	9	7	5	2
	Aducción	30	29	27	26	24	23	21	20	18	17	15	14	12	11	9	8	6	5	3	2
	Rotación lateral	45	42	41	38	36	34	32	29	27	25	23	20	18	16	14	11	9	7	5	2
	Rotación medial	45	42	41	38	36	34	32	29	27	25	23	20	18	16	14	11	9	7	5	2
Rodilla	Flexión	150	143	135	128	120	113	105	98	90	83	75	68	60	53	45	38	30	23	15	8
Tobillo	Flexión dorsal	20	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
	Flexión plantar	50	48	45	43	40	38	35	33	30	28	25	23	20	18	15	13	10	8	5	3
	Inversión	35	33	32	30	28	26	25	23	21	19	18	16	14	12	11	9	7	5	4	2
	Eversión	15	14	14	13	12	11	11	10	9	8	8	7	6	5	5	4	3	2	2	1

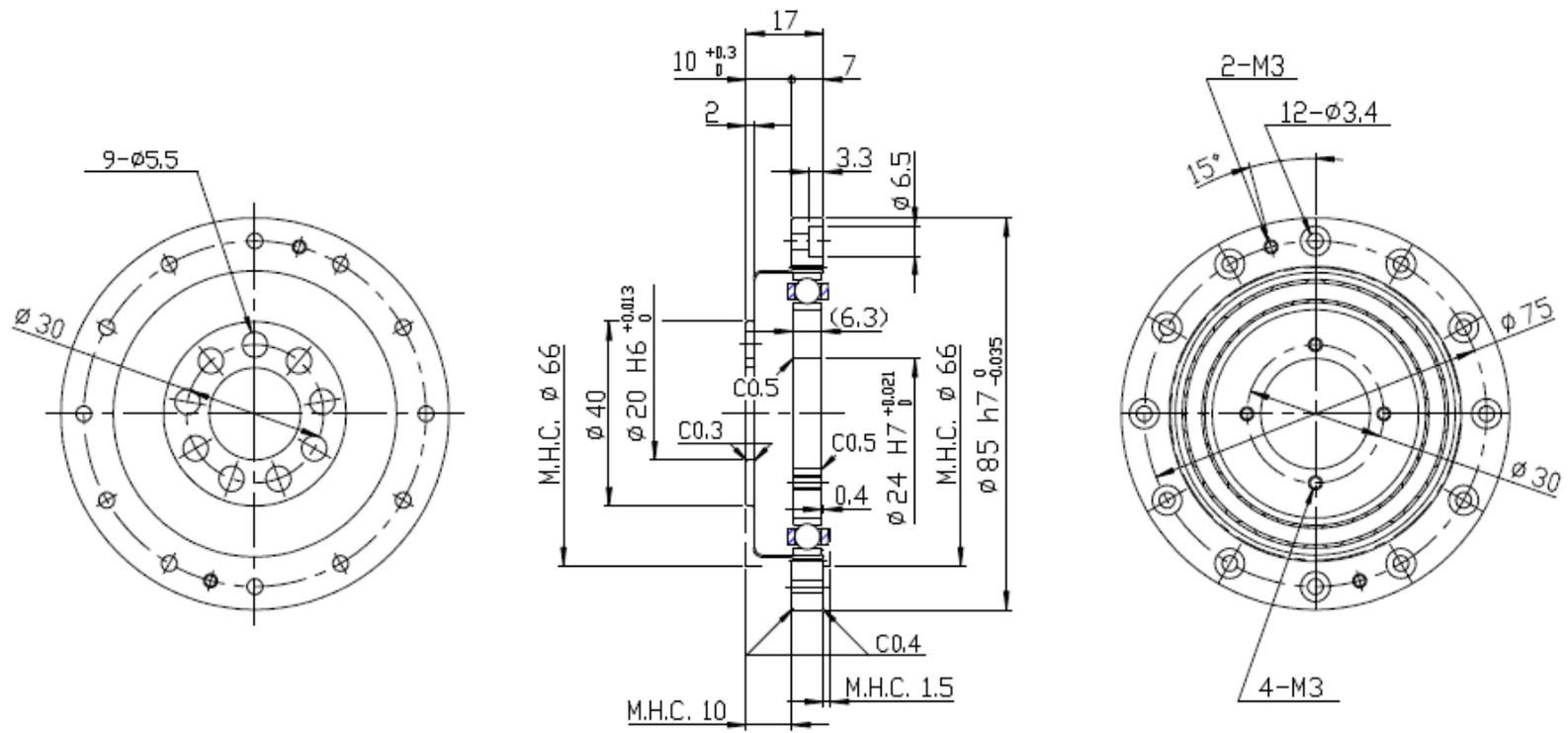
APÉNDICE B
Planos de Motores y Reductores

EC 90 flat $\varnothing 90$ mm, brushless, 90 Watt



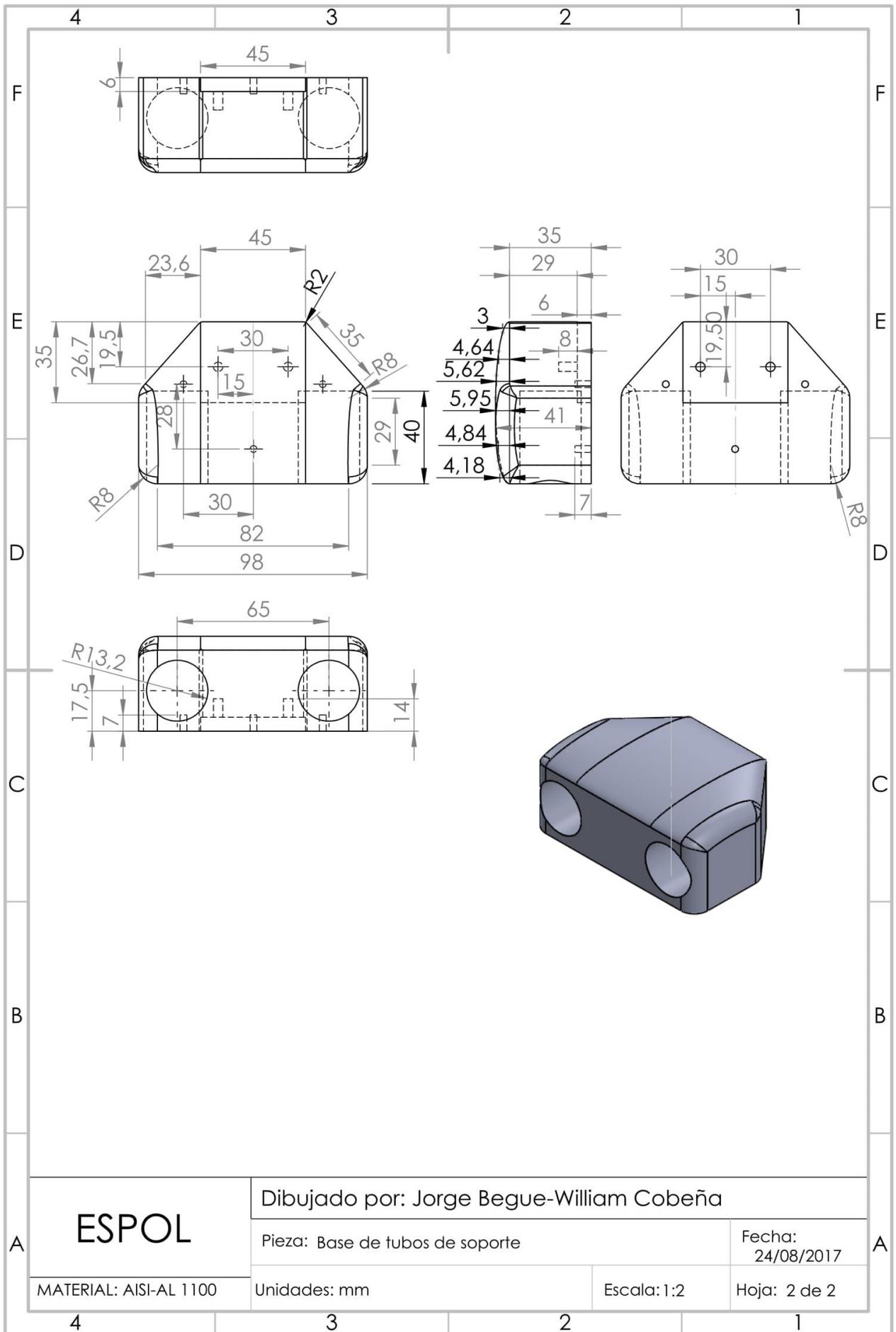


CSD-20-XX-2A-GR



CSD-25-XX-2A-GR

APÉNDICE C
Planos de Piezas



ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Base de tubos de soporte

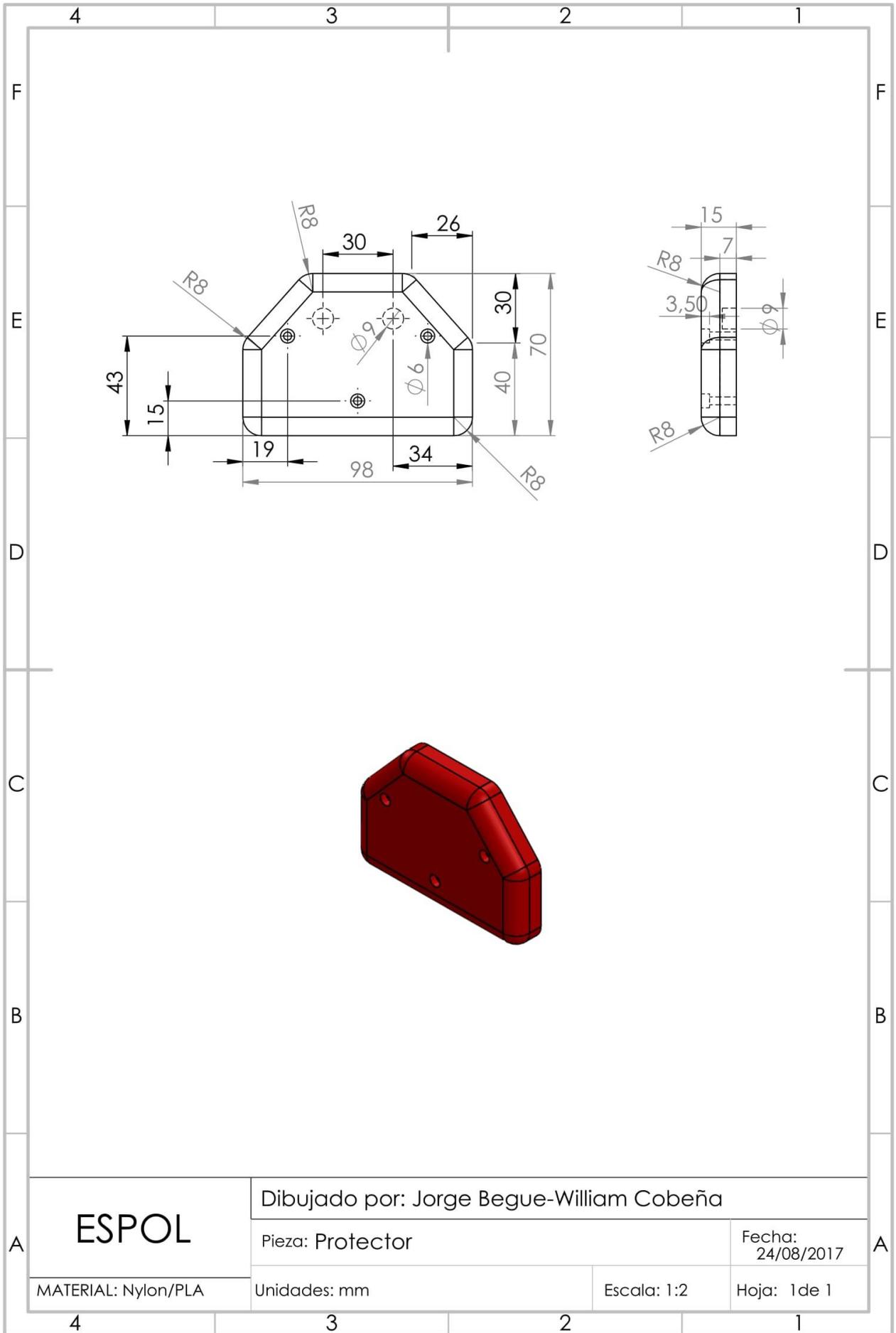
Fecha:
24/08/2017

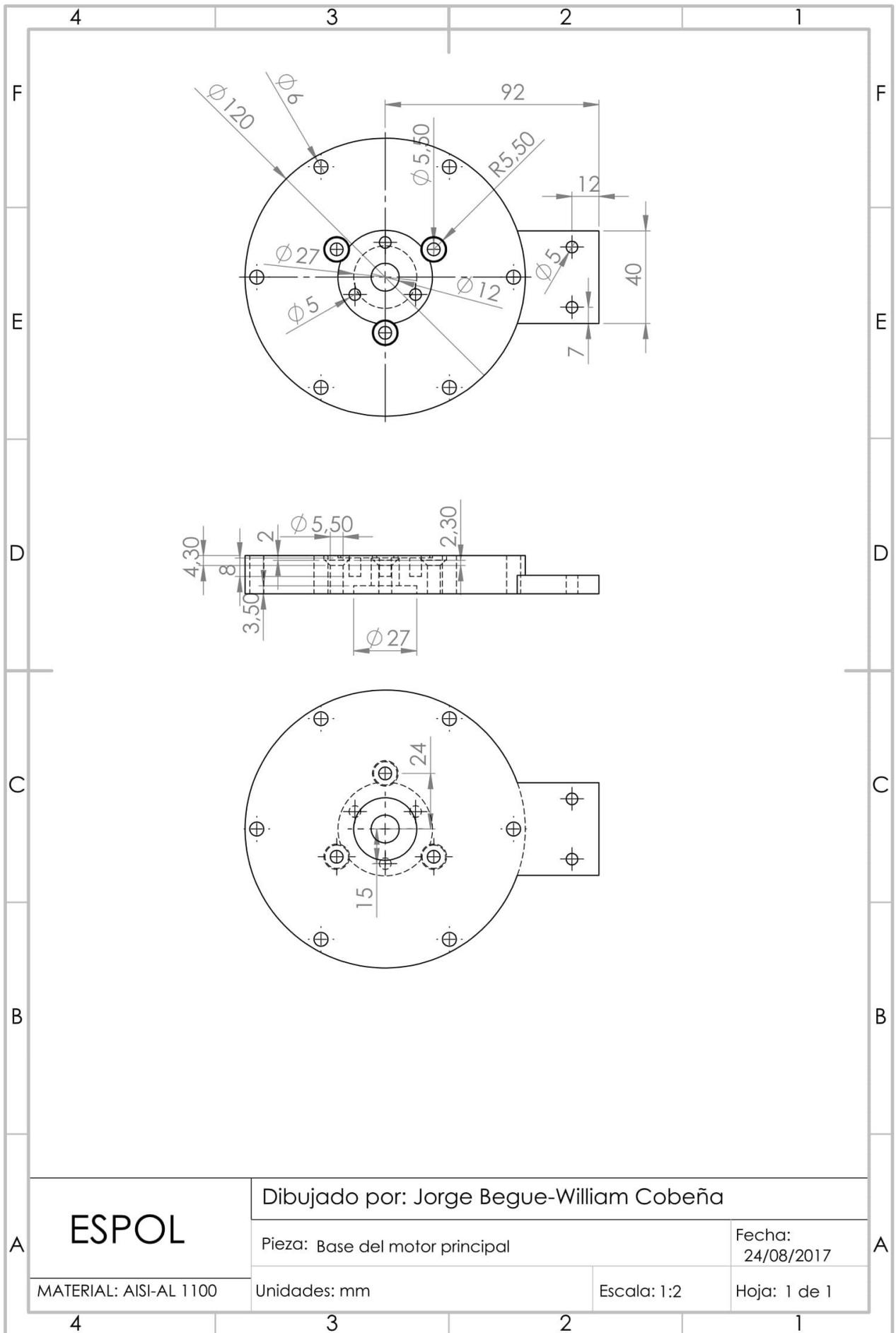
MATERIAL: AISI-AL 1100

Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 2 de 2





ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Base del motor principal

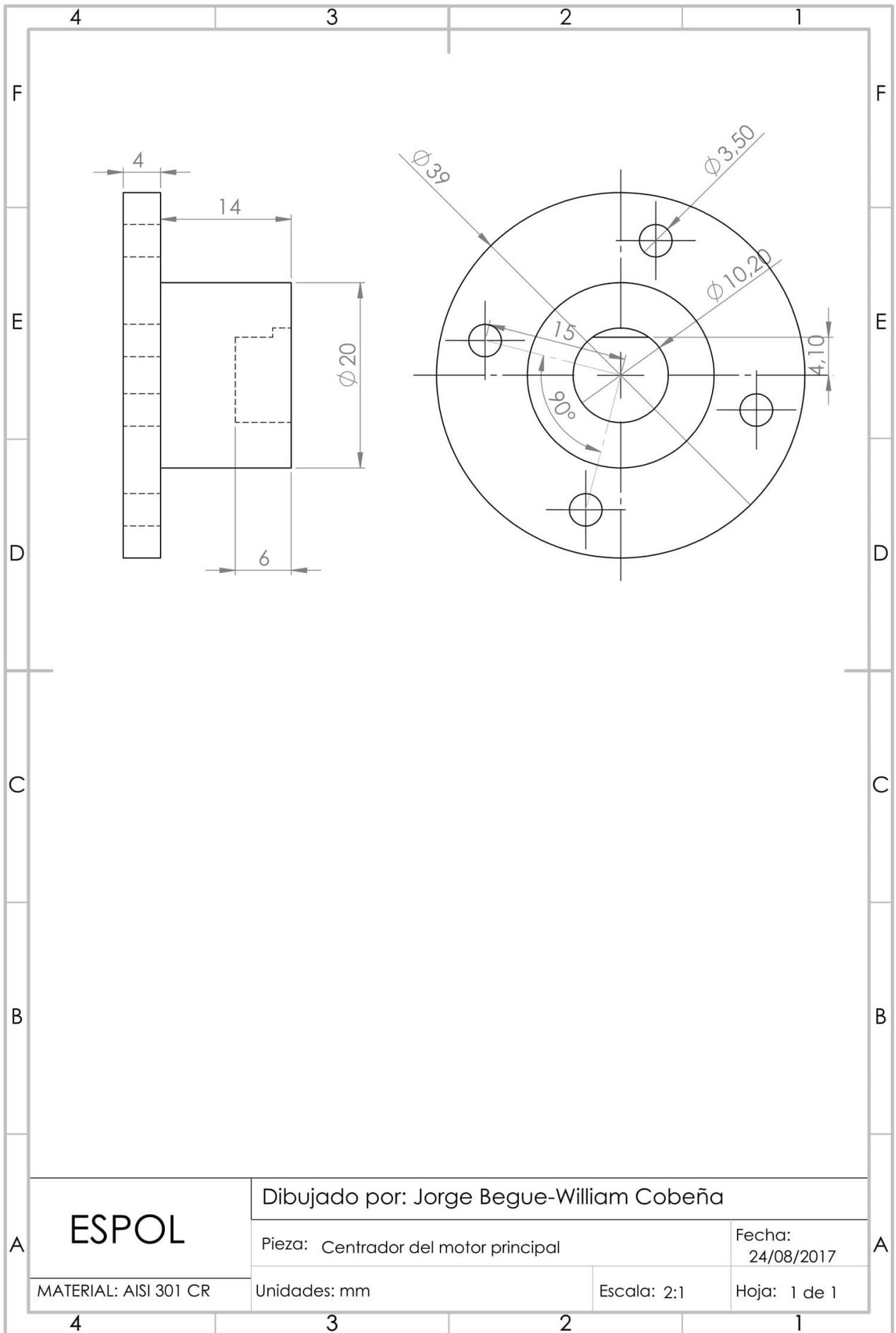
Fecha:
24/08/2017

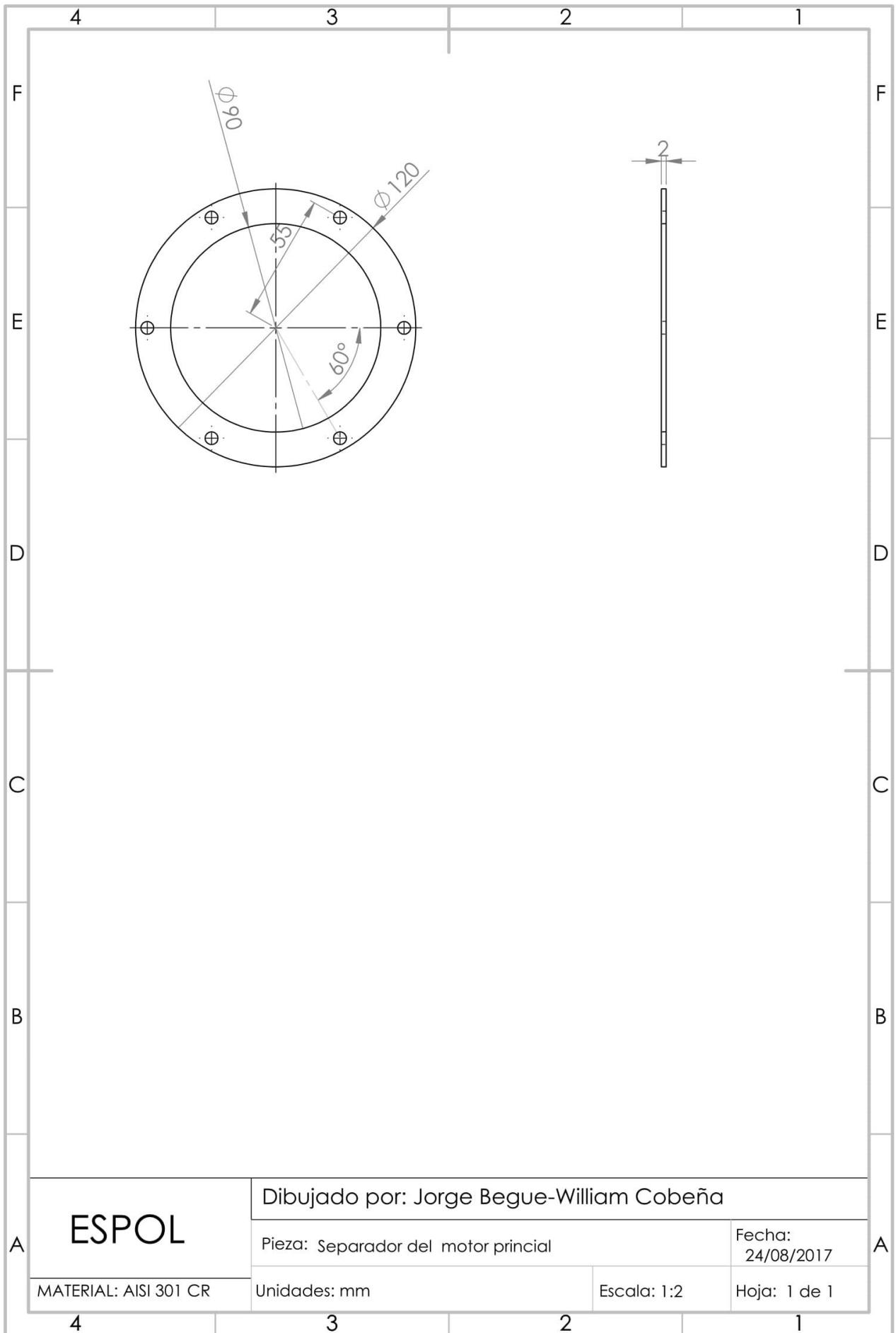
MATERIAL: AISI-AL 1100

Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 1 de 1





ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Separador del motor principal

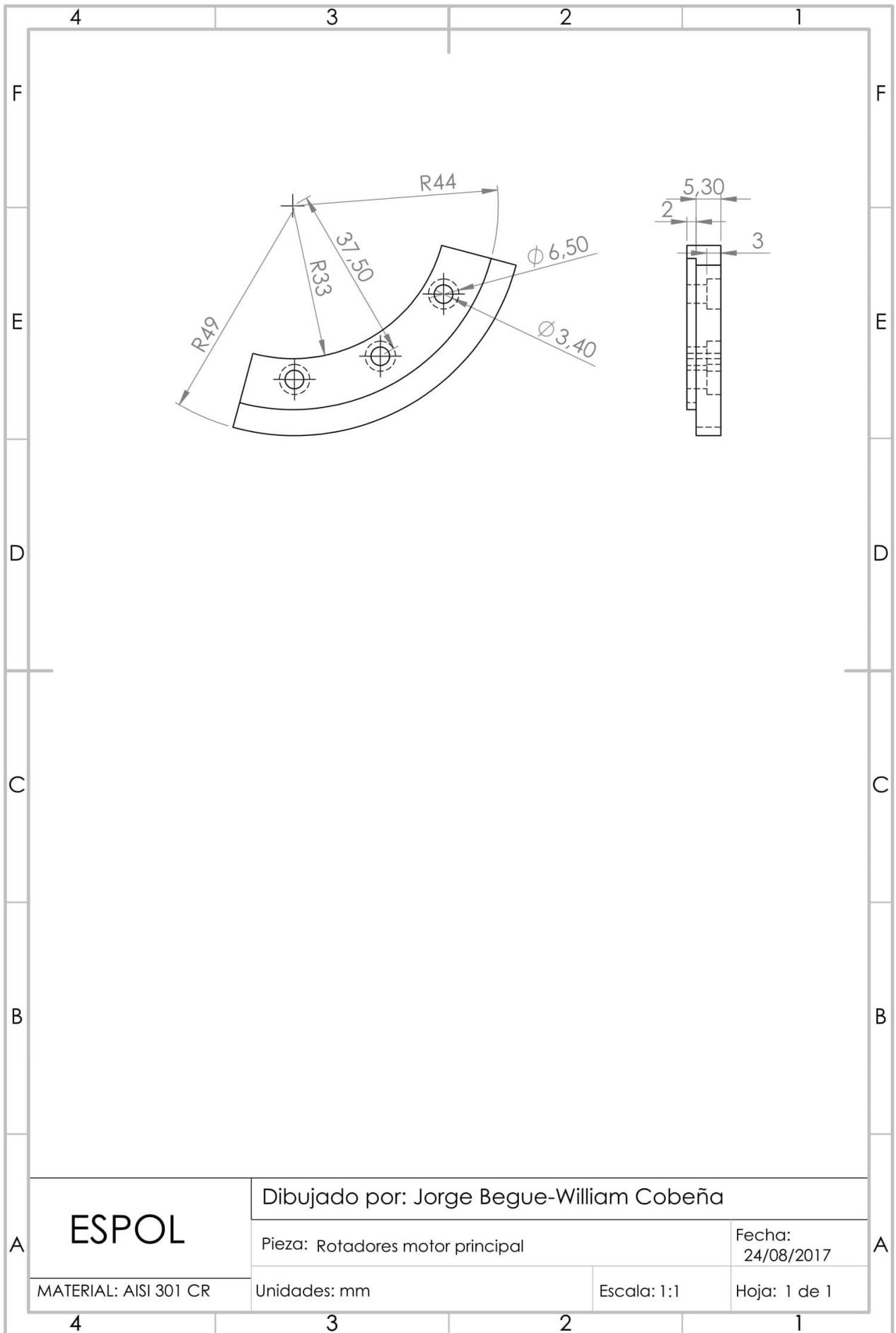
Fecha:
24/08/2017

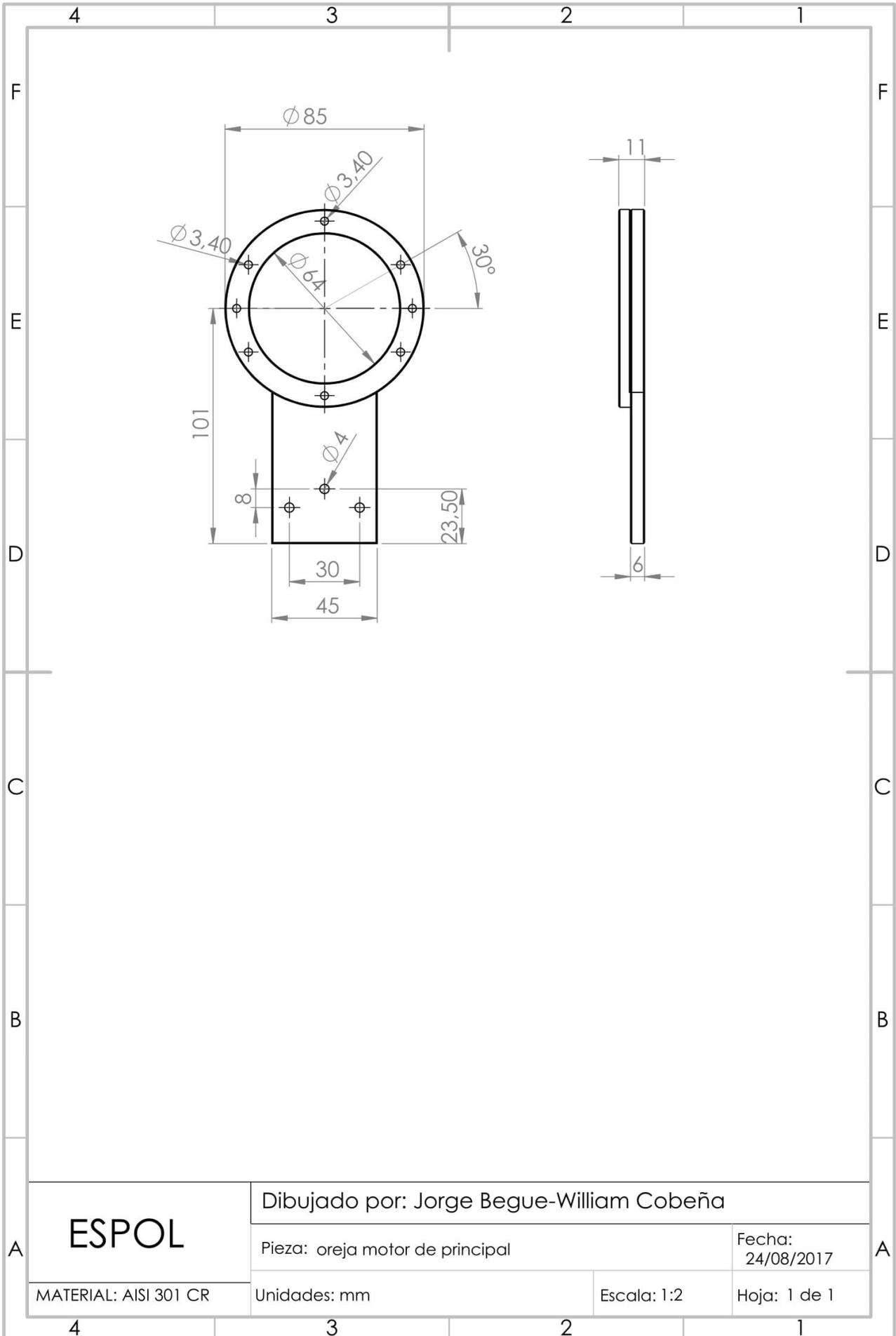
MATERIAL: AISI 301 CR

Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 1 de 1





ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: oreja motor de principal

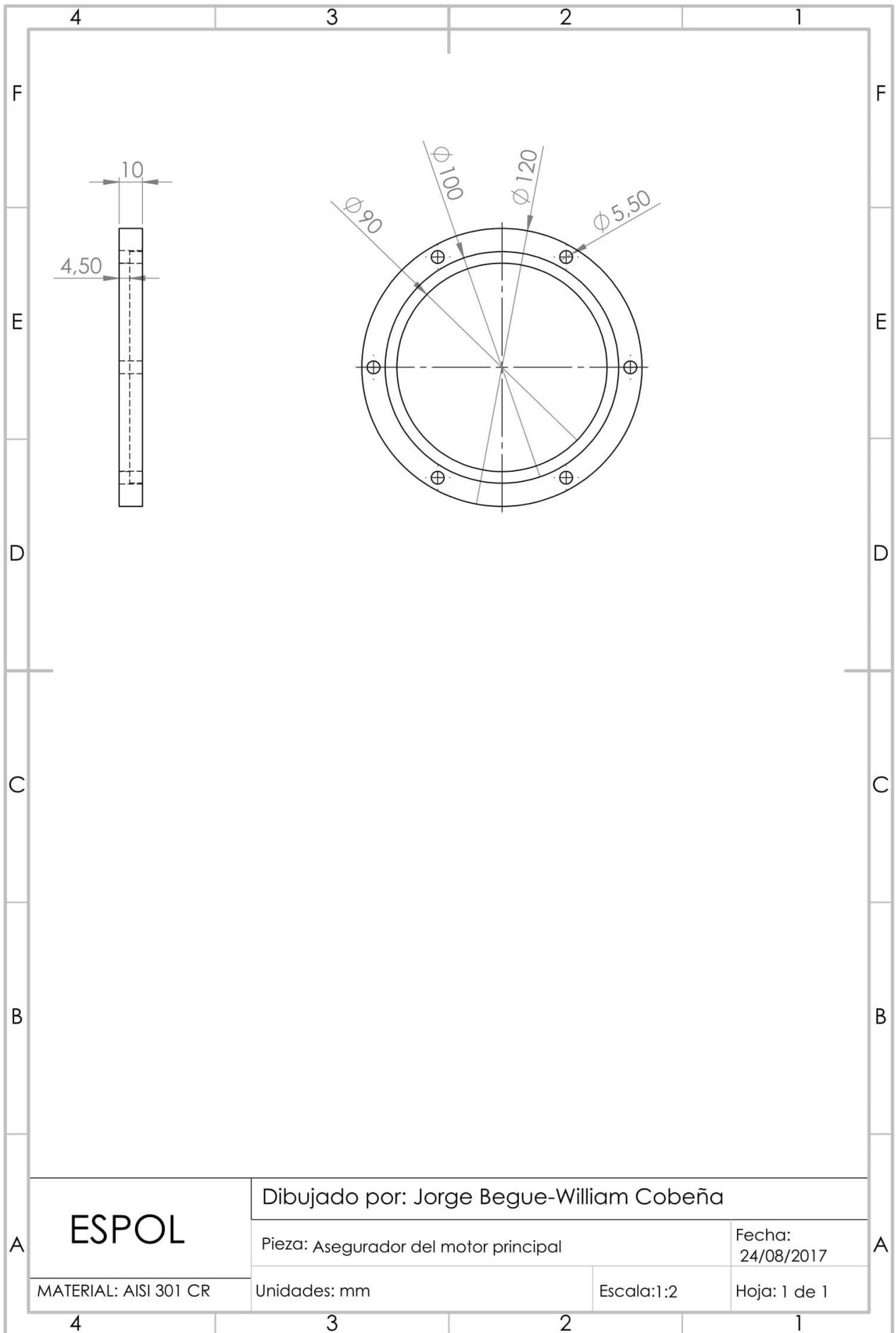
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: AISI 301 CR

Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 1 de 1



ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Asegurador del motor principal

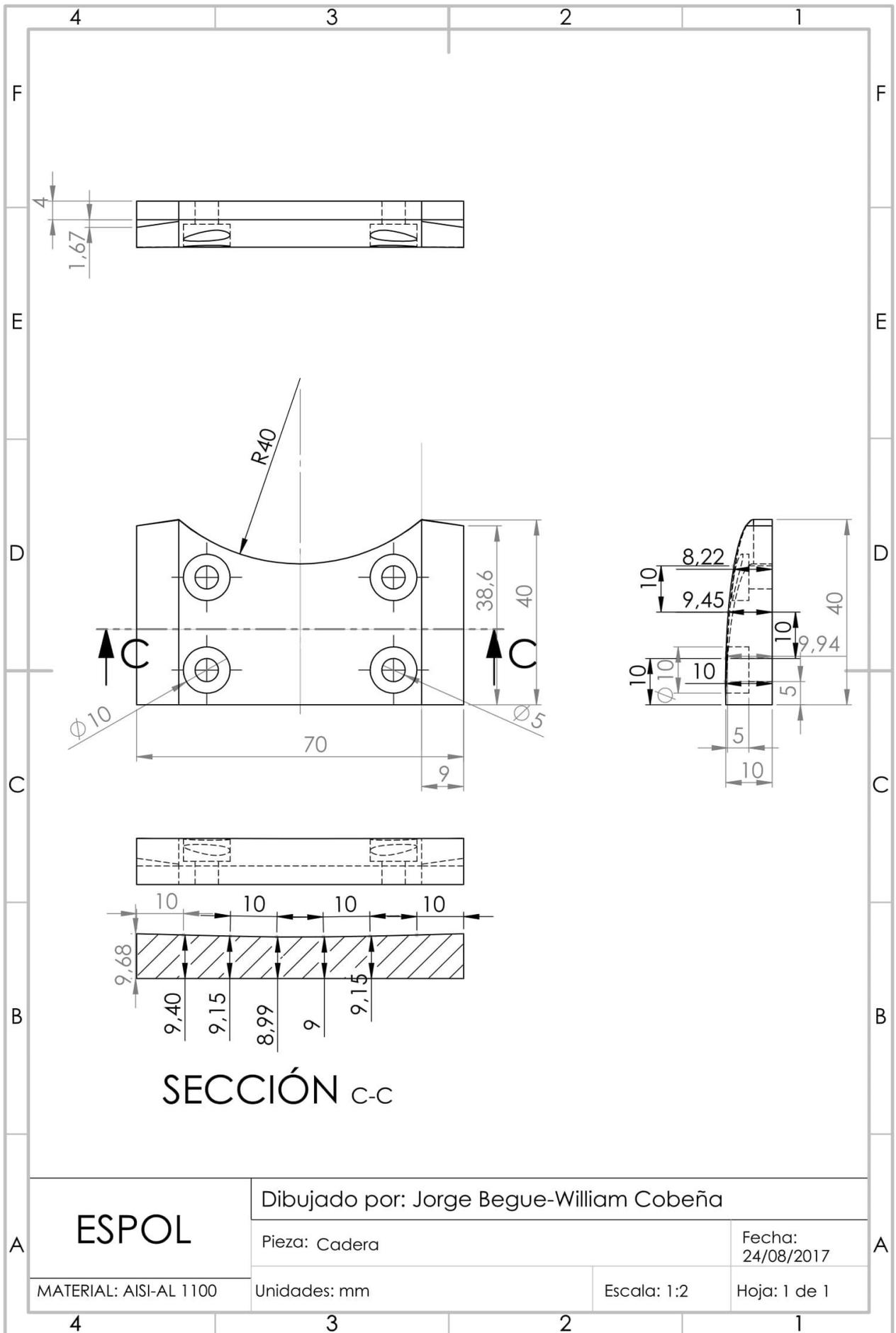
Fecha:
24/08/2017

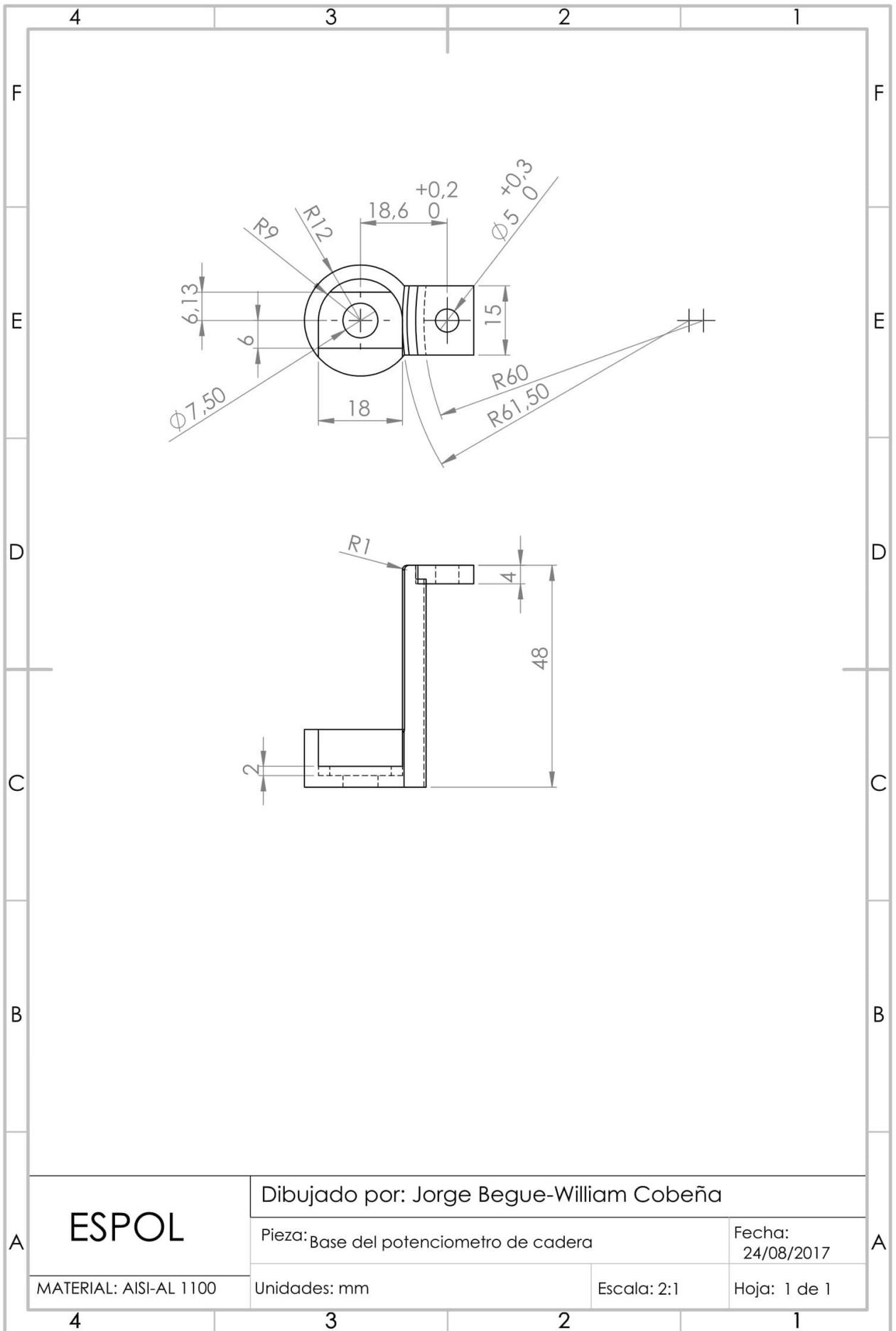
MATERIAL: AISI 301 CR

Unidades: mm

Escala:1:2

Hoja: 1 de 1





ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Base del potenciometro de cadera

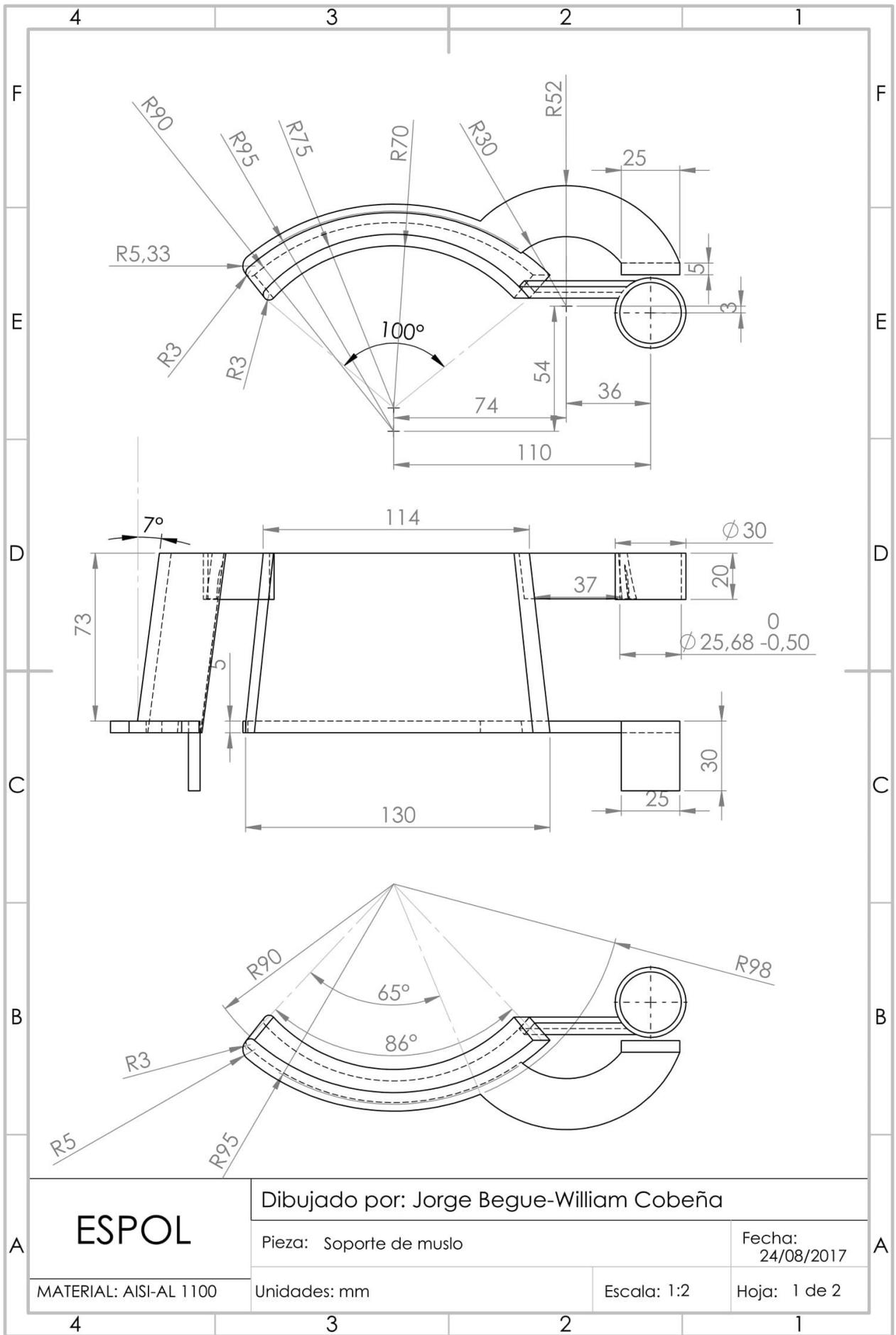
Fecha:
24/08/2017

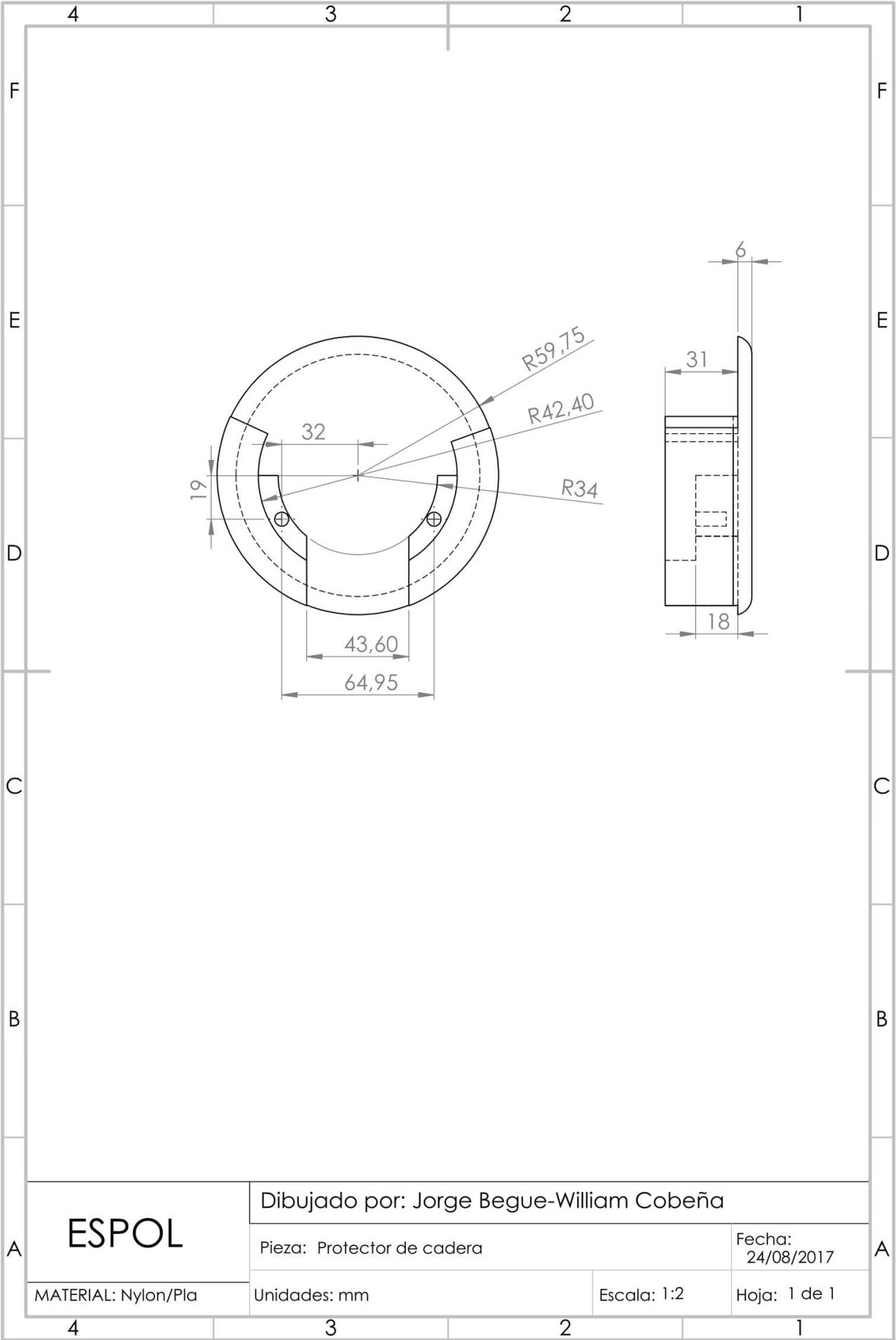
MATERIAL: AISI-AL 1100

Unidades: mm

Escala: 2:1

Hoja: 1 de 1





ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Protector de cadera

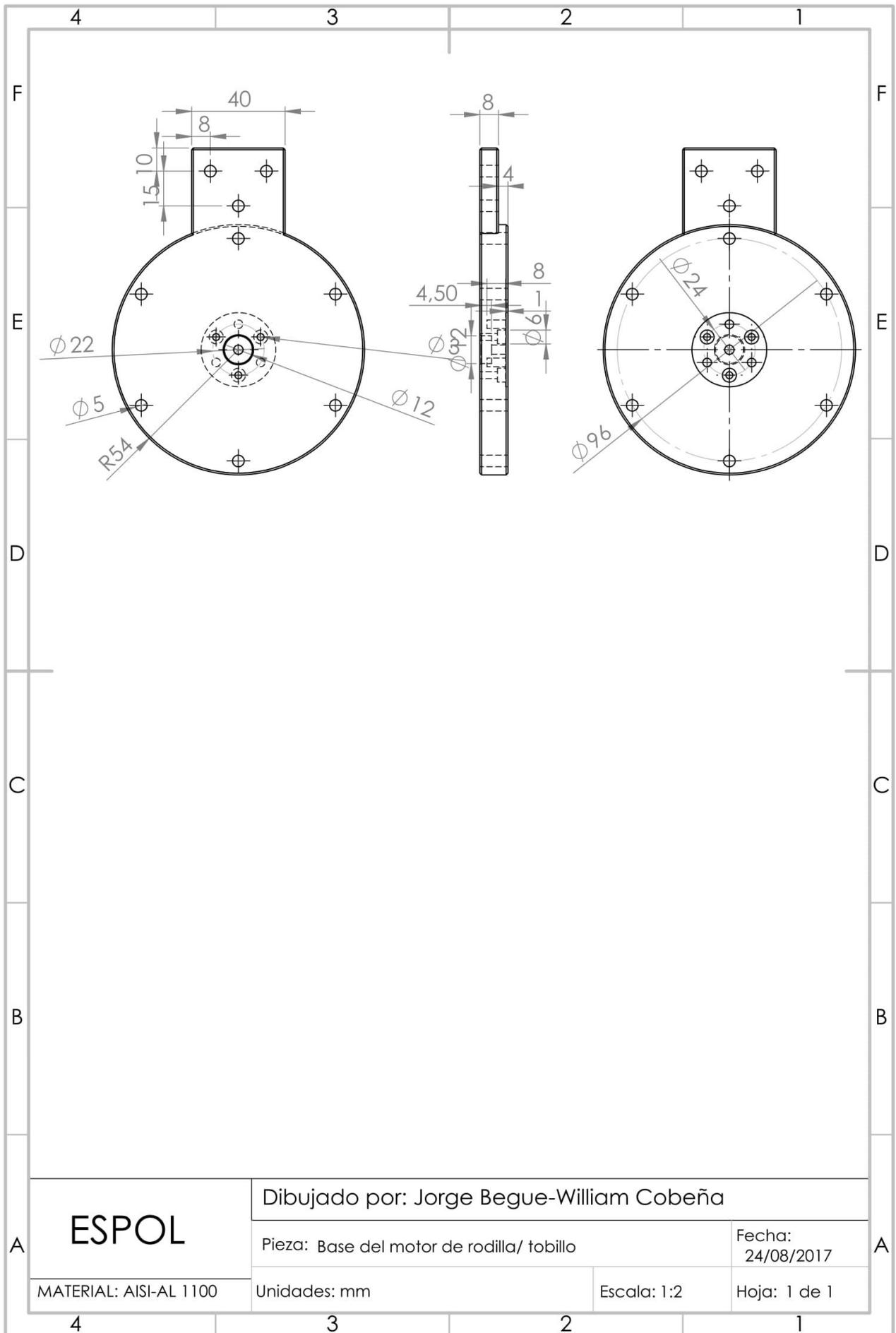
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: Nylon/Pla

Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 1 de 1



ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Base del motor de rodilla/ tobillo

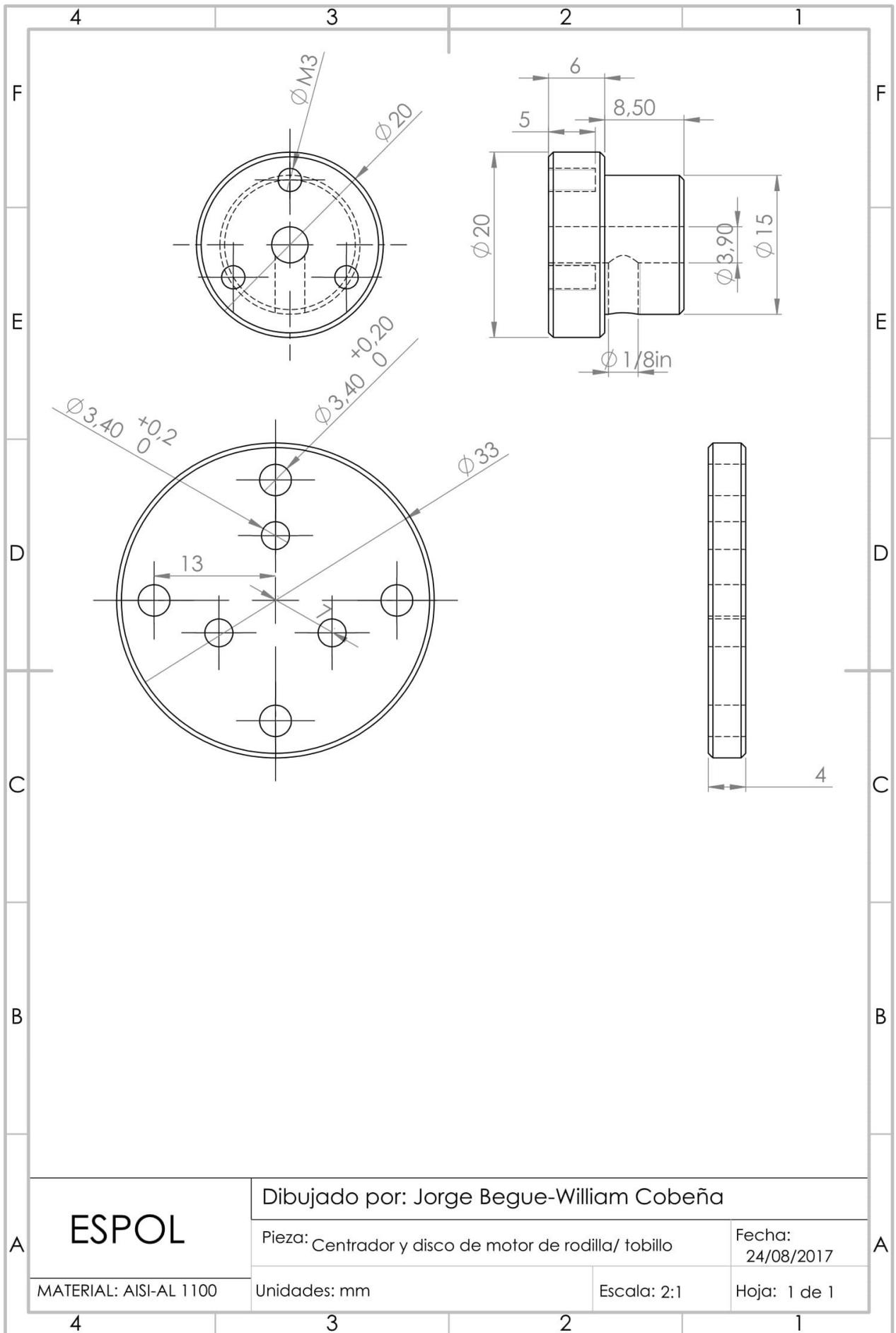
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: AISI-AL 1100

Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 1 de 1



ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Centrador y disco de motor de rodilla/ tobillo

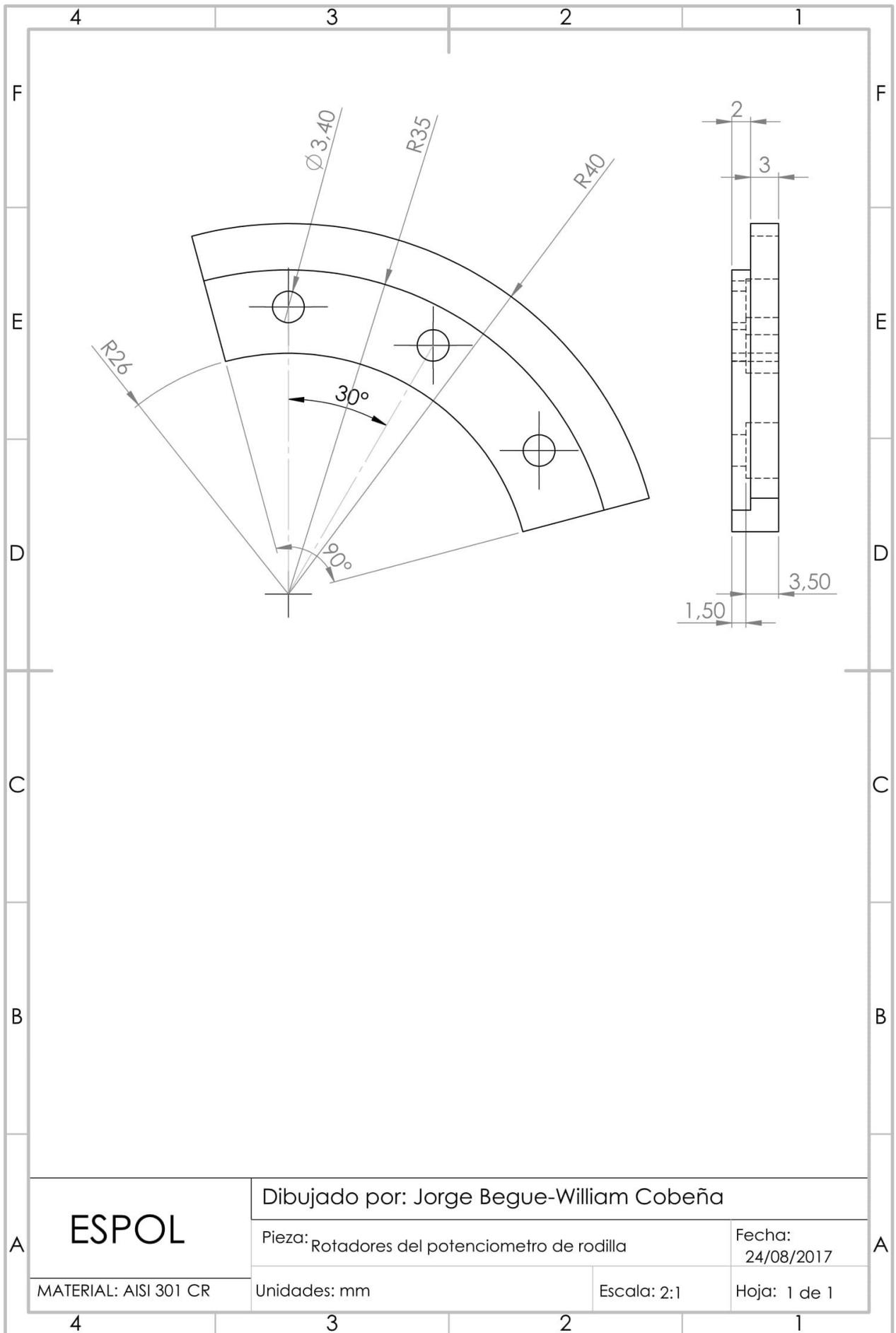
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: AISI-AL 1100

Unidades: mm

Escala: 2:1

Hoja: 1 de 1



ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Rotadores del potenciómetro de rodilla

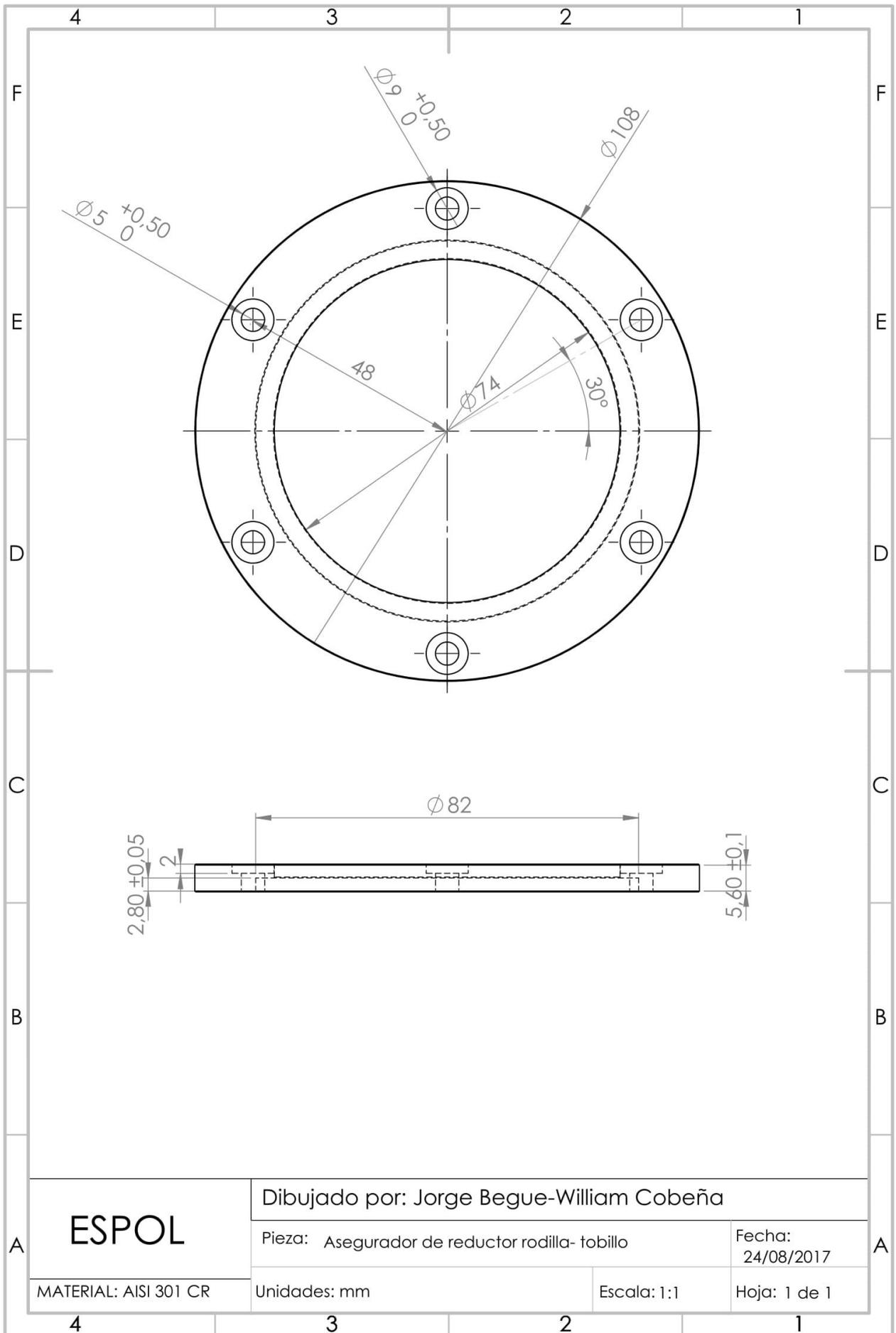
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: AISI 301 CR

Unidades: mm

Escala: 2:1

Hoja: 1 de 1



Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Asegurador de reductor rodilla- tobillo

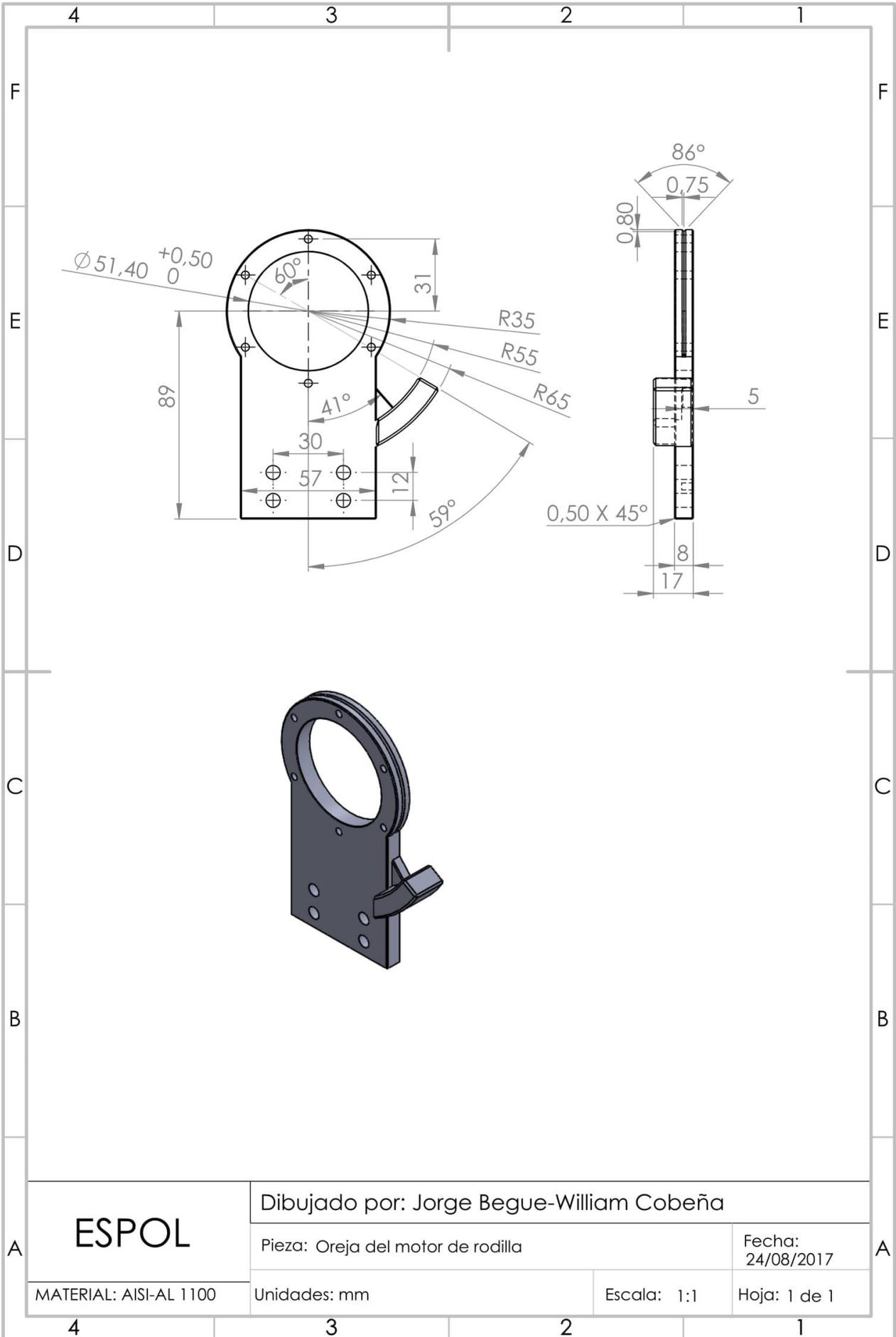
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: AISI 301 CR

Unidades: mm

Escala: 1:1

Hoja: 1 de 1



ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Oreja del motor de rodilla

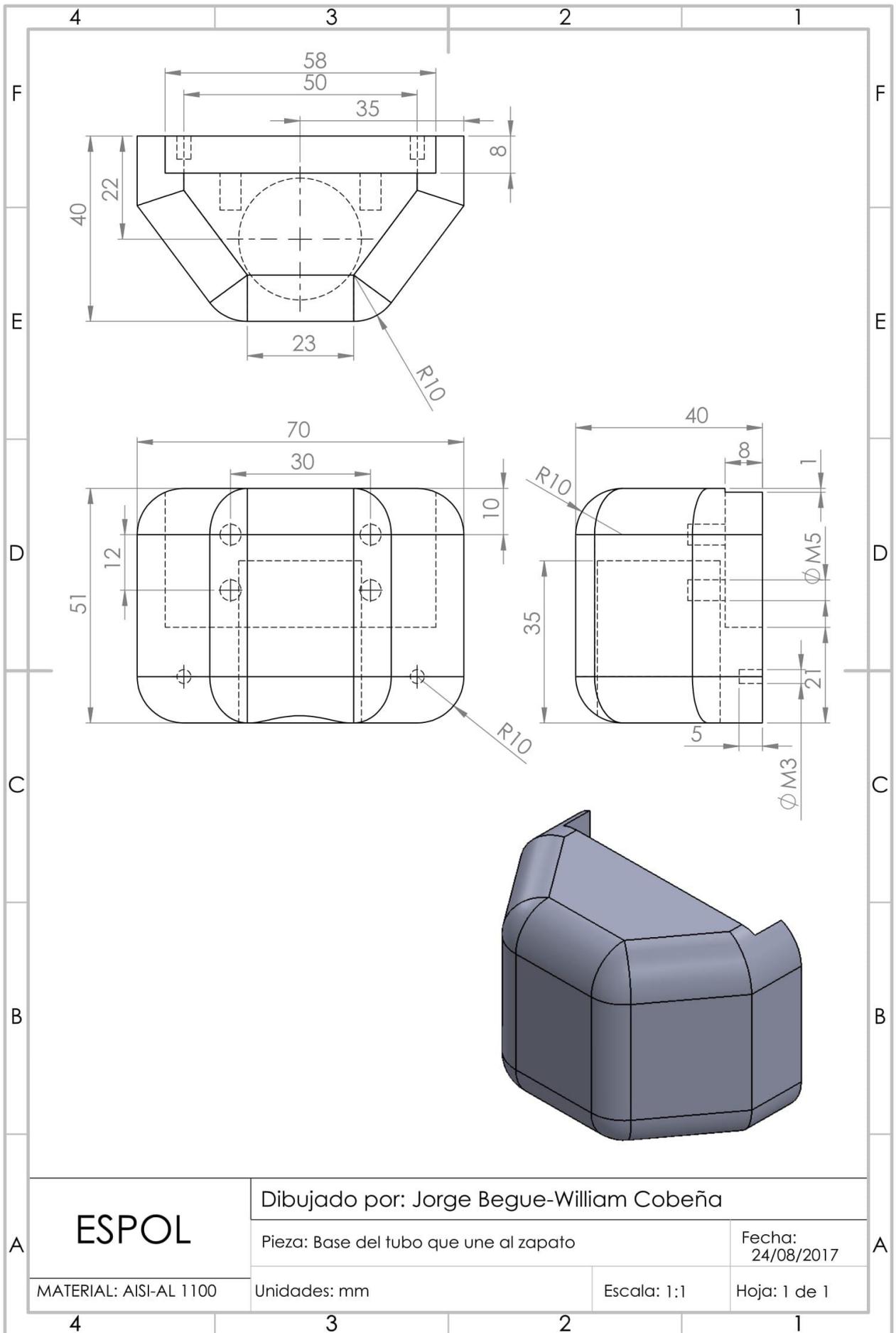
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: AISI-AL 1100

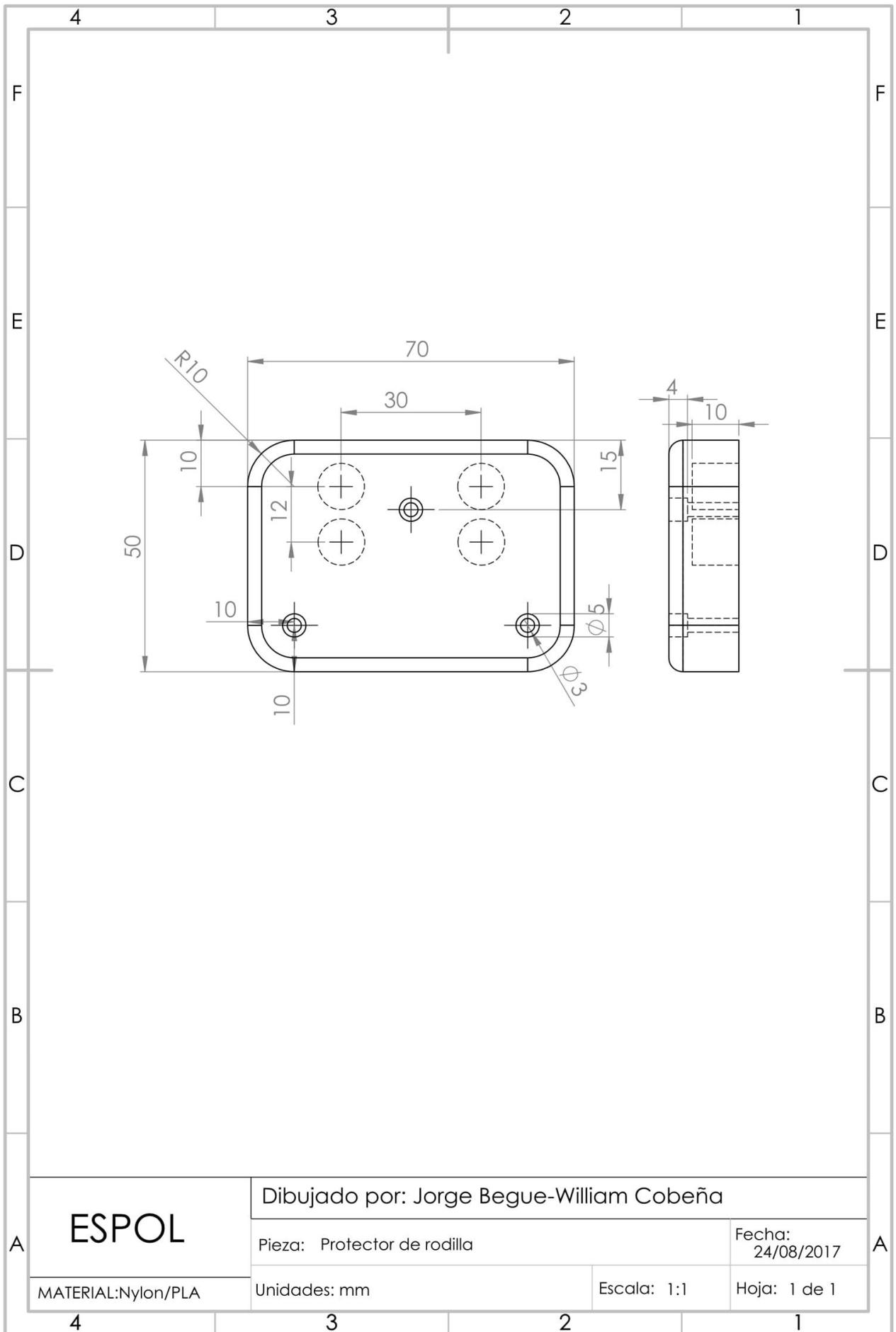
Unidades: mm

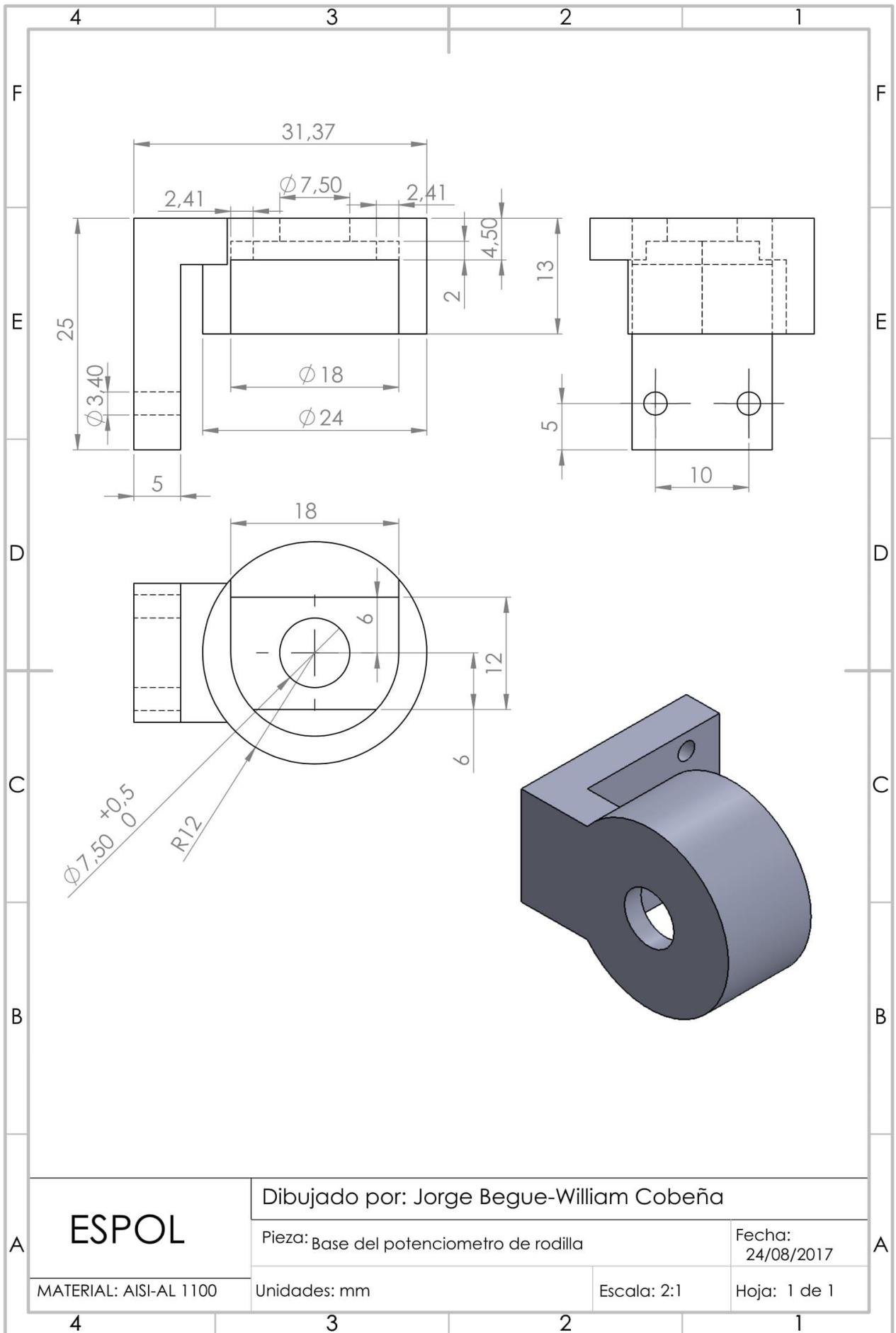
Escala: 1:1

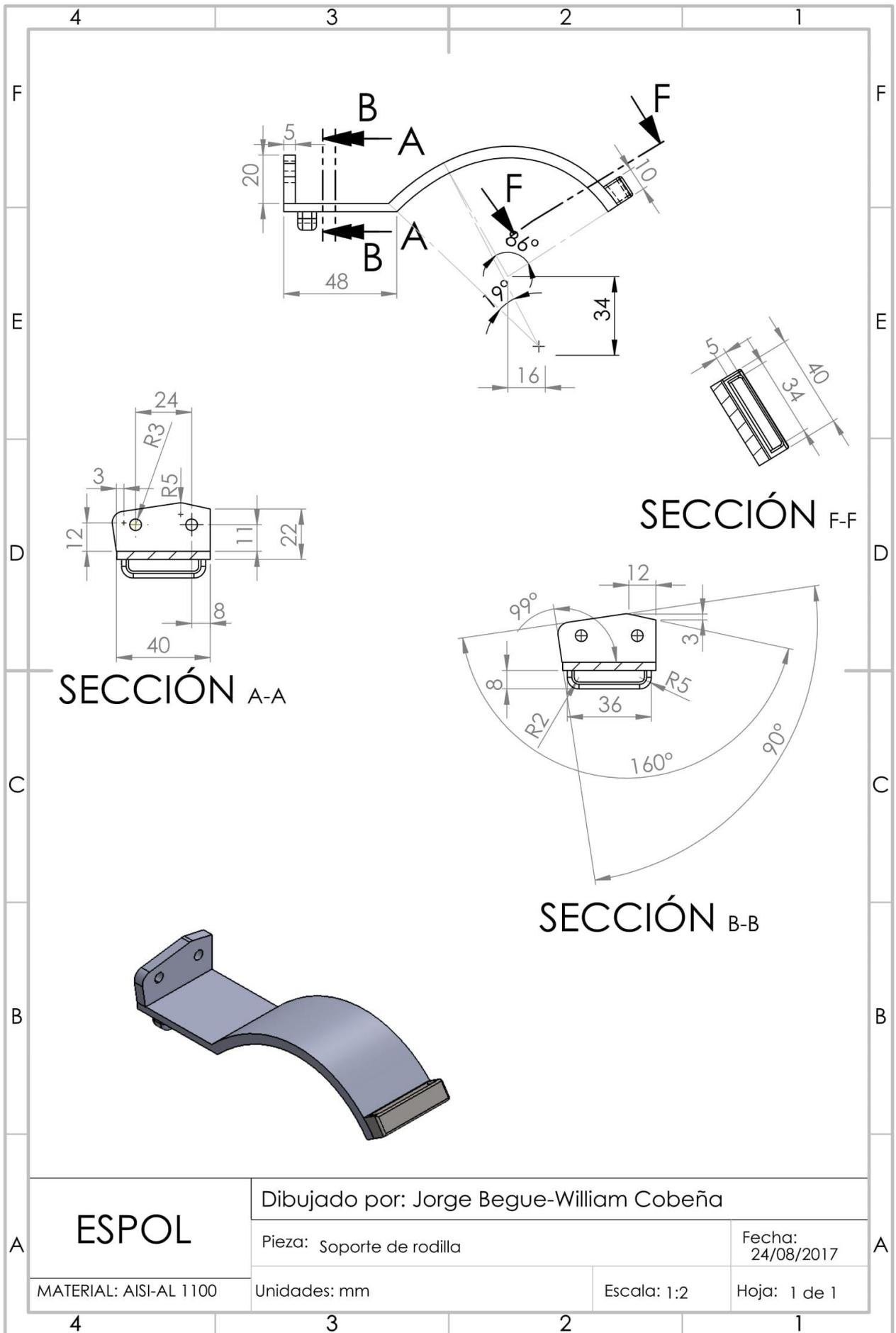
Hoja: 1 de 1

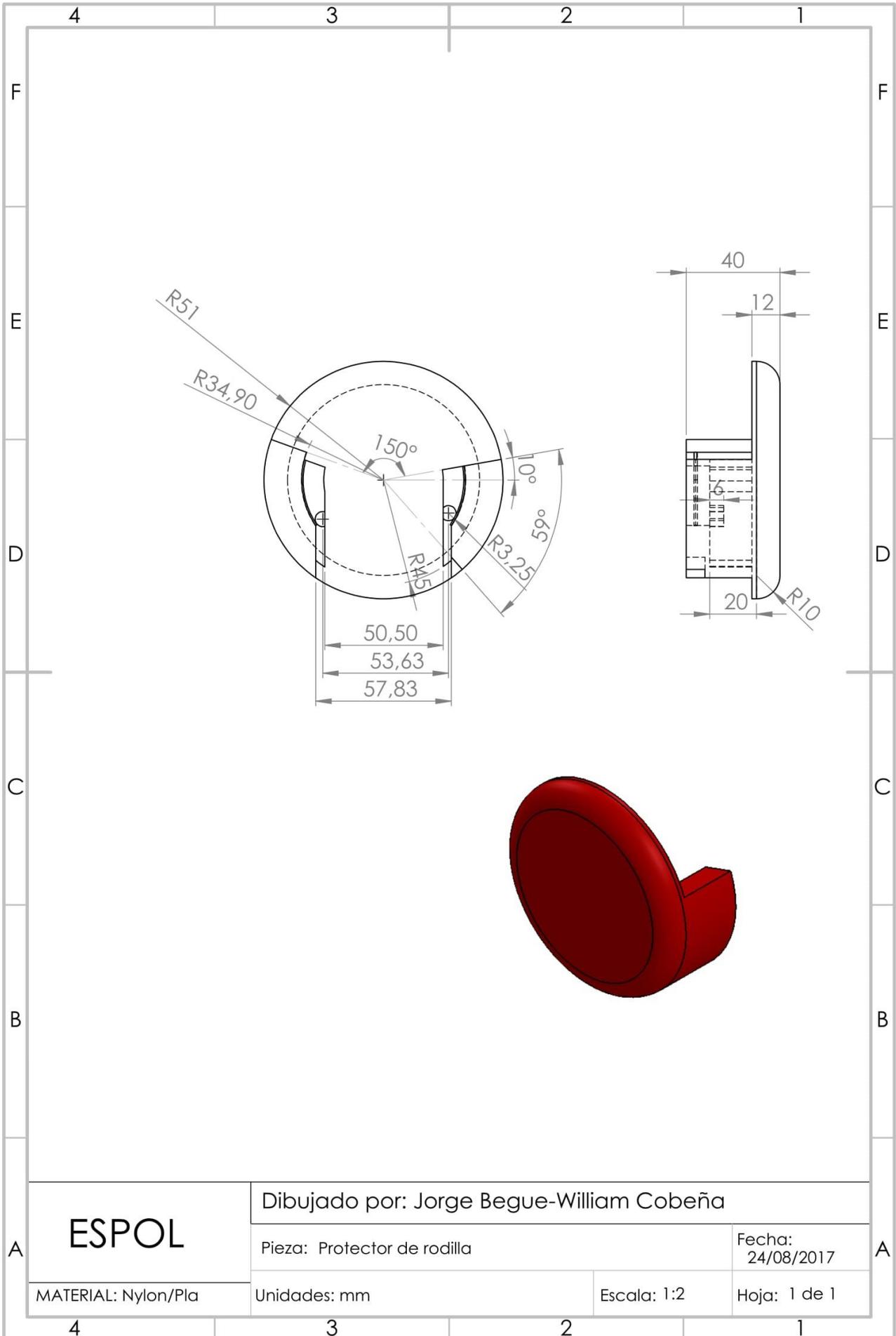


ESPOL	Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña		
	Pieza: Base del tubo que une al zapato		Fecha: 24/08/2017
MATERIAL: AISI-AL 1100	Unidades: mm	Escala: 1:1	Hoja: 1 de 1

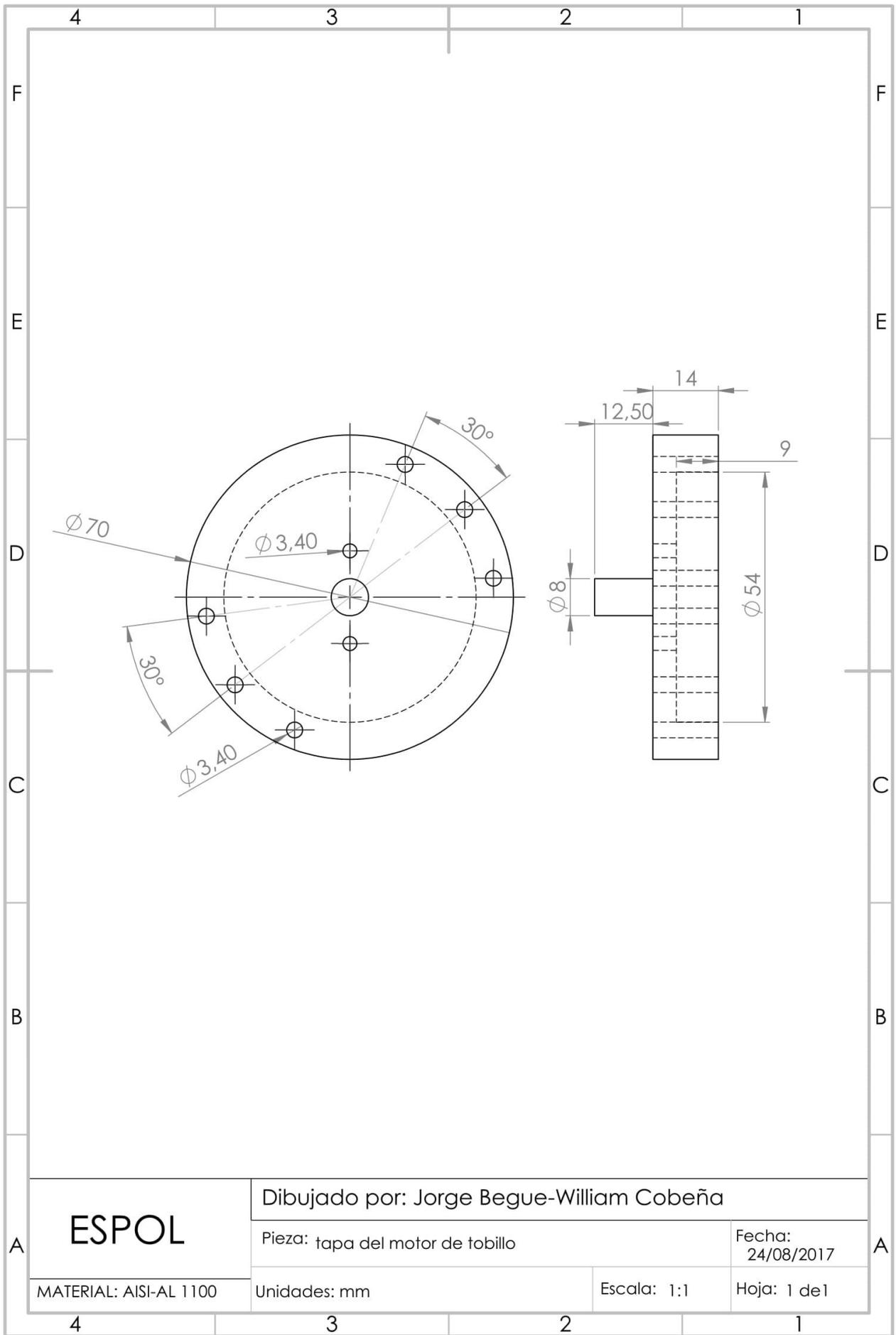


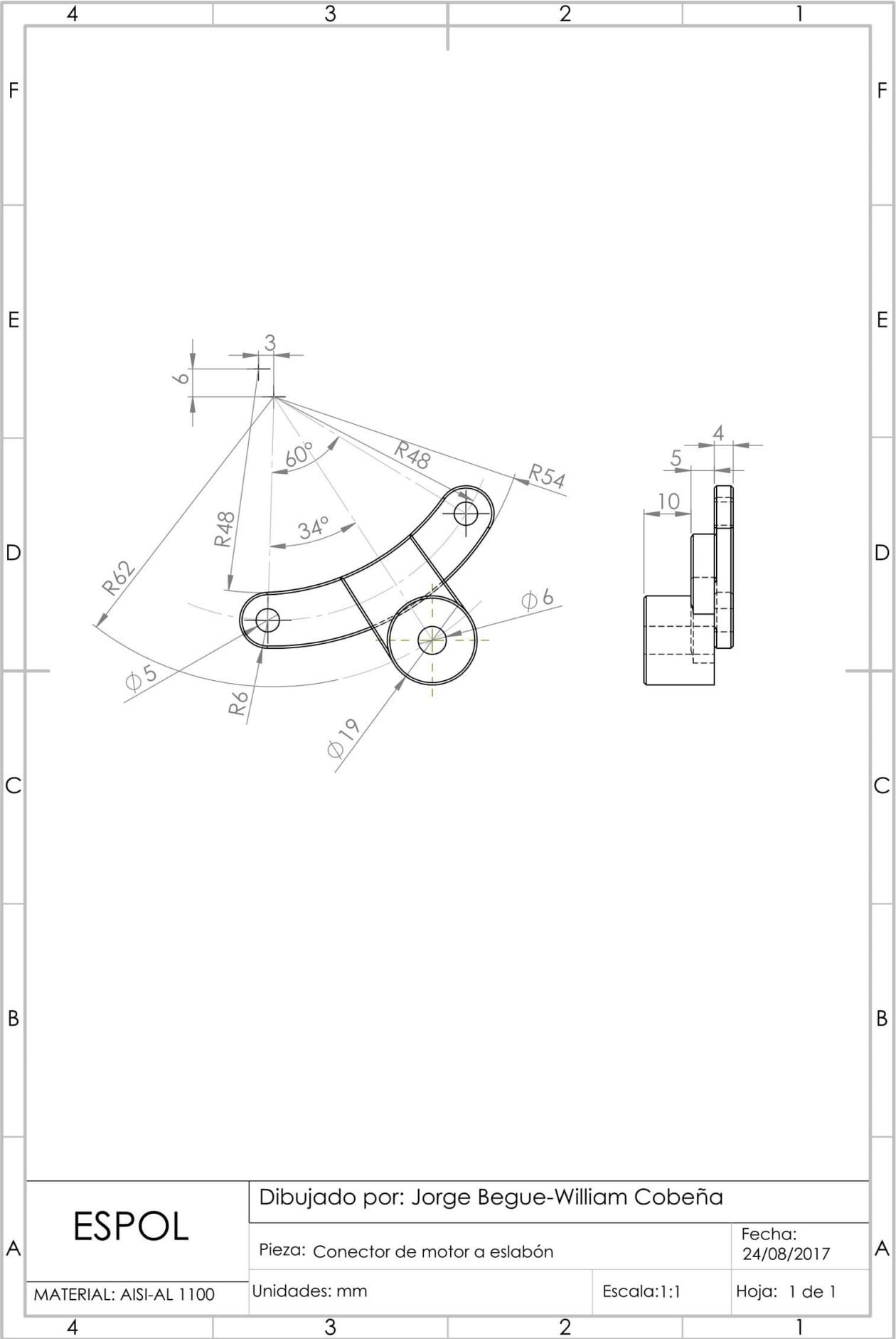


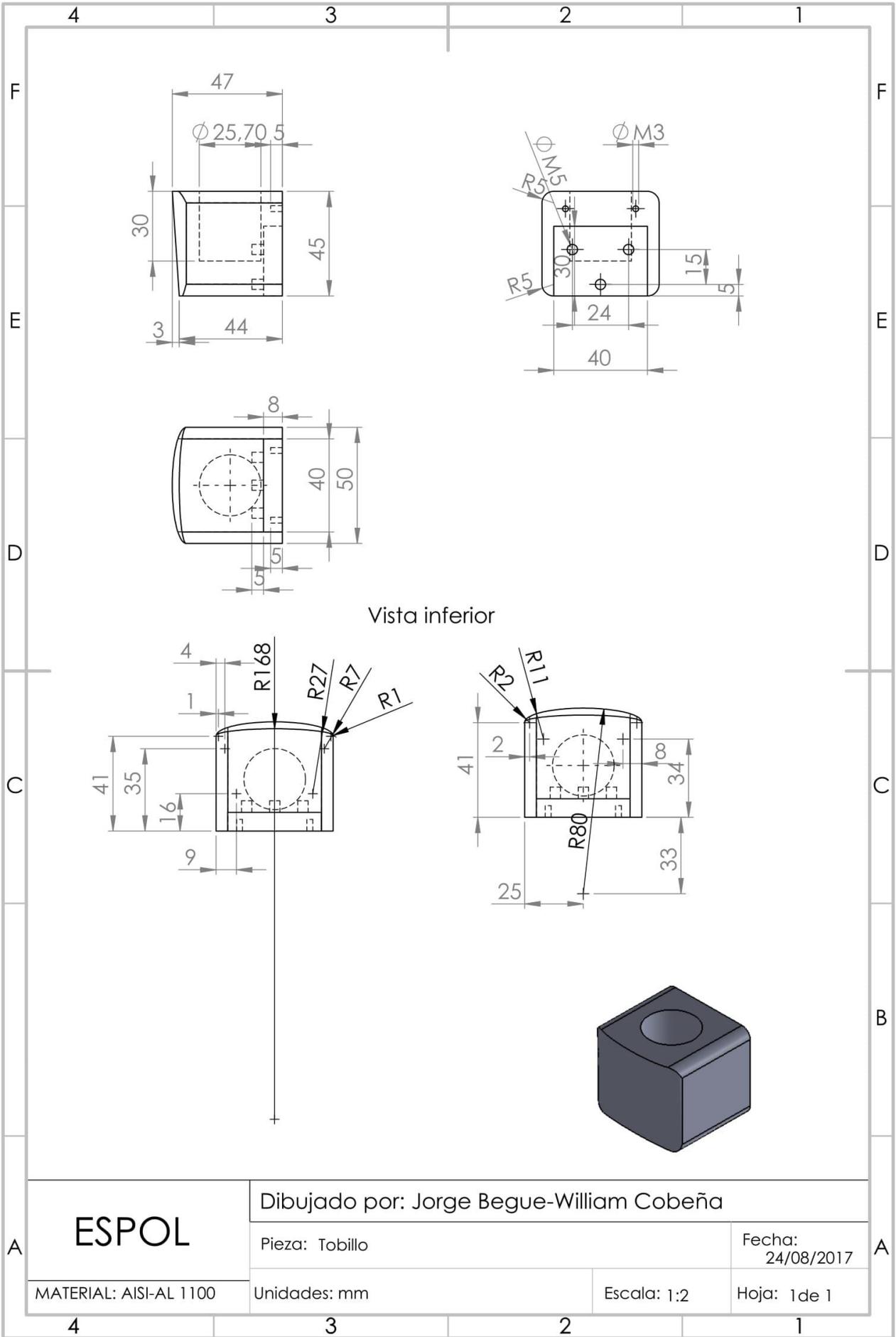




ESPOL	Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña		
	Pieza: Protector de rodilla	Fecha: 24/08/2017	
MATERIAL: Nylon/Pla	Unidades: mm	Escala: 1:2	Hoja: 1 de 1







Vista inferior

ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Tobillo

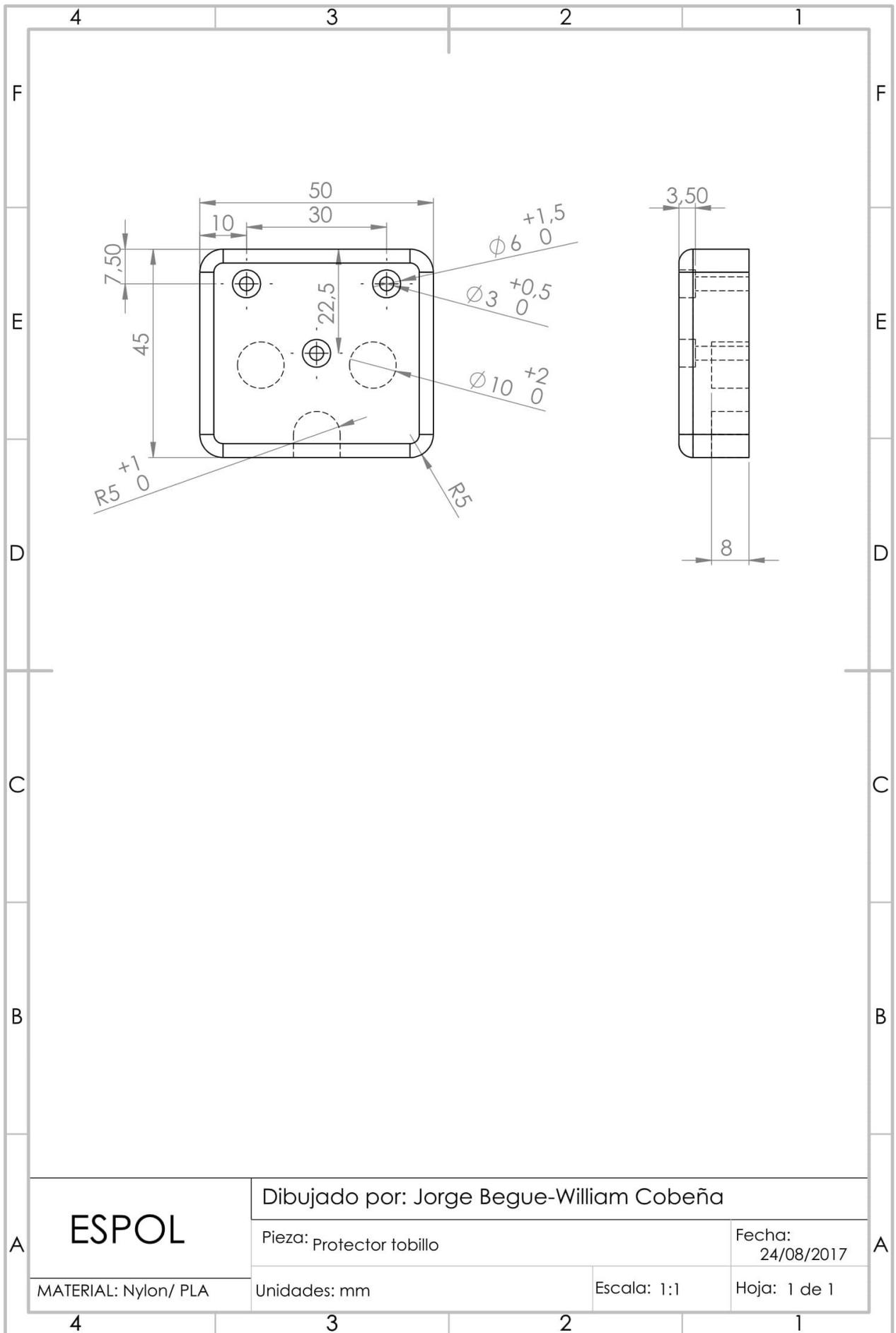
Fecha:
24/08/2017

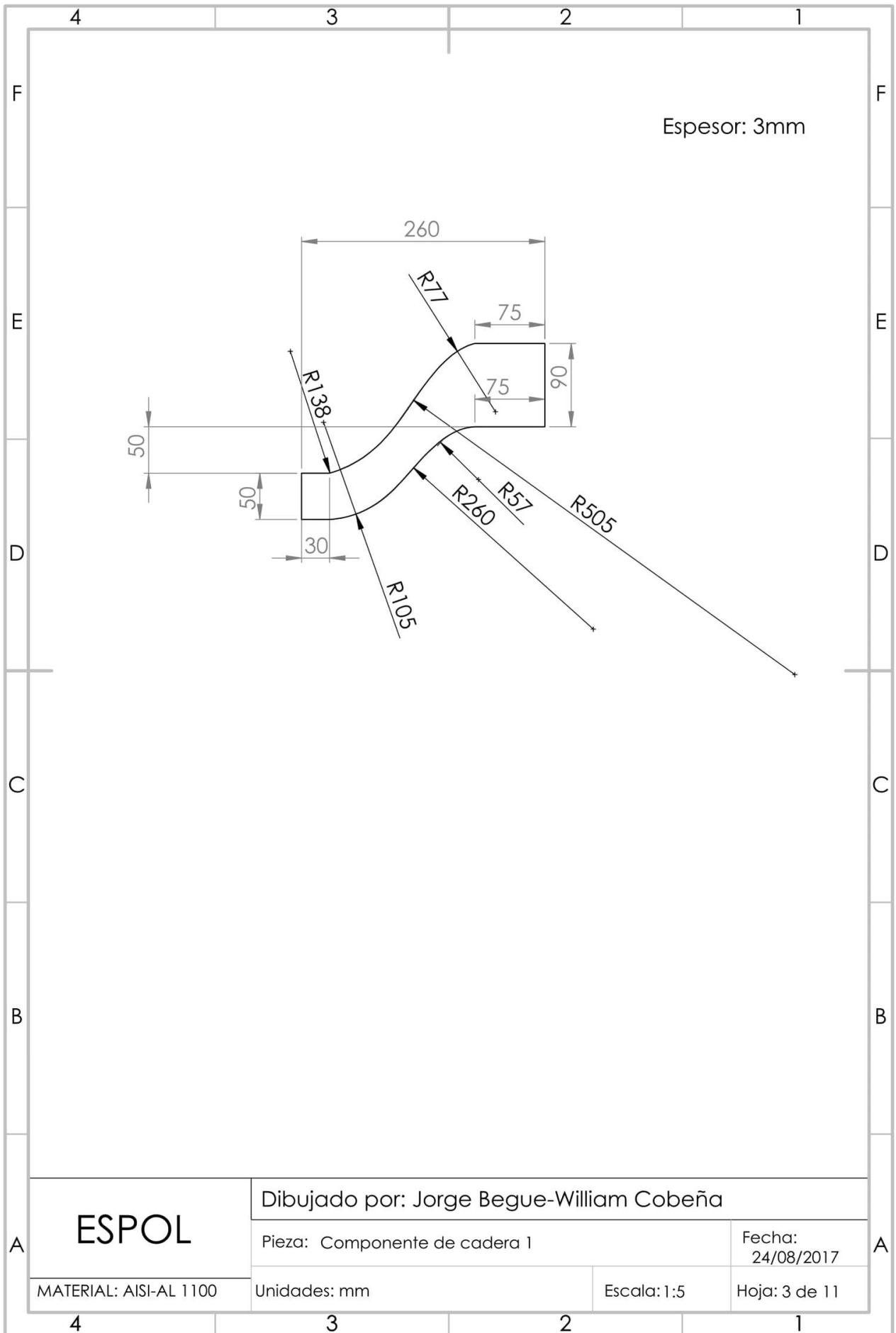
MATERIAL: AISI-AL 1100

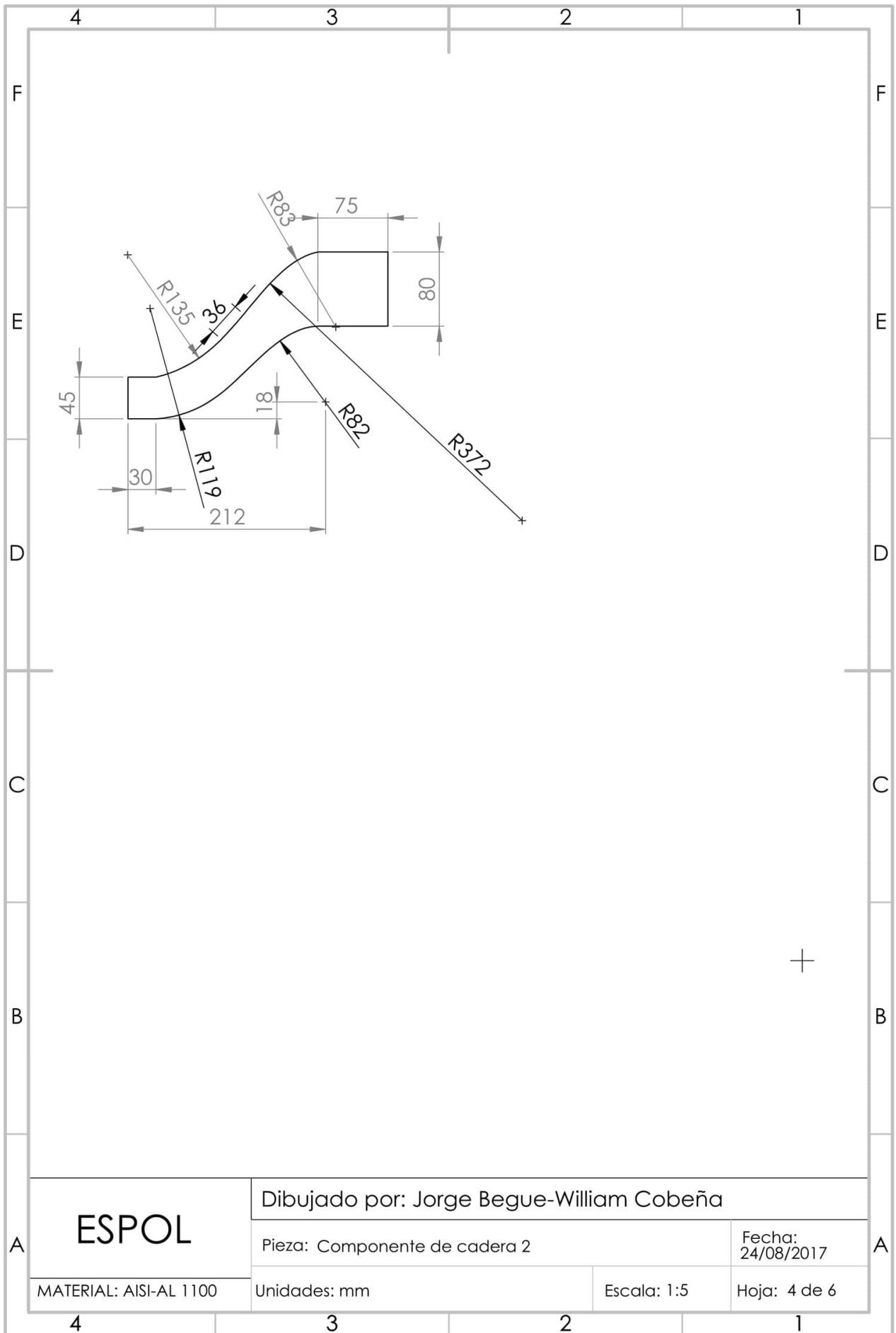
Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 1 de 1







ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Componente de cadera 2

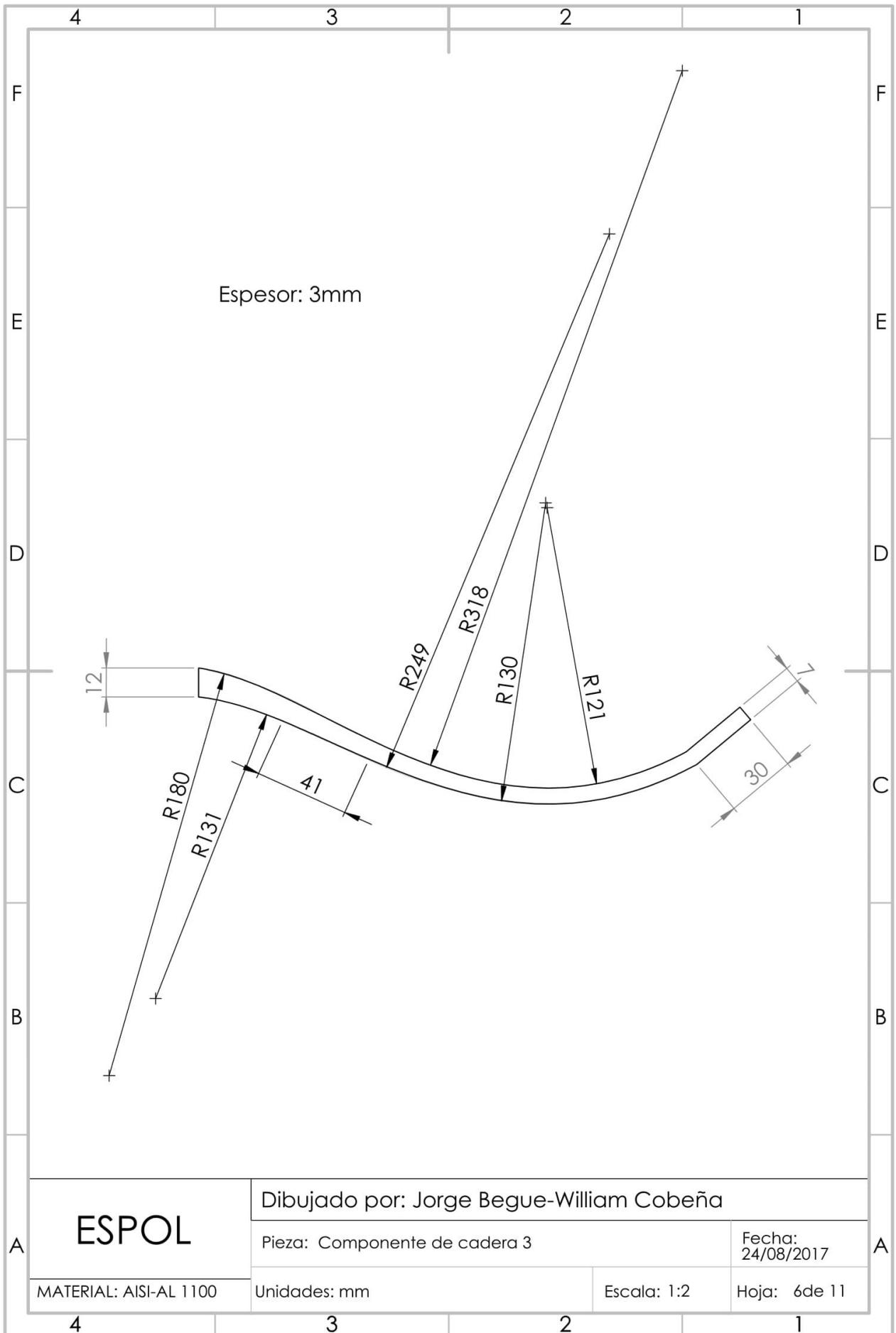
Fecha:
24/08/2017

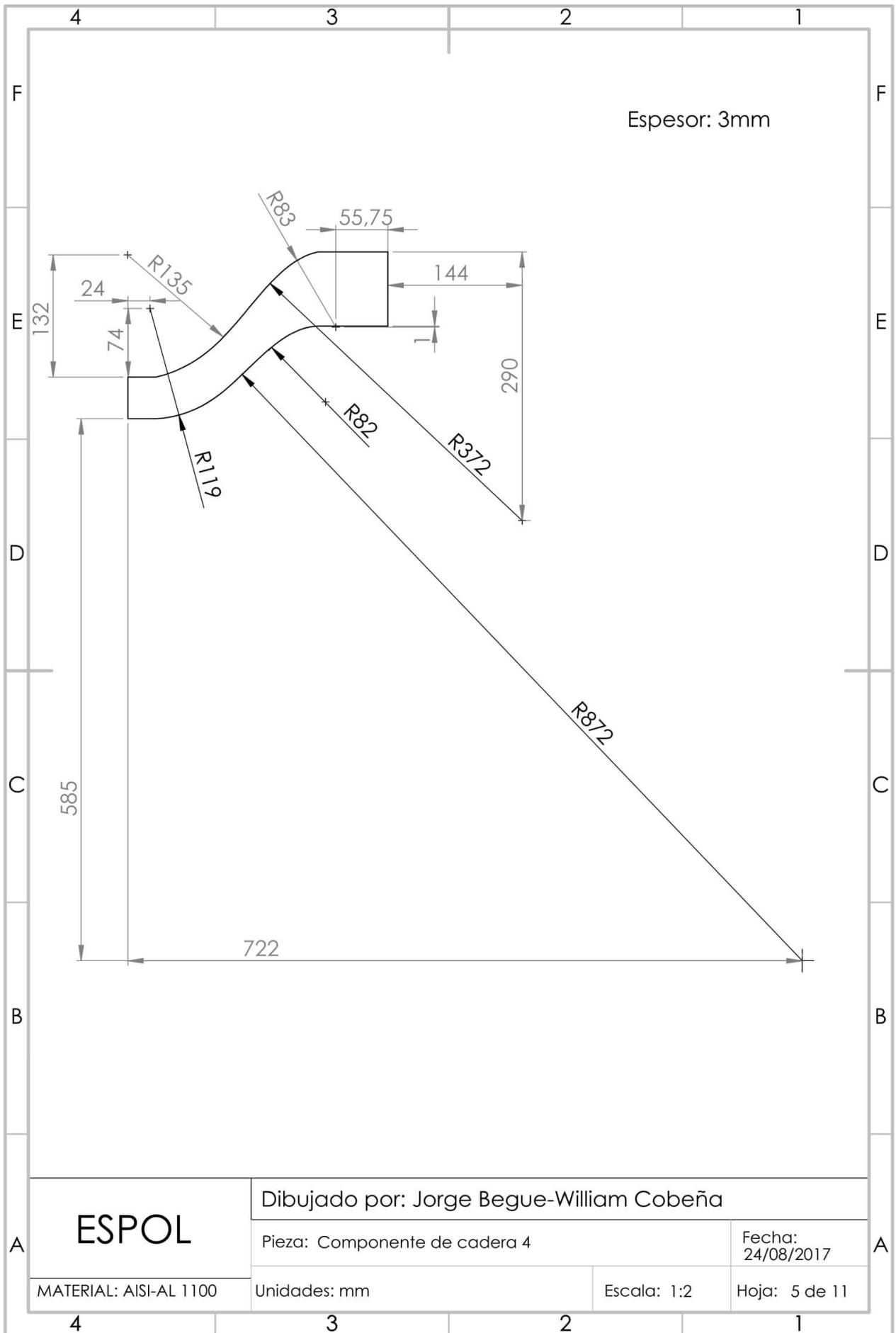
MATERIAL: AISI-AL 1100

Unidades: mm

Escala: 1:5

Hoja: 4 de 6





ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Componente de cadera 4

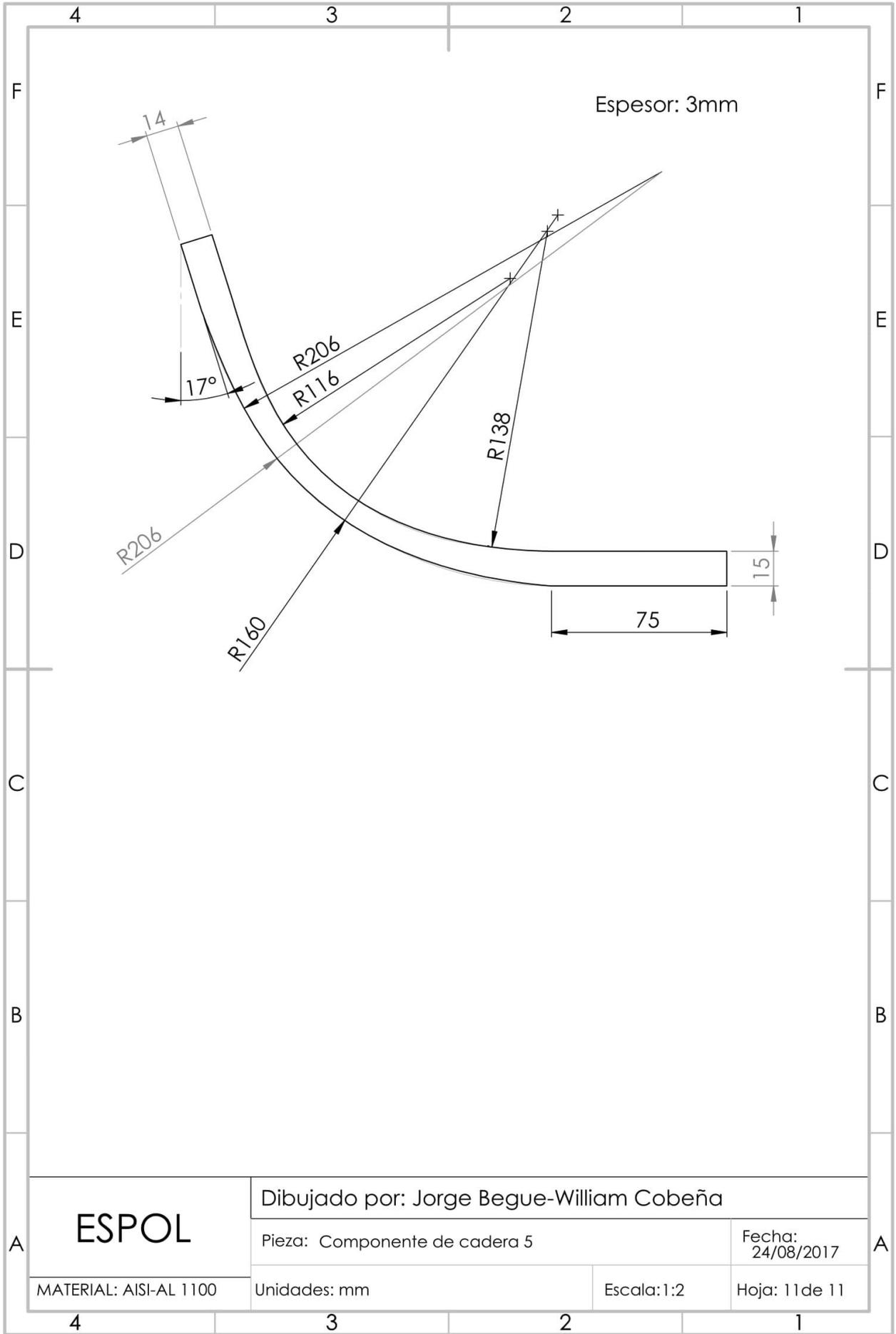
Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: AISI-AL 1100

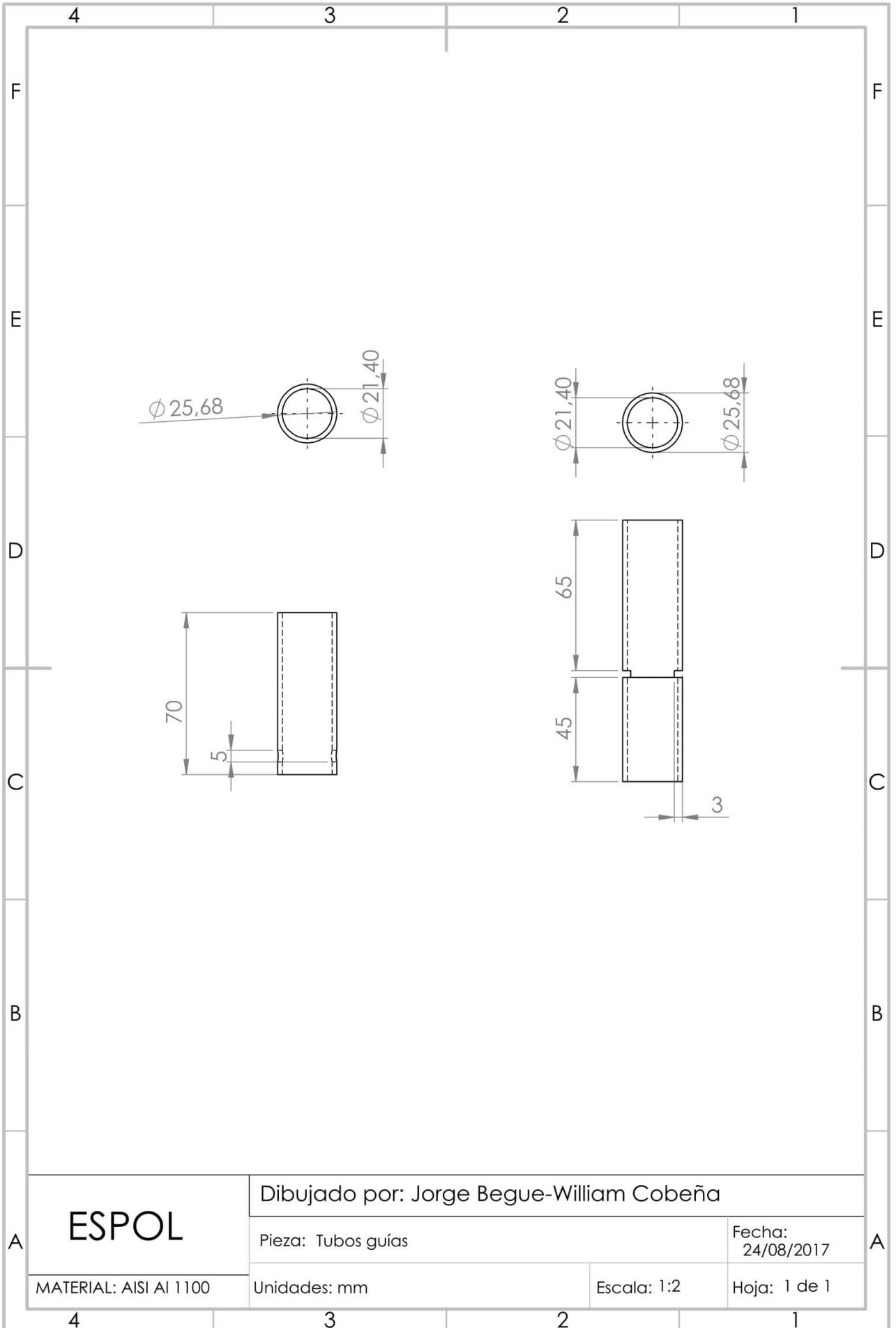
Unidades: mm

Escala: 1:2

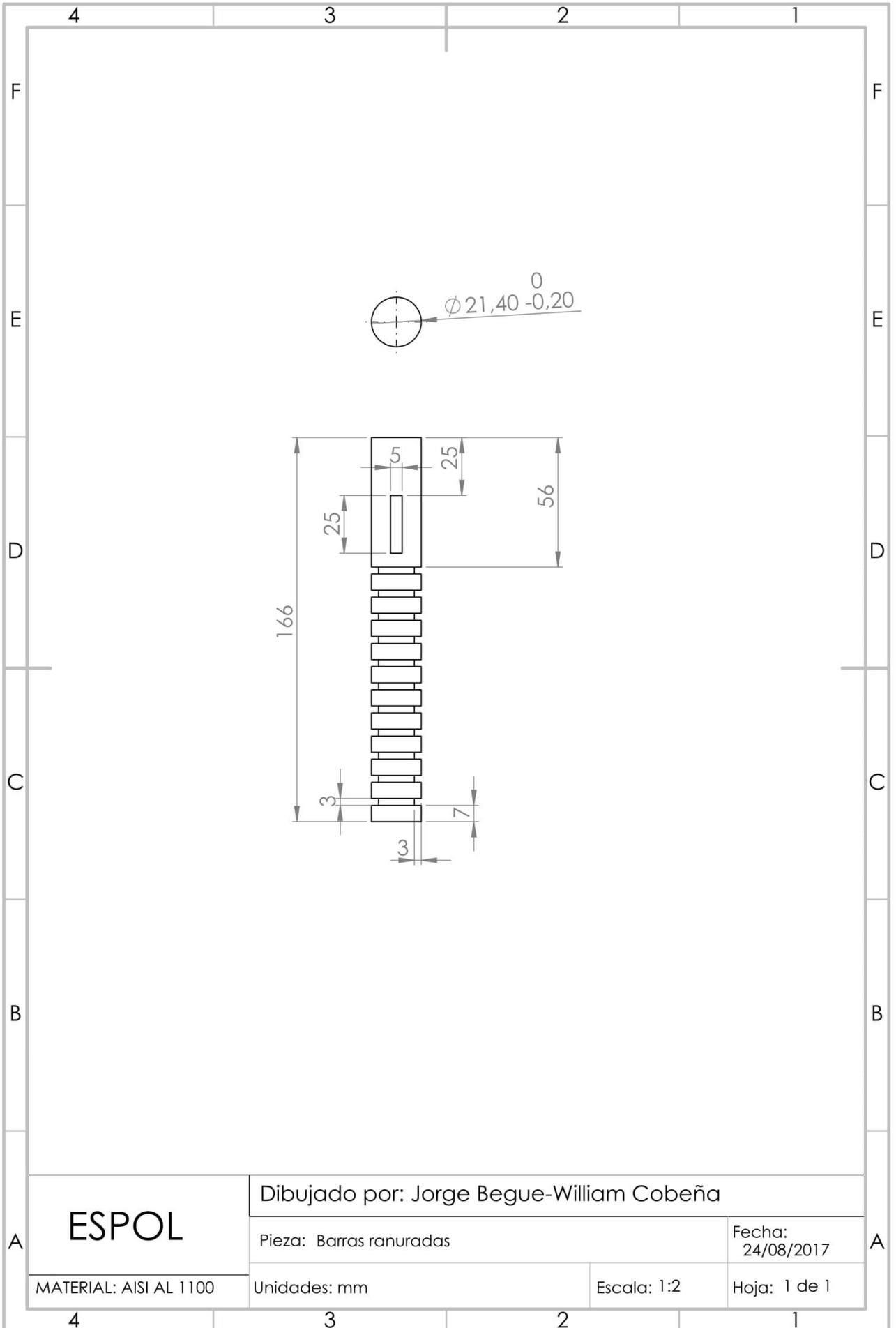
Hoja: 5 de 11



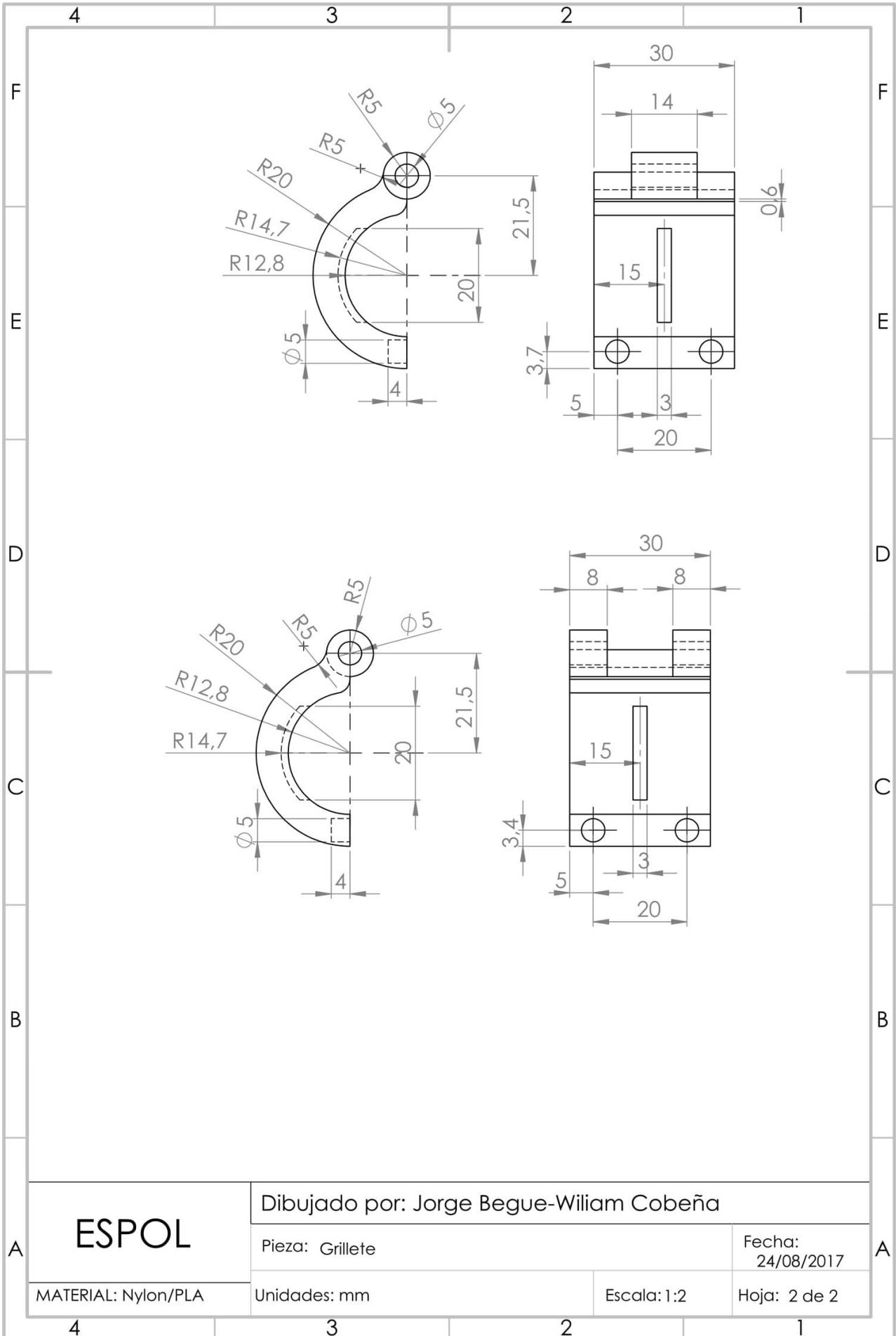
ESPOL	Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña		
	Pieza: Componente de cadera 5	Fecha: 24/08/2017	
MATERIAL: AISI-AL 1100	Unidades: mm	Escala: 1:2	Hoja: 11 de 11



ESPOL	Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña		
	Pieza: Tubos guías		Fecha: 24/08/2017
MATERIAL: AISI A1 1100	Unidades: mm	Escala: 1:2	Hoja: 1 de 1



ESPOL	Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña		
	Pieza: Barras ranuradas		Fecha: 24/08/2017
MATERIAL: AISI AL 1100	Unidades: mm	Escala: 1:2	Hoja: 1 de 1



ESPOL

Dibujado por: Jorge Begue-William Cobeña

Pieza: Grillete

Fecha:
24/08/2017

MATERIAL: Nylon/PLA

Unidades: mm

Escala: 1:2

Hoja: 2 de 2