

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA



"DISPOSITIVO DE TRATAMIENTO DE
EQUILIBRIO EN SEDESTACIÓN"

TRABAJO FIN DE GRADO

Septiembre - 2024

AUTOR: Moisés Plaza Sánchez

DIRECTOR: Abel Riquelme Navarro Arcas

Este Trabajo de Fin de Grado se lo dedico a mi familia, porque me han apoyado siempre, incluso sabiendo que mi sueño es otro.

A mis amigos, por estar en los buenos y en los malos momentos, porque me hacen feliz.

A mis abuelos, porque se alegraron muchísimo de que entrase en el grado, y hoy me ven finalizando mis estudios desde el cielo.

*A Arturo, por representar la figura del compañerismo durante mi etapa universitaria.
Me llevo un amigo para toda la vida.*

A mi padre, por hacer lo imposible para que cumpliera mi sueño cuando no era viable.

Solo me queda decir que la verdad termina ganando, y los sueños terminan haciéndose realidad tarde o temprano si luchas por ellos.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	7
1.1 ANTECEDENTES	7
1.2 OBJETIVOS PRINCIPALES	9
1.3 ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE	10
2. MATERIALES Y MÉTODOS	16
2.1 IDEAS DE DISPOSITIVO Y JUSTIFICACIÓN DE LA ELECCIÓN	16
2.2 DESARROLLO DEL DISPOSITIVO ACCIONADO MEDIANTE ACTUADORES	19
2.2.1 DISEÑO MECÁNICO	19
2.2.2 DEMOSTRACIÓN VALIDEZ ACTUADOR	24
2.2.3 CÁLCULOS Y DIMENSIONAMIENTO PREVIO	26
2.2.4 MATERIALES Y MÉTODOS DE FABRICACIÓN SELECCIONADOS ..	33
2.2.5 COSTE APROXIMADO DEL DISPOSITIVO	49
3. ANÁLISIS DE RESULTADOS	51
3.1 ANÁLISIS DE TENSIONES Y DESPLAZAMIENTOS	51
3.1.1 ANÁLISIS EN EL EJE	51
3.1.2 ANÁLISIS EN EL ASIENTO	53
4.1 CUMPLIMIENTO DE OBJETIVOS	54
4.2 LÍNEAS A SEGUIR Y FUTUROS TRABAJOS	55
4.2.1 CONFIGURACIÓN ELECTRÓNICA	55
4.2.2 MEJORAS DEL DISPOSITIVO	56
5. BIBLIOGRAFÍA	57
6. ANEXOS	58
6.1 PLANOS	58

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Imagen 1. Capturas de los movimientos requeridos por el departamento de Fisioterapia.	8
Imagen 2. Dispositivo eléctrico para equilibrio en sedestación y bipedestación.	11
Imagen 3. Asiento tipo balancín para equilibrio en sedestación.	12
Imagen 4. Butaca de equilibrio manual.	13
Imagen 5. Funcionamiento del toro mecánico.....	16
Imagen 6. Ejemplo de asiento de instalaciones deportivas.....	20
Imagen 7. Boceto pata.	21
Imagen 8. Boceto rótula.....	21
Imagen 9. Boceto soporte actuador.	21
Imagen 10. Boceto unión motor y soporte actuador.....	21
Imagen 11. Boceto eje.	21
Imagen 12. Boceto soporte asiento.....	21
Imagen 13. Boceto asiento.....	21
Imagen 14. Boceto protección tornillería.	21
Imagen 15. Boceto capa acolchada asiento.	21
Imagen 16. Boceto asa.....	21
Imagen 17. Boceto eje con dimensiones y fuerzas aplicadas.	27
Imagen 18. Boceto asiento con apoyos en las esquinas y fuerza aplicada.	29
Imagen 19. Boceto vigas diagonales con apoyos en las esquinas y fuerza aplicada.	30
Imagen 20. Boceto viga biapoyada con carga distribuida centrada.....	30
Imagen 21. Boceto actuador con dimensiones aproximadas.....	32
Imagen 22. Diseño de la pata del dispositivo.	38
Imagen 23. Diseño de la rótula del dispositivo.....	39
Imagen 24. Diseño del soporte del actuador del dispositivo.	40
Imagen 25. Diseño de la pieza de unión del motor del actuador con el soporte del mismo.	41
Imagen 26. Diseño del eje del dispositivo.	42
Imagen 27. Diseño del soporte del asiento del dispositivo.....	43
Imagen 28. Diseño del asiento del dispositivo.	44
Imagen 29. Diseño de la pieza de protección de la tornillería 1 del dispositivo.	45
Imagen 30. Diseño de la capa acolchada del asiento del dispositivo.	46

Imagen 31. Diseño del asa del dispositivo.....	47
Imagen 32. Diseño del ensamblaje visto desde arriba del dispositivo.	48
Imagen 33. Diseño del ensamblaje visto desde abajo del dispositivo.	48
Imagen 34. Cálculo del desplazamiento en la zona del eje.	51
Imagen 35. Cálculo de la tensión máxima en la zona del eje.	52
Imagen 36. Cálculo del desplazamiento en el asiento.	53
Imagen 37. Cálculo de la tensión máxima en el asiento.....	53



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Ventajas del dispositivo con actuadores respecto a los dispositivos similares analizados.	22
Tabla 2. Diagrama Fuerza-Carrera comprobación validez actuador.	24
Tabla 3. Diagrama Velocidad-Carrera comprobación validez actuador.	24
Tabla 4. Diagrama Fuerza Promedia-Longitud de Servicio comprobación validez actuador.	25
Tabla 5. Preciario materiales piezas dispositivo en 2024.	49
Tabla 6. Preciario técnicas de fabricación piezas dispositivo en 2024.	49
Tabla 7. Costes de las piezas del dispositivo en 2024.	50



1. INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES

Este trabajo de fin de grado tiene un enfoque interdisciplinar y ha sido desarrollado en colaboración con Adrián Pagán Del Valle, estudiante de Fisioterapia en la Universidad Miguel Hernández de Elche. El proyecto integra conocimientos de fisioterapia e ingeniería mecánica para abordar los desafíos asociados al equilibrio en sedestación. El objetivo principal es diseñar un dispositivo que permita evaluar objetivamente y entrenar el equilibrio en sedestación y la estabilidad del tronco.

Para contextualizar, es esencial entender qué se entiende por sedestación. Esta posición se define como aquella en la que la base de apoyo del cuerpo se encuentra entre la utilizada en bipedestación y la empleada durante el decúbito. En esta postura, la base de apoyo está formada por la parte posterior de los muslos y los pies [1].

El origen de este proyecto proviene de la iniciativa de los profesores María del Carmen Lillo Navarro y Abel Riquelme Navarro Arcas, pertenecientes a los departamentos de Fisioterapia e Ingeniería Mecánica, respectivamente. Su intención era desarrollar un proyecto ambicioso que fusionara la fisioterapia con tecnologías mecánicas, con el objetivo de facilitar el trabajo de los fisioterapeutas. Decidieron centrarse en el equilibrio en sedestación, un área que hasta ese momento había sido poco explorada desde una perspectiva mecánica.

Antes de iniciar este proyecto, el estudiante de fisioterapia llevó a cabo una investigación sobre los dispositivos existentes para la evaluación y tratamiento en fisioterapia neurológica. Descubrió que había muy pocos dispositivos diseñados específicamente para entrenar el equilibrio en sedestación, lo que destacó la necesidad de desarrollar una solución innovadora en este campo.

Luego de completar la investigación inicial, el estudiante entrevistó a fisioterapeutas especializados en neurología para profundizar en las necesidades y desafíos clínicos. A partir de las respuestas obtenidas, elaboró un cuestionario que fue distribuido en clínicas de fisioterapia especializadas en neurología. Los resultados de este cuestionario permitieron definir una idea preliminar de los movimientos y funciones que el dispositivo debía realizar.

El diseño inicial del dispositivo se enfocaba en estabilizar a los pacientes que, al estar sentados, perdieran el equilibrio. El dispositivo debía detectar el movimiento resultante del desequilibrio y corregirlo, devolviendo al paciente a una posición equilibrada.

Sin embargo, tras varias reuniones tanto presenciales como virtuales, se decidió añadir una función adicional: el empuje. Además de estabilizar al paciente, el dispositivo debía ser capaz de generar un empuje controlado, obligando al paciente a ejercitar la zona afectada de la espalda al intentar recuperar su equilibrio.



Imagen 1. Capturas de los movimientos requeridos por el departamento de Fisioterapia.

1.2 OBJETIVOS PRINCIPALES

Los objetivos principales de este proyecto se han definido en base a las necesidades especificadas por la profesora María del Carmen Lillo Navarro y el estudiante de fisioterapia Adrián Pagán del Valle:

- Diseñar un dispositivo que restablezca el equilibrio del usuario en caso de desequilibrio.
- Desarrollar un mecanismo que genere un movimiento de empuje, obligando al usuario a mantener el equilibrio activamente.

Además de estos objetivos primarios, se han establecido varios subobjetivos clave:

- Coste accesible para clínicas de rehabilitación y fisioterapia. Las sillas de rehabilitación mecánico-eléctricas, diseñadas para pacientes con lesiones de espalda, tienen un rango de precios entre 12.000€ y 35.000€. Por lo tanto, es fundamental que el coste total del dispositivo no supere los 35.000€.
- Diseño ergonómico y confortable para el paciente. Dado que el dispositivo implicará la aplicación de fuerzas sobre los glúteos y la parte posterior de las piernas, es crucial asegurar un nivel adecuado de comodidad durante su uso.
- Compacto y sencillo. Se busca que el dispositivo tenga dimensiones reducidas y un diseño simple, permitiendo su uso en cualquier clínica sin requerir un espacio amplio.

1.3 ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE

Antes de desarrollar el dispositivo, es fundamental investigar el estado actual de los equipos de fisioterapia enfocados en el equilibrio en sedestación y la estabilidad del tronco. Es esencial analizar los movimientos que permiten y las limitaciones que presentan los dispositivos existentes para diseñar una solución que ofrezca mejoras significativas.

Aunque es cierto que en el ámbito de la sedestación existen menos dispositivos dedicados a la corrección y el entrenamiento de la postura en comparación con los destinados a la bipedestación, esto no significa que se deba ignorar lo que ya se ha desarrollado. Este proyecto no solo busca crear un dispositivo distinto a lo existente, sino también identificar las deficiencias de los equipos actuales para ofrecer soluciones más completas y mejorar la viabilidad del diseño.

Durante la investigación de los dispositivos disponibles, se identificaron varios equipos capaces de ejercitar el equilibrio en la sedestación. La búsqueda se centró principalmente en tres:

- Hunova de la empresa Movendo Technology [2]: Este dispositivo está diseñado para entrenar el equilibrio tanto en sedestación como en bipedestación, y se utiliza en diversas áreas como ortopedia, neurología, geriatría, medicina deportiva y traumatología. Hunova representa un avance significativo en el entrenamiento del equilibrio en ambas posiciones, ayudando al paciente a corregir su movimiento. Una característica destacable es su capacidad para generar movimientos que desafían al paciente, obligándolo a mantener el equilibrio de manera constante. Este enfoque permite al paciente trabajar de forma autónoma para alcanzar los objetivos presentados en pantalla.

En cuanto a la sedestación, el dispositivo inclina el asiento desde el centro de la base. El mecanismo del asiento utiliza un sistema de palancas, similar al que se encuentra en un toro mecánico [3].



Imagen 2. Dispositivo eléctrico para equilibrio en sedestación y bipedestación.

Fuente. <https://www.medicaexpo.com/prod/movendo-technology/product-120888-877303.html>



- El segundo dispositivo diseñado para mejorar el equilibrio en sedestación presenta un enfoque manual que contrasta con el primer dispositivo, aunque ambos persiguen objetivos similares. Este dispositivo está compuesto por dos tabloncillos rectangulares de madera de pino, cada uno con una base curvada que actúa como un resalto. Los tabloncillos están conectados mediante bisagras, formando un asiento que funciona como un balancín [4].

Cuando el paciente se sienta en este dispositivo, debe esforzarse activamente para mantener el equilibrio y evitar caerse. Este diseño es ideal para su uso sobre cualquier superficie lisa y puede rotarse y colocarse en distintas posiciones, permitiendo ejercitar diferentes áreas de la espalda en un rango completo de 360 grados. Su funcionamiento es similar al de una alumna de fisioterapia que practicaba sobre un tronco de madera cortado por la mitad. La diferencia principal, además del tamaño, es que en este dispositivo el paciente mantiene las piernas estiradas, mientras que en el otro las piernas estarían colgando o con los pies apoyados en el suelo, formando un ángulo aproximado de 90 grados con la base.

Este dispositivo se caracteriza por su simplicidad, bajo coste, facilidad de limpieza y alta portabilidad. Con un peso inferior a 1,5 kg y equipado con bisagras que permiten plegarlo por la mitad, resulta muy práctico para su transporte. Se propone incorporar asas laterales, no solo para mejorar su manejo durante el transporte, sino también para ofrecer al paciente un punto de apoyo en caso de desequilibrio, mejorando así su seguridad y estabilidad durante el uso.

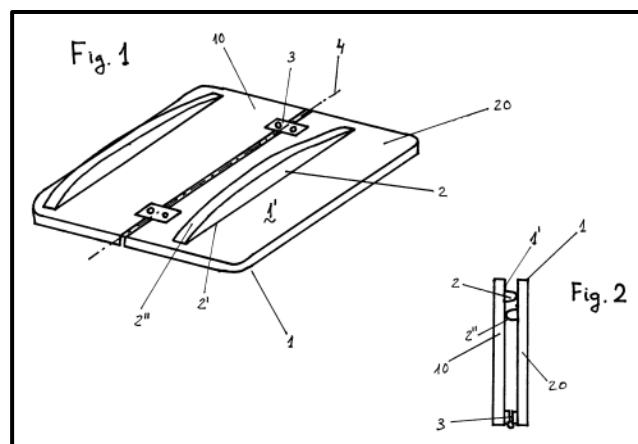


Imagen 3. Asiento tipo balancín para equilibrio en sedestación.

Fuente. Módulo oscilante para una sedestación ergonómica [4].

- El tercer dispositivo es una silla de equilibrio manual [5] diseñada para trabajar en inclinación y giro. Este dispositivo consiste en un asiento montado sobre un mástil regulable, similar al mecanismo de ajuste de una muleta, que tiene un punto de giro en el centro.

El mástil se fija en su extremo superior a una estructura sólida que descansa sobre el suelo. En el extremo inferior del mástil, hay un sistema de cuerdas que conecta con la estructura base. Estas cuerdas permiten que el extremo inferior del mástil se desplace y se ajuste a diferentes puntos, lo que proporciona flexibilidad en el ajuste del dispositivo.

Este diseño permite que la silla de equilibrio ajuste su inclinación y ángulo de giro, ofreciendo un soporte dinámico para el entrenamiento del equilibrio.

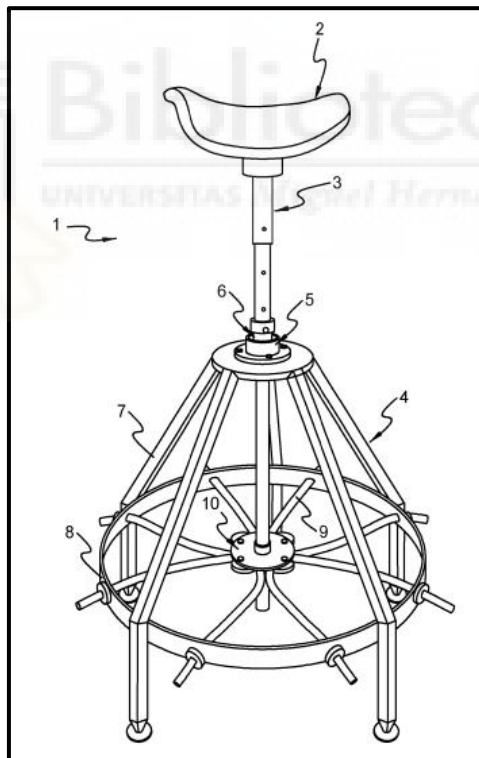


Imagen 4. Butaca de equilibrio manual.

Fuente. Silla de equilibrio [5].

Además de los dispositivos específicamente diseñados para el equilibrio en sedestación, también se utilizan sillas comunes y fitballs en ejercicios de fisioterapia para mejorar el equilibrio en esta posición. Aunque estos métodos son bastante efectivos, no están destinados exclusivamente a este propósito y dependen completamente de la supervisión del fisioterapeuta. En contraste, existen numerosos dispositivos para la bipedestación que están diseñados para el entrenamiento del equilibrio. Algunos dispositivos, como el primero mencionado [1], combinan tanto sedestación como bipedestación.



Para abordar las necesidades planteadas por la profesora y el estudiante del departamento de Fisioterapia, el proyecto se basa en cuatro requisitos técnicos fundamentales:

- Definición de movimientos del dispositivo: Es esencial especificar los movimientos y velocidades que debe realizar el prototipo. En una reunión con la profesora y el estudiante, se presentó un video mostrando los movimientos necesarios para responder a los desequilibrios de los pacientes. En el video (imagen 1), se observaba a una alumna de fisioterapia sentada sobre un tronco giratorio, ejecutando movimientos hacia la derecha e izquierda en sedestación. Basado en esta información, se decidió que el dispositivo debía de ser capaz de girar en cualquier dirección para devolver al paciente a su posición de equilibrio.
- Cálculo del esfuerzo requerido: Las piezas del dispositivo deben ser diseñadas y ajustadas en función de las cargas, velocidades e inclinaciones que debe soportar. Es crucial establecer una base de cálculo para los puntos críticos de la estructura que soporta al paciente. Tras definir el boceto y las dimensiones aproximadas del dispositivo, se deben realizar cálculos preliminares para evaluar los esfuerzos en los puntos críticos. Estos cálculos se verificarán utilizando el software Autodesk Inventor Professional 2025.
- Selección de materiales: Para asegurar que el dispositivo sea adecuado para su uso en clínicas de rehabilitación y fisioterapia, es fundamental elegir materiales que puedan soportar los esfuerzos y movimientos necesarios. La elección de materiales debe garantizar la durabilidad y resistencia del dispositivo.
- Métodos de Fabricación: Además de los materiales y el diseño, el método de fabricación es crucial. Se debe considerar la precisión, el tiempo y el costo de producción, así como la complejidad de cada componente. La selección del método de fabricación debe asegurar que las piezas sean resistentes y duraderas, adecuadas para las exigencias del dispositivo.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 IDEAS DE DISPOSITIVO Y JUSTIFICACIÓN DE LA ELECCIÓN

Se han investigado diversos enfoques de diseño para el desarrollo del mecanismo del dispositivo, destacándose dos opciones principales: un asiento con un sistema de palancas y motor similar al toro mecánico, y un asiento con actuadores eléctricos en las patas. Ambos enfoques presentan desafíos mecánicos notables, especialmente en términos de combinar velocidad e inclinación simultáneamente.

El sistema de palancas ofrece la ventaja de manejar altas velocidades con cualquier carga, gracias a su motor. Sin embargo, este sistema presenta limitaciones cuando se trata de contrarrestar el desequilibrio del paciente, ya que tiende a realizar movimientos circulares, como se muestra en el video [3]. Además, el dispositivo Hunova ya utiliza un sistema de palancas, por lo que se ha buscado una solución que sea a la vez simple, práctica e innovadora.

Por lo tanto, se ha considerado el uso de actuadores en las patas del asiento como una alternativa. Esta opción podría ofrecer una solución más adaptable y eficiente para mantener el equilibrio, a la vez que presenta una innovación en comparación con los métodos existentes.

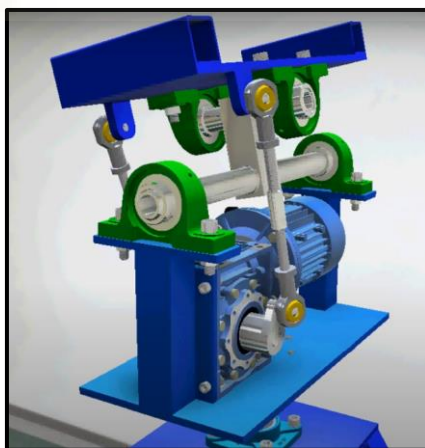


Imagen 5. Funcionamiento del toro mecánico.

Fuente. Toro mecánico, mecanismo [3].

Inicialmente, se tuvo en cuenta el uso de actuadores neumáticos debido a su capacidad para proporcionar la velocidad necesaria. No obstante, los actuadores neumáticos requieren un compresor, lo cual implica un espacio considerable y resulta incompatible con el deseo del fisioterapeuta de un dispositivo más compacto. Por tanto, esta opción fue descartada en favor de una solución más simple, manejable y económica. Con los actuadores neumáticos descartados, se decidió explorar el uso de actuadores eléctricos.

Un asiento con actuadores eléctricos en lugar de patas representa un enfoque novedoso que aún no se ha desarrollado ampliamente. Su principal ventaja es la capacidad de rotar en cualquier dirección y ajustar la inclinación según sea necesario, lo que lo hace altamente versátil. Sin embargo, su principal desafío es la velocidad de ajuste, un aspecto crucial para la efectividad del dispositivo.

En el ámbito médico, los actuadores eléctricos tienen diversas aplicaciones. Además de su uso común en hospitales, como en camas ajustables y máquinas de resonancia, los actuadores se emplean en varias áreas avanzadas de la medicina:

- Robótica quirúrgica: Los actuadores controlan con precisión los movimientos de los brazos robóticos y los instrumentos quirúrgicos, facilitando el trabajo de los cirujanos y mejorando la precisión de las operaciones.
- Prótesis biónicas: En las prótesis de brazos y piernas biónicas, los actuadores permiten movimientos articulados y controlados, lo que mejora significativamente la calidad de vida de las personas amputadas.
- Exoesqueletos: Los actuadores en exoesqueletos ayudan a los pacientes con movilidad reducida a moverse y rehabilitarse. Estos dispositivos requieren una combinación de fuerza, velocidad y precisión, características que también serían necesarias para nuestro dispositivo.
- Elevadores de pacientes: Los actuadores en elevadores de pacientes facilitan el traslado de personas con dificultades de movimiento, ofreciendo seguridad y comodidad durante el transporte.

Estos ejemplos ilustran cómo los actuadores eléctricos pueden aportar soluciones avanzadas en diversos contextos médicos, lo que sugiere su potencial para mejorar el diseño de nuestro dispositivo.

A partir de este punto, se comenzó a desarrollar una idea utilizando actuadores eléctricos. Estos actuadores debían ofrecer una velocidad suficiente para ajustar rápidamente la posición de un paciente mientras soportaban su peso. A diferencia de los actuadores usados en sillones de masaje, que suelen moverse lentamente, el dispositivo requería actuadores con una velocidad significativamente mayor. Se realizó una búsqueda exhaustiva en el mercado para encontrar actuadores eléctricos que cumplieran con estos requisitos [6]. Finalmente, se encontraron actuadores adecuados que no solo cumplían con los requisitos de velocidad y capacidad de carga, sino que también ofrecían un rendimiento superior al mínimo necesario.

Con esta elección, se diseñó un prototipo de asiento-butaca con tres patas actuadoras, cada una equipada con una rótula en la base. Este diseño inicial parecía prometedor para satisfacer las necesidades del fisioterapeuta. Sin embargo, para mejorar la estabilidad y el rendimiento del dispositivo, se optó por un diseño con cuatro patas, ubicando un actuador en cada esquina del asiento. Este cambio reduciría el esfuerzo requerido por cada actuador y aumentaría la estabilidad general del dispositivo.



2.2 DESARROLLO DEL DISPOSITIVO ACCIONADO MEDIANTE ACTUADORES

2.2.1 DISEÑO MECÁNICO

Para diseñar el mecanismo del dispositivo, era fundamental definir los movimientos que debía realizar. El objetivo era que el mecanismo pudiera girar y desplazarse desde su posición inicial con rapidez, precisión y en cualquier dirección. Para lograr esto, se decidió implementar rótulas debajo de cada actuador y un eje en el extremo del pistón del actuador, debajo del asiento. Esta configuración permitiría obtener tanto movimientos de rotación en torno a un punto como desplazamientos en cualquier dirección.

Con esta base establecida, se procedió al diseño de los apoyos al suelo. Se diseñaron cuatro patas, cada una equipada con una rótula. Para permitir el montaje de la rótula en el interior de cada pata, se dividió cada pata en dos secciones iguales que se atornillarían entre sí una vez que la rótula estuviera en el centro. Cada rótula requería un vástago roscado que se insertaría en una pieza de unión entre la rótula y las partes ancladas al actuador.

Las piezas que se atornillan a la rótula y las que conectan el actuador con la rótula se diseñaron al final del proceso, ya que su forma dependería del tipo de actuador seleccionado. Lo mismo se aplicó al eje, el cual necesitaba un agujero roscado para insertar el pistón del actuador. Este agujero debía coincidir con la rosca en el extremo del pistón.

El pistón se enroscaría en los ejes ubicados en cada una de las cuatro esquinas del asiento. Para fijar el cilindro, se diseñó un sistema similar al de las patas, utilizando dos piezas iguales que se unirían entre sí. En un principio, se consideró unir estas piezas con tornillos, pero dado que también debían soportar el asiento y estar fijadas a este, se optó por atornillarlas directamente a la base del asiento. El asiento tenía un hueco diseñado para facilitar el equilibrio en sedestación de los pacientes, inspirado en las butacas de plástico utilizadas en instalaciones deportivas y las sillas de plástico comunes en bares.



Imagen 6. Ejemplo de asiento de instalaciones deportivas.

Fuente. <https://wonderelectronic.com/product/asiento-plastico/>

Una vez completado el diseño preliminar de cada componente, se abordaron aspectos relacionados con la seguridad, la comodidad del paciente y la estética del dispositivo. Se decidió incorporar los siguientes elementos:

- Asas de seguridad: Se añadieron asas a cada lado del asiento, con la opción de sujetar una cinta de seguridad a cada una. Este sistema proporcionará mayor seguridad al paciente, ayudando a prevenir caídas en caso de fallos en el dispositivo o movimientos bruscos.
- Cubiertas de tornillos: Los tornillos de las patas se cubrirán con piezas diseñadas para encajar en cada extremo. Esto evitará que los tornillos sean un riesgo potencial para el paciente y mejorará la estética del dispositivo.
- Acolchado del asiento: El asiento se recubrirá con espuma para ofrecer mayor comodidad al paciente, especialmente en los glúteos y la parte posterior de las piernas. Este acolchado ayudará a reducir el malestar durante el uso prolongado.
- Alfombra antideslizante: Se ha considerado la posibilidad de colocar una alfombra antideslizante entre la base de las patas del dispositivo y el suelo. Esta alfombra debe ser suficientemente eficaz para mantener el dispositivo en su posición, incluso durante los movimientos rápidos realizados por los actuadores.

Estos accesorios no solo mejorarán la seguridad y el confort del paciente, sino que también contribuirán a la estabilidad y apariencia general del dispositivo.

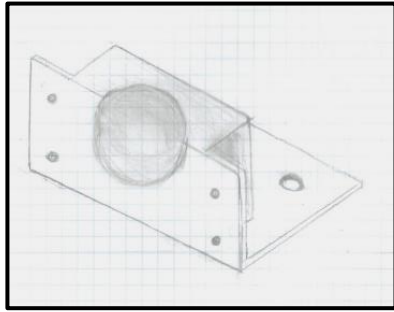


Imagen 7. Boceto pata.

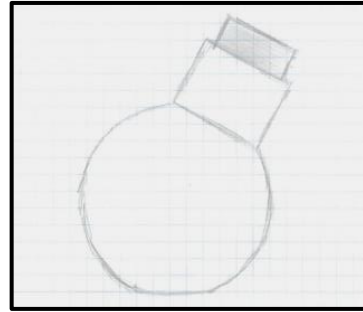


Imagen 8. Boceto rótula.

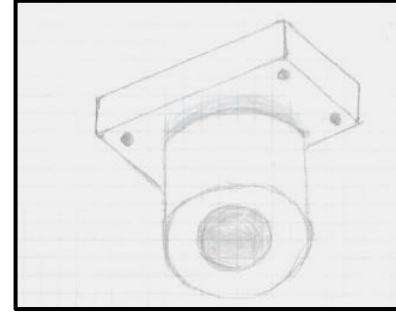


Imagen 9. Boceto soporte actuador.

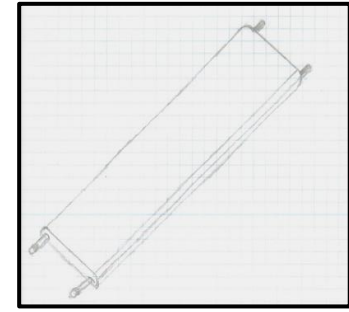


Imagen 10. Boceto unión motor y soporte actuador.

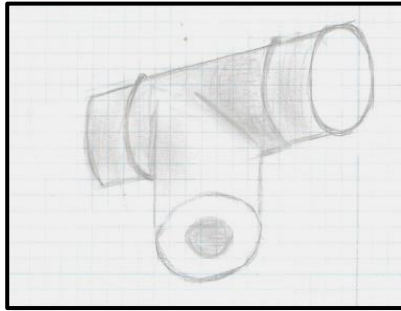


Imagen 11. Boceto eje.

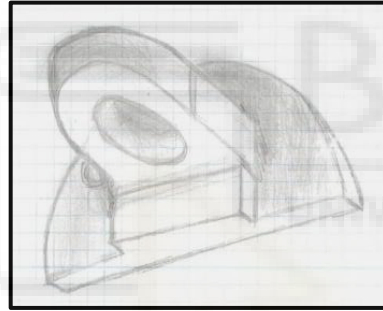


Imagen 12. Boceto soporte asiento.

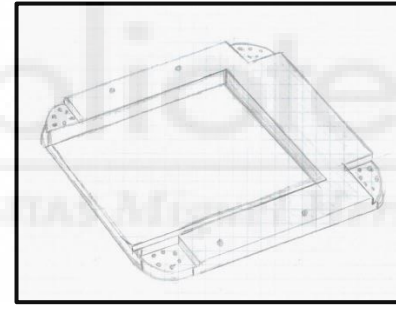


Imagen 13. Boceto asiento.

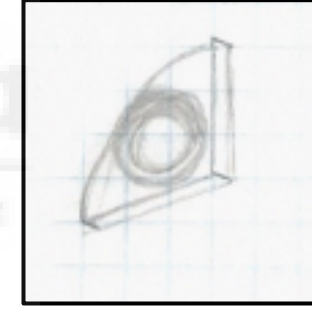


Imagen 14. Boceto protección tornillería.

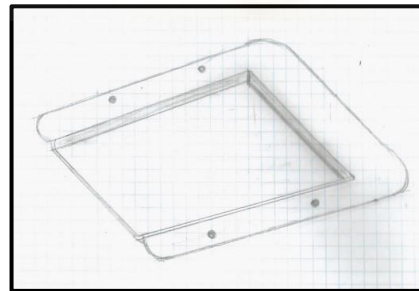


Imagen 15. Boceto capa acolchada asiento.

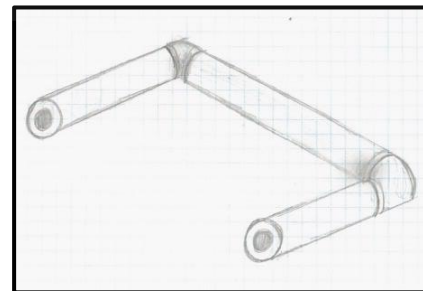


Imagen 16. Boceto asa.

VENTAJAS DEL DISPOSITIVO CON ACTUADORES FRENTE A LOS ANALIZADOS		
HUNOVA	MÓDULO OSCILANTE	SILLA DE EQUILIBRIO
<ul style="list-style-type: none"> • La inclinación y la velocidad del asiento son más restringidas en comparación con el dispositivo propuesto en este proyecto. • Se trata de un dispositivo de grandes dimensiones que demanda mucho espacio, una limitación que en el diseño actual se ha resuelto mediante el uso de actuadores eléctricos compactos. • Incluye respaldo, lo cual impide el desequilibrio del paciente hacia atrás. El dispositivo con actuadores ya no incorpora dicho elemento. 	<ul style="list-style-type: none"> • Es un dispositivo manual, mientras que el objetivo de este proyecto es desarrollar un sistema mecánico que optimice y facilite el trabajo de los fisioterapeutas. • Carece de mecanismos de sujeción para el paciente, lo que compromete la seguridad del usuario. • La base es una tabla de madera rígida, sin incluir ningún elemento acolchado que proporcione comodidad al paciente durante su uso. 	<ul style="list-style-type: none"> • El dispositivo es de operación manual, mientras que el propósito de este proyecto es diseñar un sistema mecánico automatizado que facilite el trabajo de los fisioterapeutas, reduciendo el esfuerzo físico necesario. • No cuenta con ningún mecanismo de sujeción para el paciente, lo que compromete gravemente la seguridad del usuario. • La base del asiento está moldeada según la anatomía de los glúteos del paciente, pero carece de acolchado, lo que disminuye considerablemente el nivel de confort durante su uso.

Tabla 1. Ventajas del dispositivo con actuadores respecto a los dispositivos similares analizados.

En relación con los actuadores, el principal desafío ha sido encontrar uno que ofrezca la velocidad suficiente para prevenir caídas del paciente y permitir una respuesta rápida. El actuador debe ser capaz de generar un empuje suficientemente rápido para que el paciente pueda reaccionar ágilmente. Para seleccionar el actuador adecuado, se han tenido en cuenta varios factores clave:

- Peso del paciente: Se investigó el peso promedio de la población en España, que es de aproximadamente 82 kg para los hombres y 66 kg para las mujeres [7]. Considerando un coeficiente de seguridad típico de 2 a 4 veces la carga máxima esperada en dispositivos similares, se ha establecido una carga máxima de 3000 N para el actuador. Dado que esta carga se distribuye entre las cuatro patas del dispositivo, y la fuerza en cada pata varía según la posición del paciente, cada actuador deberá soportar al menos 900 N.
- Longitud del actuador: La longitud promedio de las patas de una silla es de 500 mm. Para determinar la longitud del actuador, se ha considerado una inclinación máxima del asiento de entre 15 y 20 grados en todas direcciones desde la posición inicial. Se estima una carrera media del actuador de 250 mm y una altura del asiento en su posición inicial que debe ser de 1,5 a 2 veces la altura estándar de un asiento, que suele ser de aproximadamente 500 mm. Esta mayor altura se ha elegido para evitar que el pie del paciente toque el suelo al inclinarse el asiento, lo que podría interferir con el objetivo de mejorar el equilibrio en sedestación.
- Velocidad del actuador: El actuador debe tener una velocidad mínima de 0,15 m/s para lograr un movimiento de inclinación rápido e inesperado.

Tras evaluar estos requisitos, se seleccionó el actuador E/809032/5M/250 de Norgren [8], que cumple y supera las especificaciones mínimas necesarias. La selección se realizó siguiendo las recomendaciones del manual del fabricante, asegurando que el actuador elegido ofrece el rendimiento adecuado para el diseño del dispositivo.

2.2.2 DEMOSTRACIÓN VALIDEZ ACTUADOR

Fuerza (N) – Carrera (mm)

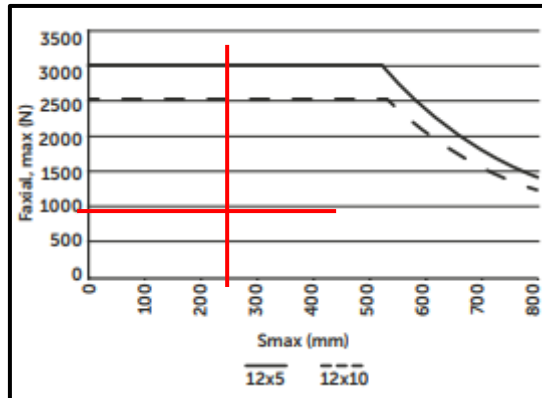


Tabla 2. Diagrama Fuerza-Carrera comprobación validez actuador.

Fuente. Ficha técnica actuador Norgren E/809000 [8].

Como se muestra en la tabla, el actuador seleccionado, con una carrera máxima de 250 mm, es capaz de generar una fuerza axial de hasta 3000 N en todo su recorrido. Esta capacidad excede con creces los requisitos de fuerza establecidos para el diseño, lo que confirma su idoneidad en este aspecto.

Velocidad (m/s) – Carrera (mm)

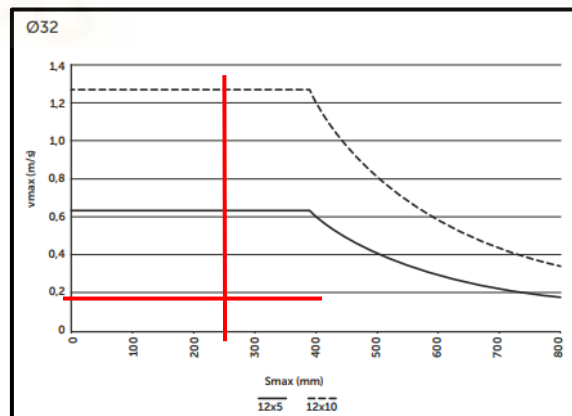


Tabla 3. Diagrama Velocidad-Carrera comprobación validez actuador.

Fuente. Ficha técnica actuador Norgren E/809000 [8].

Según los datos de la tabla, el actuador con una longitud de carrera máxima de 250 mm alcanza una velocidad superior a los 0,6 m/s a lo largo de todo su recorrido. Esta velocidad excede considerablemente el mínimo requerido de 0,15 m/s, lo que garantiza que el actuador no solo cumpla, sino que supere las especificaciones necesarias, siendo completamente adecuado también en este aspecto.

Fuerza Promedia (N) – Longitud de Servicio (km)

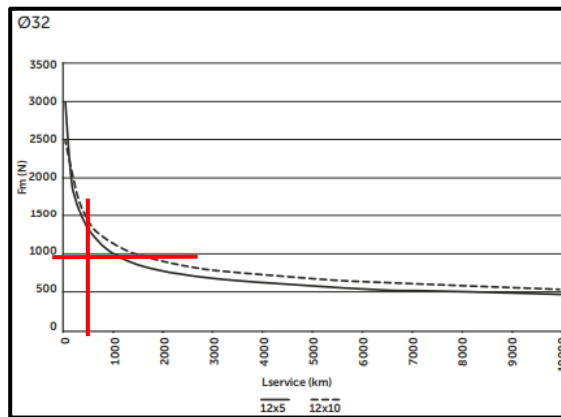


Tabla 4. Diagrama Fuerza Promedia-Longitud de Servicio comprobación validez actuador.

Fuente. Ficha técnica actuador Norgren E/809000 [8].

Considerando un actuador con una longitud de carrera de 250 mm y una vida útil de un millón de ciclos, es necesario que la distancia total recorrida durante su vida útil sea superior a 500 km. A continuación, se detalla el cálculo utilizado para verificar esta longitud mínima de servicio:

$$\text{Longitud de vida esperada (km)} = N^{\circ}_{\text{ciclos}} \times \left(\frac{L_{\text{carrera}}(\text{mm})}{10^6 \left(\frac{\text{km}}{\text{mm}} \right)} \right) \times 2$$

$$\text{Longitud de vida esperada (km)} = 1.000.000 \times \left(\frac{250 (\text{mm})}{10^6 \left(\frac{\text{km}}{\text{mm}} \right)} \right) \times 2 = 500 \text{ km}$$

Según los datos de la tabla, para una fuerza media de 900 N, la vida útil estimada del actuador supera los 1000 km de recorrido total. Esto implica que el actuador cumple con creces las exigencias de durabilidad y rendimiento necesarias para el diseño del dispositivo. Por tanto, en términos de resistencia y vida útil, el actuador seleccionado es adecuado para el proyecto.

2.2.3 CÁLCULOS Y DIMENSIONAMIENTO PREVIO

Aunque el dispositivo será compatible con ciertos materiales en función de su espesor, se llevará a cabo un dimensionamiento preliminar para estimar los esfuerzos en las áreas más críticas del diseño. Según el modelo inicial, la zona más crítica es el eje roscado al pistón del actuador, por lo que se analizarán en detalle los esfuerzos en este componente.

Aunque se prevé que el dispositivo se fabrique principalmente con acero y aluminio, también se evaluará la posibilidad de utilizar materiales más económicos, como la madera, en la fabricación del asiento. Para ello, se realizará un análisis estructural del asiento para determinar la viabilidad de esta alternativa.

Finalmente, se llevará a cabo un análisis de pandeo en el actuador para verificar su resistencia y asegurar su validez en el diseño final del dispositivo.

Cálculo del eje

Para calcular las tensiones en el eje, se considerará la distribución del peso del paciente sobre toda la superficie del asiento. Dado que las piernas también contribuyen al peso total, se asumirá que el 60% del peso del paciente se distribuye sobre las patas delanteras, mientras que el 40% recae en las patas traseras. Debido a esta distribución desigual de las cargas, el análisis de los esfuerzos se centrará en las patas delanteras, ya que son las que soportan la mayor carga.

$$F = 3000 \text{ N} \rightarrow F_{pd} = \frac{60}{100} \times F = 1800 \text{ N}$$

Dado que el peso se distribuye entre las dos patas delanteras, la carga resultante sobre cada una de ellas se dividirá equitativamente.

Por lo tanto, cada pata delantera soportará la mitad del 60% del peso total del paciente.

$$F_{pd} = 1800 \text{ N} \rightarrow F_{pd1} = F_{pd2} = \frac{F_{pd}}{2} = 900 \text{ N}$$

Cada pata del dispositivo cuenta en su extremo superior con dos piezas que soportan el asiento, cada una de las cuales tiene un eje insertado en su cavidad. Inicialmente, se podría asumir una distribución equitativa de la carga entre ambos lados. Sin embargo, dado que las piernas del paciente cuelgan desde el borde central del asiento, se considerará que el 70% de la carga recae sobre los soportes más cercanos a la zona donde cuelgan las piernas.

Esto permitirá obtener un cálculo más realista de la distribución de esfuerzos en el mecanismo.

$$F_{pd1} = F_{pd2} = 900 \text{ N} \rightarrow F_{ext. 1 eje} = \frac{70}{100} \times F_{pd1} = 630 \text{ N}$$

$$F_{pd1} = F_{pd2} = 900 \text{ N} \rightarrow F_{ext. 2 eje} = \frac{30}{100} \times F_{pd1} = 270 \text{ N}$$

Se tiene un eje con forma de T de 44 mm de longitud, 35 mm de alto y 18 mm de diámetro, con cargas aplicadas a 5 mm de cada extremo y empotrado en la base.

El cálculo de la tensión máxima se realizará considerando un modelo de barra en T, empotrada en su base y con cargas puntuales en los extremos.

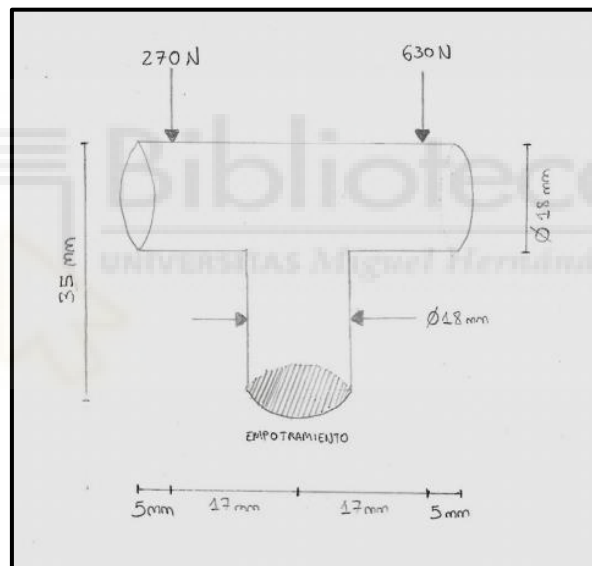


Imagen 17. Boceto eje con dimensiones y fuerzas aplicadas.

a) Momento de inercia del eje

$$I_{eje} = \frac{\pi}{64} \times (d)^4 = \frac{\pi}{64} \times (18 \text{ mm})^4 = 5153 \text{ mm}^4 = 5,15 \times 10^{-9} \text{ m}^4$$

b) Momento flector máximo (momento creado por la mayor fuerza)

$$M_{max} = F_{ext. 1 eje} \times d = 630 \text{ N} \times 17 \text{ mm} = 10710 \text{ Nmm} = 10,71 \text{ Nm}$$

c) Tensión máxima en la barra (debida al momento flector máximo)

$$\sigma_{max} = \frac{M_{max} \times c}{I_{eje}}$$

$$c = \frac{d}{2} = \frac{18 \text{ mm}}{2} = 9 \text{ mm} = 0,009 \text{ m}$$

$$\sigma_{max} = \frac{10,71 \text{ Nm} \times 0,009 \text{ m}}{5,15 * 10^{-9} \text{ m}^4} = \frac{0,09639 \text{ Nm}^2}{5,15 \times 10^{-9} \text{ m}^4} = 18,72 \times 10^6 \text{ Pa} = 18,72 \text{ MPa}$$

Por tanto, la tensión máxima en un eje de estas características con los esfuerzos y su distribución supuesta, es de 18,72 MPa. Por tanto, un eje con estas dimensiones, fabricado con un material como el acero o el aluminio sería más que suficiente.

A continuación se hará una comprobación con el acero inoxidable 304, basándonos en las propiedades mecánicas del material. La resistencia a la tracción del acero inoxidable 304, está entre 520 y 700 MPa. El límite elástico es de 215 MPa en estado recocido.

Comparando la tensión máxima del eje con el límite elástico del material propuesto:

$$\sigma_{max} = 18,72 \text{ MPa} < 215 \text{ MPa}$$

Según esta comparativa, el eje no experimentaría ninguna deformación y el material propuesto sería válido.

Cálculo del asiento

Se supondrá un asiento de 650 mm de ancho y largo, con un espesor de 50 mm. Sin embargo, para la zona donde se sienta el paciente, el espesor será de 27,5 mm, por lo que el cálculo de la resistencia del asiento se realizará considerando este espesor reducido. Para llevar a cabo un cálculo manual de la tensión máxima en una tabla cuadrada sometida a una carga distribuida, centrada y apoyada en sus esquinas, se procederá de la siguiente manera:

- La carga aplicada será de 3000 N, con una superficie de contacto cuadrada de 300 mm por 300 mm, lo cual es una aproximación realista para la superficie de apoyo de una persona sobre el asiento.
- Dado que el asiento es una tabla cuadrada apoyada en sus esquinas, se puede simplificar el problema asumiendo que el asiento se comporta como dos vigas isostáticas que cruzan de esquina a esquina, soportando la carga aplicada en el centro. De esta manera, cada viga soporta 1500 N de carga.

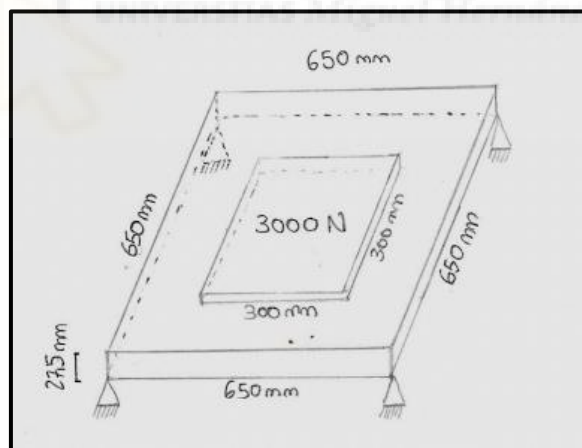


Imagen 18. Boceto asiento con apoyos en las esquinas y fuerza aplicada.

El ancho efectivo de cada viga podría inicialmente estimarse como la mitad de la diagonal de la carga aplicada. Sin embargo, al aplicar criterios de isostática y teniendo en cuenta que la mayor parte de la carga se concentra en el centro, se ha decidido ajustar este valor. Por lo tanto, se ha determinado que el ancho de la viga será el 70% de la longitud de la diagonal de la carga, lo que permite una mejor representación de la distribución de esfuerzos en la estructura.

$$D_{carga} = \sqrt{a^2 + b^2} = \sqrt{(300 \text{ mm})^2 + (300 \text{ mm})^2} = 424,26 \text{ mm}$$

$$A_{viga} = D_{CARGA} \times 0,7 = 424,26 \text{ mm} \times 0,7 = 296,98 \text{ mm}$$

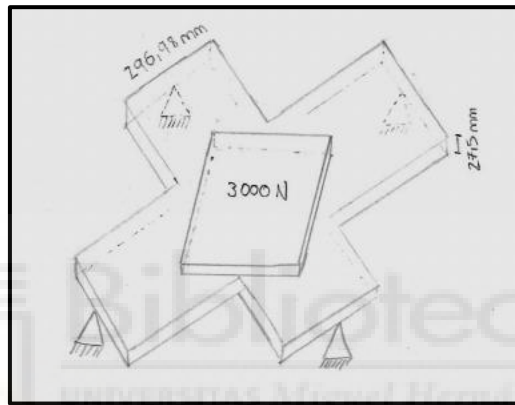


Imagen 19. Boceto vigas diagonales con apoyos en las esquinas y fuerza aplicada.

A partir de este punto, se puede calcular la tensión máxima de una viga biapoyada con una carga repartida centrada.

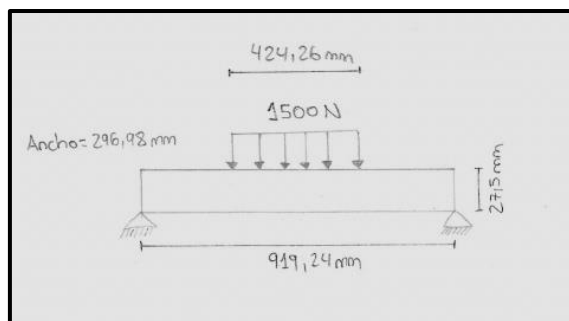


Imagen 20. Boceto viga biapoyada con carga distribuida centrada.

a) Momento de inercia de la sección de la viga diagonal

$$I_{viga} = \frac{b \times h^3}{12} = \frac{296,98 \text{ mm} \times (27,5 \text{ mm})^3}{12} = 514687,99 \text{ mm}^4 = 5,14 \times 10^{-7} \text{ m}^4$$

b) Momento flector máximo

$$q_d = \frac{1500 \text{ N}}{424,26 \text{ mm}} = 3,535568 \frac{\text{N}}{\text{mm}} = 3535,57 \frac{\text{N}}{\text{m}}$$

$$L_{viga} = D_{asiento} = \sqrt{(L_{asiento})^2 + (A_{asiento})^2} = \sqrt{(650 \text{ mm})^2 + (650 \text{ mm})^2} = 919,24 \text{ mm}$$

$$R_{apoyo} = \frac{1500 \text{ N}}{2} = 750 \text{ N}$$

$$M_{max} = R_{apoyo} \times \frac{L_{viga}}{2} - q_d \times \frac{\left(\frac{D_{carga}}{2}\right)^2}{2}$$

$$M_{max} = 750 \text{ N} \times \frac{919,24 \text{ mm}}{2} - 3,54 \frac{\text{N}}{\text{mm}} \times \frac{\left(\frac{424,26 \text{ mm}}{2}\right)^2}{2} = 265066,53 \text{ Nmm}$$

$$= 265,07 \text{ Nm}$$

c) Tensión máxima en la viga (debida al momento flector máximo)

$$\sigma_{max} = \frac{M_{max} \times c}{I_{eje}}$$

$$c = \frac{d}{2} = \frac{27,5 \text{ mm}}{2} = 13,75 \text{ mm} = 0,01375 \text{ m}$$

$$\sigma_{max} = \frac{265,07 \text{ Nm} \times 0,01375 \text{ m}}{5,14 \times 10^{-7} \text{ m}^4} = \frac{3,64 \text{ Nm}^2}{5,14 \times 10^{-7} \text{ m}^4} = 7,09 \times 10^6 \text{ Pa} = 7,09 \text{ MPa}$$

La tensión máxima calculada para el asiento es de 7,09 MPa. Dado que esta tensión es significativamente menor que el límite elástico mínimo del roble, que es de 10 MPa en la dirección perpendicular a la fibra, un asiento con las dimensiones especificadas podría fabricarse adecuadamente con madera de roble.

Para confirmar esta elección, se compararán las propiedades mecánicas del roble con la tensión máxima del asiento. El límite elástico del roble en la dirección paralela a la fibra es de 50 MPa, mientras que en la dirección perpendicular a la fibra es de 10 MPa.

$$\sigma_{max} = 7,09 \text{ MPa} < 10 \text{ MPa}$$

Dado que la tensión máxima es inferior al límite elástico en la dirección perpendicular, el material es adecuado para soportar las cargas previstas sin riesgo de fallo estructural.

Pandeo del actuador

En base a las medidas del actuador seleccionado, se hará un cálculo aproximado del pandeo del mismo.

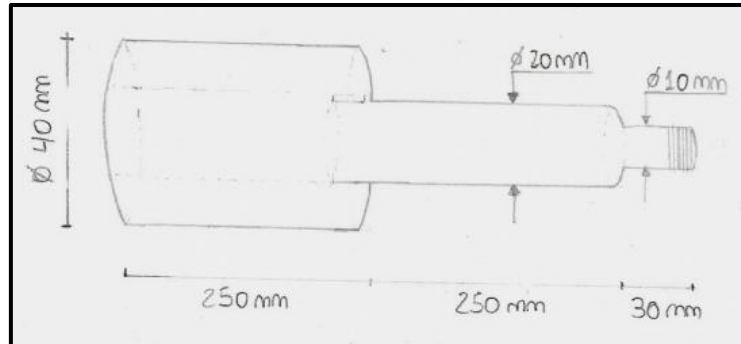


Imagen 21. Boceto actuador con dimensiones aproximadas.

a) Momentos de inercia

$$I_{\text{pistón}} = \frac{\pi \times r_1^4}{4} = \frac{\pi \times (10 \text{ mm})^4}{4} = 7853,98 \text{ mm}^4 = 7,85 \times 10^{-9} \text{ m}^4$$

$$I_{\text{cubierta}} = \frac{\pi \times (r_{2e}^4 - r_{2i}^4)}{4} = \frac{\pi \times ((20 \text{ mm})^4 - (10 \text{ mm})^4)}{4} = 117809,72 \text{ mm}^4 = 1,18 \times 10^{-7} \text{ m}^4$$

$$I_{\text{vástago}} = \frac{\pi \times r_3^4}{4} = \frac{\pi \times (5 \text{ mm})^4}{4} = 4908738,52 \text{ mm}^4 = 4,91 \times 10^{-10} \text{ m}^4$$

$$I_{\text{total}} = I_{\text{pistón}} + I_{\text{cubierta}} + I_{\text{vástago}} = 12,63 \times 10^{-8} \text{ m}^4$$

b) Longitud efectiva total

$$L_{\text{efectiva}} = L_1 + L_2 + L_3 = 250 \text{ mm} + 250 \text{ mm} + 30 \text{ mm} = 530 \text{ mm} = 0,53 \text{ m}$$

c) Cálculo de la carga crítica de pandeo

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I_{\text{total}}}{L_{\text{efectiva}}^2} = \frac{\pi^2 \times 19,62 \times 10^8 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \times 12,63 \times 10^{-8} \text{ m}^4}{(0,53 \text{ m})^2} = 8706,64 \text{ N}$$

Dado que la carga crítica de pandeo del actuador es de 8706,64 N y que la carga soportada es de 900N, el actuador debería de manejarla sin riesgo de pandeo del mismo.

2.2.4 MATERIALES Y MÉTODOS DE FABRICACIÓN SELECCIONADOS

La selección de materiales en equipos médicos es crucial para garantizar la seguridad, eficacia y durabilidad de los dispositivos. Al elegir los materiales, se deben considerar varios factores:

- Aplicación del equipo: El material debe ser adecuado para el uso previsto del dispositivo médico.
- Durabilidad: El material debe soportar el desgaste y la carga a lo largo del tiempo.
- Esfuerzos a los que estará sometido: Los materiales deben ser capaces de resistir las fuerzas y tensiones esperadas.
- Peso: El material debe equilibrar la resistencia con un peso manejable.
- Facilidad de limpieza y desinfección: Es importante que el material sea fácil de limpiar y desinfectar para mantener estándares higiénicos.
- Comodidad del paciente: Los materiales deben contribuir al confort del paciente durante su uso.
- Normativa de seguridad y salud: El material debe cumplir con las regulaciones vigentes en términos de seguridad y biocompatibilidad.

Además, se debe considerar el ahorro de costos y el impacto ambiental durante la fabricación y el uso del equipo. Entre los materiales más comunes en la fabricación de dispositivos médicos se encuentran el acero y el aluminio.

Uso del acero en medicina:

- Instrumentación quirúrgica: El acero inoxidable es ampliamente utilizado debido a su resistencia a la corrosión, durabilidad y capacidad de esterilización. Se emplea en la fabricación de bisturís, tijeras y pinzas.
- Implantes médicos: El acero inoxidable se usa en placas y tornillos para fracturas óseas, así como en marcapasos. Su resistencia a las cargas mecánicas y biocompatibilidad con el cuerpo humano lo hacen ideal para estos fines.
- Equipos de laboratorio: Se utiliza en mesas de trabajo, estanterías y gabinetes de almacenamiento debido a su resistencia a la corrosión y facilidad de limpieza.
- Equipamiento hospitalario: Los carros de suministros médicos suelen ser de acero inoxidable por su resistencia y durabilidad.
- Equipos de tracción: En dispositivos de fisioterapia, el acero proporciona una gran resistencia a las cargas. En el dispositivo de este proyecto, las piezas de acero pueden ayudar a aliviar la presión en la columna vertebral o las articulaciones, ofreciendo resistencia y estabilidad al paciente durante el tratamiento.

Por otro lado, el aluminio es más ligero y menos resistente que el acero, pero su uso sigue siendo relevante en algunos equipos médicos por sus propiedades específicas:

- Equipos de resonancia magnética: El aluminio, con su baja susceptibilidad magnética, no interfiere con las imágenes obtenidas en resonancia magnética, lo que garantiza una mayor precisión en el diagnóstico y seguridad para el paciente durante el procedimiento.
- Instrumentos y accesorios médicos: Gracias a su ligereza y maleabilidad, el aluminio se utiliza en la fabricación de diversos instrumentos médicos y accesorios, como estetoscopios y linternas médicas.

- Dispositivos de terapia respiratoria: La resistencia del aluminio a la corrosión es beneficiosa en dispositivos de terapia respiratoria, como inhaladores y nebulizadores, ya que estos dispositivos están expuestos a medicamentos y líquidos que pueden provocar corrosión en otros materiales.
- Dispositivos de movilidad: El aluminio es ideal para dispositivos de movilidad debido a su combinación de resistencia, ligereza y durabilidad. Se emplea en la fabricación de camillas, sillas de ruedas, andadores y muletas, proporcionando un equilibrio entre funcionalidad y peso manejable.

En resumen, mientras que el acero ofrece una resistencia superior, el aluminio es valorado por su ligereza y propiedades específicas que lo hacen adecuado para aplicaciones donde la reducción de peso y la resistencia a la corrosión son cruciales.



Dependiendo del uso específico de cada pieza en el dispositivo, se deben seleccionar las técnicas de fabricación más adecuadas. A continuación se describen algunas de las técnicas más comunes para piezas metálicas en equipos médicos:

- Mecanizado CNC: Este proceso utiliza computadoras para controlar maquinaria, como tornos, fresadoras y cortadoras láser. Permite fabricar piezas complejas con alta precisión y repetibilidad. Entre sus ventajas se encuentran la versatilidad, la precisión y un coste inicial relativamente moderado, lo que lo hace ideal para producciones en baja escala.
- Impresión 3D: También conocida como fabricación aditiva, esta técnica crea objetos tridimensionales a partir de archivos digitales. Utiliza capas sucesivas de material que se depositan y solidifican bajo control computarizado. La impresión 3D no requiere herramientas específicas y es excelente para fabricar piezas complejas. Sin embargo, tiene desventajas como el coste del material y un tiempo de producción más largo.
- Forja de precisión: Este proceso avanzado combina la técnica de forja con alta precisión, produciendo piezas metálicas con tolerancias dimensionales estrictas y una excelente calidad superficial. Es común en las industrias automotriz, aeroespacial y médica. Sus ventajas incluyen altas propiedades mecánicas y eficiencia en la producción masiva, aunque el coste inicial puede ser alto.
- Electroerosión (EDM): Este método no convencional utiliza descargas eléctricas para eliminar material de una pieza de trabajo, siendo especialmente útil para mecanizar materiales duros y piezas complejas. Ofrece alta precisión y un excelente acabado superficial, pero es lento y costoso, lo que limita su uso en producciones masivas.

Cada una de estas técnicas tiene sus propias ventajas y desventajas, por lo que la elección dependerá de las especificaciones del proyecto, el tipo de material, la complejidad de las piezas y los requisitos de producción.

PATA

La pieza base que sostiene el dispositivo es fundamental, ya que debe soportar el peso tanto del paciente como del propio dispositivo, además de ofrecer una resistencia significativa a las cargas. Esta pieza también debe permitir la rotación de la rótula, por lo que es esencial utilizar un material que sea altamente resistente al desgaste.

Cada pata del dispositivo está compuesta por dos piezas iguales que facilitan la inserción de la rótula en la cavidad central. Estas piezas se ensamblan utilizando tornillos en los agujeros laterales. Dado que la pieza debe soportar grandes cargas, tanto el acero inoxidable como el aluminio podrían ser opciones viables. Sin embargo, aunque el aluminio 6061 es conocido por su alta resistencia mecánica, no tiene la misma resistencia al desgaste por fricción metal-metal que el acero inoxidable 304.

El acero inoxidable 304 tiene una resistencia a la compresión que varía entre 520 y 700 N/mm². En el peor de los casos, con una resistencia mínima de 520 N/mm², el espesor mínimo recomendado para la pieza sería de 2-3 milímetros. Dado que la pieza estará sujeta a desgaste por fricción con la rótula, se ha decidido utilizar acero inoxidable para garantizar la durabilidad y el buen desempeño del dispositivo.

Para la fabricación de esta pieza, considerando que se trata de una producción en pequeña escala, se pueden utilizar técnicas como la impresión 3D o el mecanizado CNC. Aunque la impresión 3D es más económica y no requiere herramientas adicionales, el acabado superficial de la pieza es crucial debido a la fricción constante con la rótula. El mecanizado CNC, aunque puede ser más costoso para producciones limitadas, proporciona un acabado de alta precisión que minimiza problemas de fricción. Por lo tanto, se ha optado por el mecanizado CNC para asegurar la precisión y el rendimiento adecuado del dispositivo.

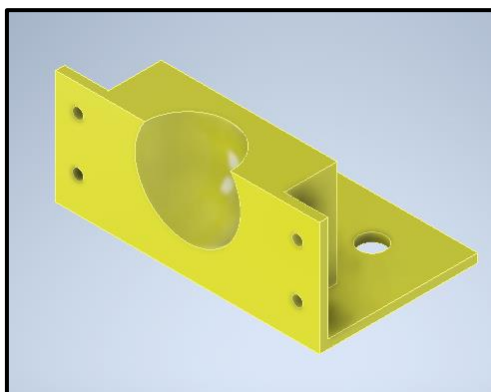


Imagen 22. Diseño de la pata del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.



RÓTULA

La rótula es un componente elemental del dispositivo, ya que soporta casi toda la carga del paciente y del dispositivo, además de permitir el movimiento giratorio hacia la posición deseada. La rótula gira alrededor de las dos partes de la pata que están unidas y se fija al soporte del actuador. Debido a su función giratoria, la rótula debe estar fabricada con un material altamente resistente al desgaste.

El aluminio tiende a desgastarse más rápidamente en contacto con otros metales. Por esta razón, se ha decidido utilizar acero inoxidable 304 para la rótula al igual que en las patas, para garantizar una mayor durabilidad y resistencia al desgaste.

En cuanto al método de fabricación de la rótula, es importante considerar su forma esférica. Aunque el mecanizado CNC es adecuado para muchas aplicaciones, la forja en caliente suele emplearse más en este tipo de piezas.

La forja en caliente suele ser más costosa que el mecanizado CNC, especialmente en la producción de pocas piezas, ya que requiere la fabricación previa de un molde. Dado que la rótula exige alta precisión para su correcto funcionamiento, se optará por el mecanizado CNC. Esta técnica ofrece el nivel de exactitud necesario para asegurar un rendimiento óptimo de la rótula en el dispositivo, garantizando tanto su funcionalidad como su durabilidad.

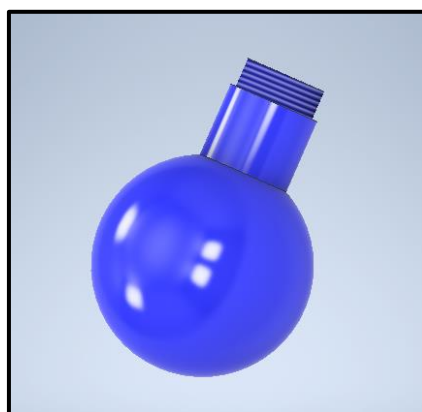


Imagen 23. Diseño de la rótula del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

SOPORTE DEL ACTUADOR

El soporte del actuador es una pieza que se conecta a la rótula por un lado y se atornilla a las uniones laterales del motor del actuador por el otro. A diferencia de las piezas previamente mencionadas, esta pieza no está sujeta a movimientos giratorios o de rotación y, por lo tanto, no requiere una alta resistencia al desgaste. Su función principal es unir el actuador con la rótula y soportar el peso de las partes superiores, incluido el peso del paciente.

Dado que no se necesita alta resistencia al desgaste, se descarta el uso de acero para esta pieza. En su lugar, se utilizará aluminio 6061, que tiene una resistencia a la compresión en el rango de 240 a 270 N/mm². Basado en estas propiedades, se especifica un espesor mínimo de 5 mm para garantizar su integridad y funcionalidad.

Para la fabricación del soporte del actuador, aunque podría parecer que se necesita un método diferente al utilizado para las patas y la rótula, la impresión 3D, económica para producciones pequeñas, no es la opción ideal en este caso. La impresión 3D, aunque inicialmente más barata, puede resultar en un acabado superficial y una calidad de rosca inferiores. Esto se debe a que la impresión 3D generalmente requiere un tratamiento adicional para obtener una rosca precisa, lo que puede aumentar el costo final y reducir la calidad del producto.

Por estas razones, se optará por el mecanizado CNC, que garantiza un acabado superficial de alta calidad y una rosca precisa desde el inicio. Aunque el mecanizado CNC puede ser más costoso por pieza en comparación con la impresión 3D, ofrece la precisión y durabilidad necesarias para el soporte del actuador, asegurando así un rendimiento óptimo en el dispositivo.

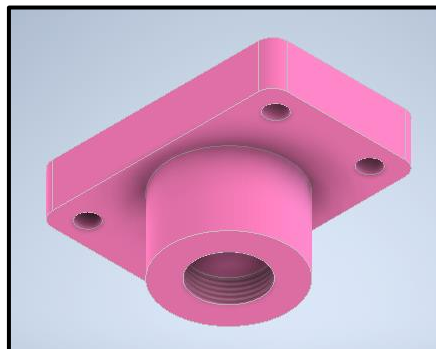


Imagen 24. Diseño del soporte del actuador del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

UNIÓN MOTOR CON SOPORTE ACTUADOR

La pieza de unión entre el motor del actuador y su soporte tiene una función similar a la del soporte del actuador: unir y soportar la carga del dispositivo y del paciente. Dado que esta pieza no está sometida a cargas significativas (ya que cada pata cuenta con dos piezas de unión, una a cada lado del actuador), el material más adecuado para su fabricación es el aluminio 6061.

Para la fabricación de esta pieza, se utilizará el mismo método que para el soporte del actuador, ya que su función es similar y también incluye roscas. Por lo tanto, se optará por el mecanizado CNC, que garantiza una alta precisión y un acabado adecuado para las roscas, asegurando un ajuste correcto y un funcionamiento fiable del dispositivo.

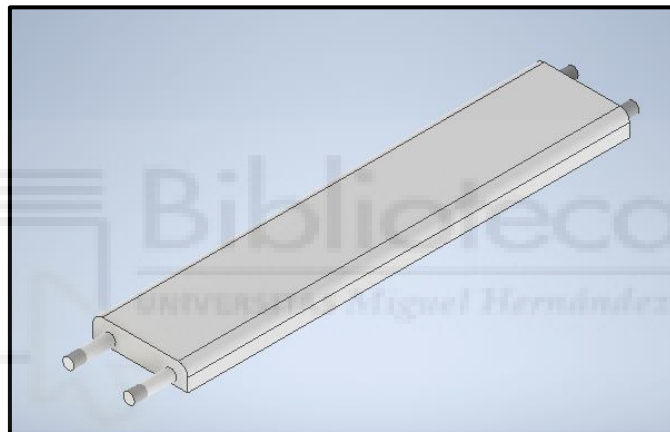


Imagen 25. Diseño de la pieza de unión del motor del actuador con el soporte del mismo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

EJE

El eje es una pieza decisiva para el giro del asiento. Está enroscado en el extremo del pistón de cada actuador y gira en torno al soporte del asiento. Aunque el peso que debe soportar es menor en comparación con otras piezas de la pata (como el actuador motorizado), el eje está en constante fricción con el soporte del asiento. Por esta razón, es fundamental que el eje esté fabricado con un material altamente resistente al desgaste y duradero.

Para cumplir con estos requisitos, se ha seleccionado acero inoxidable 304 para la fabricación del eje. Este material ofrece una excelente resistencia al desgaste y a la corrosión.

Dado que el eje debe realizar movimientos rotacionales similares a los de una rótula y requiere alta precisión, se ha considerado el mecanizado CNC por su exactitud. No obstante, debido a la forma compleja del eje, se optará por la forja en caliente para garantizar una mayor resistencia estructural. Para la rosca interna, se empleará el mecanizado CNC, ya que ofrece la precisión necesaria para asegurar un ajuste adecuado y un funcionamiento óptimo del eje. También se utilizará el torneado CNC para dar el acabado superficial requerido en los tres extremos cilíndricos del eje, especialmente a los dos que se encuentran en contacto con el soporte del asiento. Este enfoque combinado asegura tanto la robustez mecánica como la durabilidad del componente, cumpliendo con los requisitos funcionales del diseño.

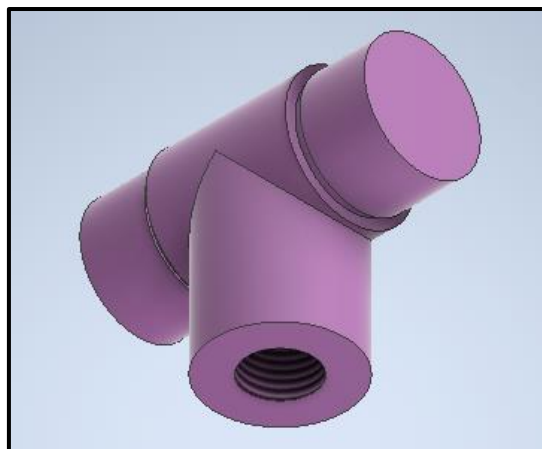


Imagen 26. Diseño del eje del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

SOPORTE ASIENTO

El soporte del asiento es una pieza diseñada con una cavidad para insertar el eje, permitiendo su rotación. Esta pieza tiene una función similar a la de la pata, pero su único propósito es soportar el peso del asiento y del paciente. Dado que necesita una alta resistencia al desgaste, se utilizará acero inoxidable 304 para su fabricación.

Dado que el soporte del asiento realiza movimientos y soporta cargas similares a los de la pata, la técnica de fabricación elegida será el mecanizado CNC. Esta técnica permitirá obtener la precisión necesaria para asegurar un ajuste correcto del eje y garantizar la durabilidad del componente.

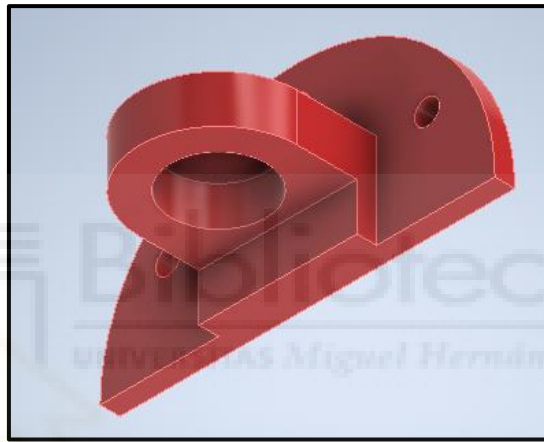


Imagen 27. Diseño del soporte del asiento del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

ASIENTO

El asiento es el componente en el que se anclan las patas del dispositivo para desplazar al paciente. Su función principal es soportar la carga del paciente sin estar sometido a giros o movimientos en relación con otras piezas. Aunque el aluminio es una opción viable, se ha optado por utilizar madera debido a su menor coste y su capacidad para soportar una carga distribuida de hasta 3000 N.

Se han considerado varias maderas, como roble, nogal, arce, cerezo y haya. Entre estas, el roble destaca por su alta resistencia y durabilidad, además de ser comúnmente utilizado en la fabricación de asientos. Por estas razones, se ha seleccionado el roble. Los asientos de roble generalmente tienen un espesor de entre 20 y 30 milímetros. Para este diseño, el espesor mínimo del asiento se ha establecido en 27,5 milímetros en la zona de contacto con el paciente, aumentando a 50 milímetros en el borde para proporcionar una mayor estabilidad.

La técnica de fabricación recomendada es la laminación de listones. Para ello, se utilizarán dos tablas de 25 milímetros de grosor, unidas con adhesivo para alcanzar el espesor total de 50 milímetros. Luego, se realizarán los cortes con una sierra de calar y los agujeros con un taladro de columna. Finalmente, se lijará la superficie y se aplicará una capa protectora de aceite de linaza, que es económico y fácil de aplicar, para proteger la madera.

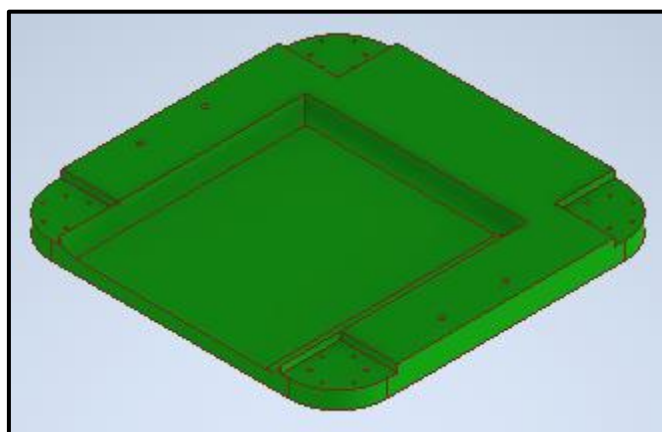


Imagen 28. Diseño del asiento del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

PROTECCIÓN TORNILLERÍA ASIENTO

La tornillería del asiento queda expuesta, lo que podría representar un riesgo para el paciente si entra en contacto con las cabezas de los pernos. Para minimizar este riesgo, se han diseñado cuatro piezas de protección, una para cada esquina del asiento. Las piezas traseras serán idénticas entre sí, mientras que las piezas delanteras tendrán formas diferentes debido a la configuración de los huecos, pero serán simétricas en su disposición. En total, se fabricarán tres tipos diferentes de piezas de protección: dos idénticas para las esquinas traseras y una para cada esquina delantera, izquierda y derecha.

El material seleccionado para estas piezas es plástico ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno). Este termoplástico es una opción económica y adecuada para la protección, ya que no necesita soportar cargas significativas, dado que el paciente no se sienta directamente sobre ellas. El ABS es conocido por su resistencia a los impactos, su rigidez y su capacidad para ser teñido y acabado estéticamente, lo que lo hace ideal para este uso.

Para la fabricación de estas piezas, el moldeo por inyección es la técnica más común para el plástico ABS, pero implica un coste inicial alto debido a la necesidad de moldes. Dado que la producción del dispositivo será limitada y no en masa, se optará por la impresión 3D, que es más económica para producciones pequeñas. La impresión 3D permitirá fabricar las piezas de manera más asequible y flexible.

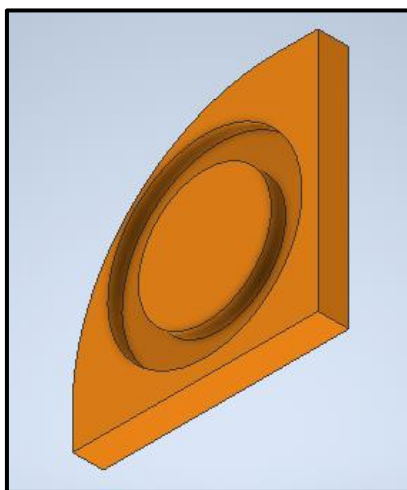


Imagen 29. Diseño de la pieza de protección de la tornillería 1 del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

CAPA ACOLCHADA ASIENTO

Para garantizar la comodidad del paciente en la posición de sentado, se ha decidido agregar una capa acolchada de 10 milímetros de grosor al asiento. La elección del material para esta capa es esencial para asegurar tanto el confort como la durabilidad. Inicialmente se consideró el uso de espuma de poliuretano, pero su durabilidad limitada debido al desgaste frecuente desaconsejó su elección. La espuma viscoelástica, aunque ofrece una excelente comodidad, resultó ser demasiado costosa. Finalmente, se optó por el caucho natural, que combina un coste más bajo que la espuma viscoelástica con una mayor durabilidad que la espuma de poliuretano. El caucho natural proporciona una elasticidad adecuada para el acolchado, resistencia a la abrasión y al desgaste, y mantiene bien su forma después de la compresión.

Para la fabricación de la capa acolchada, se evaluaron dos técnicas: el moldeo por compresión y el moldeo por transferencia. Aunque el moldeo por compresión es más económico, el moldeo por transferencia ofrece una mayor precisión en la conformación. Dado que el acabado superficial no requiere una precisión extrema, se eligió el moldeo por compresión por su mejor relación costo-beneficio.

Para unir la capa de caucho al asiento de madera y asegurar las protecciones de la tornillería, se consideró el uso de adhesivos. Aunque el adhesivo de poliuretano es una opción más económica, se seleccionó el adhesivo epóxico debido a su resistencia extrema y su capacidad para proporcionar una unión estructural muy fuerte, a pesar de su mayor coste.

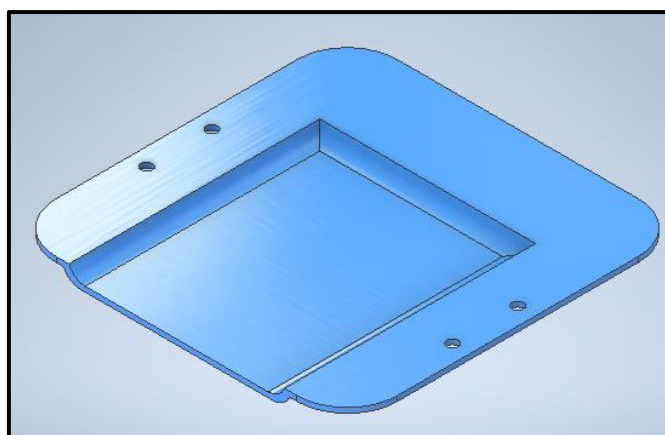


Imagen 30. Diseño de la capa acolchada del asiento del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

ASA

La última pieza diseñada para el dispositivo son las asas. Estas asas se incorporarán para ofrecer a los pacientes un punto de apoyo adicional, dado que, aunque el dispositivo está diseñado para prevenir caídas severas, algunos pacientes pueden sentirse inseguros. Se instalará un asa a cada lado del asiento y se considerará añadir una cinta de seguridad que conecte ambas asas para mayor estabilidad.

Dado que las asas no requieren una alta resistencia a la compresión ni un acabado superficial perfecto para su función, se optará por fabricarlas en aluminio 6061. Este material es adecuado debido a su equilibrio entre resistencia y ligereza, lo que asegura tanto durabilidad como funcionalidad.

Para la fabricación de las asas, el moldeo por inyección es común en la producción de piezas metálicas, pero dado que no se producirán en masa, se utilizará el mecanizado. El mecanizado con herramientas como fresadoras y tornos es más económico y adecuado para producciones pequeñas, por lo que será la técnica seleccionada.

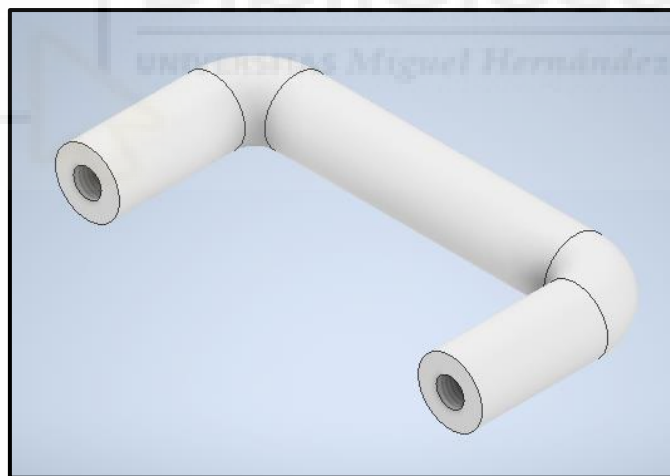


Imagen 31. Diseño del asa del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

ENSAMBLAJE

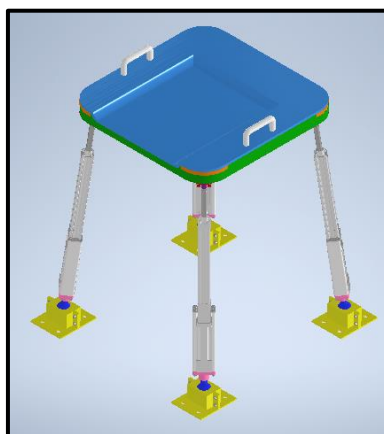


Imagen 32. Diseño del ensamblaje visto desde arriba del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

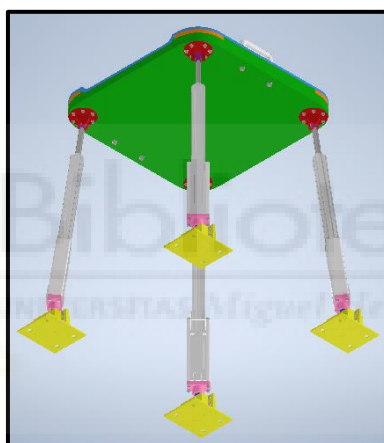


Imagen 33. Diseño del ensamblaje visto desde abajo del dispositivo.

Fuente. Diseño propio con Autodesk Inventor Professional 2025.

La unión de las patas del dispositivo se realizará utilizando pernos hexagonales DIN 6921 – M6 x 18 y tuercas DIN EN 1661 – M6. Para conectar las piezas que unen el motor con el soporte del actuador, se emplearán tuercas DIN EN 1661 – M6. El soporte del asiento se fijará al asiento con pernos hexagonales ISO 4162 – M6 x 50 y tuercas DIN EN 1664 – M6. Las asas se unirán al asiento utilizando pernos hexagonales ISO 4162 – M10 x 70.

Cada eje del dispositivo contará con un rodamiento de rodillo de aguja ISO 3245 – 21D (18 x 24 x 10) en cada extremo. Además, se instalará una anilla de retención DIN 471 – 18 x 1.2 junto a cada rodamiento para asegurar su correcta posición y funcionamiento.

2.2.5 COSTE APROXIMADO DEL DISPOSITIVO

Los materiales seleccionados para la fabricación de este dispositivo incluyen:

- Madera de roble: Utilizada para el asiento, elegida por su durabilidad y capacidad para soportar cargas distribuidas.
- Acero inoxidable 304: Empleado en componentes que requieren alta resistencia al desgaste y durabilidad, como la pata, la rótula, el eje y el soporte del asiento.
- Aluminio 6061: Utilizado en piezas que no están sometidas a altas cargas o desgaste intenso, como el asa, el soporte del actuador y la unión del motor con el soporte del actuador, debido a su combinación de ligereza y resistencia.
- Caucho natural: Usado para la capa acolchada del asiento, elegido por su elasticidad, resistencia a la abrasión y durabilidad.
- Plástico ABS: Empleado para las piezas de protección de la tornillería, seleccionado por su resistencia a los impactos, rigidez y facilidad de acabado estético.

MATERIAL	PRECIOS EN ESPAÑA 2024
Madera de roble	50€ - 60€ por tabla de 25 mm de espesor
Acero inoxidable 304	2€ - 4€ por kilogramo
Aluminio 6061	3€ - 5€ por kilogramo
Caucho natural	1,50€ - 3€ por kilogramo
Plástico ABS	2€ - 4€ por kilogramo

Tabla 5. Preciario materiales piezas dispositivo en 2024.

TÉCNICAS DE FABRICACIÓN	COSTE ESTIMADO TÉCNICAS
Forjado de piezas de acero	2000€ - 5000€ de molde según el nivel de detalle de la pieza
Mecanizado CNC piezas de acero	200€ - 600€ según el nivel de detalle de la pieza
Mecanizado CNC piezas de aluminio	150€ - 400€ según el nivel de detalle de la pieza
Impresión 3D piezas plástico ABS	50€ - 300€ según el nivel de detalle de la pieza
Moldeo por compresión piezas de caucho	100€ - 500€ según el nivel de detalle de la pieza
Cortes y agujeros madera	100€ - 200€ según el nivel de detalle de la pieza

Tabla 6. Preciario técnicas de fabricación piezas dispositivo en 2024.

PIEZA	UNIDADES	DIMENSIONES (MM)	PESO (KG)	MATERIAL	TÉCNICA FABRICACIÓN	COSTE UD APROX.
PATA	8	150x65x65	1,92	ACERO INOX. 304	MECANIZADO CNC	460 €
RÓTULA	4	59*59*84,5	0,96	ACERO INOX. 304	MECANIZADO CNC	460 €
SOPORTE ACTUADOR	4	80*50*40	0,24	ALUMINIO 6061	MECANIZADO CNC	255 €
UNIÓN SOPORTE - MOTOR	8	50*12*266	0,38	ALUMINIO 6061	MECANIZADO CNC	260 €
EJE	4	44*20*35	0,13	ACERO INOX. 304	FORJA Y MECANIZADO CNC	855 €
SOPORTE ASIENTO	8	100*50*45	0,28	ACERO INOX. 304	MECANIZADO CNC	455 €
ASIENTO	1	680*680*50	13,04	MADERA DE ROBLE	CORTE, LIJADO Y TRAT. SUP.	260 €
PROTECC. TORNILLERÍA 1	2	120*120*15	0,17	PLÁSTICO ABS	IMPRESIÓN 3D	75 €
PROTECC. TORNILLERÍA 2	1	120*115*15	0,16	PLÁSTICO ABS	IMPRESIÓN 3D	75 €
PROTECC. TORNILLERÍA 3	1	120*115*15	0,16	PLÁSTICO ABS	IMPRESIÓN 3D	75 €
CAPA ACOLCHADA ASIENTO	1	680*680*32,5	4,78	CAUCHO NATURAL	MOLDEO POR COMPRESIÓN	365 €
ASA	2	153*23*71,5	0,26	ALUMINIO 6061	MECANIZADO CNC	255 €
ACCESORIOS		PERNOS, RODAMIENTOS, ARANDELAS Y ADHESIVO				115 €
ACTUADOR MOTORIZADO	4	MODELO E/809032/5M/250 DE NORGREN				1,500 €

Tabla 7. Costes de las piezas del dispositivo en 2024.

Según el cuadro proporcionado, el coste total estimado del dispositivo es de **23.230 €**. Este coste puede variar en función de los precios actuales de los materiales y los gastos de producción en el momento de la compra.

Además, el coste por pieza disminuirá a medida que aumente la cantidad de producción de dispositivos. Inicialmente, el dispositivo está diseñado para su uso en clínicas de fisioterapia.

3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Como se mencionó anteriormente, las piezas y el ensamblaje del dispositivo se han diseñado utilizando el software Autodesk Inventor Professional 2025. Además, se han realizado diversos cálculos en este mismo programa para verificar la viabilidad del dispositivo.

3.1 ANÁLISIS DE TENSIONES Y DESPLAZAMIENTOS

3.1.1 ANÁLISIS EN EL EJE

Deformaciones

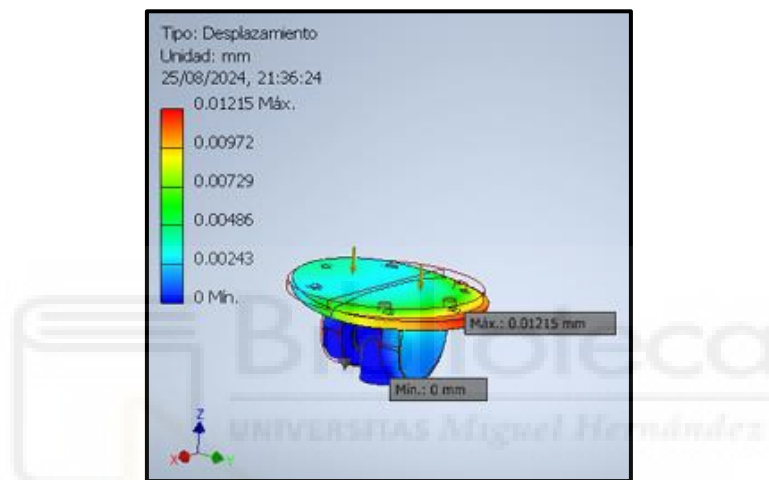


Imagen 34. Cálculo del desplazamiento en la zona del eje.

Fuente. Cálculos realizados con Autodesk Inventor Professional 2025.

En el escenario más crítico para el extremo de la pata delantera, donde la fuerza aplicada es perpendicular a la base del eje del actuador, la deformación máxima observada en el soporte del actuador es inferior a 1 milímetro. Este análisis demuestra que la deformación es mínima y está dentro de los límites aceptables para el diseño del dispositivo.

Tensiones

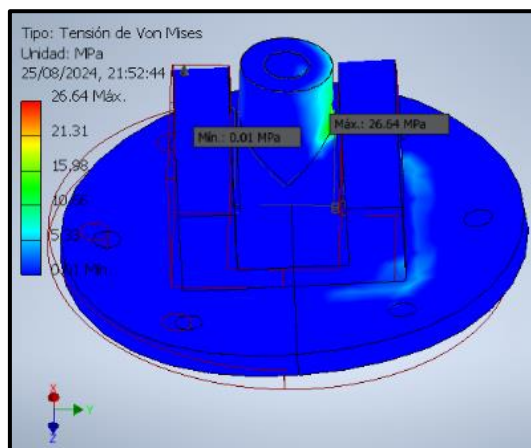


Imagen 35. Cálculo de la tensión máxima en la zona del eje.

Fuente. Cálculos realizados con Autodesk Inventor Professional 2025.

El punto crítico en términos de tensión se localiza en la esquina donde se unen la sección longitudinal y la transversal del eje, particularmente en el lado que soporta la mayor carga, más cercano a las piernas del paciente. En esta área, la tensión alcanza los 26,64 MPa, que está muy por debajo del límite elástico del material. Esta concentración de tensiones en la arista del eje podría reducirse si se realiza un redondeo de la arista de 2 a 3 mm, acercando el valor máximo calculado por el software al resultado obtenido manualmente.

En resumen, a pesar de la concentración de tensiones en este punto específico, el análisis muestra que las tensiones están significativamente por debajo del límite máximo permitido por el material, confirmando así la validez del diseño.

3.1.2 ANÁLISIS EN EL ASIENTO

Deformaciones

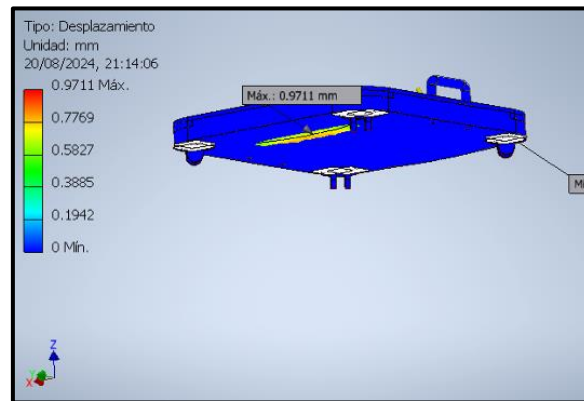


Imagen 36. Cálculo del desplazamiento en el asiento.

Fuente. Cálculos realizados con Autodesk Inventor Professional 2025.

En el escenario más desfavorable para el asiento, la mayor carga se aplica en la base del mismo. En esta área, la deformación máxima observada es ligeramente inferior a 1 milímetro, concentrándose en el centro de la fuerza aplicada. Este análisis muestra que la deformación es mínima y, por lo tanto, aceptable para el diseño del asiento.

Tensiones

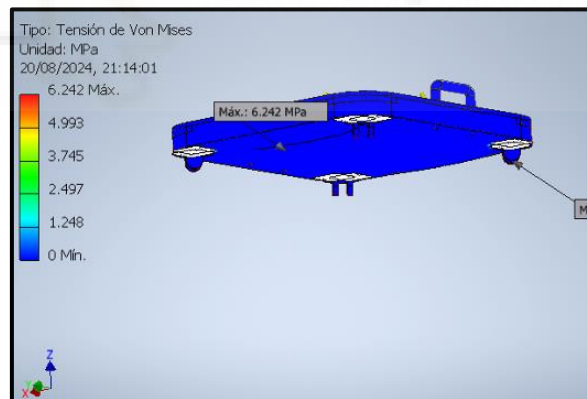


Imagen 37. Cálculo de la tensión máxima en el asiento.

Fuente. Cálculos realizados con Autodesk Inventor Professional 2025.

El punto crítico en términos de tensión se encuentra en el eje de simetría del asiento, justo en el centro de la base donde se sienta el paciente. En este lugar, la tensión alcanza un valor de 6,24 MPa, que está muy por debajo del límite elástico del material. Este análisis confirma que la tensión en este punto es significativamente menor que el máximo permitido, validando así la solidez y fiabilidad del diseño.

4. CONCLUSIONES

4.1 CUMPLIMIENTO DE OBJETIVOS

Al inicio del proyecto se establecieron dos objetivos clave, ambos superados ampliamente. Se ha diseñado un dispositivo de sedestación capaz de estabilizar al usuario en situaciones de desequilibrio. Además, el dispositivo puede generar un movimiento de empuje, obligando al usuario a mantener activamente el equilibrio.

El dispositivo tiene un coste inferior a 35.000 €, y el diseño del asiento, similar al de una butaca con capa acolchada, garantiza un alto nivel de comodidad para el usuario. Además, sus dimensiones son solo ligeramente mayores que las de una silla estándar, lo que facilita su integración en espacios reducidos sin comprometer su funcionalidad.

A lo largo del diseño del prototipo, se establecieron una serie de requisitos técnicos esenciales para su correcto funcionamiento:

- Se han satisfecho completamente las necesidades definidas por el fisioterapeuta. El dispositivo tiene la capacidad de inclinarse en cualquier dirección alrededor de un punto central, y también de desplazar ese punto según sea necesario. Además de corregir la postura del paciente, permite empujar al usuario, incentivando la participación activa del mismo para mejorar su equilibrio.
- Mediante cálculos manuales y simulaciones en el software Autodesk Inventor 3D, se identificaron y analizaron los puntos más críticos del diseño. Las áreas clave evaluadas incluyen el asiento y la parte superior de las patas, específicamente donde se encuentra el eje.
- Los materiales seleccionados para las patas del dispositivo son acero y aluminio, ambos ampliamente utilizados en equipos médicos y de fisioterapia por su durabilidad y resistencia. También se confirmó la viabilidad del uso de madera de roble para el asiento, lo que permite reducir costos sin comprometer la calidad ni la seguridad estructural del dispositivo.
- En cuanto a los procesos de fabricación, se consideraron todos los factores relevantes, con un enfoque en la precisión y el control de costes. Para la mayoría de las piezas metálicas, se optó por el mecanizado CNC, ya que ofrece un equilibrio adecuado entre calidad y coste para producciones de bajo volumen.

4.2 LÍNEAS A SEGUIR Y FUTUROS TRABAJOS

4.2.1 CONFIGURACIÓN ELECTRÓNICA

Con el diseño mecánico ya completado, el siguiente paso previo a la fabricación y puesta en marcha del dispositivo es la configuración del sistema electrónico, para lo cual será necesaria la colaboración de un ingeniero electrónico. Según los requerimientos del fisioterapeuta en cuanto a movimientos de empuje y reacción, el dispositivo deberá integrar células de carga en la base del asiento de madera, conectadas a los actuadores. Estas células de carga permitirán monitorear en tiempo real la distribución del peso del paciente, ajustando los movimientos del dispositivo para mantener el equilibrio.

Una posible solución, similar al funcionamiento de una báscula electrónica, consistiría en poner a cero los sensores de carga una vez que el paciente se encuentre en la posición ideal de sedestación, ya sea asistido por el fisioterapeuta o de forma independiente. De esta manera, cualquier cambio en la distribución del peso del paciente se detectaría de inmediato, y el dispositivo reaccionaría automáticamente para corregir el desequilibrio. El cálculo del porcentaje de peso desplazado sería clave, para lo cual es necesario que el sistema conozca el peso total del paciente, ya sea detectado de manera electrónica o ingresado manualmente.

Para la función de empuje, se propone la inclusión de un panel de control que permita regular parámetros como la velocidad, el ángulo de inclinación y la dirección del movimiento. Este panel sería similar a los que se utilizan en algunas atracciones mecánicas, facilitando el control preciso de las maniobras del dispositivo y asegurando que se ajuste a las necesidades específicas de cada paciente.

4.2.2 MEJORAS DEL DISPOSITIVO

Antes de proceder con la fabricación del dispositivo, es viable considerar posibles mejoras en su diseño y funcionalidad, que podrían optimizar su rendimiento:

- Optimización del asiento: Dado que el asiento presenta una forma peculiar, se podría realizar un análisis exhaustivo para evaluar la posibilidad de mejorar su geometría o incluso explorar la utilización de materiales alternativos. Estas mejoras podrían enfocarse en aumentar la resistencia estructural, prolongar la durabilidad, mejorar la comodidad del paciente, o en general, perfeccionar cualquier característica funcional del asiento.
- Mejoras en el diseño general: Además, es posible investigar sistemas más eficientes e innovadores que optimicen los movimientos del dispositivo o reduzcan los costos de producción. Por ejemplo, se podría estudiar la posibilidad de implementar un motor que permita la rotación del asiento hacia la derecha o izquierda, complementando el sistema de actuadores con una guía que optimice el control de los movimientos y la distribución de las fuerzas, aportando mayor versatilidad al dispositivo.

Estas modificaciones u otras podrían contribuir a la mejora global del proyecto, incrementando tanto su funcionalidad como su competitividad.

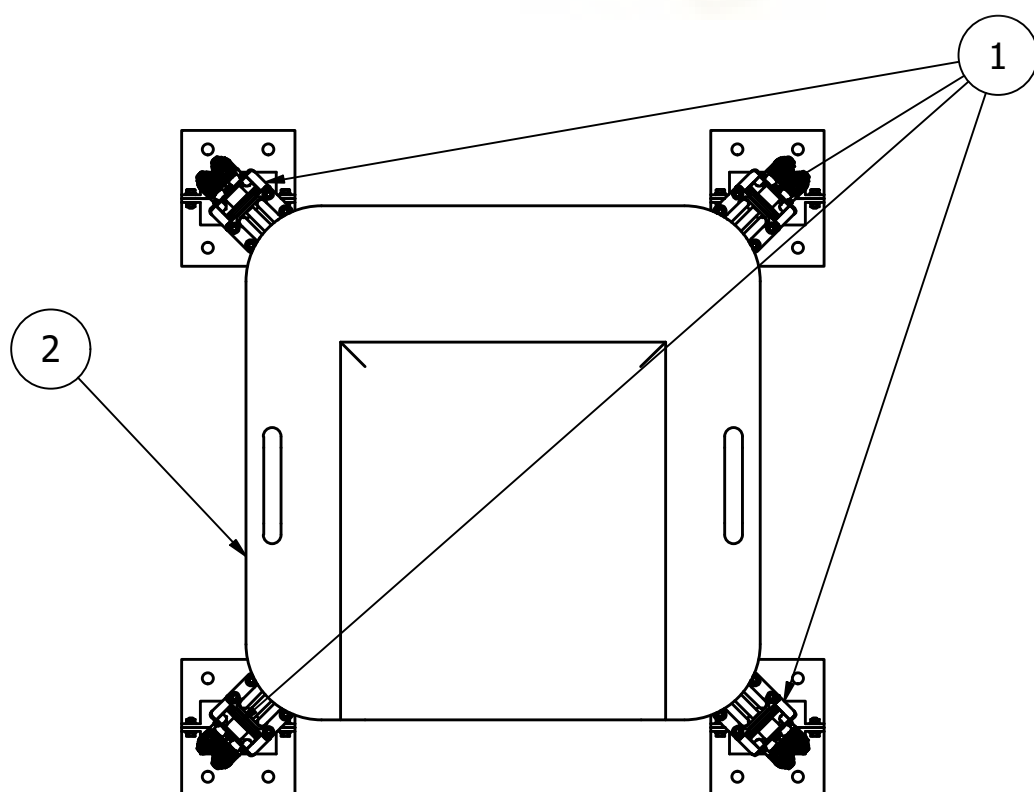
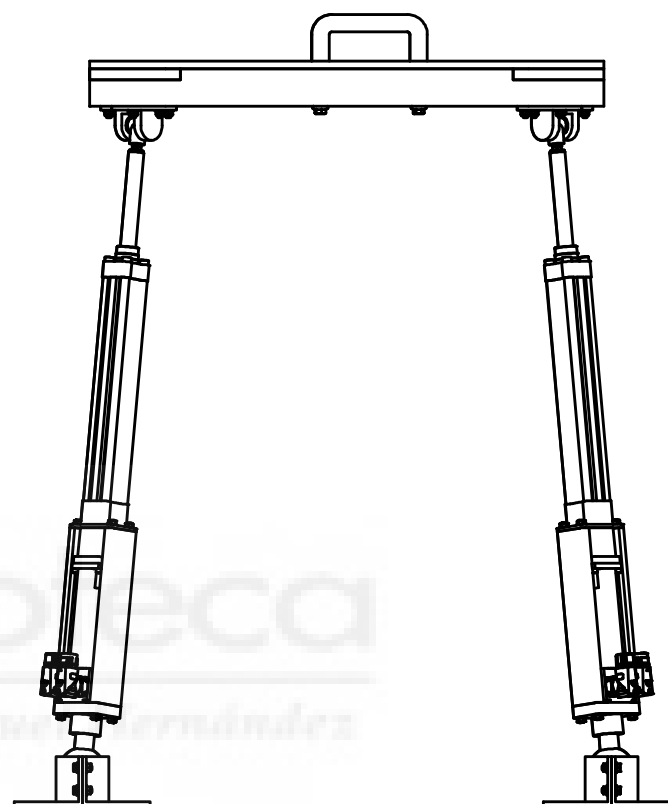
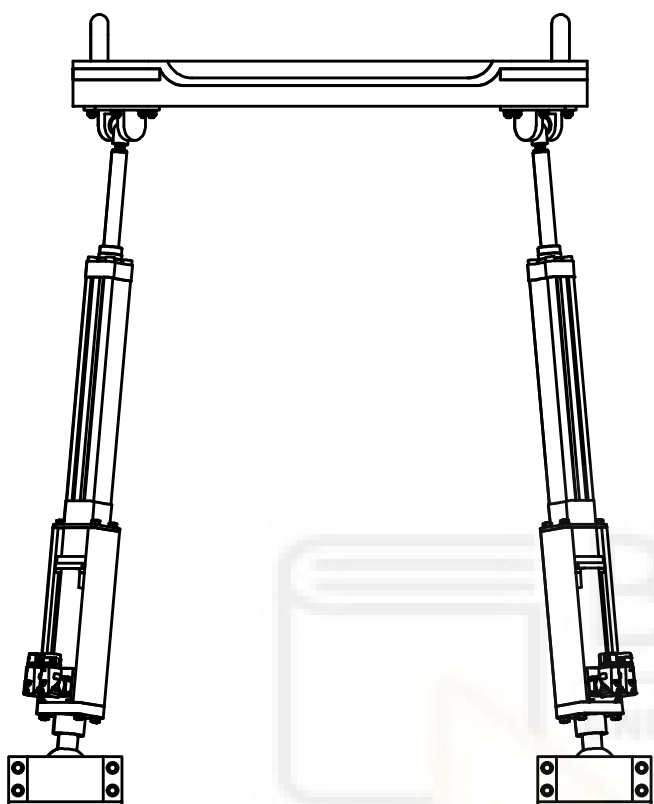
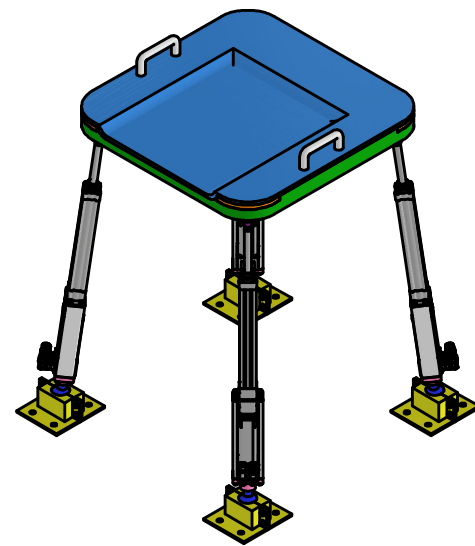
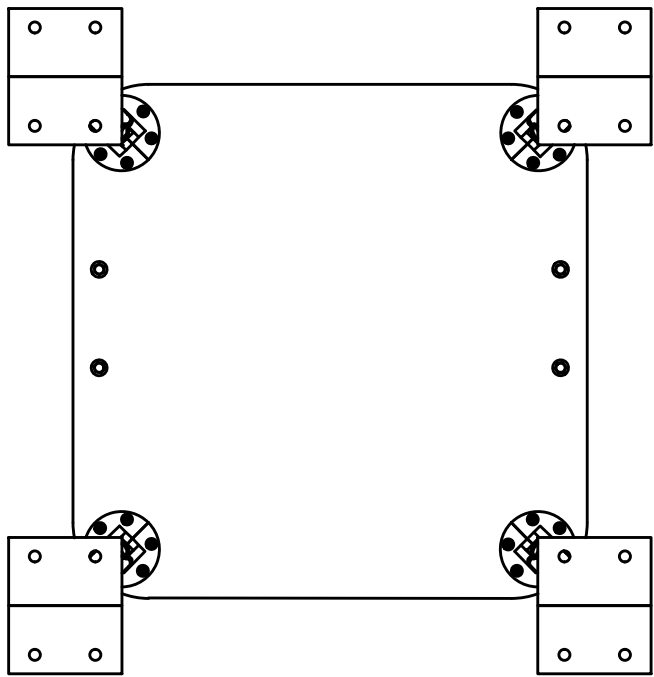
5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Quintana E, Martín A, Sánchez C, Rubio I, López N, & Calvo J. “Estudio de la postura sedente en una población infantil”. *Revista de Fisioterapia*, 26 (3), 153-157 [2004].
- [2] Hunova. Movendo Technology. [citado el 11 de agosto de 2024]. Disponible en: <https://rebiotex.com/movendo-hunova/>
- [3] Toro mecánico, mecanismo. [citado el 11 de agosto de 2024]. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=EJH-uV1Wrqs>
- [4] Miguel Rodríguez Jouvencel. “Módulo oscilante para una sedestación ergonómica”. *Oficina española de patentes y marcas* [2014].
- [5] María Terese Engell. “Silla de equilibrio”. *Oficina española de patentes y marcas* [2021].
- [6] Actuadores lineales eléctricos. [citado el 11 de agosto de 2024]. Disponible en: <https://es.rs-online.com/web/c/transmision-de-potencia-mecanica/actuadores-electricos/actuadores-lineales-electricos/>
- [7] Peso Medio España. [citado el 11 de agosto de 2024]. Disponible en: <https://www.datosmundial.com/estatura-promedio.php>
- [8] Cilindro eléctrico E809000. [citado el 11 de agosto de 2024]. Disponible en: <https://www.norgren.com/es/productos/e-809000-m>
- [9] Jesús Félez, María Luisa Martínez. "Ingeniería gráfica y diseño". *Madrid Síntesis* [2008].
- [10] Robert L. Norton "Diseño de máquinas". 6ª Edición. *McGraw-Hill* [2020].

6. ANEXOS

6.1 PLANOS

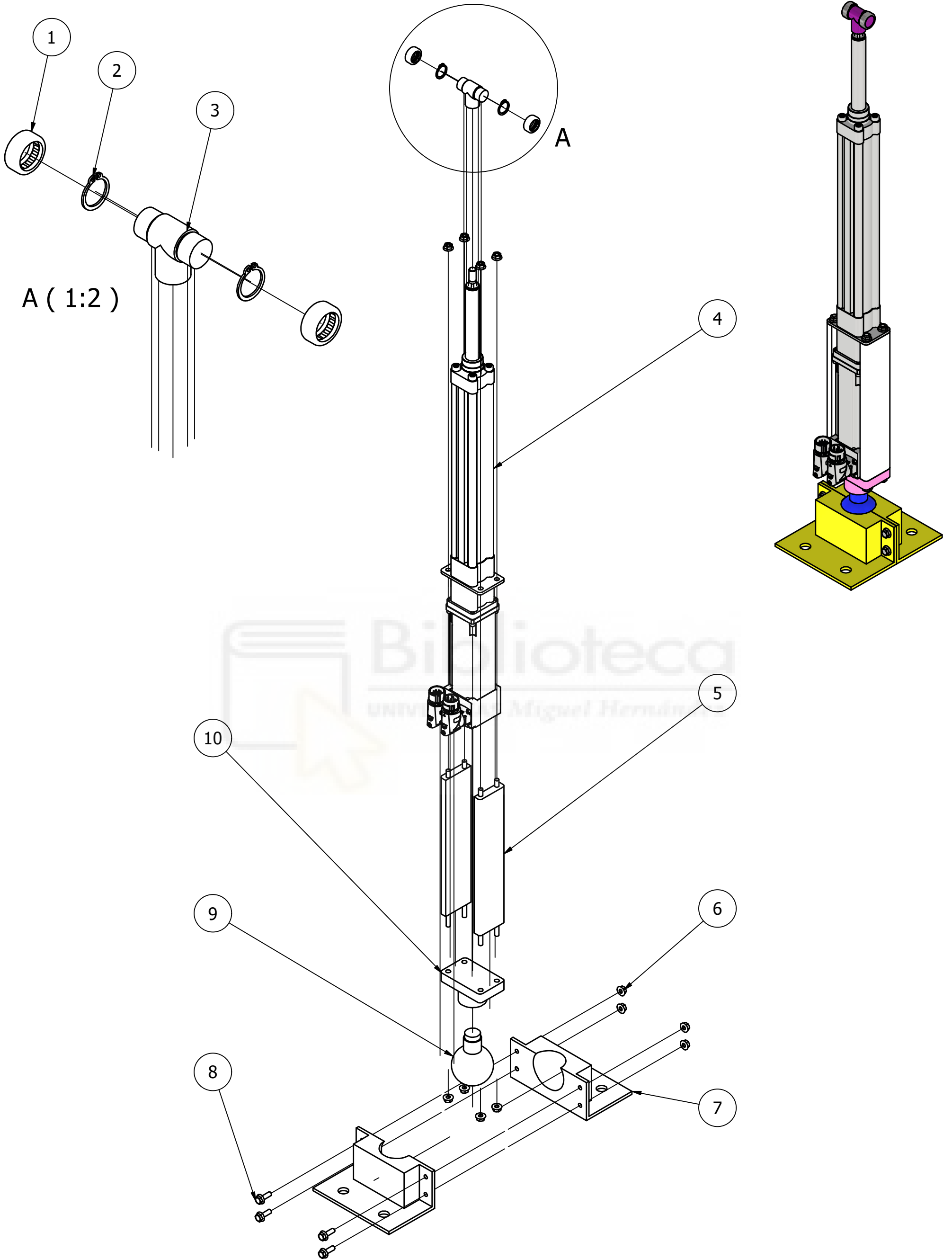




2	1	Conjunto asiento	Ensamblaje del asiento
1	4	Conjunto patas	Ensamblaje de las patas
Nº	UDS	ELEMENTO	DESCRIPCIÓN

LISTA DE PIEZAS

<p>UNIVERSITAS Miguel Hernández</p>	Título: Conjunto Dispositivo Sedestación		
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 09/08/2024
	Nº de Plano: 1	Escala: 1:10	Nº de Hoja: 1/4

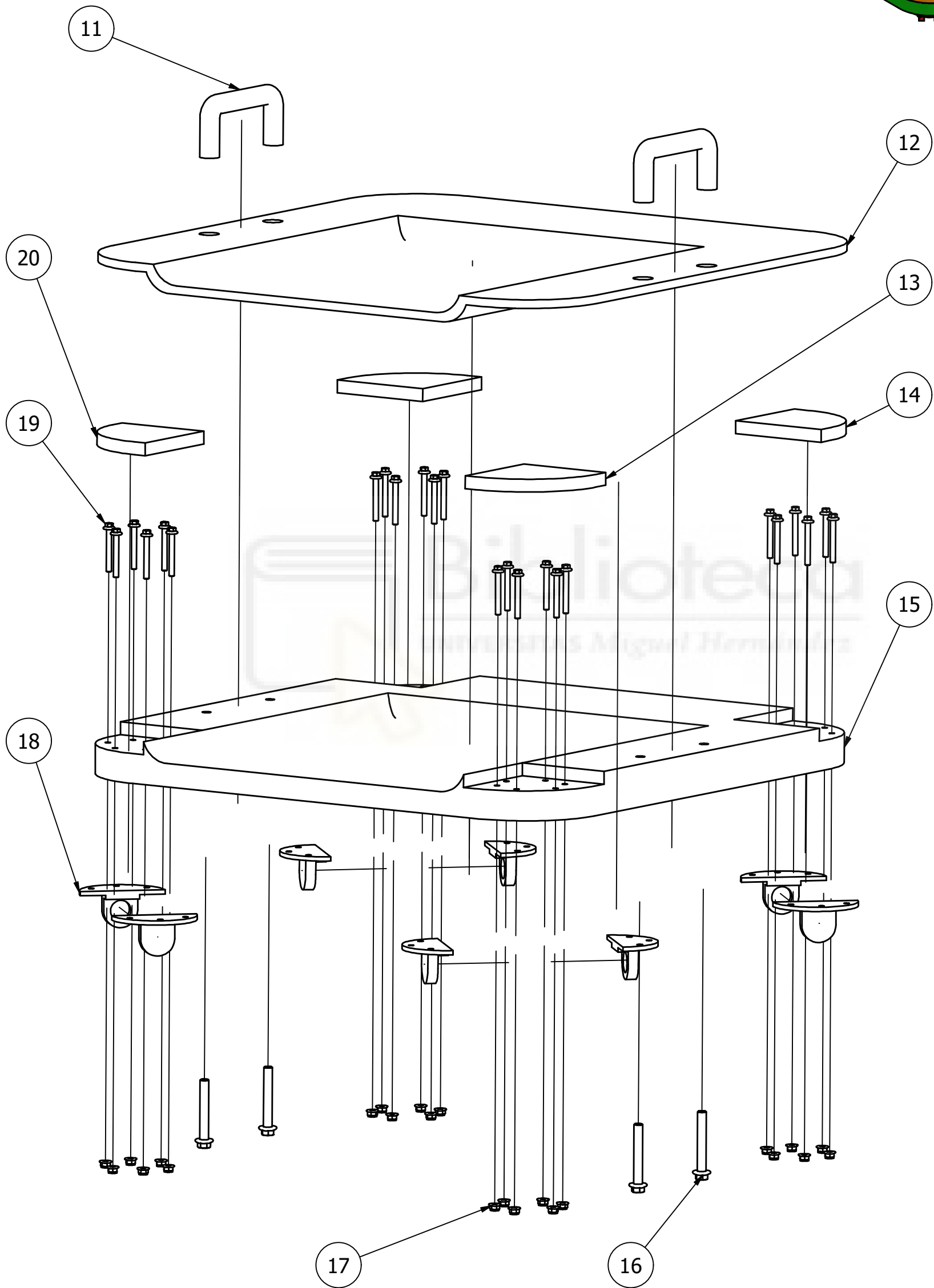
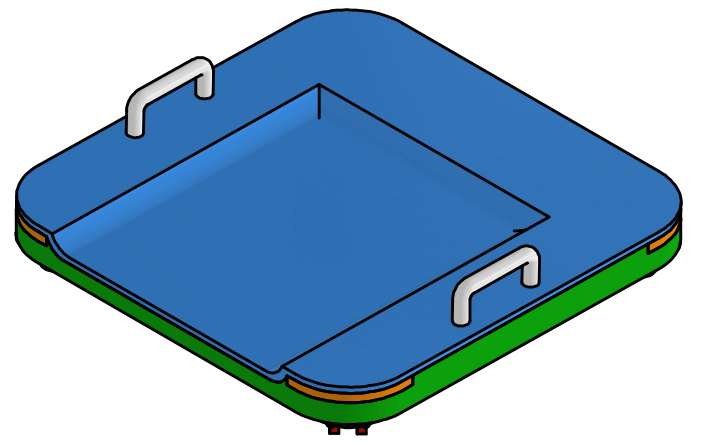


A (1:2)

A

Biobioteca
UNIVERSITAT MIGUEL HERNÁNDEZ



<p>UNIVERSITAT Miguel Hernández</p>	Título: Despiece - Montaje Pata		
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 09/08/2024
		Nº de Plano: 1	Escala: 1:5 Nº de Hoja: 2/4

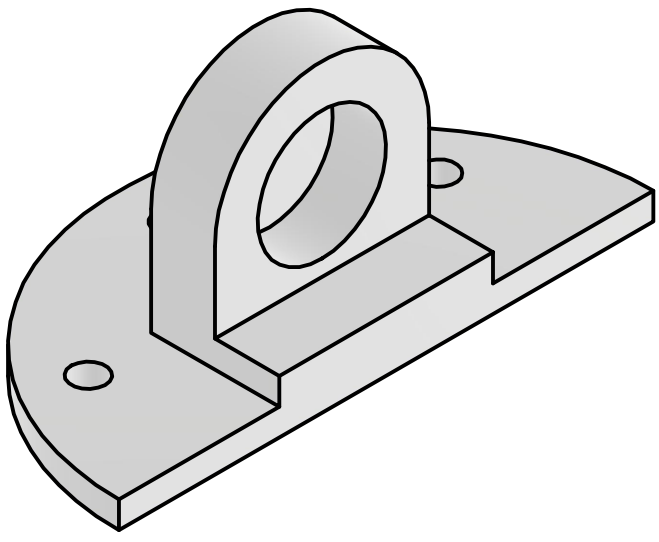


<p>UNIVERSITAS Miguel Hernández</p>	Título: Despiece - Montaje Asiento		
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 09/08/2024
		N° de Plano: 1	Escala: 1:5
		N° de Hoja: 3/4	

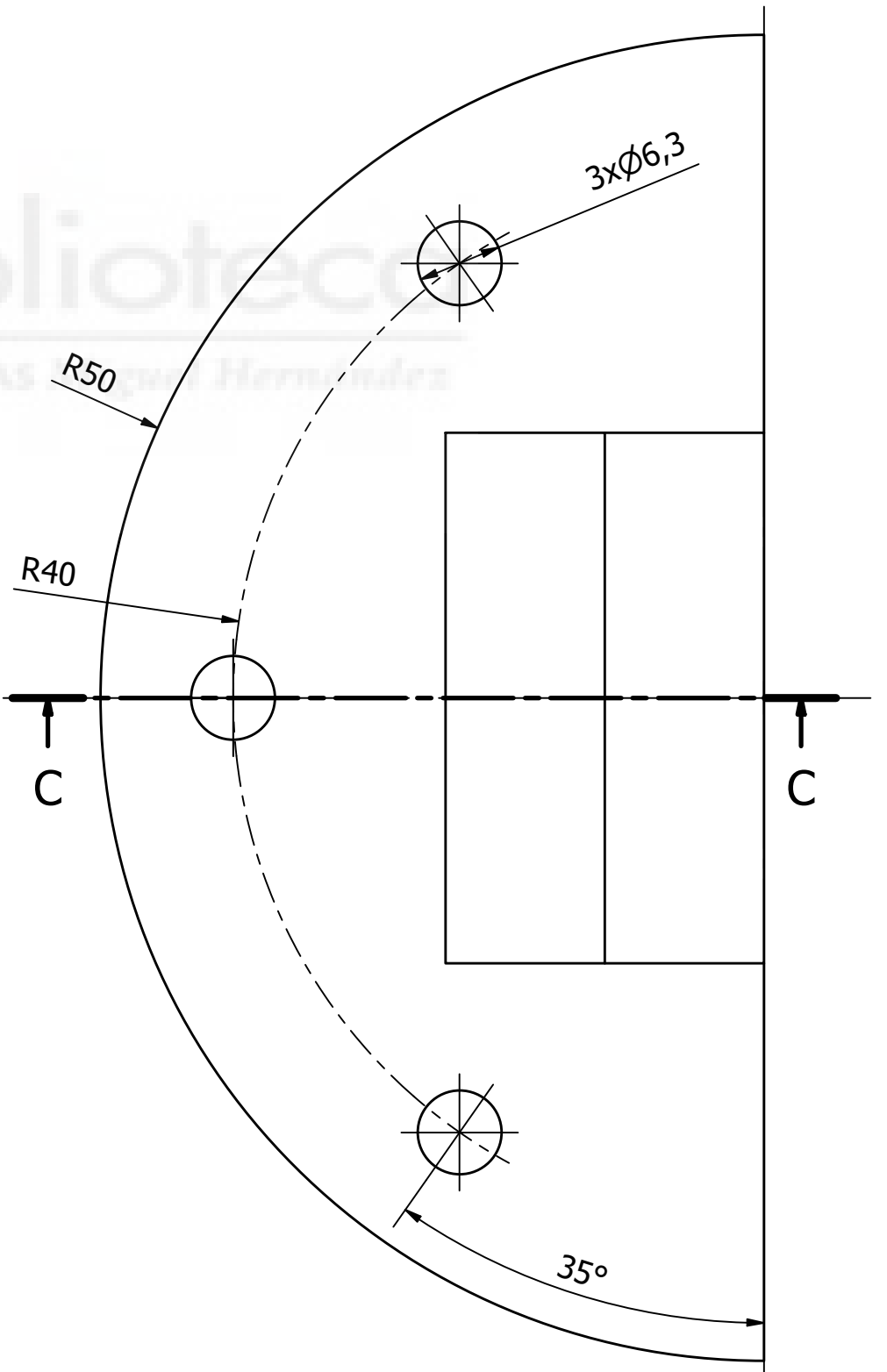
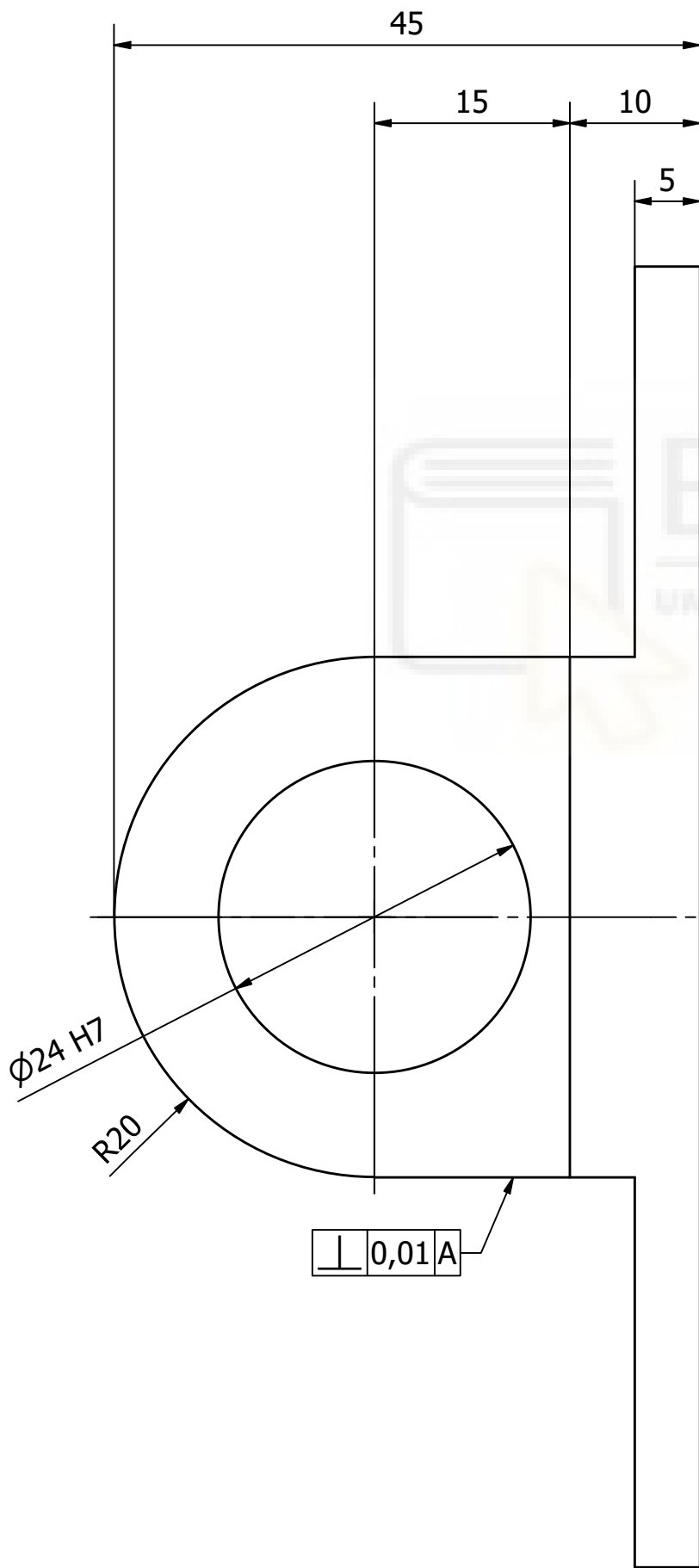
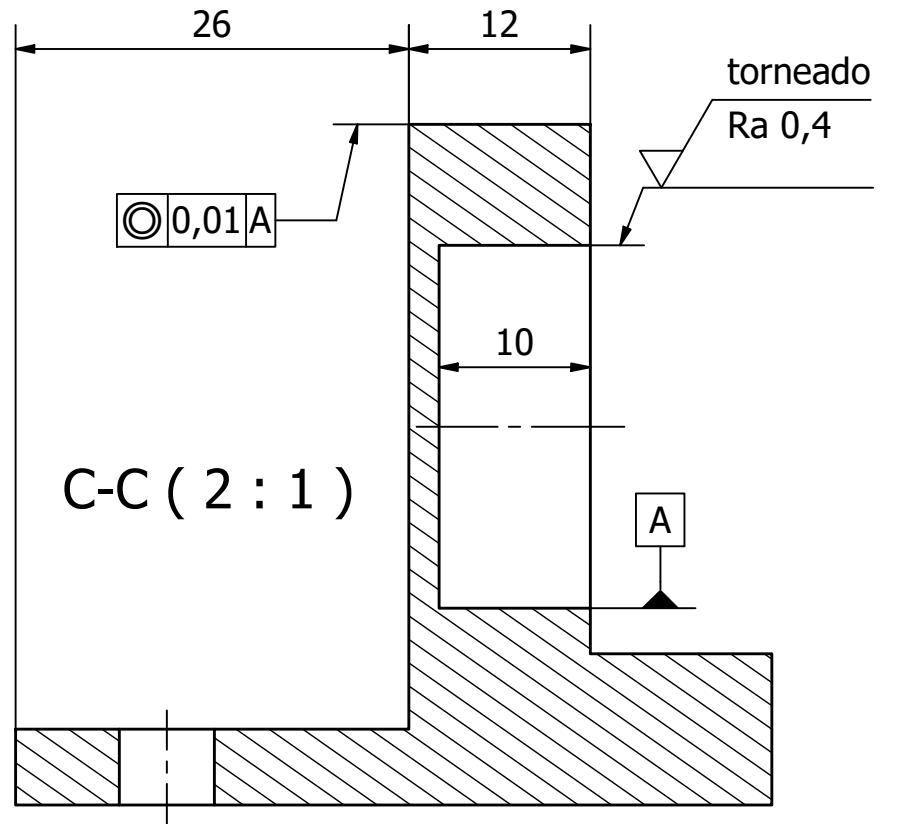
20	1	Protección tornillos 3	Plano nº12	Plástico ABS
19	24	ISO 4162 - M6 x 50	Perno hexagonal con valona - Serie pequeña	Acero, suave
18	8	Soporte asiento	Plano nº2	Acero inoxidable 304
17	24	DIN EN 1664 - M6	Tuerca hexagonal	Acero, suave
16	4	ISO 4162 - M10 x 70	Perno hexagonal con valona - Serie pequeña	Acero inoxidable 304
15	1	Asiento	Plano nº5	Madera (roble)
14	2	Protección tornillos 1	Plano nº10	Plástico ABS
13	1	Protección tornillos 2	Plano nº11	Plástico ABS
12	1	Capa acolchada asiento	Plano nº13	Caucho Natural
11	2	Asa	Plano nº9	Aluminio 6061
10	4	Soporte actuador	Plano nº3	Aluminio 6061
9	4	Rótula	Plano nº6	Acero inoxidable 304
6	48	DIN EN 1661 - M6	Tuerca hexagonal	Acero, suave
7	8	Pata	Plano nº4	Acero inoxidable 304
8	16	DIN 6921 - M6 x 18	Perno hexagonal con valona	Acero, suave
5	8	Unión motor con soporte actuador	Plano nº8	Aluminio 6061
4	4	Actuador eléctrico	Modelo E/809032 de la marca Norgren	
3	4	Eje	Plano nº7	Acero inoxidable 304
2	8	DIN 471 - 18x1.2	Anillas de retención para el eje	Acero, suave
1	8	ISO 3245 - 21 D 18 x 24 x 10	Rodamiento rodillo aguja abierto	Acero, suave
Nº UDS.	ELEMENTO	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	

LISTA DE PIEZAS

	Título: Lista de Piezas - Conjunto Dispositivo		
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 09/08/2024
		Nº de Plano: 1	Escala: S/E



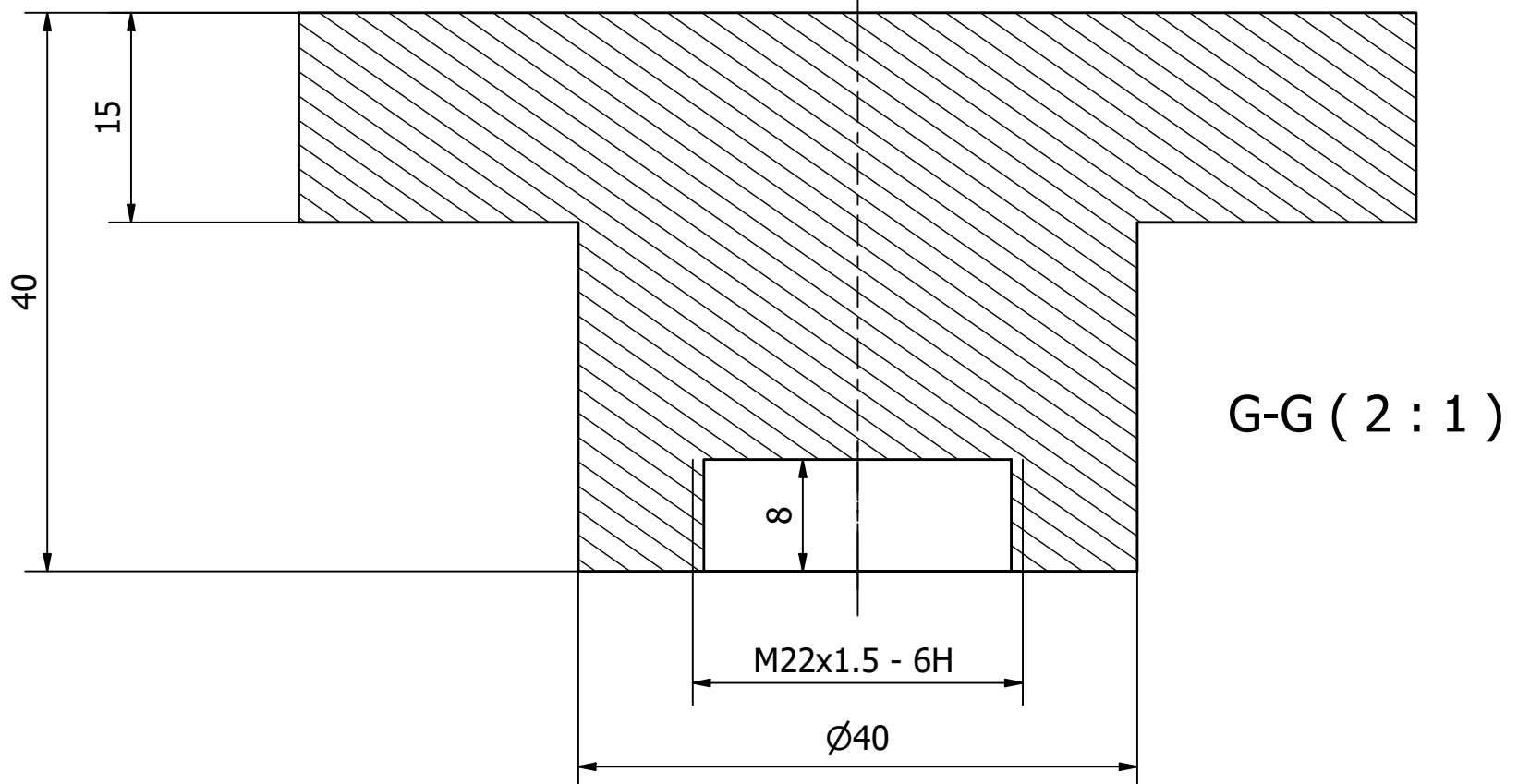
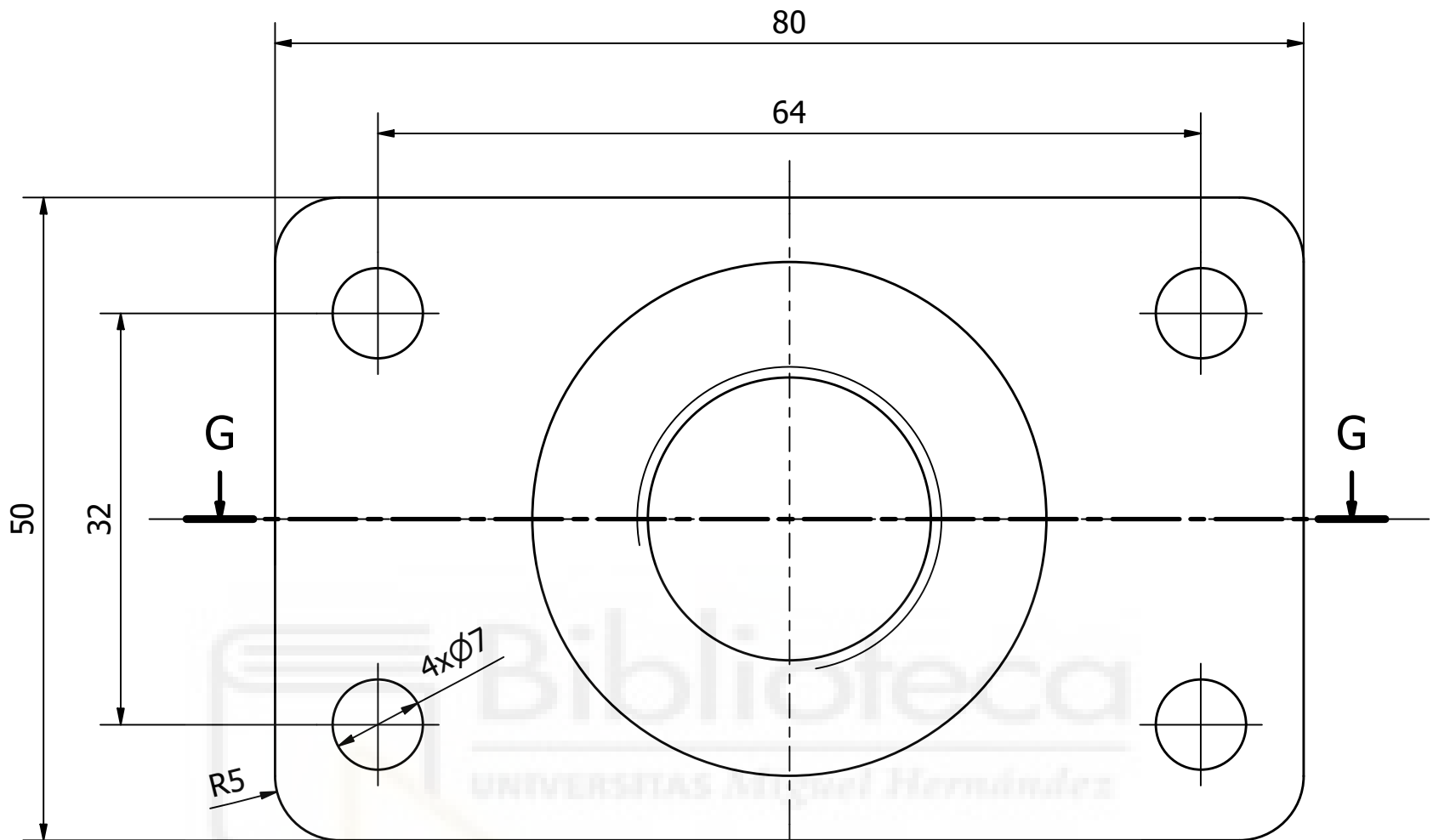
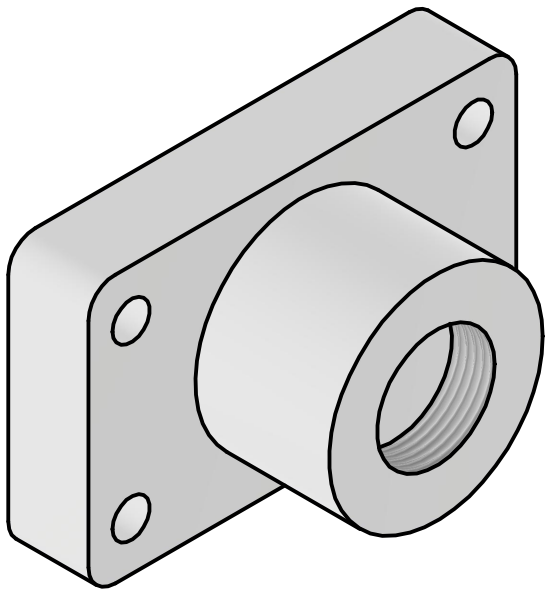
Ra 6 (✓)





Tipo de material:
Acero Inoxidable 304

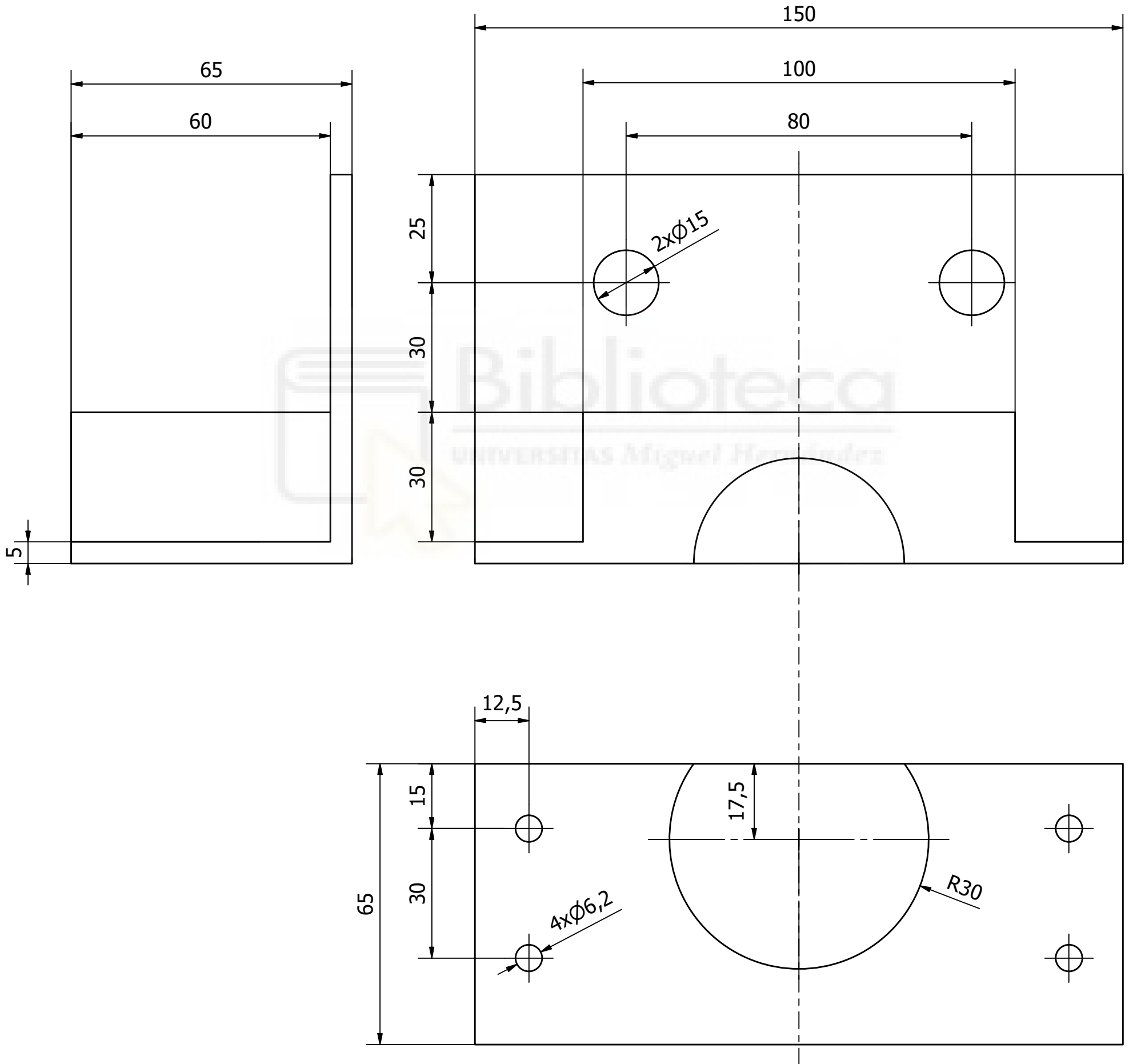
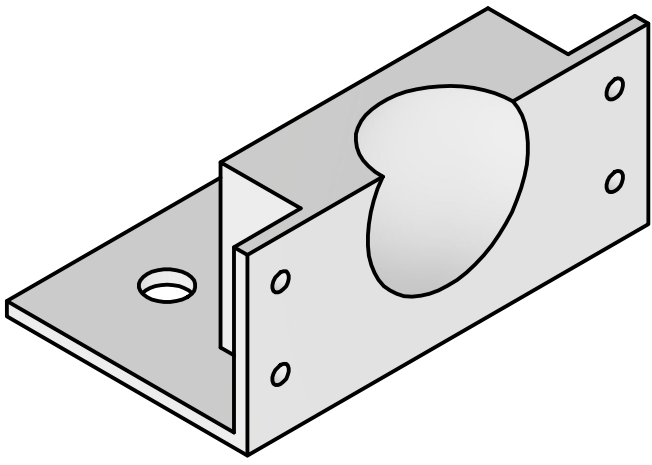


Título: Soporte Asiento		Material: Acero Inoxidable	
Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 03/08/2024	
Nº de Plano: 2		Escala: 2:1	
Nº de Hoja: 1/1			





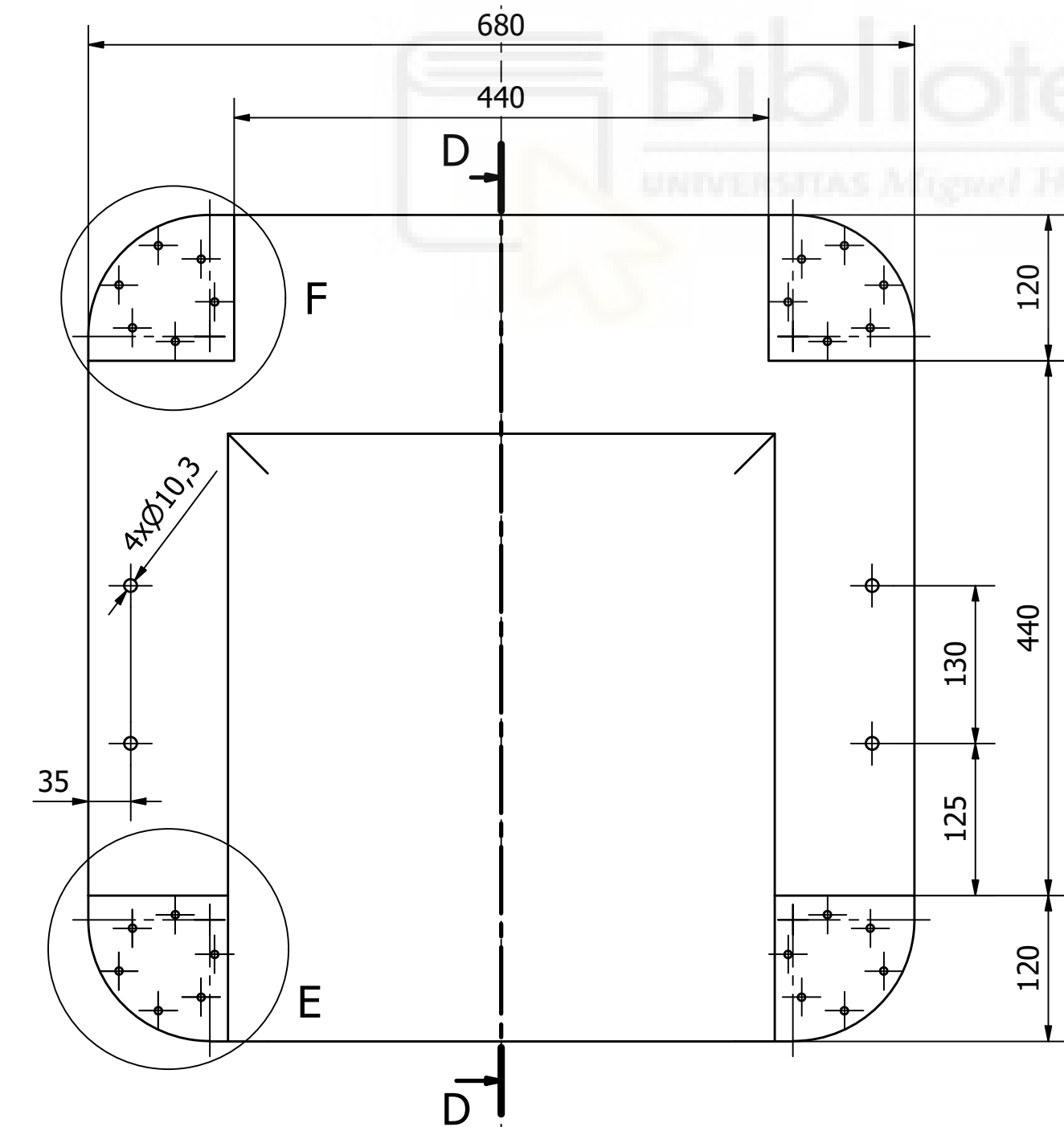
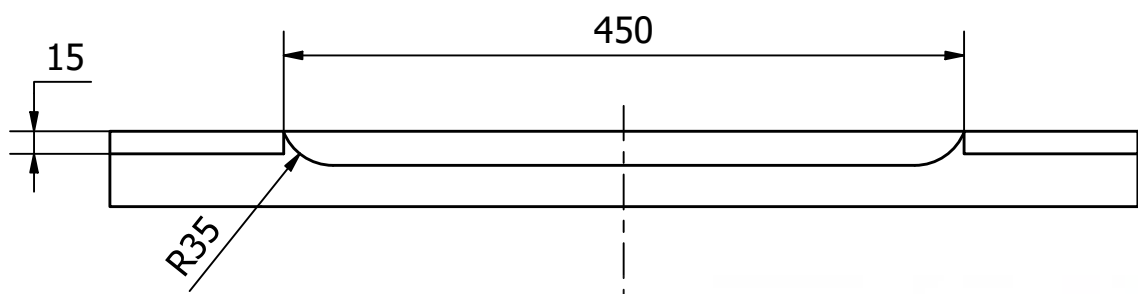
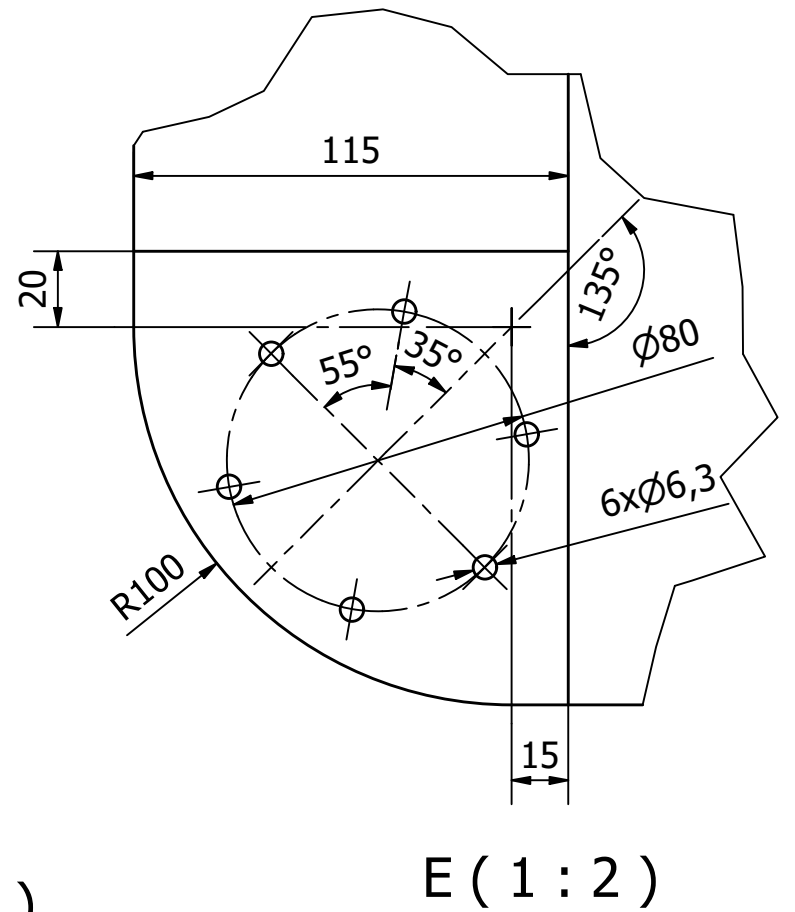
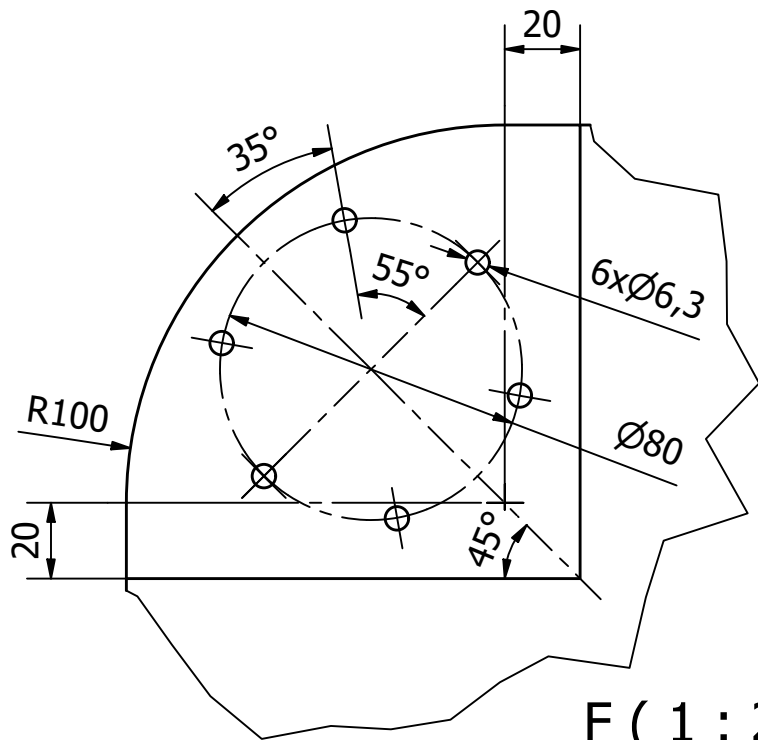
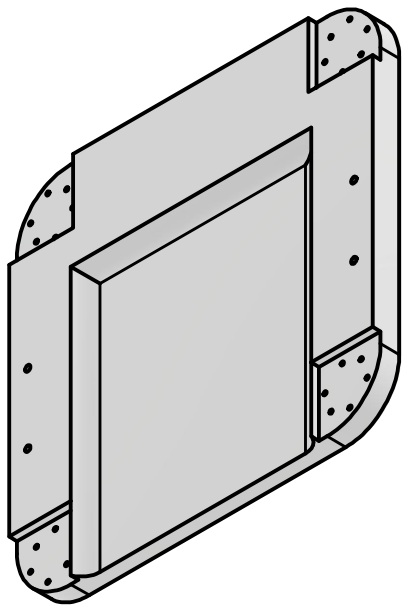
Tipo de material:
Aluminio 6061

	Título: Soporte Actuador		Material: Aluminio	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 04/08/2024	
	Nº de Plano: 3	Escala: 2:1	Nº de Hoja: 1/1	

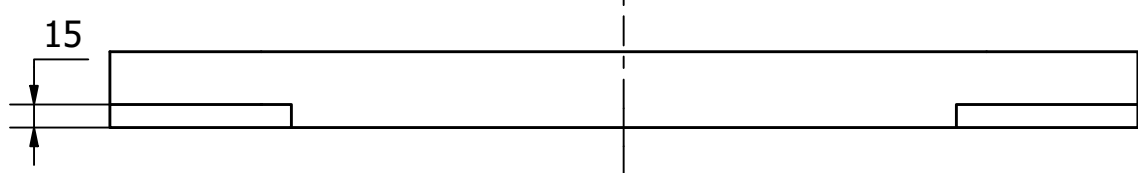
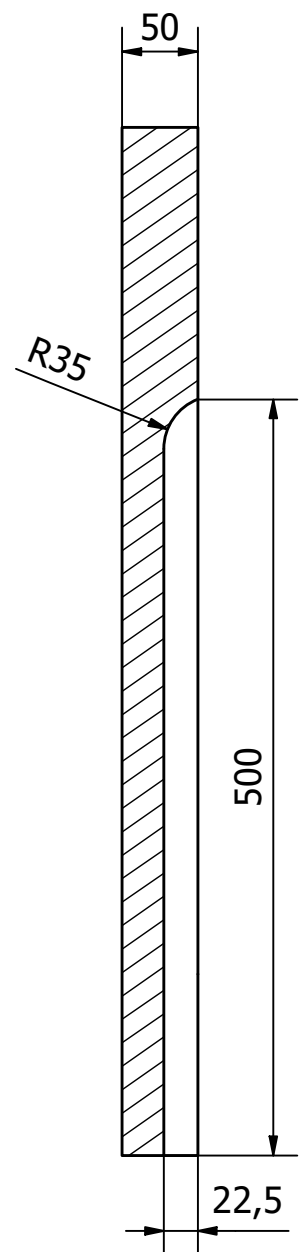


Tipo de material:
Acero Inoxidable 304

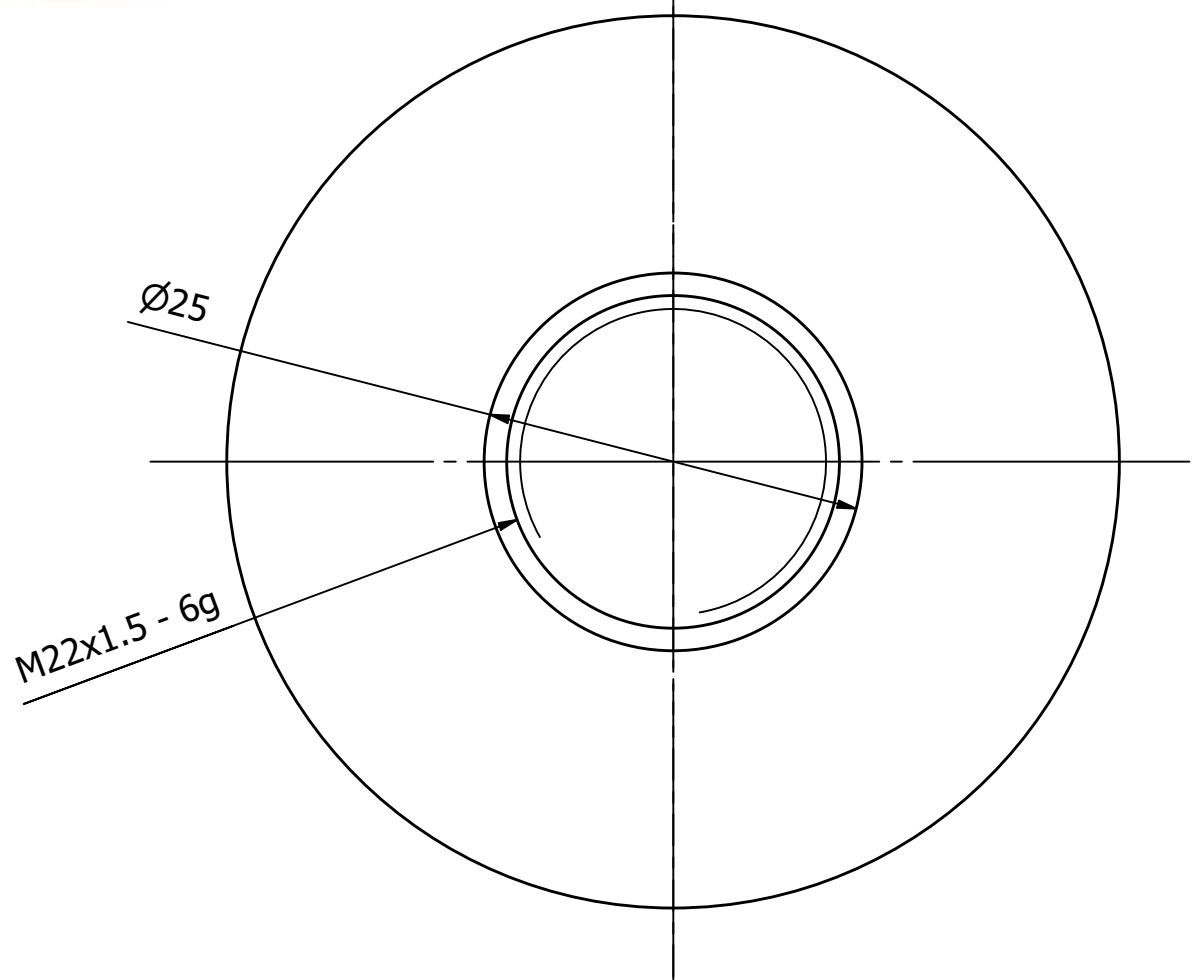
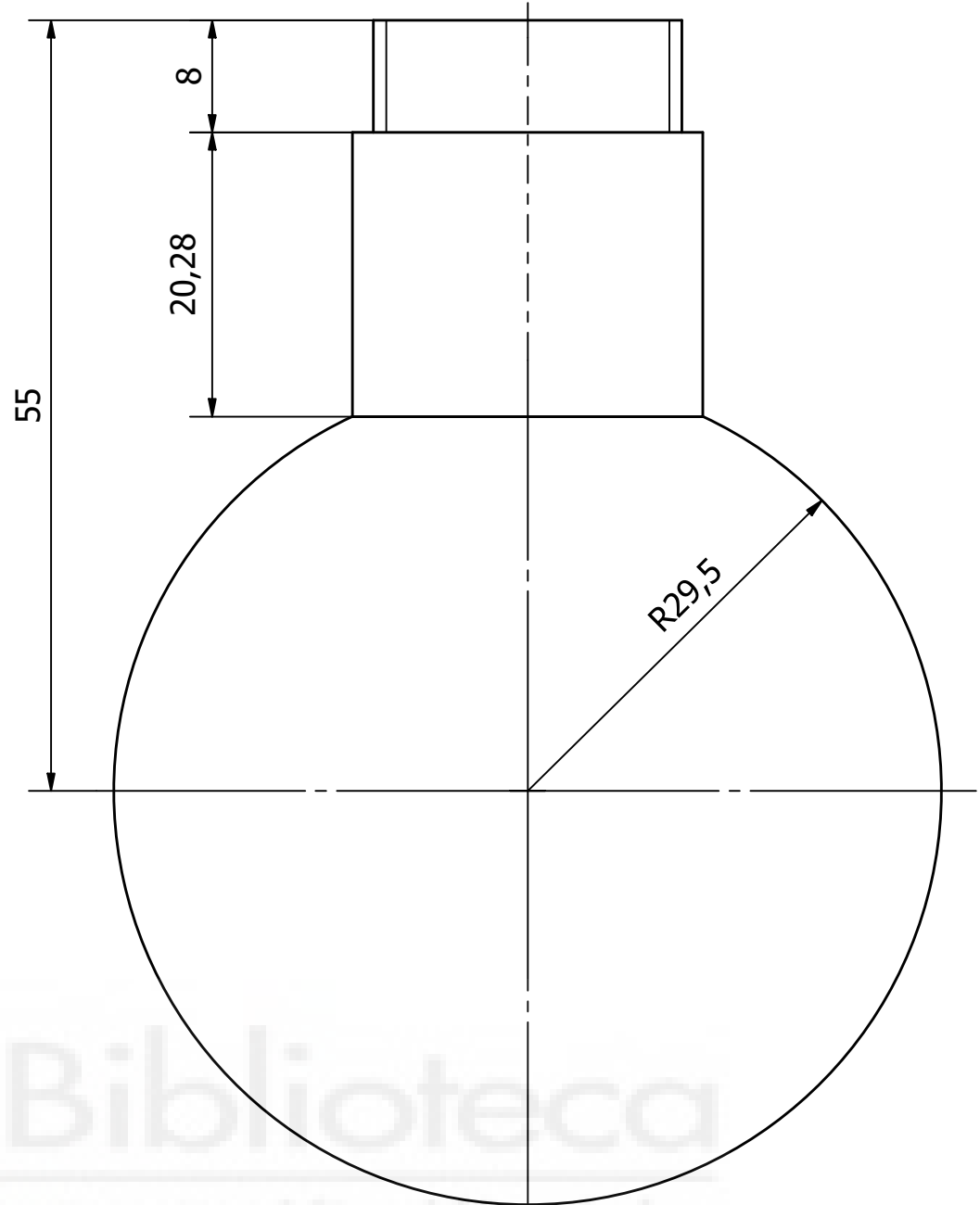
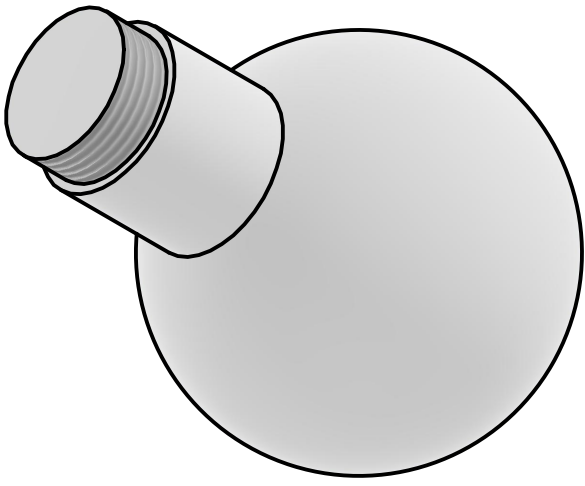
 UNIVERSITAS Miguel Hernández	Título: Pata		Material: Acero Inoxidable	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 04/08/2024	
	Nº de Plano: 4	Escala: 1:1	Nº de Hoja: 1/1	




D-D (1:5)

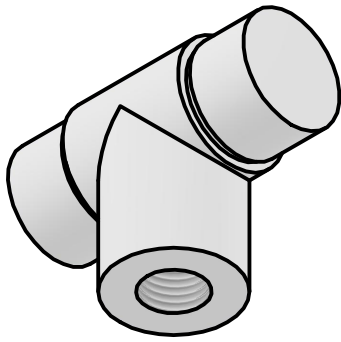


	Título: Asiento		Material: Madera de Roble	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 04/08/2024	
	Nº de Plano: 5	Escala: 1:5	Nº de Hoja: 1/1	

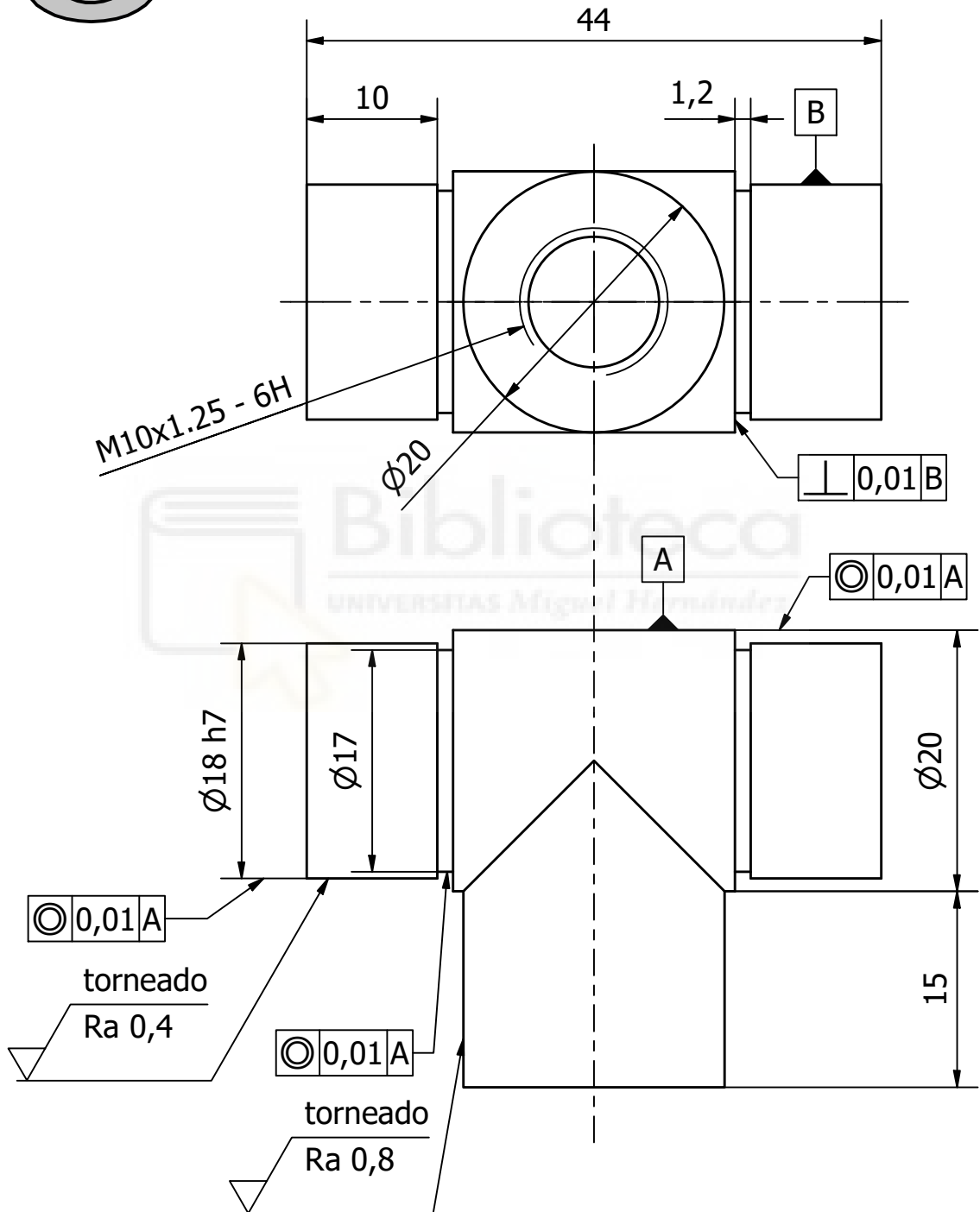


Tipo de material:
Acero Inoxidable 304

 UNIVERSITAS Miguel Hernández	Título: Rótula		Material: Acero Inoxidable	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 05/08/2024	
	Nº de Plano: 6	Escala: 2:1	Nº de Hoja: 1/1	



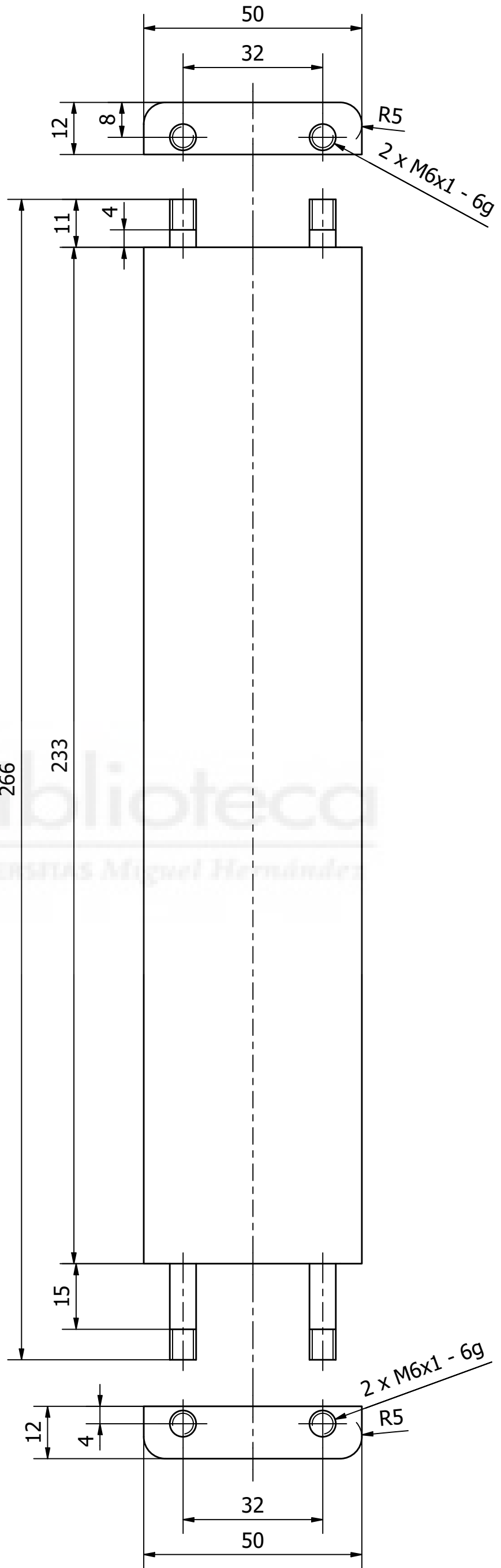
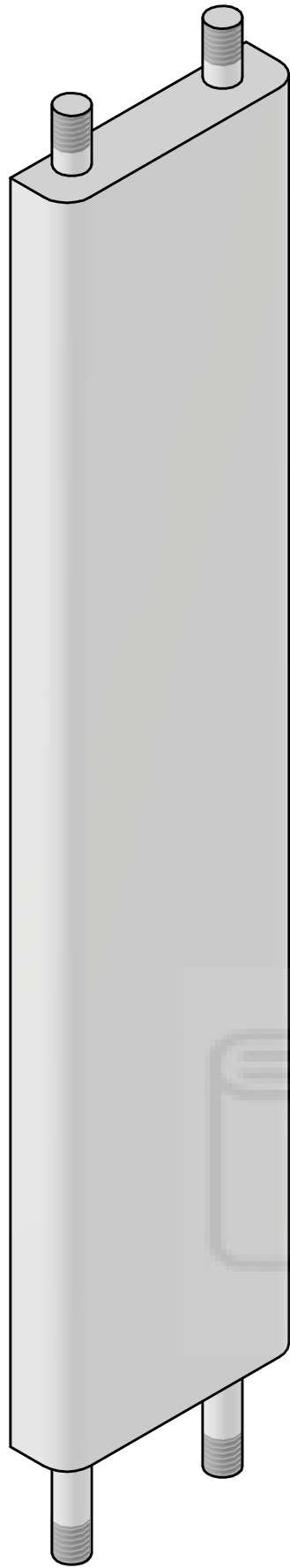
Ra 6 (✓)



Tipo de material:
Acero Inoxidable 304

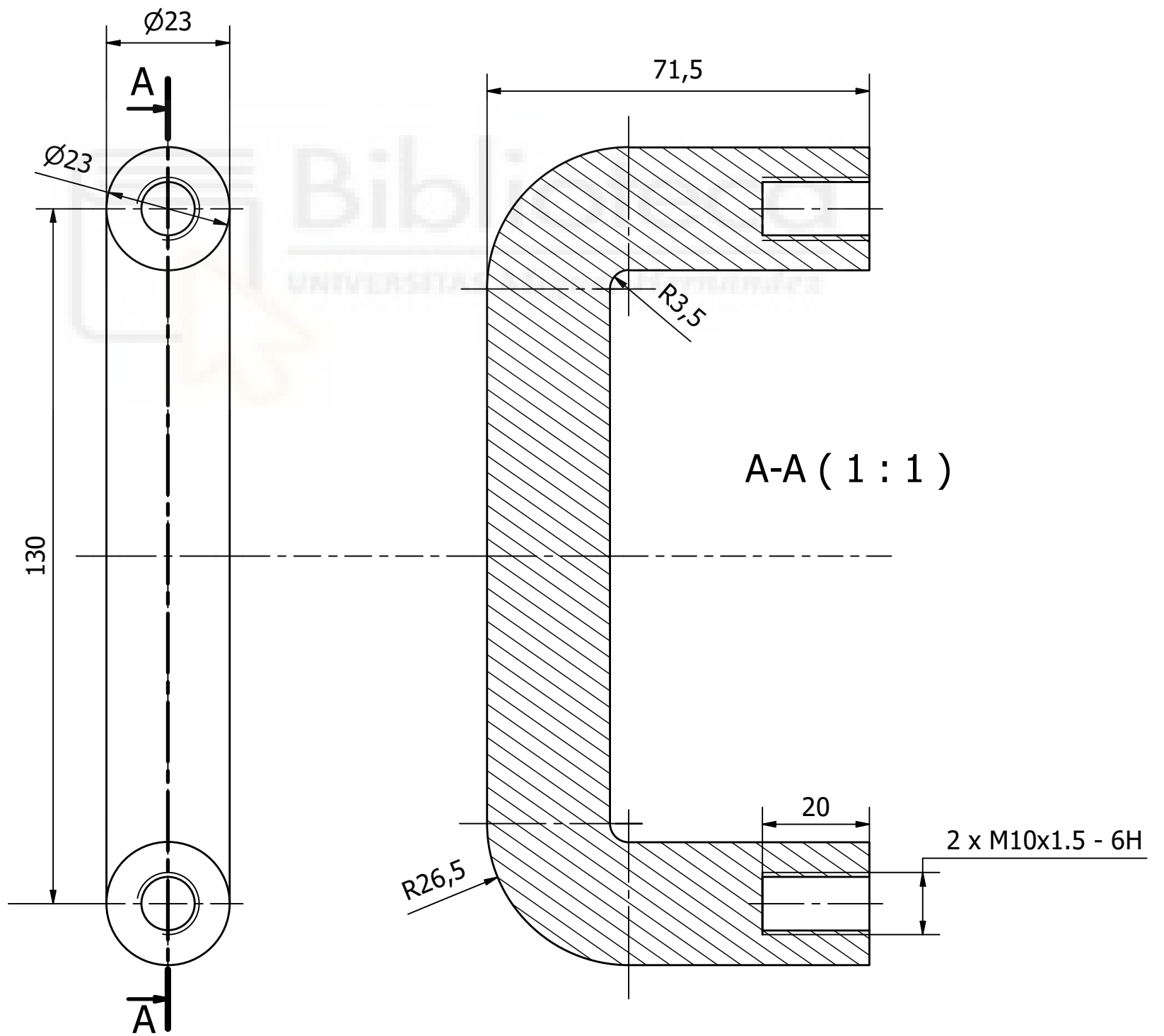
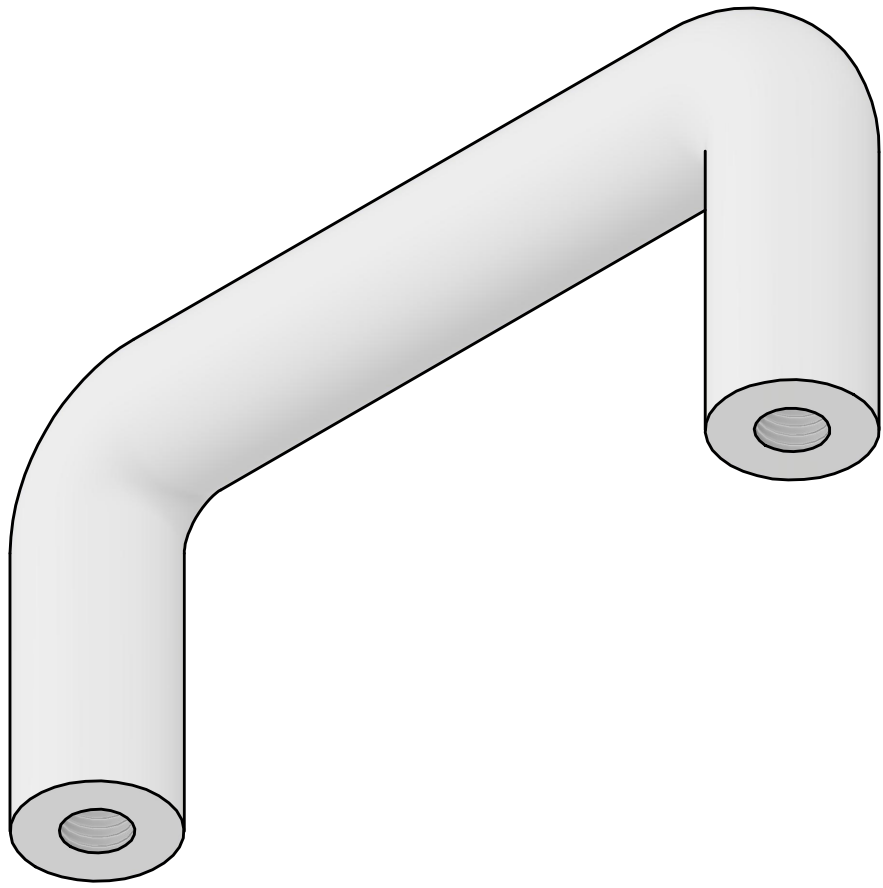


Título: Eje		Material: Acero Inoxidable	
Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 05/08/2024	
	Nº de Plano: 7	Escala: 2:1	Nº de Hoja: 1/1



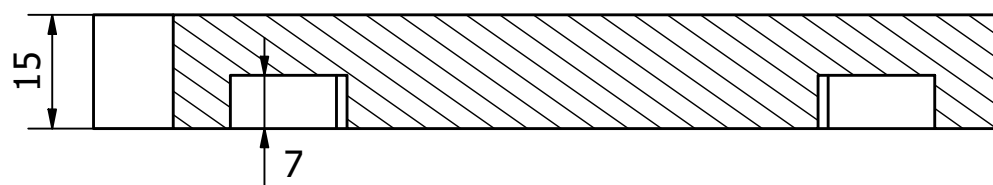
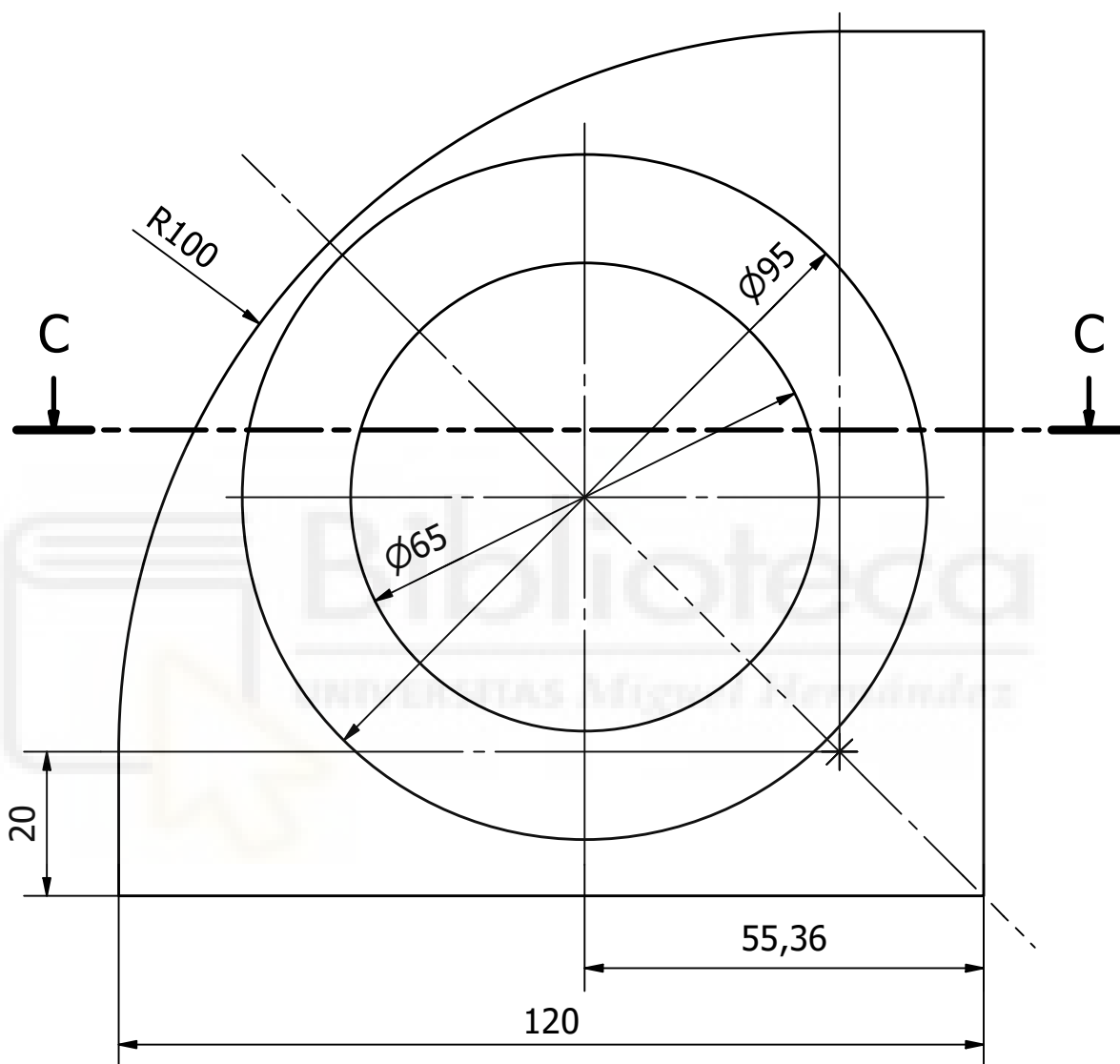
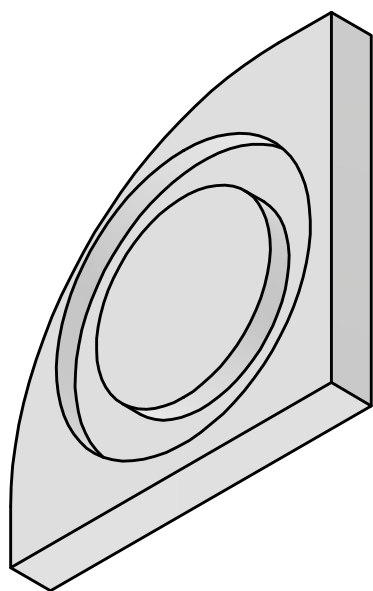
Tipo de material:
Aluminio 6061

	Título: Unión Motor con Soporte		Material: Aluminio	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 05/08/2024	
	Nº de Plano: 8	Escala: 1:1	Nº de Hoja: 1/1	



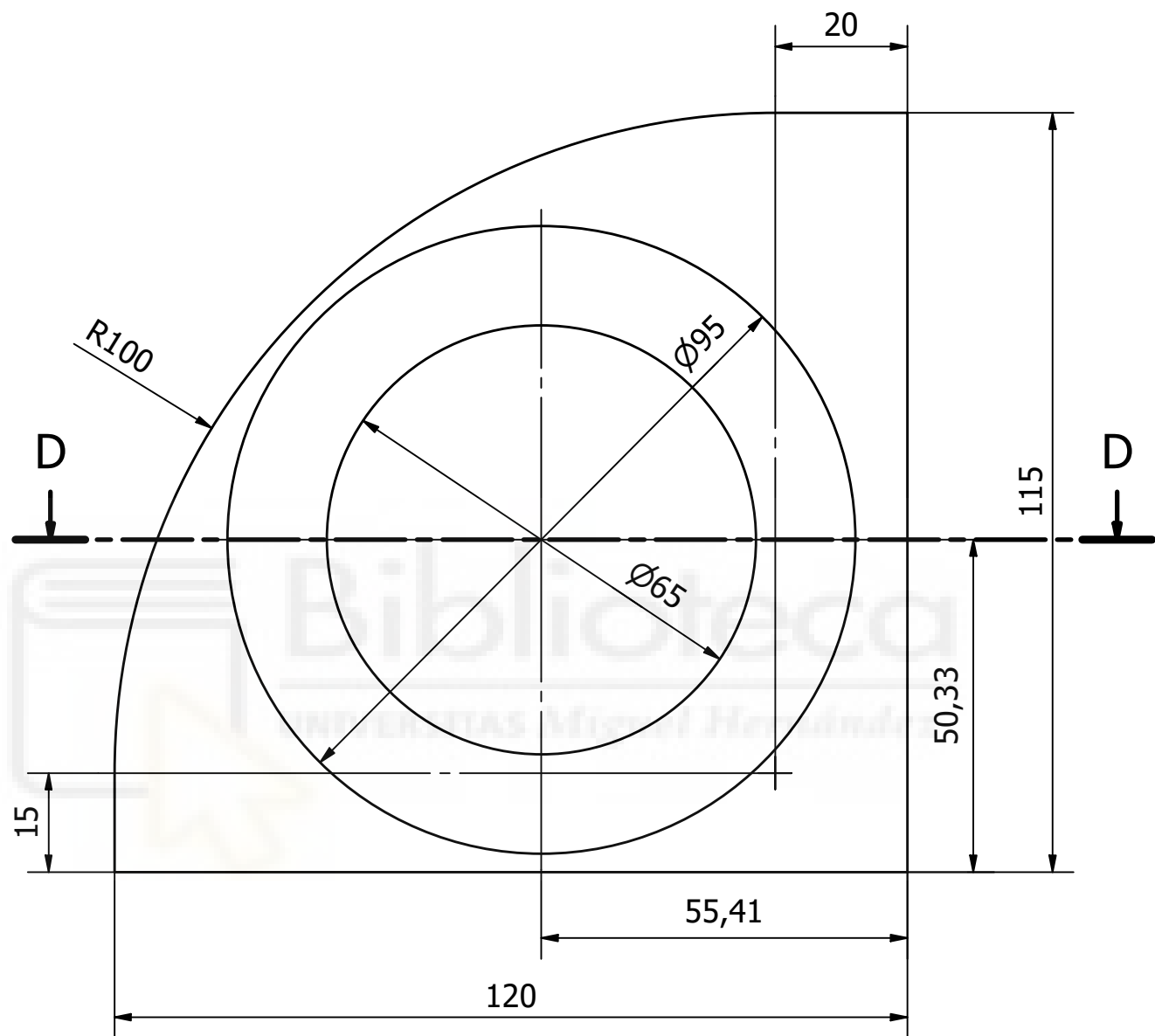
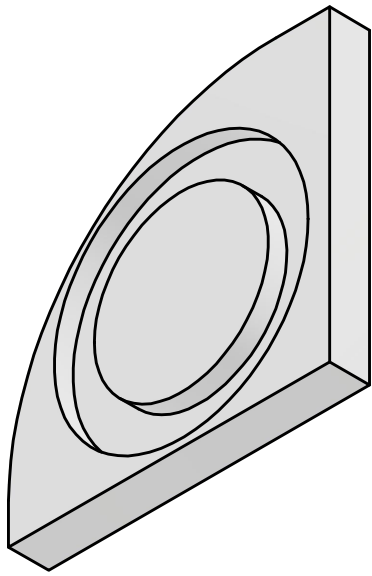
Tipo de material:
Aluminio 6061

 UNIVERSITAS Miguel Hernández	Título: Asa		Material: Aluminio	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 05/08/2024	
	Nº de Plano: 9	Escala: 1:1	Nº de Hoja: 1/1	

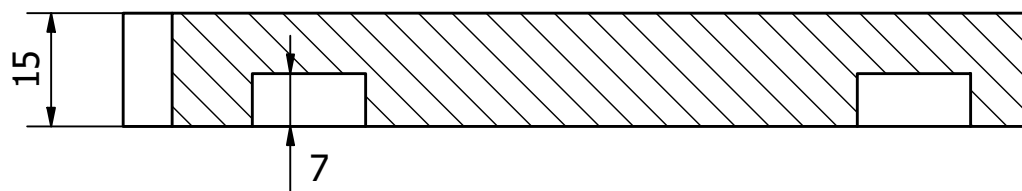


C-C (1 : 1)

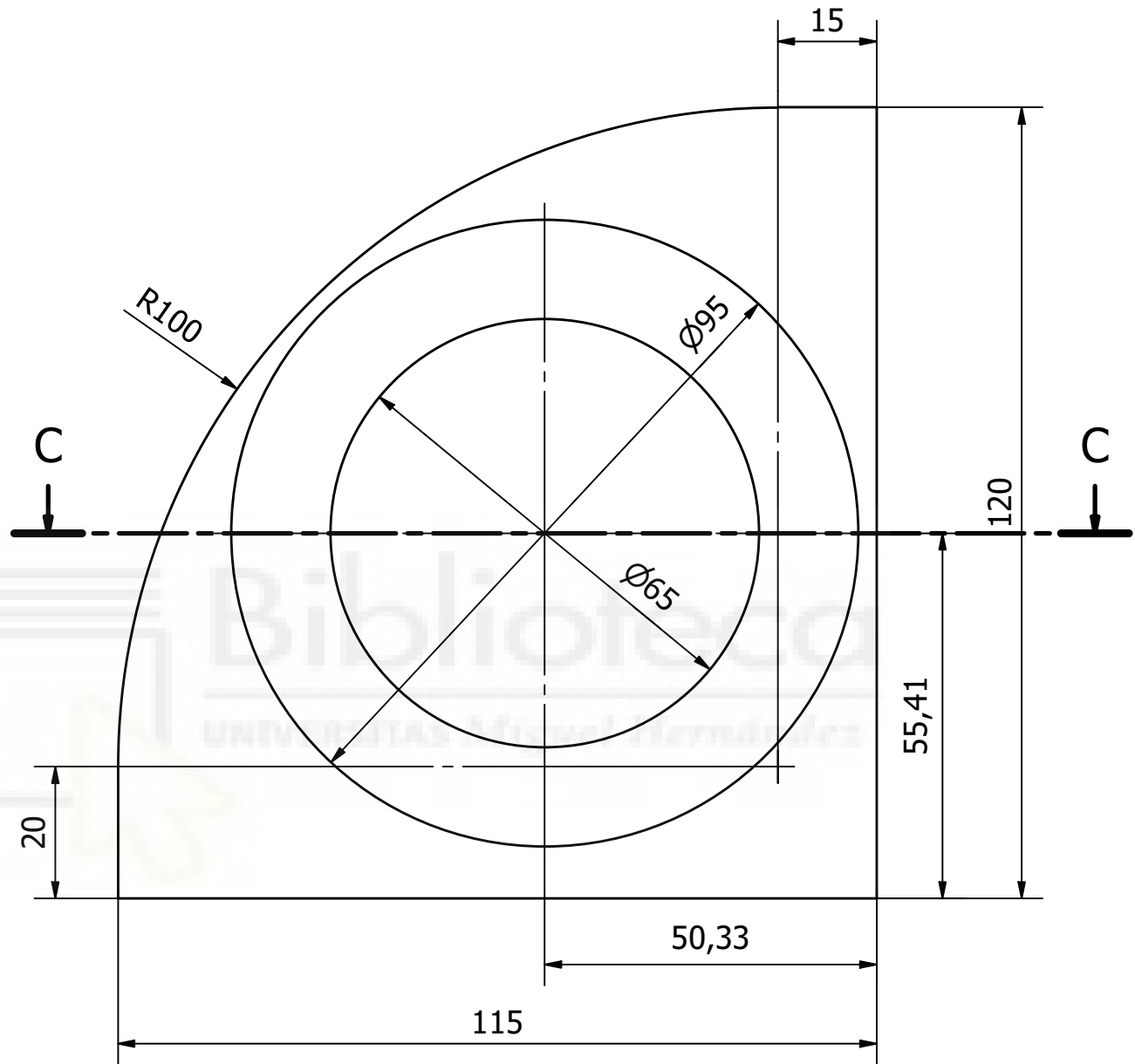
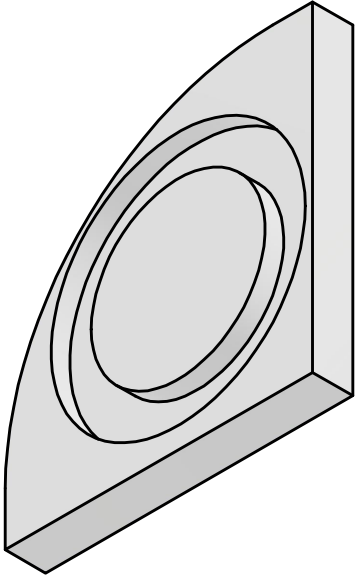
 UNIVERSITAS Miguel Hernández	Título: Protección Tornillos 1		Material: Plástico ABS	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 05/08/2024	
		Nº de Plano: 10	Escala: 1:1	Nº de Hoja: 1/1



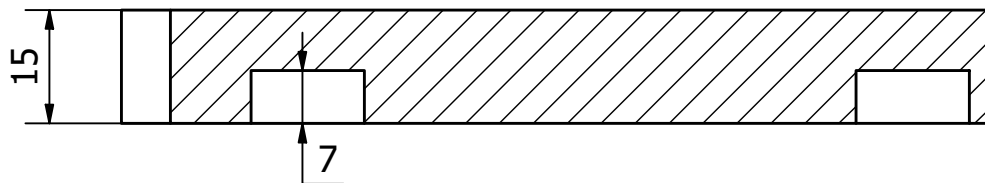
D-D (1 : 1)



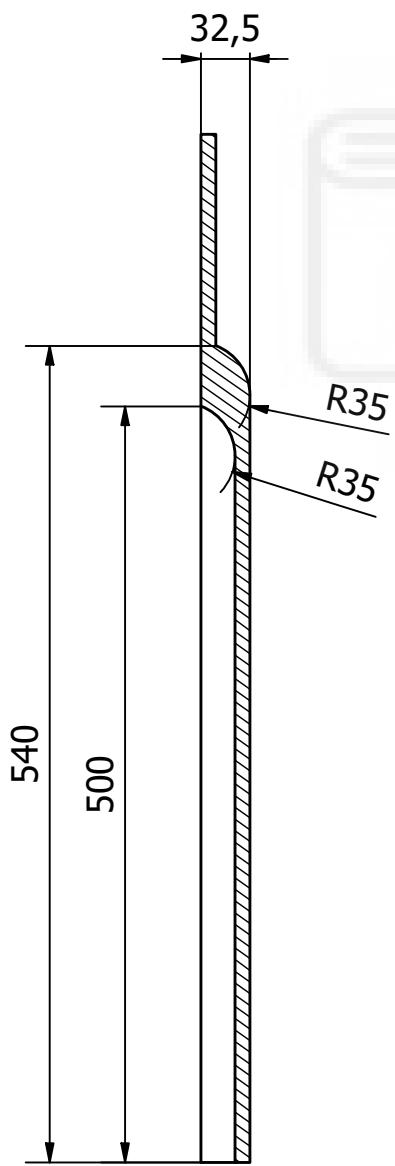
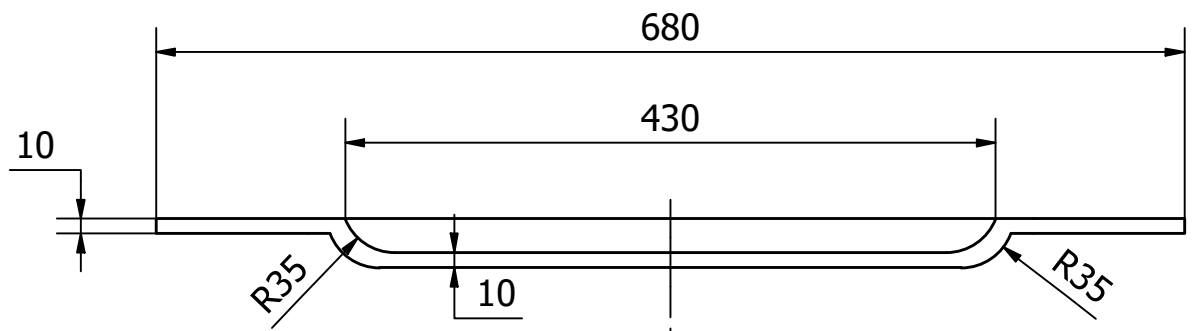
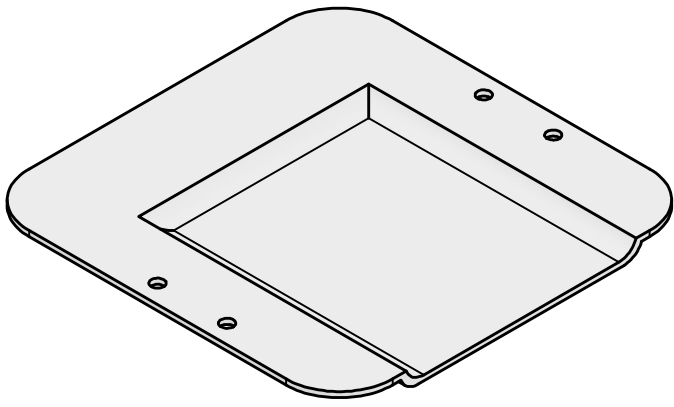
 UNIVERSITAS Miguel Hernández	Título: Protección Tornillos 2	Material: Plástico ABS
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez	Fecha: 05/08/2024
	Nº de Plano: 11	Escala: 1:1
		Nº de Hoja: 1/1



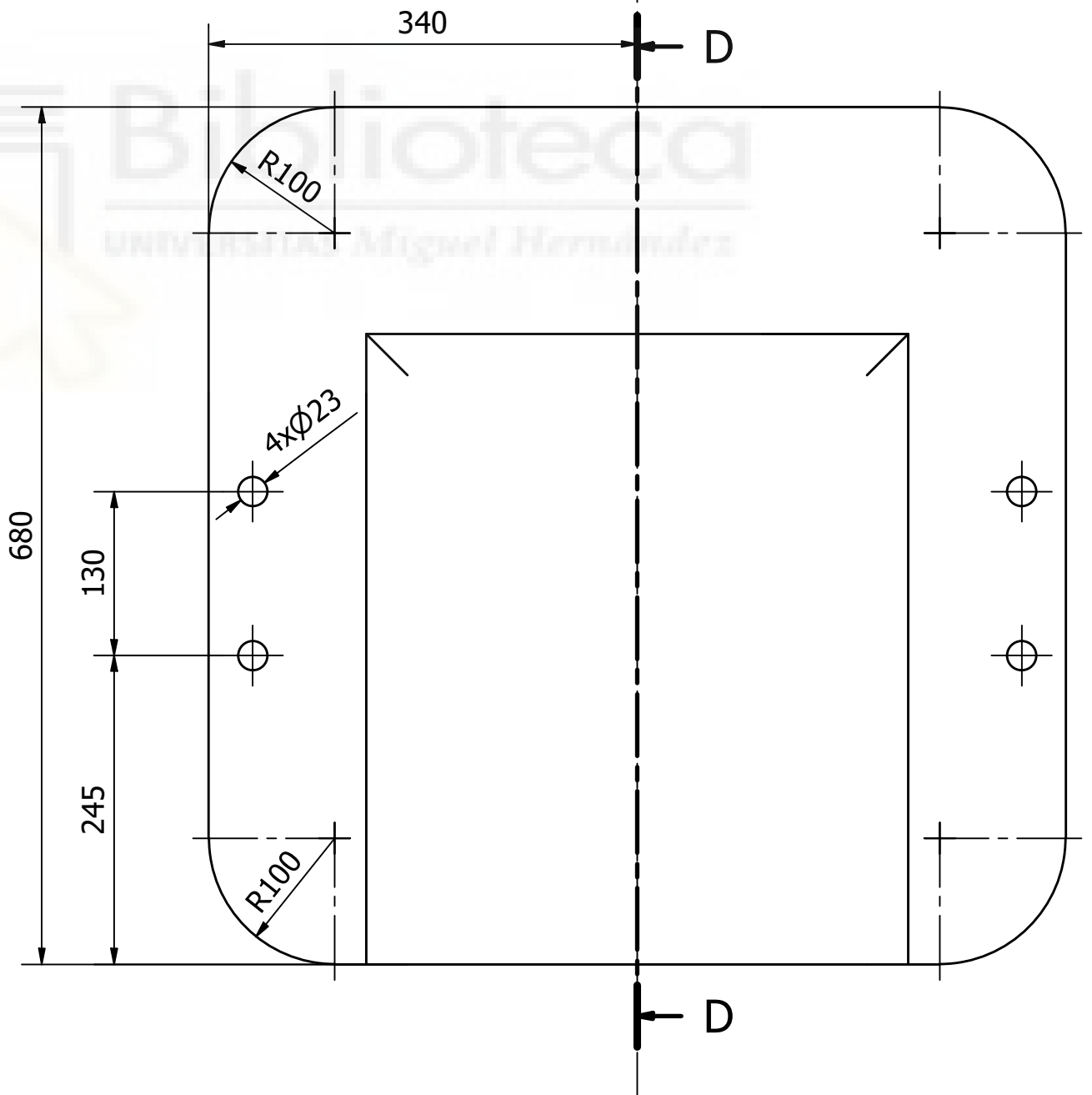
C-C (1 : 1)



 UNIVERSITAS Miguel Hernández	Título: Protección Tornillos 3		Material: Plástico ABS	
	Diseño de: Moisés Plaza Sánchez		Fecha: 08/08/2024	
		Nº de Plano: 12	Escala: 1:1	Nº de Hoja: 1/1



D-D (1 : 5)



	Título:	Capa Acolchada Asiento	Material:	Caucho Natural
	Diseño de:	Moisés Plaza Sánchez	Fecha:	05/08/2024
		Nº de Plano:	13	Escala:
			Nº de Hoja:	1/1