



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Mecánica

Diseño y prototipado de una órtesis de brazo dinámica para fabricación por impresión 3D

Autor:

Alba Mínguez Agún

Tutor:

Juan Manuel Sanz Arranz

Dpto. Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica, Expresión Gráfica
en la Ingeniería, Ingeniería Cartográfica, Geodesia y Fotogrametría, Ingeniería
Mecánica e Ingeniería de los Procesos de Fabricación

Cotutor: Alberto Mansilla Gallo

Valladolid, mayo 2024.

Resumen

El objetivo principal de este trabajo de fin de grado es el diseño de un prototipo de órtesis de brazo articulada mediante un sistema de control del rango de flexo-extensión, que permite tanto el bloqueo como el movimiento forzado o libre del mismo.

Este tipo de órtesis están destinadas al tratamiento de lesiones y patologías que afectan al codo, así como para procesos post-quirúrgicos en el mismo.

Como objetivo adicional se desea obtener un diseño ecológico, sostenible y económico gracias a los materiales empleados para la impresión 3d.

Palabras clave:

- Reciclaje
- Biodegradable
- Órtesis
- Impresión 3D
- PLA
- Fusion360

Abstract

The main objective of this final degree project is to design a prototype of an articulated arm orthosis using a flexion-extension range control system, which allows both blocking and forced or free movement of the arm.

This type of orthoses are intended for the treatment of injuries and pathologies that affect the elbow, as well as for post-surgical processes.

As an additional objective, it is desired to obtain an ecological, sustainable and affordable design thanks to the materials used for the 3D printing.

Key words:

- Recycling
- Biodegradable
- Orthosis
- 3D Printing
- PLA
- Fusion360

INDICE

1.	Introducción y Objetivos	1
2.	Estado de la técnica	3
2.1	Impresión 3D	3
	• Fabricación del prototipo por impresión 3D. Método de Modelado por Deposición Fundida.	3
	• Material empleado	5
2.2	Ortopedia.....	5
	• Clasificación general	6
	• Clasificación según funcionalidad.....	7
	• Clasificación según zona corporal.....	9
3.	Diseño y prototipado de la órtesis	13
3.1	Productos de referencia.....	13
3.2	Modos de funcionamiento	14
	• Movimiento libre del brazo del paciente:.....	14
	• Movimiento forzado del brazo del paciente:.....	14
3.3	Componentes diseñados y elementos normalizados empleados.....	15
	• Pieza móvil BOA.....	15
	• Elemento barra antebrazo	17
	• Soporte pieza móvil/Soporte BOA.....	18
	• Tapa movimiento forzado	19
	• Tapa movimiento libre.....	20
	• Topes.....	21
	• Guías de los topes	22
	• Elementos normalizados.....	23
	• Articulación completa.....	25
	• Puntos de apoyo de la órtesis en el brazo del usuario	27
	• Montaje final y colocación en el brazo del usuario	39
3.4	Estimación económica	40
4.	Conclusiones	43
	• Estudio dinámico de la órtesis	44

• Continuación del desarrollo del diseño de la órtesis	45
5. Bibliografía	47
ANEXOS.....	51
Anexo 1: Propiedades impresora Creality CR-10S.....	51
Anexo 2: Materiales empleados para la impresión	51
Anexo 3: Planos de los componentes de la órtesis.	51
Anexo 4: Cálculos de la estimación económica.....	63

INDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Esquema de funcionamiento de tecnología FDM	3
Ilustración 2: Impresora Creality CR-10S	5
Ilustración 3: Ortesis inmovilizadora de rodilla a 0° de Orliman	7
Ilustración 4: Tobillera elástica funcional Orliman Therago	7
Ilustración 5: Órtesis correctora craneal Ortho-galea® de Orthomedical 3d	8
Ilustración 6: Órtesis protectora de cadera Newport Ultra de Efmo.....	8
Ilustración 7: Ortesis de rodilla regulable con bloqueo de Orliman	9
Ilustración 8: Órtesis estabilizadora de cadera de Orliman.....	9
Ilustración 9: Órtesis inmovilizadora de tobillo o Walker de Ortopedia Moliner	10
Ilustración 10: Órtesis de codo Elbowlution® de Orliman	10
Ilustración 11: Cabestrillo de Abducción de Hombro de Ortopedia.com.....	11
Ilustración 12: Órtesis inmovilizadora de pulgar	11
Ilustración 13: Órtesis estabilizadora lumbar Lordoloc de Hedasa Prosalud	12
Ilustración 14: AIRCAST® MAYO CLINIC ELBOW BRACE	13
Ilustración 15: Detalle de mecanismo BOA en zapatilla de ciclismo	14
Ilustración 16: Mecanismo BOA abierto y Mecanismo BOA montado	15
Ilustración 17: Renderizado de pieza móvil impresa en FDM (Elaboración propia) ...	17
Ilustración 18: Renderizado de detalle del machihembrado en pieza móvil (Elaboración propia).....	17
Ilustración 19: Renderizado de elemento barra antebrazo impreso en FDM (Elaboración propia).....	18
Ilustración 20: Renderizado del soporte impreso mediante tecnología FDM (Elaboración propia).....	19
Ilustración 21: Tapa dentada impresa mediante tecnología FDM (Elaboración propia)	20
Ilustración 22: Tapa movimiento libre impresa mediante tecnología FDM (Elaboración propia).....	20
Ilustración 23: Renderizado de pieza Tope.....	21
Ilustración 24: Renderizado de guía 1 - pieza soporte tope primera	22
Ilustración 25: Renderizado de guía 2 - pieza soporte segunda	22
Ilustración 26: Guías dispuestas para montaje unidas mediante tornillo sin unión roscada	23

Ilustración 27: 934 - M4-070 TUERCA C8 ZN.....	23
Ilustración 28: 963 - 4X50 TORNILLO ZN.....	24
Ilustración 29: Tornillo M3X10.....	24
Ilustración 30: Articulación completa de la órtesis – cerrada y con topes en posición (Elaboración propia).....	25
Ilustración 31: Articulación completa de la órtesis con detalle de topes en diferentes posiciones (Elaboración propia).....	26
Ilustración 32: Detalle de articulación completa de la órtesis – abierta sin tapa (Elaboración propia).....	26
Ilustración 33: Imagen del mallado del escaneado antes de la aplicación del comando Reducir.....	27
Ilustración 34: Imagen del mallado reducido y depurado de defectos.....	28
Ilustración 35: Sketches en zona de antebrazo.....	29
Ilustración 36: Sketches en zona de bíceps.....	29
Ilustración 37: Superficie generada en la zona del antebrazo.....	30
Ilustración 38: Superficie generada en la zona del bíceps.....	30
Ilustración 39: Conversión de superficie a malla en la zona del antebrazo.....	31
Ilustración 40: Conversión de superficie a malla en la zona del bíceps.....	32
Ilustración 41: Engrosado parte antebrazo.....	32
Ilustración 42: Engrosado parte bíceps.....	33
Ilustración 43: Operación de conversión de la malla engrosada a sólido para obtención de una férula en zona de antebrazo.....	34
Ilustración 44: Férula zona antebrazo.....	34
Ilustración 45: Operación de conversión de la malla engrosada a sólido para obtención de una férula en zona de bíceps.....	35
Ilustración 46: Férula zona bíceps.....	35
Ilustración 47: Piezas para sujeción de la férula en zona de antebrazo.....	36
Ilustración 48: Piezas para sujeción de la férula en zona del bíceps.....	36
Ilustración 49: Piezas impresas en PLA para zona de antebrazo con las cinchas de velcro en posición abierta.....	37
Ilustración 50: Detalle de la cincha de velcro en su posición en una de las piezas de la zona de antebrazo.....	37
Ilustración 51: Piezas impresas en PLA para zona de bíceps con la cincha de velcro en posición abierta.....	38
Ilustración 52: Detalle de la cincha de velcro en su posición en zona de bíceps.....	38
Ilustración 53: Órtesis colocada en el brazo del usuario en posición neutra.....	40

1. Introducción y Objetivos

La fabricación aditiva o impresión 3D, es un método de fabricación que permite la obtención de piezas y objetos mediante la superposición de capas de material partiendo de archivos generados por programas CAD.

Gracias a la gran variedad de técnicas de este tipo de fabricación, existe un amplio abanico de materiales empleados para la obtención de las piezas. Esta versatilidad de la impresión 3D ha permitido su extensión a numerosos sectores como el del diseño industrial, la medicina, el sector de automoción, la joyería etc.

Este proyecto se centra en la aplicación a la rama de la medicina. Concretamente en las órtesis como medio de tratamiento de patologías y lesiones en el codo del paciente, tales como las epicondilitis o fracturas de la propia articulación.

Estas órtesis están compuestas de múltiples componentes, tanto plásticos, textiles, como normalizados (tornillería, tuercas, arandelas), entre otros. Lo que se pretende conseguir en este trabajo es reducir la cantidad de componentes que las conforman, fabricando la mayor parte de ellos a través de la impresión 3D. Además, los diseños de las piezas impresas serán más sencillos y por tanto más fáciles y rápidos de obtener, haciendo posible una producción con mayor velocidad y reducción de los plazos de entrega al proveedor/paciente.

Se emplea para el prototipado uno de los materiales más extendidos en la impresión 3D como el ácido poliláctico (PLA), que es reciclable bajo ciertas condiciones, lo cual hace posible su procesamiento y reciclaje. Aparece así la posibilidad de reutilizar el material impreso de la órtesis en la fabricación de otros productos.

Los objetivos que se plantean en este trabajo de fin de grado son:

- El diseño y prototipado, a través de la fabricación aditiva, de una órtesis completa para miembro superior que cuente con un dispositivo de variación o control de ángulo de flexo-extensión del brazo actuando en la articulación del codo.
- Reducción de componentes de la órtesis respecto de un modelo comercial.
- Uso de material reciclable para la fabricación de los componentes.

2. Estado de la técnica

2.1 Impresión 3D

- Fabricación del prototipo por impresión 3D. Método de Modelado por Deposición Fundida.

El método empleado para la fabricación 3D de algunos de los componentes de la órtesis es el método de Modelado por Deposición Fundida (FDM).

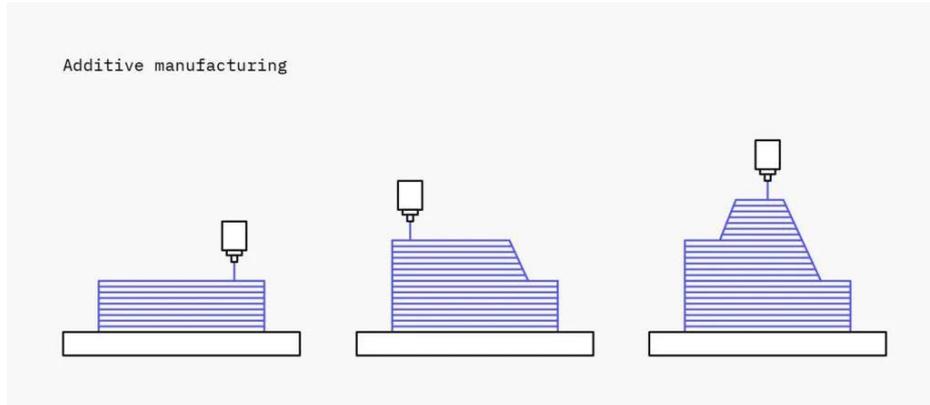


Ilustración 1: Esquema de funcionamiento de tecnología FDM

Los materiales más comunes en la impresión 3D suelen ser materiales plásticos como el ácido poliláctico (PLA), el tereftalato de polietileno glicol (PETG) o el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) entre otros. En cuanto a materiales de alto rendimiento, se pueden encontrar la fibra de carbono, el kevlar o la fibra de vidrio.

Si se habla de materiales recientemente incorporados a la tecnología FDM, se encuentran materiales capaces de conducir electricidad o con propiedades magnéticas. También existen filamentos hechos de materiales como acero, aluminio, material alimentario o material biológico para la fabricación de tejidos empleados en medicina. Incluso existe tecnología FDM aplicada a la construcción que utiliza el hormigón como materia prima.

El funcionamiento, en términos de archivos y software, consistirá en el siguiente proceso.

Se parte de un archivo stl (Standart Tessellation Language), generado a través de cualquier software CAD (Fusion360, Solidworks, Inventor, CatiaV5) que será después procesado con alguno de los programas denominados “slicer” (Ultimaker Cura, 3DPrinterOS, IdeaMaker) para la obtención del archivo g-code empleado por la impresora. Una vez se tiene este último archivo, se introduce en la impresora en cuestión para proceder a la fabricación de la pieza.

Mecánicamente, el proceso se describe de la siguiente manera. Se emplea una bobina del filamento, cuyo material se adecúa a la aplicación de la pieza a obtener. Mediante un extrusor, que lleva incorporado un motor, se tira del filamento para ir introduciéndolo bien en el tubo que lleva al cabezal (sistema bowden) o directamente al cabezal (tipo directo). Dentro del cabezal, el hotend o elemento caliente, se encarga de fundir y controlar la temperatura del filamento que se depositará a lo largo de la impresión. El material extruido se deposita en la cama caliente, cuya función es la de constituir la superficie de impresión de la pieza y que toma una cierta temperatura regulable en los parámetros de la impresión. El motivo de la calefacción de la cama es favorecer la adherencia de la pieza y evitar fenómenos que afectan a la calidad de la impresión tales como el warping (contracción de la pieza hacia arriba consecuencia de la diferencia de temperaturas entre la cama caliente y la de salida del material).

Por último, cabe hacer una breve mención a los tipos de impresora que existen principalmente.

En relación a la arquitectura de la impresora y las coordenadas geométricas empleadas, existen las impresoras de coordenadas cartesianas, coordenadas polares, de tipo delta, de brazo robótico etc.

Por otro lado, existe una clasificación que se ha mencionado previamente relativa a la posición del extrusor con respecto al cabezal de la impresora. Así, existen las impresoras de tipo directo y de tipo bowden. En la de tipo directo, el extrusor introduce el filamento directamente en el cabezal de manera que se tiene mayor control sobre el filamento y por tanto se obtiene mayor precisión. En la de tipo bowden, el extrusor se encuentra fijo con la estructura de la impresora, con lo que la manera de llevar el filamento desde el extrusor hasta el cabezal es a través del tubo denominado bowden. Con este tipo concreto, se aligera el peso del cabezal y, por tanto, se generan menores vibraciones y se consiguen mayores velocidades de impresión.

En este proyecto se ha empleado la impresora Creality CR-10S, cuyas características se encuentran en el anexo 1.

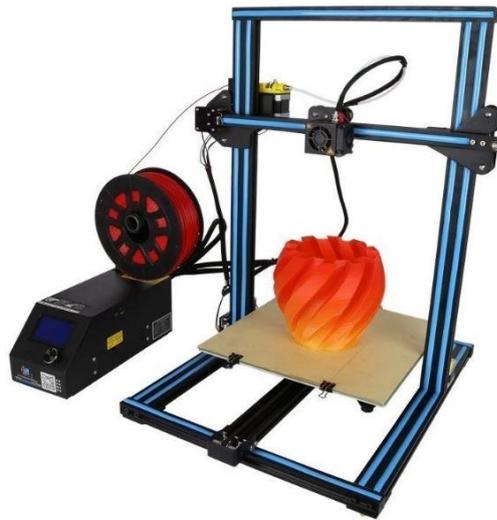


Ilustración 2: Impresora Creality CR-10S

Esta impresora concreta es de coordenadas cartesianas y tipo bowden.

- **Material empleado**

En este caso se ha empleado el PLA como material principal para la impresión de las piezas. Este material es uno de los más empleados en este método, ya que es capaz de combinar altas velocidades de impresión con unas tolerancias buenas. Posee una vida útil de al menos 12 meses si se conserva en unas condiciones ambientales de entre 15°C y 25°C, con lo que es apto para ser almacenado.

Además, posee una característica que se ha tenido en cuenta para la fabricación de las órtesis, que es la sostenibilidad y biodegradación del material. El PLA procede de recursos de origen orgánico como son el almidón de maíz o la caña de azúcar, con lo que se abre la posibilidad de someterlo a un proceso de compostaje industrial para su reciclaje. Esto permitiría ahorrar en costes a la hora de reutilizar el material de las órtesis desechadas al finalizar su vida útil.

2.2 Ortopedia

Dado que en este trabajo de fin de grado se va a desarrollar el diseño de un dispositivo ortopédico, se ha de comenzar definiendo la disciplina médica que emplea este tipo de elementos.

La ortopedia es una especialidad de la medicina enfocada al diagnóstico, tratamiento, rehabilitación y prevención de lesiones y enfermedades del sistema musculoesquelético, que afectan a elementos tales como huesos, articulaciones, músculos, nervios, tendones y ligamentos. Este enfoque es común con la rama médica de la traumatología, la cual trata lesiones traumáticas mientras que la ortopedia tiene un campo de trabajo más amplio al tratar además enfermedades o condiciones crónicas o degenerativas.

Por tanto, ya sea por alguna patología crónica o consecuencia de una lesión traumática, es posible que algunas funciones del sistema musculoesquelético se vean alteradas temporal o permanentemente. Dependiendo del grado de afectación al cuerpo del paciente, existen dos tipos de productos ortopédicos.

Por un lado, las prótesis son productos que sustituyen a un miembro amputado y ayudan a recuperar la función realizada por el mismo.

Por otro lado, las órtesis son productos que constituyen un apoyo o refuerzo al miembro enfermo, que ha perdido capacidad de realizar su función correspondiente. Con el fin de mantener, mejorar o restaurar esta función mermada, surgen estos dispositivos que, adaptados de manera externa sobre las partes afectadas del cuerpo del paciente, modifican las características estructurales o funcionales de la región anatómica afectada.

- Clasificación general

Dependiendo de la manera en que las órtesis actúan, existe una clasificación genérica de las mismas:

- Pasivas o no articuladas: Sirven para mantener o inmovilizar el miembro afectado en una posición determinada, previniendo o corrigiendo deformidades. (Ejemplo en ilustración 3)
- Dinámicas o articuladas: Permiten ciertos movimientos, facilitando el ejercicio de músculos atrofiados o el movimiento de articulaciones. (Ejemplo en ilustración 7)

- Clasificación según funcionalidad

Según la funcionalidad de la órtesis, existe una clasificación más detallada:

- Estabilizadoras o inmovilizadoras: Ayudan a mantener una posición estática, impidiendo desviaciones y movimientos no deseados. Suelen utilizarse para tratar lesiones como fracturas, luxaciones o lesiones tendinosas o de ligamentos.



Ilustración 3: Ortesis inmovilizadora de rodilla a 0° de Orliman

- Funcionales: Incorporan un segmento elástico y activo que permite mover parte de un miembro paralizado. Sirven para incrementar el rango de movimiento de una articulación o para aplicar tracción para tratar contracturas.



Ilustración 4: Tobillera elástica funcional Orliman Therago

- Correctoras: Previenen o corrigen una deformidad esquelética. Su uso está especialmente enfocado a la etapa de desarrollo infantil, en la que es más fácil la corrección de ciertas deformidades, debido a que los huesos y músculos aún están en desarrollo. Existen diferentes tipos en función de la zona afectada, tales como órtesis de pie y tobillo, cascos correctores, botas y zapatos ortopédicos, Arnés de Pavlik y corsés ortopédicos.



Ilustración 5: Órtesis correctora craneal Ortho-galea® de Orthomedical 3d

- Protectoras: Mantienen la alineación de un miembro lesionado.



Ilustración 6: Órtesis protectora de cadera Newport Ultra de Efmo

- Clasificación según zona corporal

Las órtesis para miembros inferiores son aquellas que actúan sobre cadera, rodilla, tobillo y pie. Para cada uno de ellos, existen una serie de órtesis específicas:

- Ortesis de rodilla
 - Órtesis de compresión-sujeción suave
 - Órtesis de compresión media
 - Órtesis de sujeción con estructura metálica
 - Infrarotulianas



Ilustración 7: Ortesis de rodilla regulable con bloqueo de Orliman

- Órtesis de cadera
 - Órtesis de cadera estabilizadora
 - Órtesis de cadera inmovilizadora
 - Órtesis de cadera con abducción



Ilustración 8: Órtesis estabilizadora de cadera de Orliman

- Órtesis para tobillo y pie
 - Tobillera elástica y ajustable
 - Tobillera estabilizadora
 - Walker e inmovilizadores de tobillo



Ilustración 9: Órtesis inmovilizadora de tobillo o Walker de Ortopedia Moliner

Las órtesis para miembros superiores son aquellas que se sitúan sobre brazos, hombro y codo, manos y muñeca, así como en cuello y tronco.

- Órtesis de codo
 - Straps epicondiliares
 - Órtesis de control de codo



Ilustración 10: Órtesis de codo Elbowlution® de Orliman

- Órtesis de hombro
 - Férula aeroplano
 - Arnés
 - Cabestrillo



Ilustración 11: Cabestrillo de Abducción de Hombro de Ortopedia.com

- Órtesis de brazos y manos
 - Férula de Stack
 - Órtesis inmovilizadora de duraluminio
 - Barras de duraluminio
 - Órtesis estabilizadoras de fracturas
 - Órtesis de extensión progresiva del dedo
 - Órtesis de mano y muñeca



Ilustración 12: Órtesis inmovilizadora de pulgar

- Órtesis de tronco
 - Faja sacrolumbar
 - Faja dorsolumbar
 - Corsé rígido para la zona lumbosacra
 - Faja de contención lumbar



Ilustración 13: Órtesis estabilizadora lumbar Lordoloc de Hedasa Prosalud

3. Diseño y prototipado de la órtesis

3.1 Productos de referencia

Como se ha mencionado previamente, uno de los objetivos de este trabajo es la obtención de una órtesis de brazo con un menor número de componentes en comparación con el mismo tipo de producto de apoyo presente en el mercado. Para ello, se han tomado como referencia dos productos comerciales.

Uno de ellos es la órtesis de la Clínica Mayo, la cual consta de un control del rango de flexo-extensión del brazo del paciente mediante un dispositivo colocado en la articulación de la órtesis que permite limitar parcial o totalmente la movilidad del brazo del usuario.



Ilustración 14: AIRCAST® MAYO CLINIC ELBOW BRACE

Con el objetivo de ver de manera detallada los componentes de esta órtesis, se pudo encontrar la patente original de este producto de número US 7.517.329 B2 del 14 de abril de 2009, siendo los autores Scott Salmon, Dan Ueda, Rober Joachim, Mario Turchi, David C. Hargrave, Bernard Morrey, Shawn O'Driscoll, Robert Adams. En ella se detalla toda la información sobre esta órtesis de la Clínica Mayo y diferentes vistas en perspectiva del conjunto y de algunos de los componentes.

El otro elemento que ha inspirado la órtesis diseñada en este trabajo, es el mecanismo BOA. Creado por Gary Hammerslag en 1996 y comercializado desde el 2001, tuvo su origen en las carencias de sujeción presentes en el calzado destinado a snowboard. Este mecanismo consiste en un cable que pasa por unas guías en una rueda giratoria que mantiene el conjunto cerrado de forma que, girando esa rueda, se tensan los cables ejerciéndose esa sujeción del calzado al pie de la persona que lo lleva. Cabe añadir que existen

ciertos puntos de anclaje en el propio zapato para que dichos cables, que salen del conjunto de la rueda, pasen por ellos con el fin de ofrecer un ajuste ideal.



Ilustración 15: Detalle de mecanismo BOA en zapatilla de ciclismo

Al igual que para la otra referencia tomada en este proyecto, también fue posible hacerse con el documento de la patente del mecanismo BOA. En este caso, los autores fueron Mark S. Soderberg, Michael J. Nickel y Sean Cavanagh, con número de patente 9.101.181 B2 y con fecha del 11 de agosto de 2015.

3.2 Modos de funcionamiento

Partiendo de la inspiración en estos dos productos, se plantean dos modos de funcionamiento deseado de la órtesis:

- **Movimiento libre del brazo del paciente:** En este modo de operación de la órtesis, el paciente puede tener movilidad limitada del brazo mediante un control del rango de flexo-extensión a través de los topes que lleva incorporado el mecanismo de articulación. Dichos topes pueden ser colocados en diferentes posiciones angulares situadas cada 15° . Hay que tener en cuenta que los topes tienen un cierto grosor y que es posible que los ángulos objetivo a limitar sean menores. En definitiva, lo que se pretende es imponer una limitación del rango angular al movimiento de flexión/extensión del brazo del usuario sin impedir por completo su movilidad.
- **Movimiento forzado del brazo del paciente:** En este modo de operación de la órtesis, el paciente tendrá impedida la libre movilidad del brazo. Sin embargo, será posible forzar a una posición determinada de manera externa a través de la tapa de giro forzado. Esta lleva incorporados unos dientes, a modo de engranaje, dispuestos de manera que permiten el giro en un sentido determinado y lo impiden en el contrario. Esto se denomina mecanismo de trinquete, cuya finalidad es hacer posible un giro unidireccional.

Esta opción representa un funcionamiento más restrictivo ya que el movimiento en sí se controla con la tapa de giro forzado de manera

externa y, además al mismo tiempo, se pueden colocar los topes de forma que se limita el rango dentro del cual se puede forzar la posición o se emplean de guía para alcanzar la posición deseada.

3.3 Componentes diseñados y elementos normalizados empleados

En un primer momento, tomando como referencia el mecanismo BOA adquirido para la realización de este trabajo, se procedió a tomar medidas del mismo ya que la idea es tratar de diseñar un dispositivo que replique el funcionamiento mecánico del BOA, pero con miras a ser la articulación de la órtesis que se quiere obtener.



*Ilustración 16: Mecanismo BOA abierto y Mecanismo BOA montado
Elaboración propia*

Al tomar las medidas, se decidió doblar su escala para el diseño CAD puesto que las medidas del BOA original son pequeñas en comparación con el brazo de una persona, por tanto, resultarían inadecuadas para la órtesis.

- Pieza móvil BOA

Las medidas originales de la pieza móvil o rueda en el mecanismo BOA son:

- d1: 5.20mm
- d2: 12.44mm
- d3: 16.56mm
- d4: 17.93mm
- altura d3: 1.10mm
- altura d4: 0.83mm
- altura total: 4.56mm

Para la pieza móvil que se ha modelado en Fusion360, tal como se ha mencionado antes, se ha aplicado una escala 2:1 en relación al mecanismo original. Las medidas que se han conservado y a las que se le ha aplicado dicha escala, son los diámetros de 33.12mm (aplicación de escala a d3) en la vista de planta inferior y 35.86 mm (aplicación de escala a d4) en la vista de planta superior, además del diámetro del agujero de 10.40mm (aplicación de escala a d1). Las alturas de los diferentes elementos se han modificado a elección propia salvo la medida de 2.2mm correspondiente al diámetro de 33.12mm. El plano completo se encuentra en los anexos de este documento.

Esta pieza está unida con un elemento barra a través de dos taladros de diámetro de 3mm y un machihembrado de hueco rectangular en dirección radial de la pieza móvil.

Para el montaje de este subconjunto, primero se introduce esta pieza móvil dentro del soporte de la articulación y, a continuación, se procede a encajar el saliente del elemento barra con el correspondiente hueco en la pieza móvil. Finalmente, para fijar esta unión y asegurar que este machihembrado no se desmonta, se colocan dos tornillos de M3 atravesando la pieza móvil y el elemento barra haciéndolos solidarios. El diseño de estos dos componentes por separado se ha realizado para facilitar el montaje del conjunto por cuestiones de medidas.

El objetivo de esta unión es el de la transmisión del movimiento de rotación de la pieza móvil provocado por la tapa, al elemento barra situado en el antebrazo, el cual será el responsable de controlar la posición del brazo del usuario de la órtesis.

Por último, cabe destacar unos elementos en particular de esta pieza de elaboración propia. Estos son los salientes dispuestos a un cierto radio del centro y que están diseñados con el objetivo de encajar con los agujeros presentes en ambas tapas para hacer posible el movimiento solidario entre tapa y pieza móvil.

A continuación, se añaden dos imágenes renderizadas de la pieza:

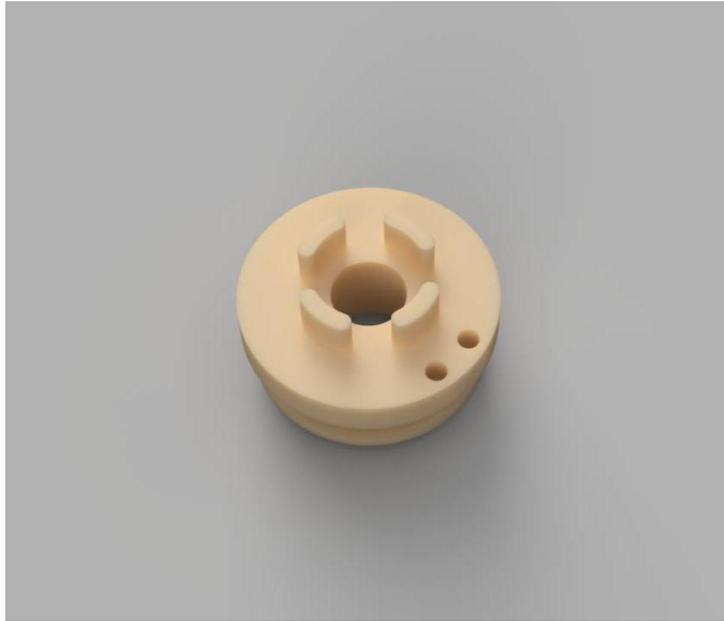


Ilustración 17: Renderizado de pieza móvil impresa en FDM (Elaboración propia)

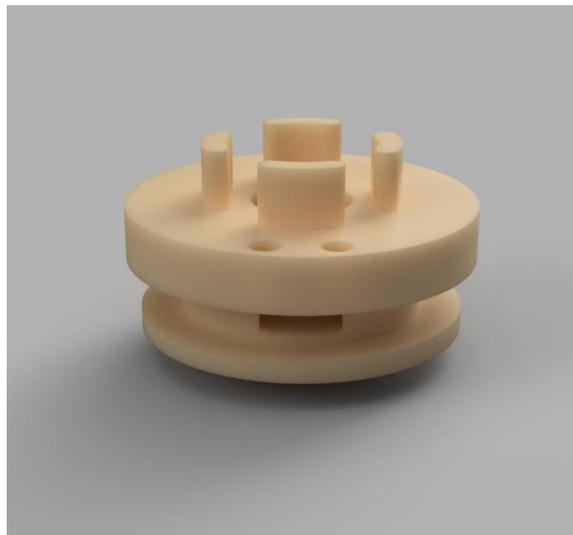


Ilustración 18: Renderizado de detalle del machihembrado en pieza móvil (Elaboración propia)

- Elemento barra antebrazo

Como se ha mencionado en la descripción de la pieza móvil, ha sido necesario modelar un elemento barra que enlace con la misma, y cuya unión tenga cierta solidez para garantizar que los dos elementos se mantienen solidarios, y dan lugar a un correcto funcionamiento del subconjunto. La pieza móvil ha de poder rotar dentro de su soporte y mover por consiguiente este elemento barra que controla el movimiento del antebrazo del usuario.

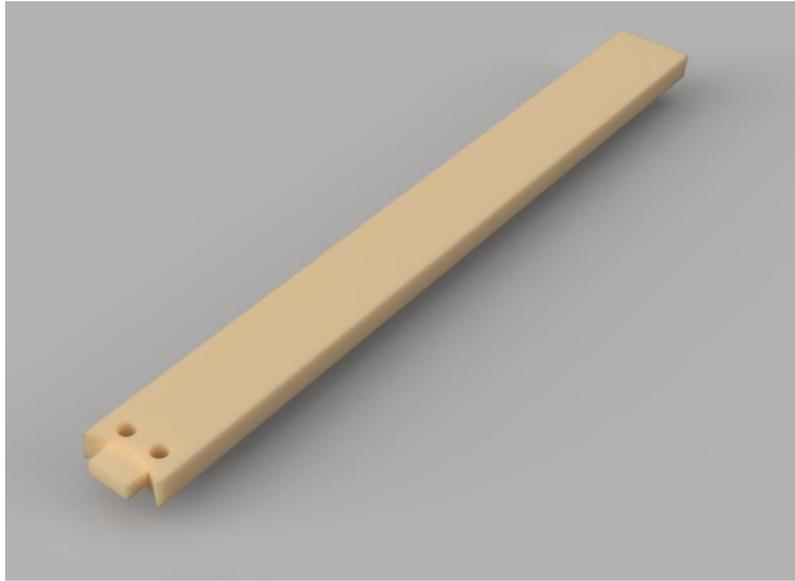


Ilustración 19: Renderizado de elemento barra antebrazo impreso en FDM (Elaboración propia)

- Soporte pieza móvil/Soporte BOA

Las medidas correspondientes en escala original son las siguientes:

- d1 base: 5.17mm (10.34mm en plano)
- d1 tope: 5.01mm (10.02mm en plano)
- altura d1 (desde base): 7.21mm
- profundidad total interior: 8.68mm
- d3(base interior):17.14mm (34.28mm en plano)
- d4:18.44mm (36.88mm en plano)
- d exterior:22.40mm (44,8mm en plano)
- altura soporte: 9.67mm

Al igual que en la pieza móvil, se ha aplicado la escala 2:1 principalmente a todos los diámetros que se pueden apreciar en la vista de planta superior de la pieza, con la excepción del diámetro M4 que se ha diseñado con ese valor para facilitar el ajuste del conjunto mediante elementos normalizados de dicha medida. Por otro lado, las alturas son de elaboración propia puesto que se han ido modelando para conseguir el mejor ajuste entre el soporte de la pieza móvil y el resto de componentes.

Los dientes que se observan en la vista de planta, dentro del plano de la pieza, corresponden a los dientes que van a conformar junto con la tapa dentada el mecanismo de trinquete asociado al modo de funcionamiento de movimiento forzado. En la vista de planta inferior, se aprecian los dientes o huecos que van a constituir las posiciones donde se colocan los topes que delimitarán el rango de flexo-extensión del brazo del usuario en ambos modos de funcionamiento.

El plano de esta pieza se encuentra en el apartado de anexos de este documento.

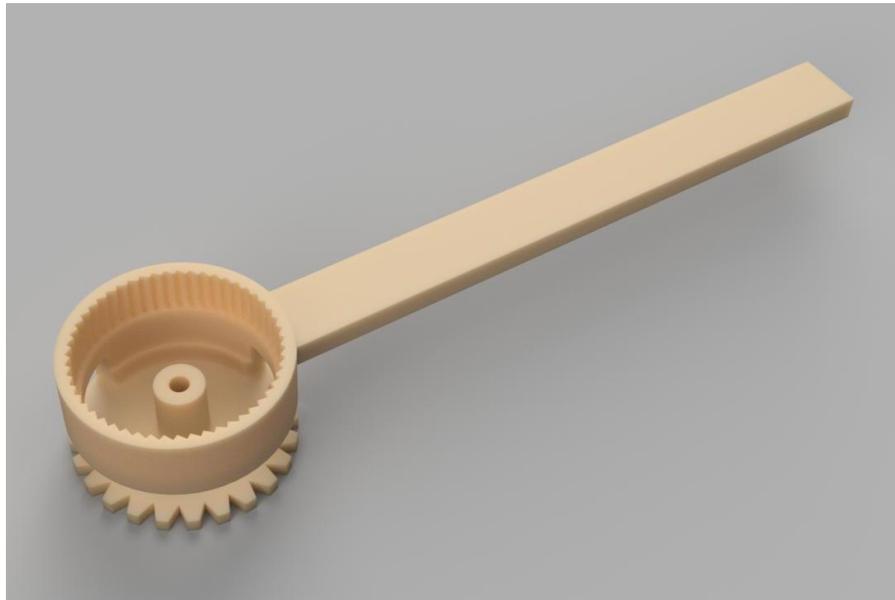


Ilustración 20: Renderizado del soporte impreso mediante tecnología FDM (Elaboración propia)

- Tapa movimiento forzado

Este componente será el que se montará en el conjunto para realizar la función de movimiento forzado, que como se ha explicado previamente, permite mover externamente el brazo para colocarlo en una posición determinada e inmovilizarlo en ella.

Para ello, esta pieza dispone de cuatro agujeros dispuestos a una cierta distancia radial y de forma bisimétrica. Su función es encajar con los cuatro salientes de que dispone la pieza móvil y que son de la misma geometría y dimensiones aproximadas (por tolerancias dimensionales), para que ambas piezas se muevan solidariamente. Además, dispone de unos dientes que están diseñados para encajar con el soporte de la pieza móvil y que dan como resultado el mecanismo de trinquete previamente citado en los modos de funcionamiento. Al igual que los anteriores componentes, el plano de esta pieza se encuentra dentro de los anexos del documento.



Ilustración 21: Tapa dentada impresa mediante tecnología FDM (Elaboración propia)

- Tapa movimiento libre

Este componente será el que se montará en el conjunto para realizar la función de movimiento libre que permite un cierto nivel de flexión y extensión del brazo limitado angularmente.

La geometría de esta pieza en lo que respecta a la manera de hacer solidaria esta tapa con la pieza móvil, es la misma que en la tapa de movimiento forzado al mantenerse los mismos agujeros con idénticas dimensiones. La diferencia esencial reside en que esta pieza carece del dentado asociado al mecanismo de trinquete, por lo que únicamente cumple con la función de hacer que tapa y pieza móvil se muevan juntas. El plano de esta pieza se encuentra dentro de los anexos del documento.



Ilustración 22: Tapa movimiento libre impresa mediante tecnología FDM (Elaboración propia)

- Topes

Estos elementos tienen como función limitar el rango angular en que el paciente puede mover el brazo.

Los topes van situados en dos piezas respectivamente que los guían radialmente para encajar con el soporte, de forma que, para colocar los topes en una posición determinada, estos se extraen parcial o totalmente y se giran las guías al lugar deseado para después volver a introducirlos en su lugar y encajar con los dientes situados en la parte inferior del soporte de la pieza móvil. Se trata de dos elementos idénticos de elaboración propia.

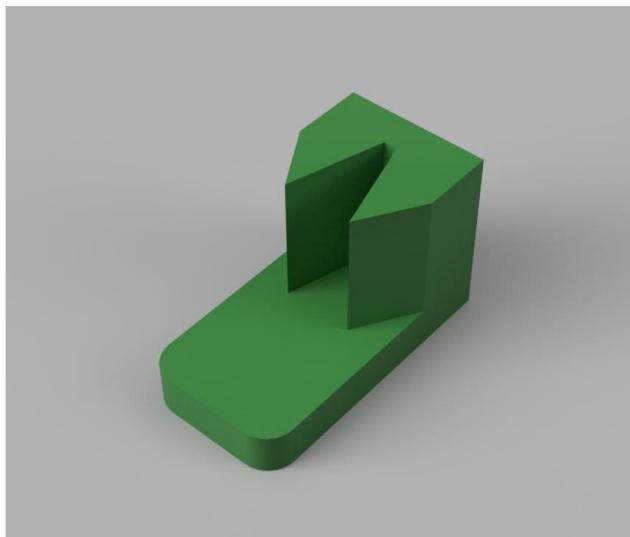


Ilustración 23: Renderizado de pieza Tope

- Guías de los topes

Sirven como guía para los topes de manera que estos simplemente se extraen e introducen en estas guías para poder ejercer su función.

Ambas guías tienen geometría idéntica en la parte en la que van encajados los topes, pero en su otro extremo, tienen un diseño complementario que permite poner una guía encima de la otra y unir las al conjunto mediante dos agujeros no roscados que hacen factible pasar un tornillo a través de ambos, sin impedir su movimiento de rotación.

Estas se sitúan en la parte inferior del soporte de la pieza móvil, y tienen permitido el movimiento de rotación relativo entre ellas y con respecto al soporte.

A continuación, se muestran dos fotos del renderizado de ambas piezas:

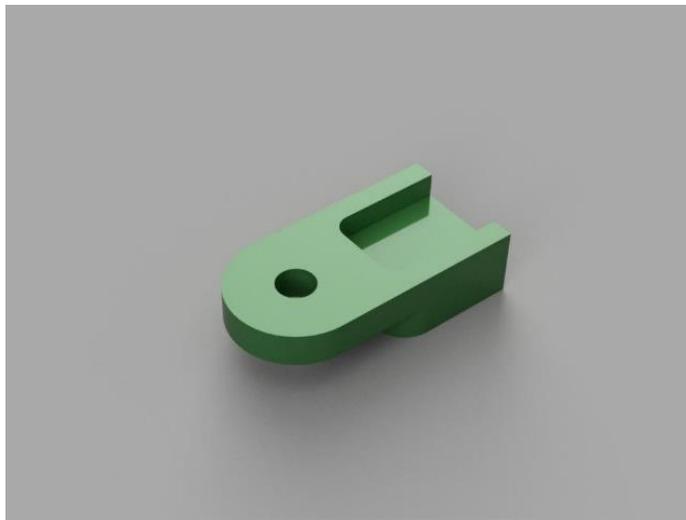


Ilustración 24: Renderizado de guía 1 - pieza soporte tope primera

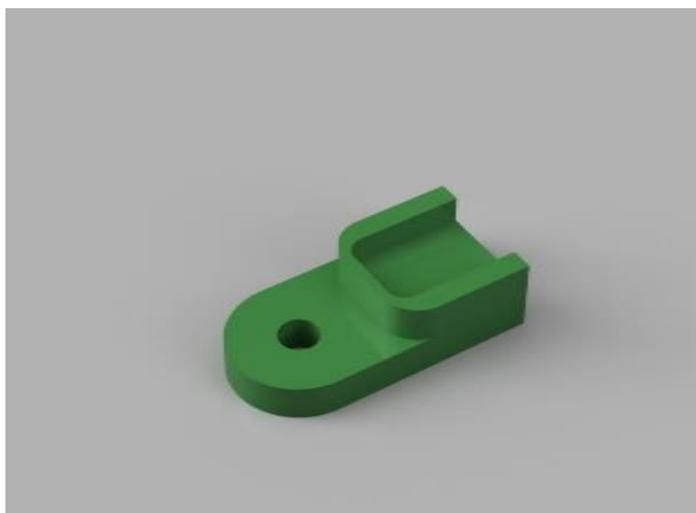


Ilustración 25: Renderizado de guía 2 - pieza soporte tope segunda

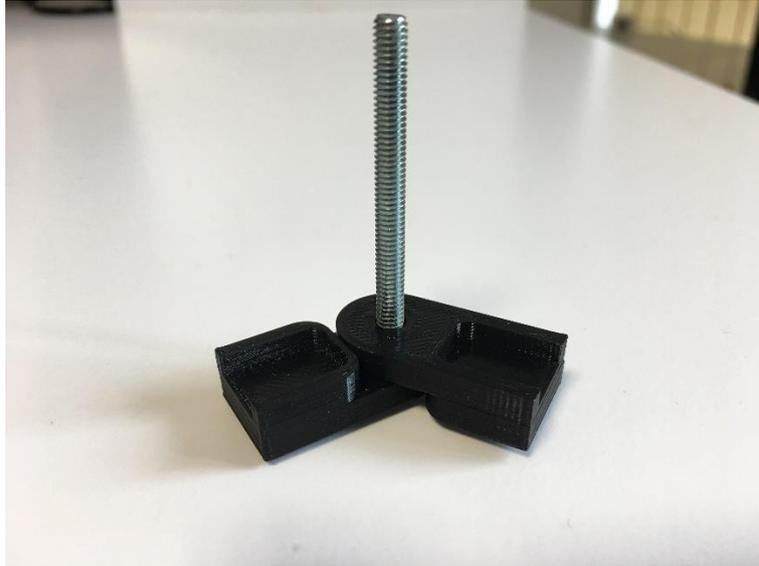


Ilustración 26: Guías dispuestas para montaje unidas mediante tornillo sin unión roscada

- Elementos normalizados

Para mantener el conjunto unido permitiendo al mismo tiempo su movimiento relativo, se ha optado por la unión mediante tornillo y tuerca, colocándose el tornillo desde la parte inferior de la pieza soporte hacia arriba y cerrando la tapa colocando la tuerca para fijar la unión.

- 934-M 4-070 TUERCA C8 ZN
- 963- 4X50 TORNILLO ZN

Se han adquirido estas piezas a través de la empresa Jesús Suministros Industriales S.A.



Ilustración 27: 934 - M4-070 TUERCA C8 ZN



Ilustración 28: 963 - 4X50 TORNILLO ZN

Para la unión de la pieza móvil y el elemento barra de la zona del antebrazo, se han empleado dos tornillos de M3 y de longitud 10,27mm, del stock de que se dispone en el laboratorio por lo que no ha sido necesaria su adquisición para este proyecto.



Ilustración 29: Tornillo M3X10

- Articulación completa

Una vez descritos todos los componentes de la articulación y su funcionamiento, se plantea el conjunto completo y montado de todos ellos.

Se ha de tener en cuenta que hay una serie de componentes que siempre estarán colocados de la misma manera como son el soporte de la pieza móvil (junto con su correspondiente elemento barra), la pieza móvil, el elemento barra del antebrazo, los topes y sus guías.

No será así para las tapas que cerrarán el conjunto, ya que como se ha explicado en el apartado de los modos de funcionamiento, dependerá cual se monte del tipo de funcionalidad que se seleccione en la órtesis. Por ejemplo, si se selecciona el modo de funcionamiento de movimiento forzado, lo que se hará será incorporar la tapa dentada introduciéndola en el conjunto y roscando con la tuerca para mantenerlo unido permitiendo el movimiento de rotación. Lo mismo se aplica para la tapa de movimiento libre (sin dentado).



Ilustración 30: Articulación completa de la órtesis – cerrada y con topes en posición (Elaboración propia)



Ilustración 31: Articulación completa de la órtesis con detalle de topes en diferentes posiciones (Elaboración propia)

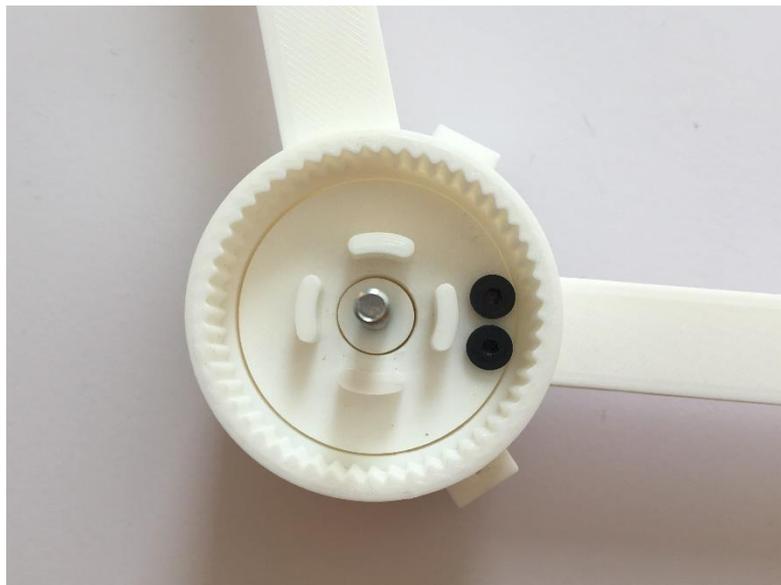


Ilustración 32: Detalle de articulación completa de la órtesis – abierta sin tapa (Elaboración propia)

- Puntos de apoyo de la órtesis en el brazo del usuario

Se han diseñado tres piezas que servirán para unir los elementos barra que salen de la articulación con el brazo del paciente, a través de cinchas de velcro incorporadas en ellas para la fijación.

Para ello, su diseño se ha basado en el escaneado 3d del brazo de la autora de este trabajo de fin de grado. Lo que se pretende con el uso del escaneado es abrir la posibilidad a la personalización de las medidas de estas piezas, acorde al tamaño del brazo de la persona que utilice este producto de apoyo, con lo que de esa manera podemos lograr un mayor grado de comodidad.

Primeramente, se procede al escaneado digital del brazo mediante un escáner EINSTAR Shining 3D, a través del cual se obtiene una nube de puntos o malla en formato stl (Standart Tessellation Language), que después se trata en el programa Fusion360.

Para comenzar el modelado, en el espacio de trabajo de diseño y dentro del módulo de malla de Fusion360, se aplica el comando Reducir (Malla→ Modificar→ Reducir), para disminuir el número de elementos de la malla con el fin de simplificarla y facilitar así la posterior generación de la superficie derivada de la misma.

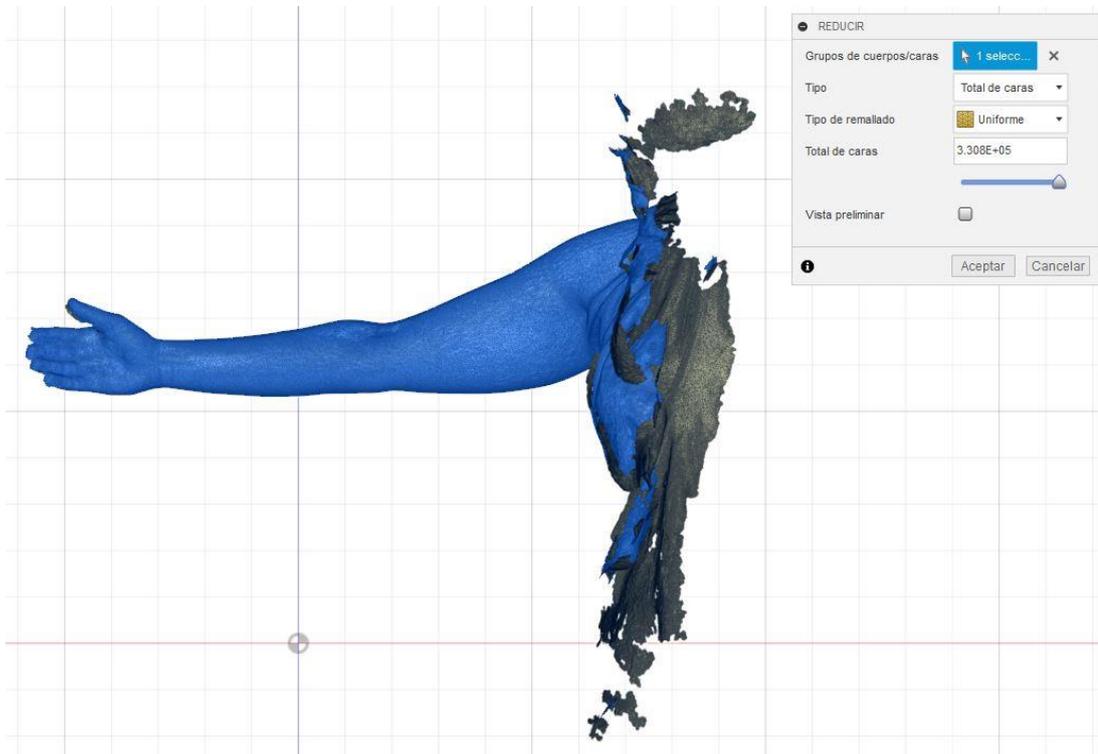


Ilustración 33: Imagen del mallado del escaneado antes de la aplicación del comando Reducir

Además, aparte de la reducción de elementos, se ha procedido a eliminar las imperfecciones derivadas del escaneado que permanecen en la malla o elementos no relevantes para el modelado.

Para ello se aplica el comando Corte de Plano (Malla→ Modificar→ Corte de Plano), para eliminar partes de la malla no deseadas.

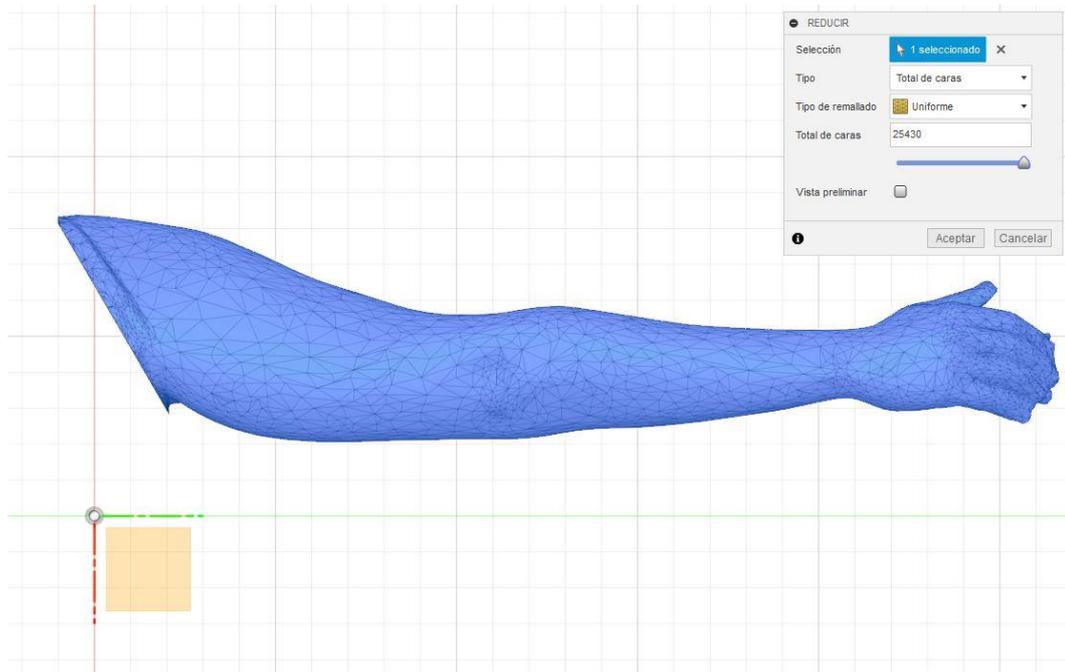


Ilustración 34: Imagen del mallado reducido y depurado de defectos

Como se observa en las ilustraciones 33 y 34, se aprecia la disminución del número de elementos en el mallado antes ($3.308 \cdot 10^5$) y después (25430) de aplicar la reducción.

Hecho todo esto, la malla ya está lista para empezar a obtener la superficie adaptada al brazo.

Dentro del módulo de malla, existe una opción de crear sketches a partir de una malla adaptando su forma a la forma de la misma (Malla→ Crear→ Crear boceto sección de malla).

Se realizan un número de sketches o bocetos determinado, tanto en la zona del antebrazo (9) como en la zona del bíceps (11), que servirán después para aplicar el comando de Solevación (Superficie→ Crear→ Solevación) mediante el cual, seleccionando los sketches dentro del comando, se generan las superficies en ambas zonas.

A continuación, se muestran los sketches realizados en ambas zonas:

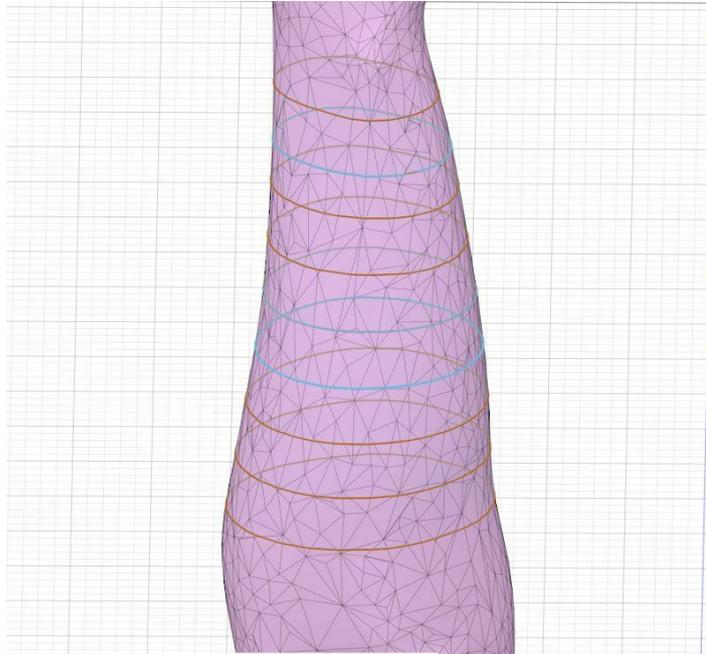


Ilustración 35: Sketches en zona de antebrazo

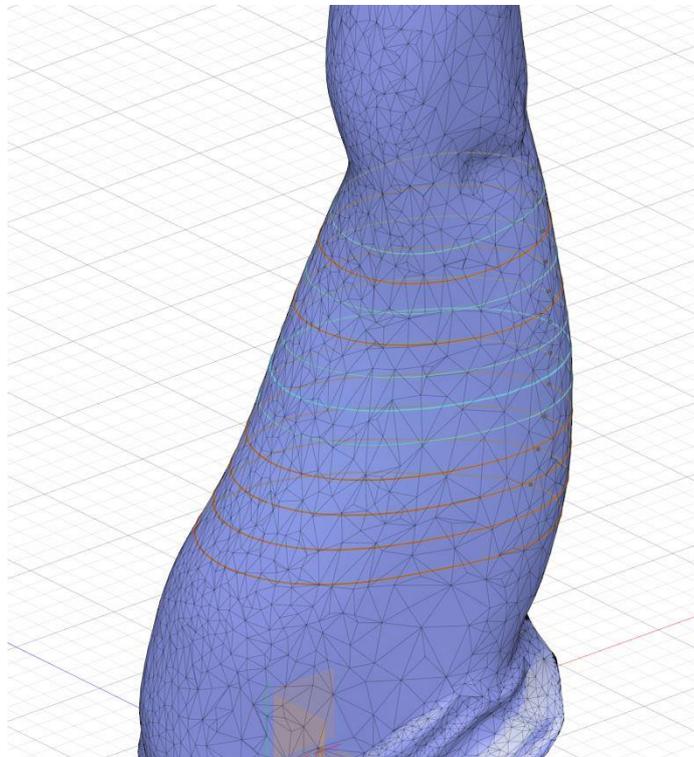


Ilustración 36: Sketches en zona de bíceps

Los resultados de generar las superficies a partir de los sketches anteriores:



Ilustración 37: Superficie generada en la zona del antebrazo

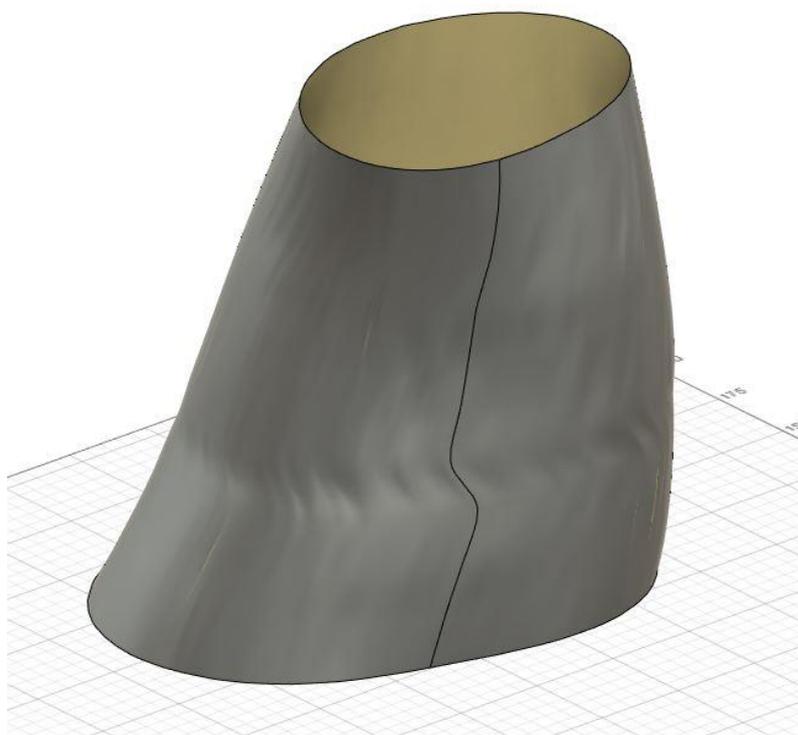


Ilustración 38: Superficie generada en la zona del bíceps

Una vez generadas las superficies, se ha de ir al módulo Forma y aplicar el comando Convertir (Forma→ Utilidades→ Convertir) para convertir estas superficies en formato BRep (superficie) a T Spline (malla).

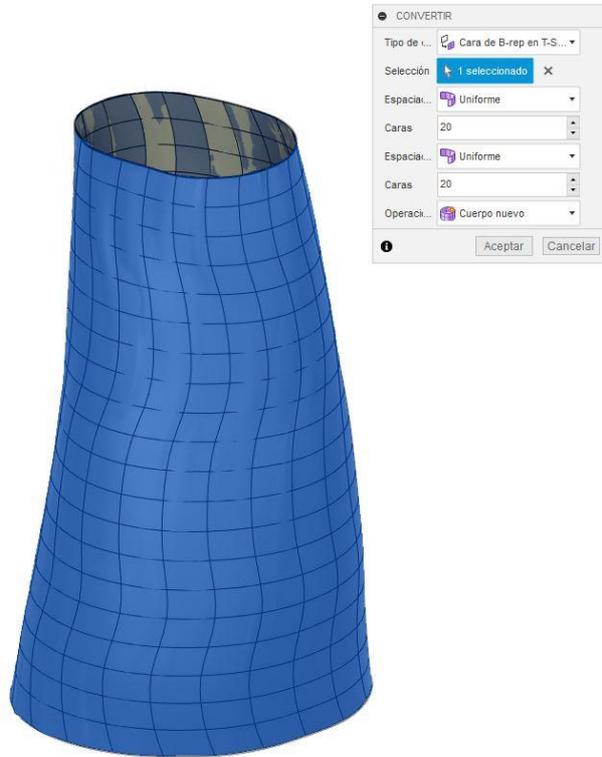


Ilustración 39: Conversión de superficie a malla en la zona del antebrazo

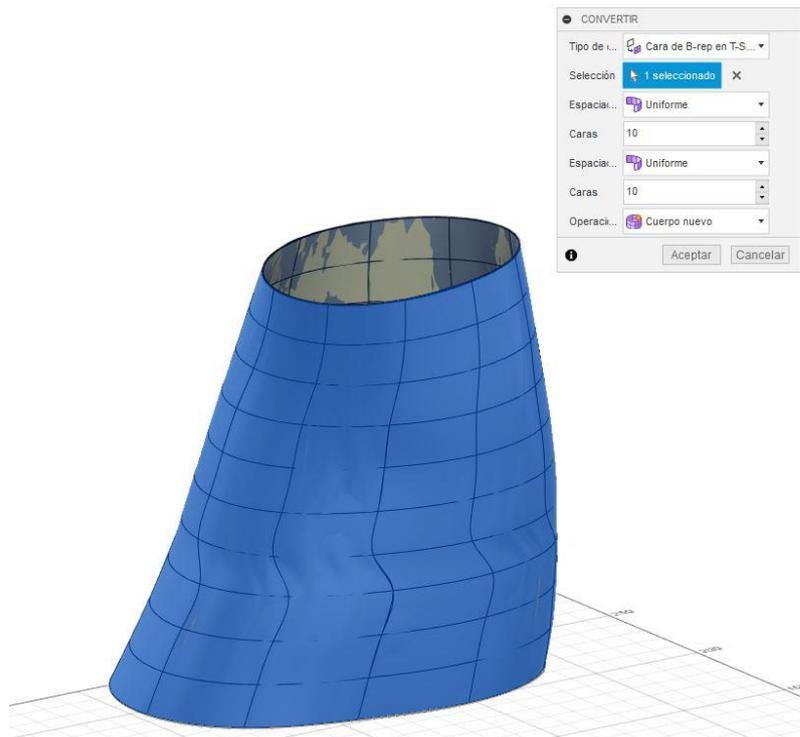


Ilustración 40: Conversión de superficie a malla en la zona del bíceps

Después, se dota a ambas mallas de un espesor de 5mm positivo en dirección exterior del brazo con el comando Engrosar (Forma→ Modificar→ Engrosar), dentro del espacio de Forma.

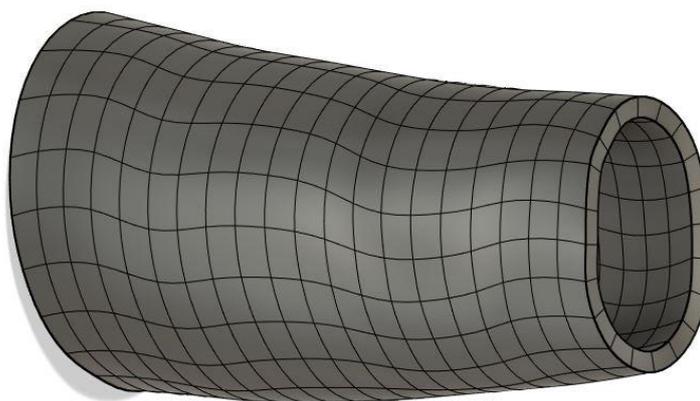


Ilustración 41: Engrosado parte antebrazo

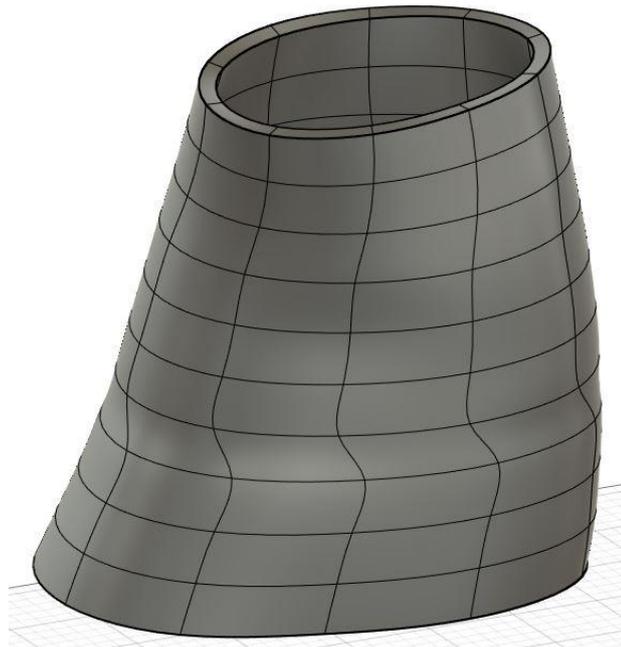


Ilustración 42: Engrosado parte bíceps

Por último, se vuelve a convertir esta malla en sólido mediante el comando Convertir (Forma→ Utilidades→ Convertir) haciendo el paso de T-Spline (malla) a BRep (sólido) para obtener un par de férulas sólidas de las cuales se obtendrán los elementos deseados en el diseño de esta órtesis.

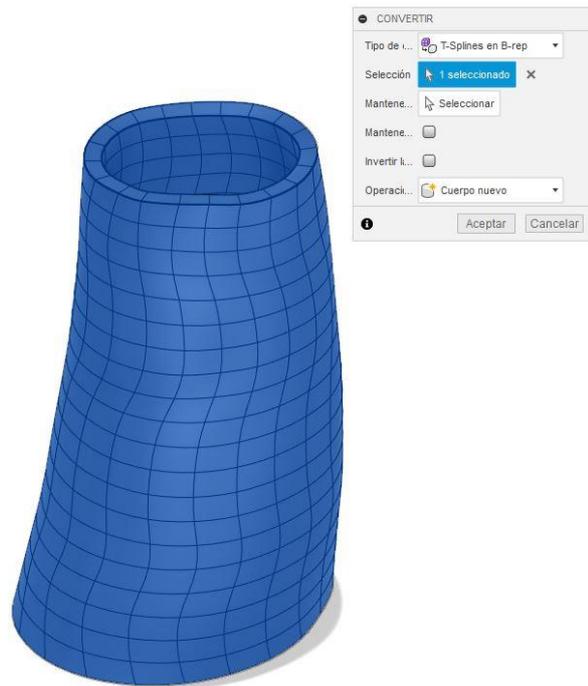


Ilustración 43: Operación de conversión de la malla engrosada a sólido para obtención de una férula en zona de antebrazo



Ilustración 44: Férula zona antebrazo

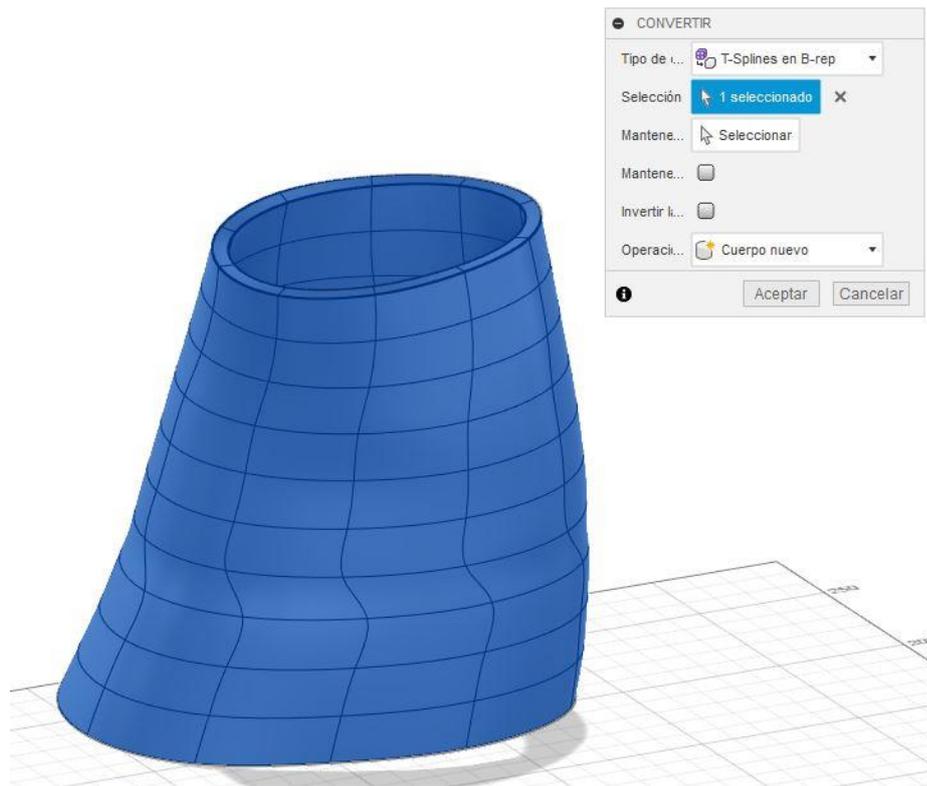


Ilustración 45: Operación de conversión de la malla engrosada a sólido para obtención de una férula en zona de bíceps



Ilustración 46: Férula zona bíceps

A partir de estos sólidos, lo que se hizo fue mediante sketches y comandos de división de caras y sólidos, mantener solamente una franja de sólido que es donde se incorporarán los huecos para introducir los elementos barra de la articulación y los huecos para introducir las cinchas de ajuste de la órtesis al brazo. El resultado final de todo el modelaje 3d es el siguiente:

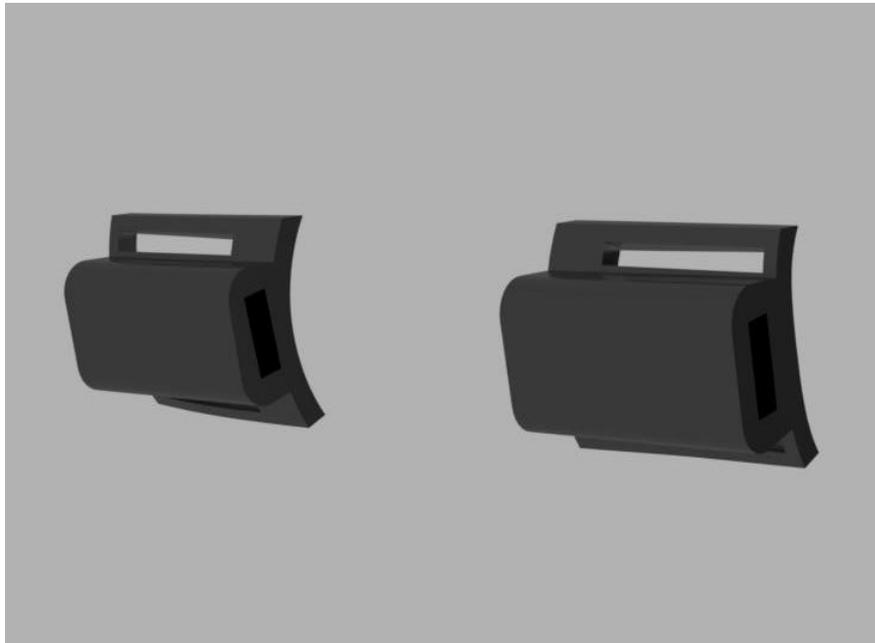


Ilustración 47: Piezas para sujeción de la férula en zona de antebrazo

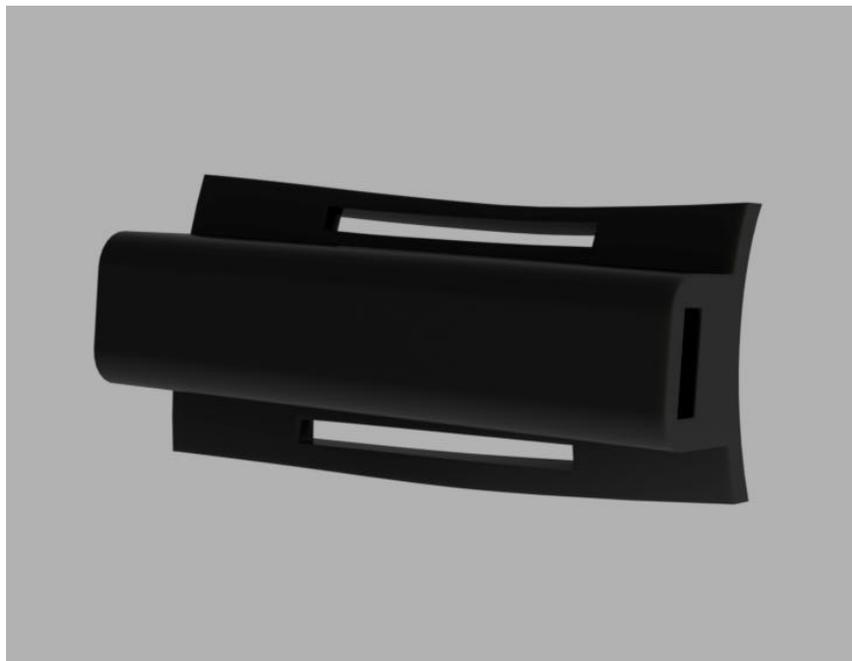


Ilustración 48: Piezas para sujeción de la férula en zona del bíceps

Tal como se ha dicho previamente, el modo de ajuste de la órtesis al brazo del paciente será mediante estos elementos modelados y con unas cinchas de velcro de que se disponían en el laboratorio.

Para las piezas del antebrazo, debido a su tamaño reducido, se han empleado unas cinchas de 30mm de ancho para introducirlas por uno de los orificios de cada pieza, fijándolas en él mediante unión adhesiva. Después, en el otro extremo de las cinchas se ha adherido también la parte macho de la cincha para formar el cierre de la misma.



Ilustración 49: Piezas impresas en PLA para zona de antebrazo con las cinchas de velcro en posición abierta

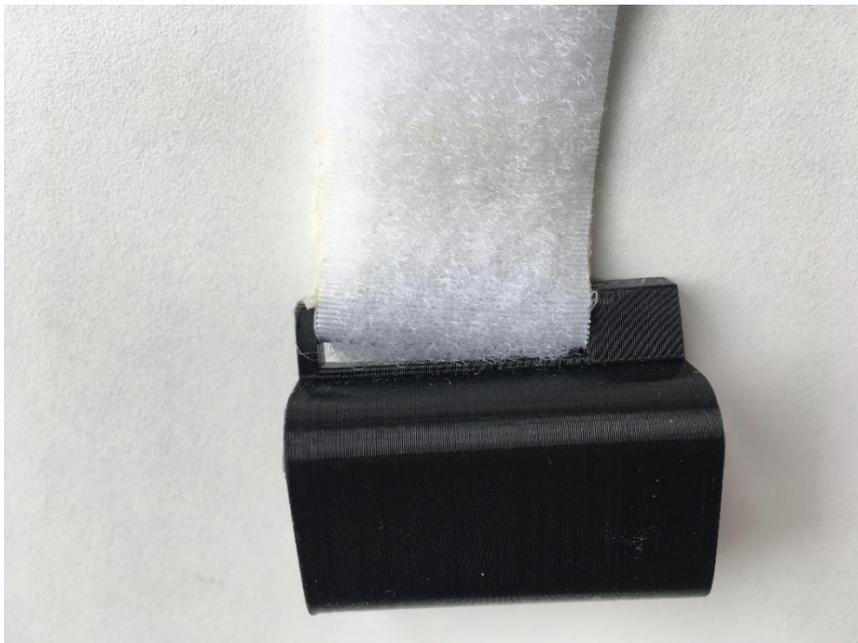


Ilustración 50: Detalle de la cincha de velcro en su posición en una de las piezas de la zona de antebrazo

Para las piezas de la zona del bíceps, debido a que se trata de una sola pieza ligeramente más grande, se ha empleado una sola cincha de 50mm de ancho para introducirla por uno de los orificios de la pieza de la misma manera que las otras dos piezas de la zona del antebrazo.



Ilustración 51: Piezas impresas en PLA para zona de bíceps con la cincha de velcro en posición abierta



Ilustración 52: Detalle de la cincha de velcro en su posición en zona de bíceps

- Montaje final y colocación en el brazo del usuario

Para colocar el dispositivo, se comienza situando la cara interna del brazo flexionado paralela al suelo y situando la órtesis sobre el brazo, con la articulación de la misma lo más cercana posible a la articulación del codo, ya que se pretende que el punto de rotación de la órtesis y el del brazo coincidan.

A continuación, se sitúan los puntos de apoyo en los lugares exactos donde se pretende aplicar el ajuste con las cinchas de velcro.

Esto se realiza introduciendo los elementos barra que salen de la articulación a través de los orificios longitudinales pasantes que tienen modelados los puntos de apoyo. Una vez colocados estos elementos, se pueden desplazar a lo largo de los elementos barra mencionados, gracias al pequeño juego que hay entre los huecos presentes en las piezas que constituyen los puntos de apoyo (color negro) y los elementos barra (color blanco) que encajan en ellos. La posibilidad de este desplazamiento de las piezas da lugar a un mayor grado de ajuste al brazo del paciente, ya que se pueden situar en el punto más idóneo para un cierre efectivo.

Una vez situados los puntos de apoyo, se procede a ejercer el cierre de las cinchas de velcro para dejar totalmente fijada la órtesis.

Dependiendo del modo de funcionamiento que se desee aplicar a la órtesis, se incorporará la tapa de movimiento libre o la de movimiento forzado. Esto se hace quitando la tuerca situada en la parte superior de la tapa que esté colocada, sacando dicha tapa e incorporando la que se desee. Una vez colocada esta, se rosca de nuevo la tuerca en el saliente del tornillo que sobresale por la tapa, pero sin llegar a apretar por completo. No se desea tener una unión totalmente fija sino solamente mantener la tapa en su sitio, permitiendo el movimiento de rotación que tiene que realizar como parte del conjunto de la articulación.

Por último, en el caso de que se desee aplicar la limitación angular del rango de flexo-extensión, lo que se haría sería colocar los soportes de los topes (situados en la parte inferior de la articulación) en las posiciones angulares deseadas e introducir los topes en ellos para encajarlos por completo en los huecos dentados del soporte, que marcan los ángulos que se pueden establecer.

Para mostrar su posición final en el brazo del paciente, se ha procedido a colocar la órtesis en el brazo de la autora de este trabajo de fin de grado, puesto que los escaneados realizados han sido a la misma con el fin de poder mostrar el montaje real.



Ilustración 53: Órtesis colocada en el brazo del usuario en posición neutra

3.4 Estimación económica

Para realizar un estudio aproximado del coste de fabricación del prototipo, se van a desglosar los costes de material, electricidad y horas de diseño empleadas.

En lo que respecta al material, se han utilizado dos bobinas Smartfil PLA 3D XXL de 5600g de la marca Smart Materials 3d. Siendo una de ellas de color blanco (Ivory White) y la otra de color negro (True Black), ambas con un precio de 86,45€ (0,01544€/g).

La cantidad de PLA de color blanco usada es de 98 gramos, sumando cada una de las cantidades asociadas a las piezas impresas en este color. Por otro lado, la cantidad de PLA de color negro es de 117 gramos, también combinando los gramos de cada una de las piezas de este color.

Por tanto, teniendo en cuenta que ambas bobinas de material tienen el mismo precio, el cálculo simplemente se realiza con la cantidad total de PLA y empleando el precio de 0,01544€/g.

La cantidad total empleada combinando ambos tipos de bobina resulta en 215 gramos, con lo que calculando a partir del precio por gramo el coste total del material asciende a 3,32€.

En relación al coste de la electricidad para realizar la impresión, se obtendrá un precio medio de la misma ya que este sufre fluctuaciones según la hora del día. Gracias a la estimación obtenida de la página web de Roams Energía (Villasur, 2024), se estima un precio medio ponderado de 0,101€/kWh.

De las propiedades de la impresora, se deduce que la potencia eléctrica requerida para su funcionamiento es de 260W o 0,26kW.

A través del programa “slicer” Cura, se puede saber tanto la cantidad del material empleado como el tiempo que dura la impresión de cada pieza. De esta manera, sumando los tiempos de impresión de todas las piezas, se obtiene un tiempo total de 1721 minutos o 28,683 horas.

Para calcular la potencia total empleada en las impresiones (en kWh), se realiza el producto de la potencia eléctrica en kW (0,26kW) que requiere la impresora por el tiempo total de impresión en horas (28,7 horas). Así, se calcula un valor de 7,457667 kWh, al que si se aplica el precio medio ponderado de 0,101 €/kWh resulta en un coste total de la energía eléctrica de 0,75€.

Por último, es necesario evaluar el coste de las horas de diseño. Se considera que el puesto que se ajusta más al tipo de proyecto que aquí se presenta, es el de ingeniero de producto ya que su principal cometido es la gestión del desarrollo del producto, desde su fase de diseño conceptual hasta la comercialización.

Gracias a la consulta en Glassdoor, plataforma de búsqueda de empleo, se estima que el sueldo anual promedio para este puesto se sitúa en 34413€.

Para calcular el salario por hora correspondiente, se estiman las horas trabajadas al año. En Castilla y León, para el año 2024, hay 252 días laborables eliminando fines de semana y festivos. Por ello, el total de horas trabajadas (asumiendo una jornada de 8h) resulta en 2016 horas, con lo que el salario por hora trabajada se obtiene dividiendo el salario anual por estas horas anuales trabajadas. El salario por hora para el ingeniero de producto asciende a 17,07€/h.

Dentro de este proyecto, se hace una estimación de unas 100 horas invertidas en el diseño de todos los componentes en Fusion360 desde cero. A partir de este total de horas, y aplicando el salario por hora mencionado en el párrafo anterior, se obtiene un coste total del diseño de 1706,99€.

En lo que se refiere a la impresora, su valor en la página oficial del fabricante Creality es de unos 359\$ o 330,94€ según el cambio de dólar americano a euro. Sin embargo, su valor no se ha tenido en cuenta para la estimación total del coste por varios motivos.

Uno de los motivos es el tipo de producto que se está desarrollando en este proyecto. Lo que aquí se presenta es un diseño del prototipo de un producto que está destinado a la producción limitada, al estar enfocado al tratamiento personalizado de diferentes lesiones. Por tanto, no se puede estimar cuantas órtesis podrían fabricarse en un año y cuanto sería el sobrecoste en el precio final por unidad para recuperar la inversión realizada al adquirir la impresora.

Otro motivo es el uso que se hace de la impresora en el laboratorio, donde se encuentra a disposición tanto del resto de alumnos que allí desarrollan sus trabajos de fin de grado, como de los trabajadores que allí producen piezas para sus productos comerciales en las empresas de Orthomedical 3D y Newgentechs. Por tanto, resultaría difícil conocer de qué manera concreta se recupera la inversión de la compra de esta impresora.

Por último, se incluye el coste de las tuercas y tornillos adquiridos en Jesús Suministros Industriales S.A., con un valor de 1,55€.

Finalmente, sumando todos los costes previamente calculados, asociados al diseño y fabricación del prototipo de este proyecto de fin de grado, el coste total asciende a 1712,62€.

Se observa que, de los gastos analizados, el más significativo es el del salario por hora del ingeniero, en comparación con el importe del material y el gasto eléctrico, que tienen un valor mucho menor en este caso.

A priori, puede suponer un precio elevado para un prototipo de un futuro producto comercial, pero cabe mencionar que todos los componentes de este conjunto son de nueva creación y, por tanto, de ahí deriva el número de horas invertidas en su diseño.

Por último, y sin considerar su coste monetario dentro de la estimación económica de este proyecto, es conveniente hacer una aproximación de las horas de diseño que supondría fabricar los puntos de apoyo a la hora de elaborar una nueva órtesis para otro paciente, ya que estas piezas están diseñadas a medida. Por otro lado, no sería necesario rediseñar la articulación en su conjunto, ya que sus medidas son estándar para todas las órtesis fabricadas a partir de este prototipo.

En este proyecto, el balance de las horas invertidas en el diseño de la articulación fue de unas 60 horas, frente a las 40 horas que representó el diseño de los puntos de apoyo. Por tanto, a la hora de fabricar esta órtesis para un nuevo paciente, solamente habría que considerar el sueldo de las horas invertidas en el diseño de los puntos de apoyo, es decir, 40 horas. Esto supone un menor coste en general de la órtesis producida ya que su fabricación conlleva menos horas de diseño en comparación con el primer prototipo que se presenta en esta memoria.

4. Conclusiones

Una vez completada la fase de diseño, se ha de analizar si se han alcanzado los objetivos que se plantearon al comienzo de este trabajo de fin de grado.

El principal objetivo que se planteaba para este proyecto era el de conseguir diseñar y fabricar un prototipo de órtesis que conste de un dispositivo de control del rango de flexo-extensión del brazo. Efectivamente, después de numerosos diseños y pruebas, se ha obtenido un primer prototipo funcional de órtesis para pacientes con algún tipo de lesión en la articulación del codo o en el brazo en general.

El segundo objetivo que se establecía era el de la reducción de componentes respecto de los modelos de órtesis existentes en el mercado, siendo la órtesis AIRCAST® MAYO CLINIC ELBOW BRACE (U.S. Patent #7.517.329) la principal referencia que se ha tomado para este proyecto. Sin entrar en un recuento pormenorizado en un modelo concreto, a simple vista se puede evidenciar este menor número de elementos que conforman el producto de apoyo expuesto en esta memoria.

El último de los objetivos a cumplir era el de la utilización de un material reciclable para la fabricación de la mayoría de los componentes de este diseño. Se empleó en todos ellos el ácido poliláctico (PLA), que como se expuso en la introducción de esta memoria, es un material que puede ser sometido a un proceso de tratamiento y lograr su reciclaje para fabricación de otros productos, con el consiguiente abaratamiento de costes en lo que respecta a material.

Aparte de comentar si se han cumplido los objetivos del proyecto, se hará una breve comparación con la referencia principal de órtesis con control del rango de movimiento que se ha tomado, que es la anteriormente mencionada de la Clínica Mayo. Lo que se pretende con el diseño del prototipo aquí desarrollado, es dar lugar finalmente a una órtesis comercial que realice las mismas funciones que la AIRCAST® MAYO CLINIC ELBOW BRACE, así como otras órtesis similares presentes en el mercado. Si se analizan las características técnicas de la órtesis de Clínica Mayo a partir de la página web de DJO Global:

- Diseño exclusivo que proporciona estiramiento del codo ajustable estáticamente
- Tratamiento de las contracturas del codo
- Tratamiento de reconstrucciones de codo por fracturas y luxaciones
- Mecanismo de bloqueo/desbloqueo
- Rueda de calibración de fácil lectura
- Control del rango de movimiento del miembro afectado

Estas son las características que también se han buscado para el prototipo de este proyecto.

Comparando a nivel de componentes, aparte de la ya mencionada reducción de elementos, también se observan algunas diferencias.

Una de ellas es la presencia de dos puntos de apoyo y ajuste con cinchas en la zona del bíceps del modelo comercial, mientras que en el prototipo aquí diseñado solo se ha contado con un punto de apoyo y una cincha.

Otra diferencia es la presencia de elementos rigidizadores en la órtesis comercial situados en la cara interna de brazo, lo cual aporta una mayor robustez al conjunto. Esto es algo que no se ha desarrollado en este proyecto, pero que constituye una de las líneas futuras a seguir para el logro de una órtesis plenamente funcional para uso médico.

Una última diferencia a destacar sería que los topes para limitar el rango de flexo-extensión, se introducen en puntos determinados en el soporte de la articulación y no de manera graduada como ocurre en las órtesis comerciales, que cuentan con una rueda de calibración más precisa. Esto podría constituir otra línea futura de mejora de este proyecto.

Vistas estas diferencias, sería de utilidad enunciar de manera explícita las ventajas e inconvenientes que presenta el modelo expuesto en esta memoria.

Como ventajas apreciables, principalmente se destaca el menor número de componentes y la utilización de un material plástico de menor coste (PLA) para la fabricación de los mismos. En su momento, se plantearon como objetivos a conseguir con el diseño del prototipo pues suponen una mejora frente a los modelos ya existentes en el mercado.

Como desventajas a enumerar, una de ellas podría suponer el hecho de que carezca de los elementos rigidizadores en la cara interna del brazo, ya que podría significar tensiones más elevadas en los puntos críticos, al ser soportadas todas las cargas por los dos elementos barra que salen de la articulación. Se haría necesario un estudio dinámico del conjunto para comprobar esta afirmación.

Por otro lado, otra desventaja podría ser la menor precisión existente en el sistema de limitación del rango de flexo-extensión, ya que como se ha mencionado en este apartado, se realiza de manera no graduada.

Una vez expuesto el diseño del prototipo en su totalidad y comparado con los modelos en el mercado, quedan abiertas diferentes líneas de desarrollo futuras:

- Estudio dinámico de la órtesis: Para el diseño general de la órtesis y el diseño pormenorizado de cada uno de los elementos concretos, no se han considerado los factores de resistencia de los materiales empleados.

El análisis de las cargas aplicadas en los puntos más críticos y los esfuerzos internos generados en ellos, así como las tensiones que pueden llegar a alcanzarse, sería útil para ver su compatibilidad con los parámetros que marcan los límites elásticos, plásticos y de rotura del material (PLA en este caso).

- Continuación del desarrollo del diseño de la órtesis: Como se ha comentado en la comparación con la órtesis de la Clínica Mayo, se proyecta para un futuro el diseño de nuevos elementos externos que proporcionen mayor robustez y rigidez al conjunto, aumentando la efectividad del uso de este producto de apoyo. Además, sería de utilidad el diseño de una rueda calibrada en la articulación para lograr mayor precisión en la limitación del rango de flexo-extensión.

En definitiva, se perseguirá un perfeccionamiento y mejora de los componentes ya expuestos en esta memoria a la par que la creación de nuevos componentes, dando lugar a una mayor calidad de la órtesis y mejor funcionamiento.

5. Bibliografía

- [1] Twotrees3d.com. What is 3D Printer and How does It Work? Obtenido de: <https://twotrees3d.com/what-is-3d-printer/>
- [2] Tech GearLab. Creality 3D CR-10S Review. Obtenido de: <https://www.techgearlab.com/reviews/cool-gadgets/3d-printer/creality-3d-cr-10s>
- [3] (12 de mayo de 2022) ¿Qué es el PLA en impresión 3D y para qué se utiliza? Obtenido de: <https://sicnova3d.com/blog/experiencias-3d/que-es-el-pla-en-impresion-3d-y-para-que-se-utiliza/>
- [4] Guía completa: El filamento de PLA en la impresión 3D Obtenido de: <https://www.3dnatives.com/es/guia-filamento-pla-en-la-impresion-3d-190820192/#>
- [5] Guía de materiales de impresión 3D: Tipos, aplicaciones y propiedades. Obtenido de: <https://formlabs.com/es/blog/materiales-impresion-3d/>
- [6] C. Lucía (27 de abril de 2023) Materiales híbridos para sustituir al filamento clásico de tu impresora 3D. Obtenido de: <https://www.3dnatives.com/es/filamento-de-impresora-3d-hibrido-240920182/>
- [7] M. Alicia (21 de agosto de 2023) ¿Cómo funciona una impresora 3D de hormigón? Obtenido de: <https://www.3dnatives.com/es/funcionamiento-impresora-3d-hormigon-120720212/>
- [8] Fused filament fabrication. Wikipedia. Obtenido de: https://en.wikipedia.org/wiki/Fused_filament_fabrication
- [9] LAS MEJORES SLICERS 3D PARA IMPRESORAS 3D. Obtenido de: <https://cults3d.com/es/blog/articles/las-mejores-slicers-3d-para-impresoras-3d-2021>
- [10] C. Lucía (7 de marzo de 2024) Programas para impresoras 3D FDM: slicers o laminadores. Obtenido de: <https://www.3dnatives.com/es/programas-para-impresoras-3d-slicers-laminadores-200520192/#>
- [11] Llamas, L. (15 de abril de 2020) Diferencias entre impresoras 3D directa o bowden. Obtenido de: <https://www.luisllamas.es/diferencias-impresora-3d-directa-bowden/>
- [12] Llamas, L. (24 de enero de 2020) Cómo funciona una impresora 3D FFF. Obtenido de: <https://www.luisllamas.es/como-funciona-una-impresora-3d-fff/>
- [13] Impresoras3d.com (1 de enero de 2018) El warping: qué es y cómo evitarlo. Obtenido de: <https://www.impresoras3d.com/el-warping-que-es-y-como-evitarlo/>
- [14] Trapero, D. Guía visual para resolver problemas impresión 3D por Bitfab. Obtenido de: <https://bitfab.io/es/blog/problemas-impresion-3d/>
- [15] AIRCAST@MAYO CLINIC ELBOW BRACE. DJO Global. Obtenido de: <https://www.djoglobal.com/products/aircast/mayo-clinic-elbow-brace>

- [16] BOA® Fit System. NUESTRA HISTORIA.INSPIRER ET ASSURER UNE PERFORMANCE OPTIMALE. Obtenido de: <https://www.boafit.com/es-es/company/our-story>
- [17] Julià, A. (21 de diciembre de 2016). Una gran revolución circular llamada Boa. Obtenido de: <https://www.tradebike.es/Articulos/506289-Una-gran-revolucion-circular-llamada-Boa.html>
- [18] Pozzi, K. (13 de diciembre de 2021) Sistema Boa Fit y Trail running: ¿Cómo funciona y qué zapatillas lo usan? Obtenido de: <https://magazine.deporvillage.com/sistema-boa-fit-y-trail-running-como-funciona-y-que-zapatillas-lo-usan/>
- [19] Escotto, J. (6 de octubre de 2021) Especial: 5 recomendaciones básicas para el cuidado y mantenimiento del calzado. Obtenido de: <https://www.goride.com.es/especial-5-recomendaciones-basicas-para-el-cuidado-y-mantenimiento-del-calzado/>
- [20] ORTESIS DE CODO MAYO CLINIC AIRCAST. Logarsalud. Obtenido de: <https://www.logarsalud.com/fisioterapia/ortesis-y-ayudas-tecnicas/coderas/ortesis-de-codo-mayo-clinic-aircast.html>
- [21] ROM Elbow Brace. Tynor. Obtenido de: <https://www.tynorstore.com/product/rom-elbow-brace.html>
- [22] Orliman. Descubre Elbowlution, la nueva ortesis de codo de Orliman. Obtenido de: <https://www.orliman.com/descubre-elbowlution-la-nueva-ortesis-codo-orliman/>
- [23] Salmon, S., Ueda, D., Joachim, R., Turchi, M., Hargrave, D.C., Morrey, B., O'Driscoll, S., Adams, R. (14 de abril de 2009) Multi-functional Joint Brace Patent. Obtenido de: <https://patents.google.com/patent/US7517329B2/en?q=US+7.517.329+B2>
- [24] Soderberg, M.S., Nickel, M.J., Cavanagh, S. (3 de diciembre de 2015) Reel-based lacing system. (11 de Agosto de 2025) Reel-based lacing system Obtenido de: <https://patents.google.com/patent/US9101181B2/en?q=US+9%2c101%2c181+B2>
- [25] Jesús Suministros Industriales. Obtenido de: <https://jesusonline.es/TUERCAC6ZNDIN934/18493-934-M-4-070.html>
- [26] Jesús Suministros Industriales. Obtenido de: <https://jesusonline.es/TORNILLOZNDIN963/18509-963-4X50.html>
- [27] Bikeinn. Tienda de ciclismo by Tradeinn. Obtenido de: <https://www.tradeinn.com/bikeinn/es/specialized-cierre-milimetrico-ip1-snap-boa-cartridge-dials/137578872/p?tw=One%20Size>
- [28] Ostos, R. (25 de enero de 2023) Qué es la ortopedia: sus especialidades y beneficios. Obtenido de: <https://centromedicoabc.com/revista-digital/ortopedia-que-es-y-en-que-areas-se-especializa/>

- [29] Academia Ifses. Traumatología: ¿qué es y cuál es su relación con la ortopedia? Obtenido de: <https://ifses.es/traumatologia-que-es-y-cual-es-su-relacion-con-la-ortopedia/>
- [30] CREALITY. Impresora 3D oficial Creality CR 10S. Obtenido de: <https://www.creality3dofficial.com/es/products/official-creality-cr-10s-3d-printer>
- [31] Smartfil PLA 3D XXL 5600g. Smartmaterials 3d. Obtenido de: https://www.smartmaterials3d.com/pla-filamento#/8-color-ivory_white/26-diametro-175_mm/28-tamano-xxl_5600g
- [32] Barcelona Treball. La web de Barcelona para encontrar trabajo. Ingeniero/a de producto. Obtenido de: <https://treball.barcelonactiva.cat/porta22/es/fitxes/E/fitxa11393/ingenieroa-de-producto.do>
- [33] Glassdoor. Ingeniero De Producto: descripción. Obtenido de: https://www.glassdoor.es/Profesion/ingeniero-de-producto-profesion_K00,21.htm
- [34] Orliman. ORTESIS INMOVILIZADORAS DE RODILLA DE TRES PANELES A 0°. Obtenido de: <https://www.orliman.com/producto/ortesis-inmovilizadoras-de-rodilla/>
- [35] Orliman. TOBILLERA ELÁSTICA FUNCIONAL ORLIMAN THERAGO. Obtenido de: <https://www.orliman.com/producto/tobillera-elastica-funcional-orliman-therago/>
- [36] Orthomedical 3d. ÓRTESIS CRANEAL Ortho galea®. Obtenido de: <https://www.orthomedical3d.es/ortesis-ortho-galea/>
- [37] Ortopedia Tarancón. (25 de agosto de 2020) 6 Órtesis infantiles para mejorar la calidad de vida de los más pequeños Obtenido de: <https://www.ortopediaonlinetaracon.com/6-ortesis-infantiles-para-mejorar-calidad-de-vida-pequenos/>
- [38] Fiasmed. Órtesis y protecciones. Obtenido de: <https://www.fiasmed.com/ortesis-a18/>
- [39] Efmo. Órtesis de cadera Newport Ultra. Obtenido de: <https://www.efmo.com/newport-lite>
- [40] Orliman. Órtesis de rodilla regulable con bloqueo. (4 bandas estrechas, 4 cinchas) Obtenido de: <https://www.orliman.com/producto/94260/>
- [41] Orliman. Órtesis estabilizadora de cadera con abducción. Obtenido de: <https://www.orliman.com/producto/ho4001/>
- [42] Ortopedia Moliner. Walker protect corto fijo (Bota ortopédica). Obtenido de: https://www.ortopedialowcost.com/botas-ortopedicas-walker/1336-3828-walker-protect-corto-fijo-bota-ortopedica.html#/69-tallas_mascaras-talla_l
- [43] Ortopedia.com. Cabestrillo de Abducción de Hombro. Obtenido de: <https://ortopedia.com/rehabilitacion/miembro-superior/ortesis-de-hombro/cabestrillo-abduccion-30.html>

- [44] LorcaSalud Ortopedia. Órtesis inmovilizadora de pulgar m770. Obtenido de:
<https://www.lorcasalud.com/ortesis-miembro-superior/ortesis-inmovilizadora-de-pulgar-m770>
- [45] Hedasa Prosalud. Ortesis estabilizadora lumbar Lordoloc. Obtenido de:
<https://www.hedasa.com/comprar/ortesis-estabilizadora-lumbar-lordoloc/>

ANEXOS

Anexo 1: Propiedades impresora Creality CR-10S

Especificaciones y propiedades técnicas	
Modelo de serie	CR-10S
Tamaño de la impresión	300*300*400 mm
Tamaño de la impresora	600*510*610 mm
Tecnología	FDM
Peso neto	9kg
Fecha de fabricación	2017
Filamento	PLA
Diámetro de filamento	1,75mm
Número de boquillas	1

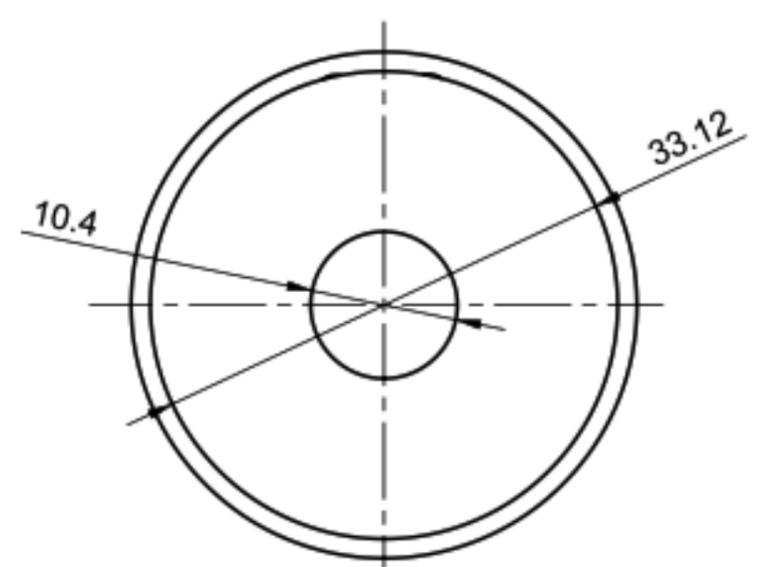
Requisitos eléctricos	
Voltaje	110V - 60hz 220V - 50hz
Potencia	260W

Anexo 2: Materiales empleados para la impresión

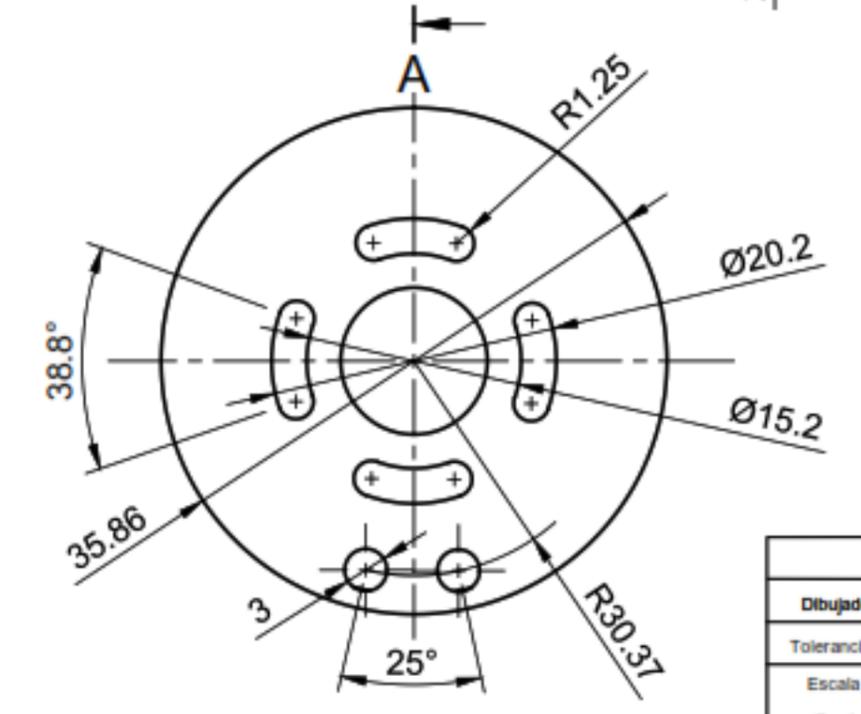
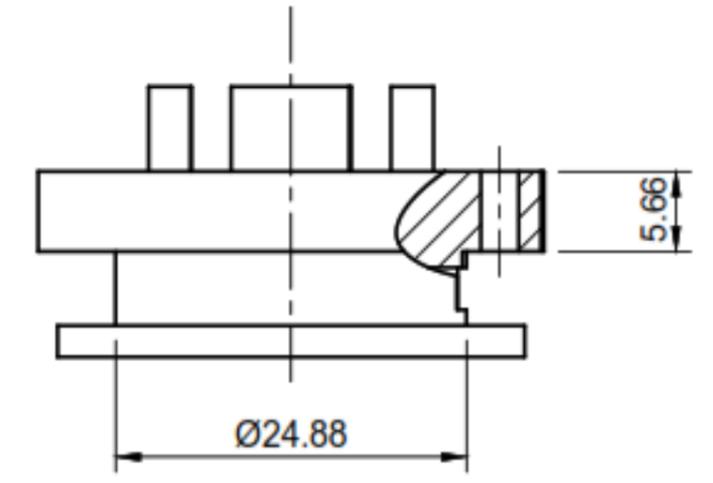
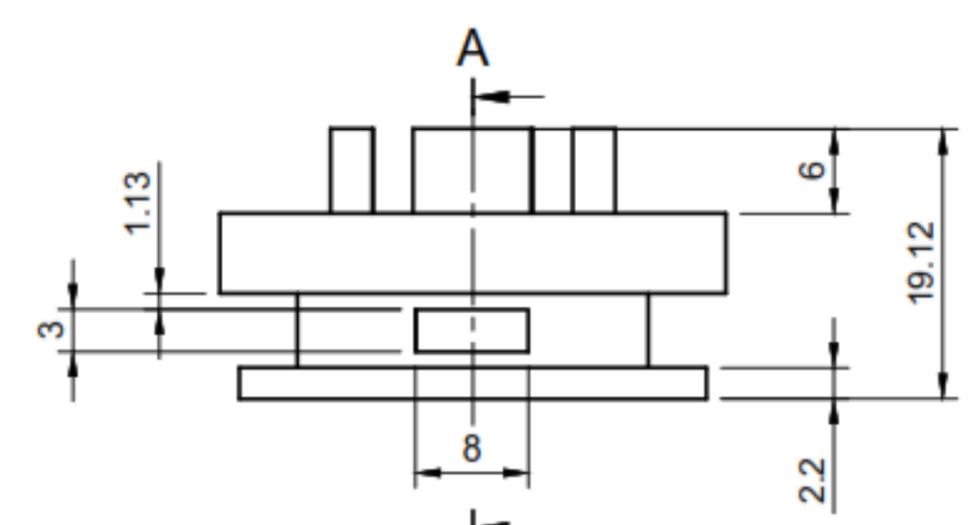
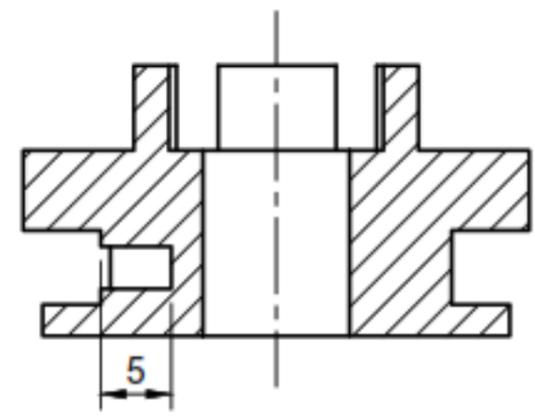
- Smart Materials 3D XXL 5600g:
 - Color: True Black
 - Diámetro del filamento de la bobina: 1,75mm
 - Temperatura del cabezal necesaria para fusión del material: 200°C-220°C
 - Cantidad de material empleado aprox.: 72g (pieza húmero) + 40g (piezas antebrazo) + 5g (soportes topes) = 117 gr totales
- Smart Materials 3D XXL 5600g:
 - Color: Ivory White
 - Diámetro del filamento de la bobina: 1,75mm
 - Temperatura del cabezal necesaria para fusión del material: 200°C-220°C
 - Cantidad de material empleado aprox.: 12g (barra húmero) + 11g (pieza móvil) + 18g (tapa mov. libre) +19g (tapa mov. forzado) +3g (topes)+ 35g (soporte BOA) = 98 g
- Cantidad total de material empleado: 215g

Anexo 3: Planos de los componentes de la órtesis.

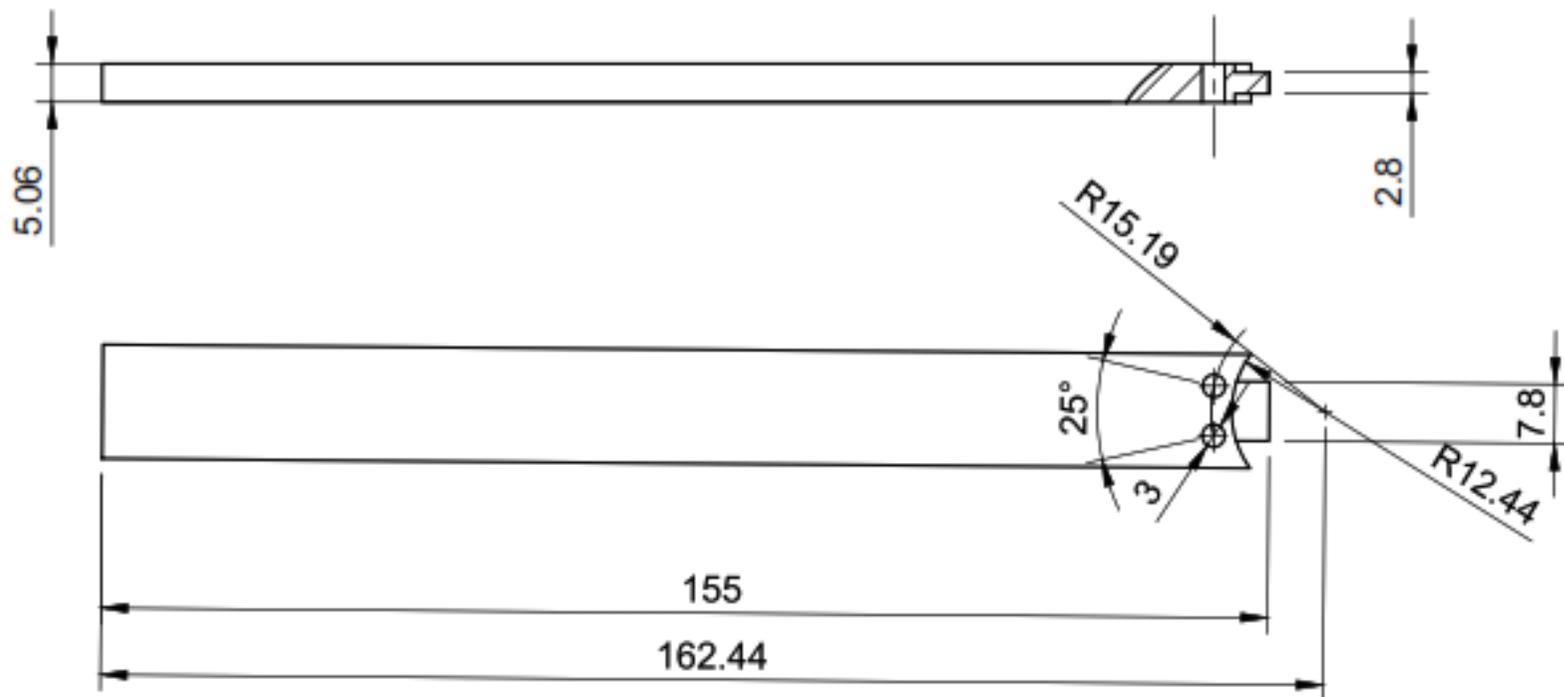
Páginas a continuación.



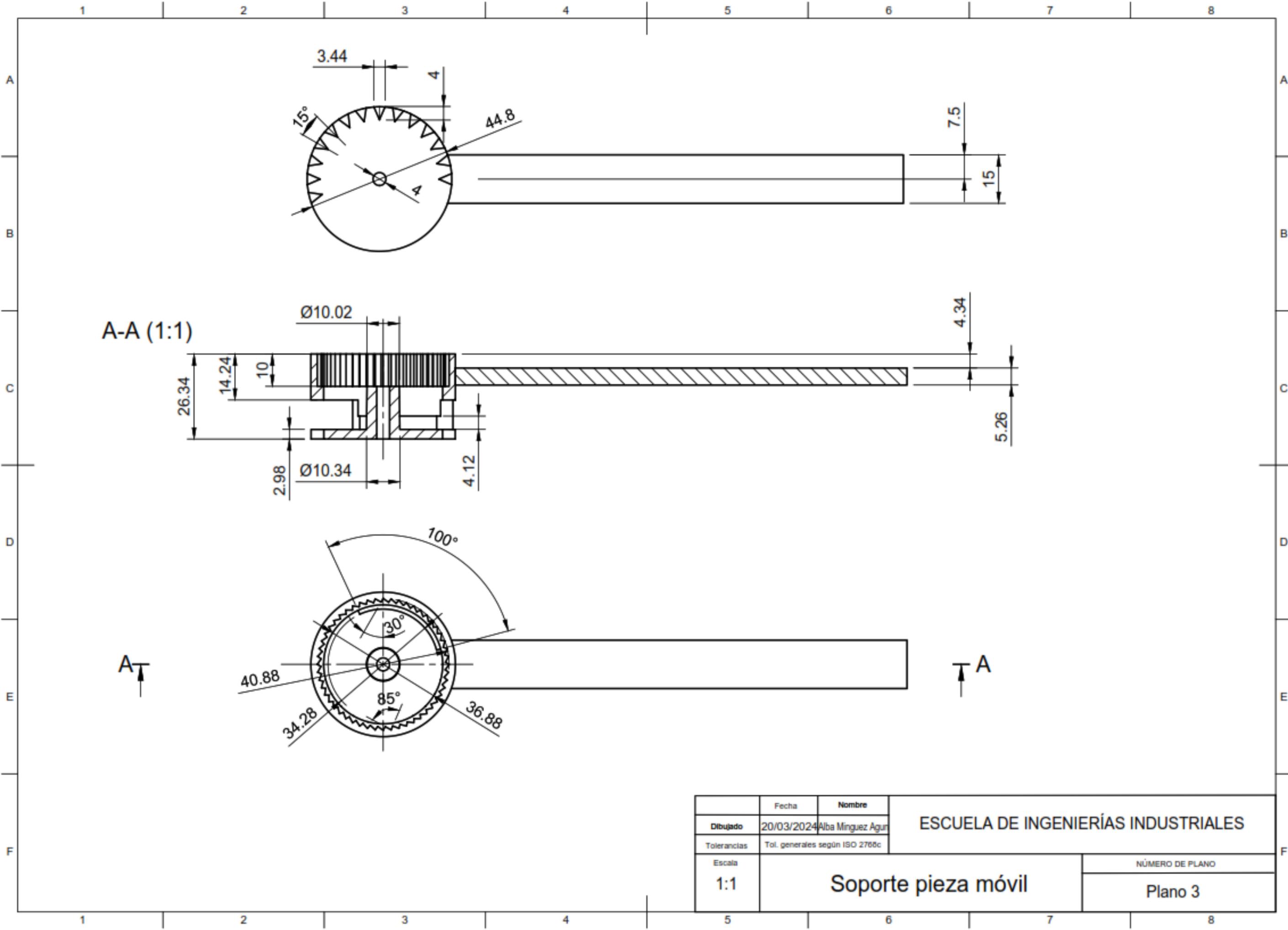
A-A (2:1)



	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES	
Dibujado	19/03/2024	Alba Miguez Aguir		
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		NÚMERO DE PLANO	
Escala	2:1			
	Pieza móvil			

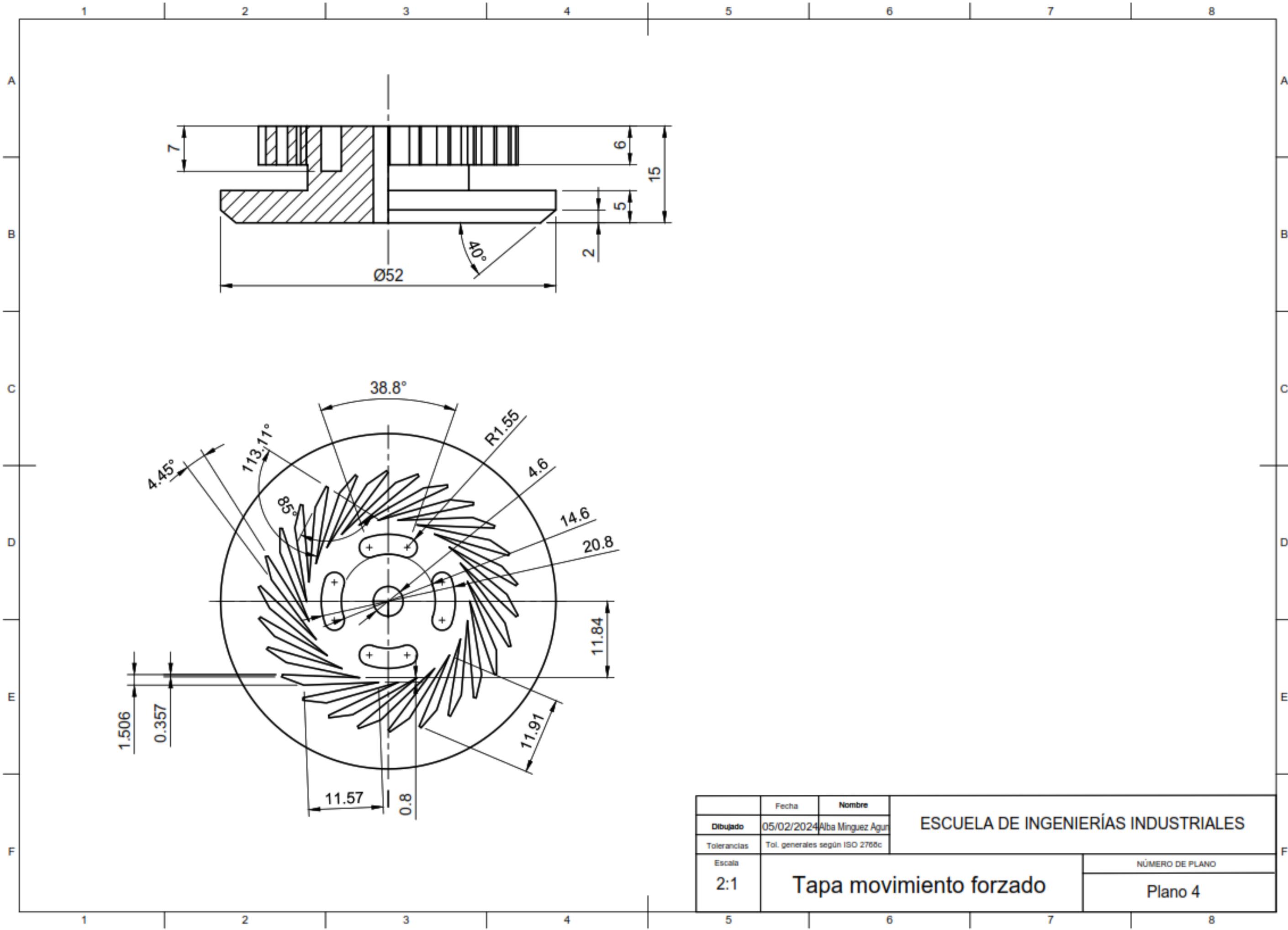


	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	20/03/2024	Alba Miguez Aguirre	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	1:1		NÚMERO DE PLANO
	Elemento barra antebrazo		Plano 2

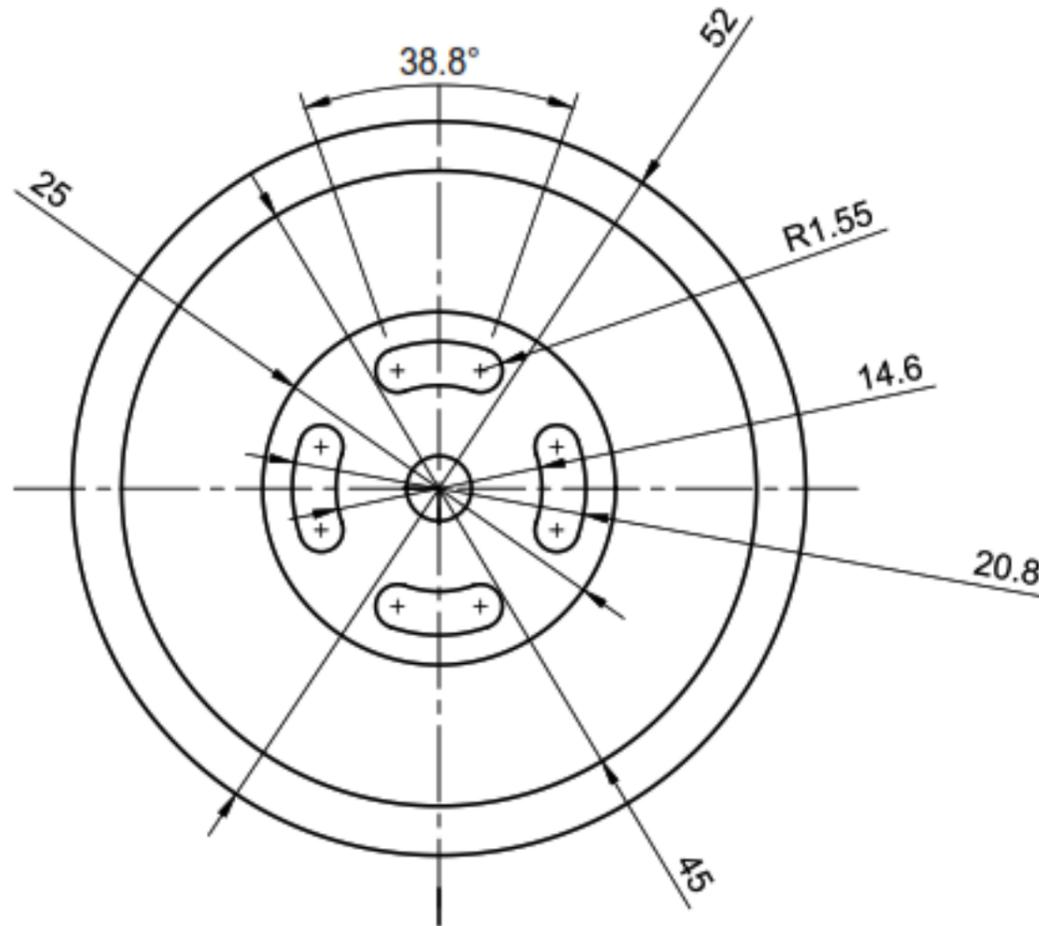
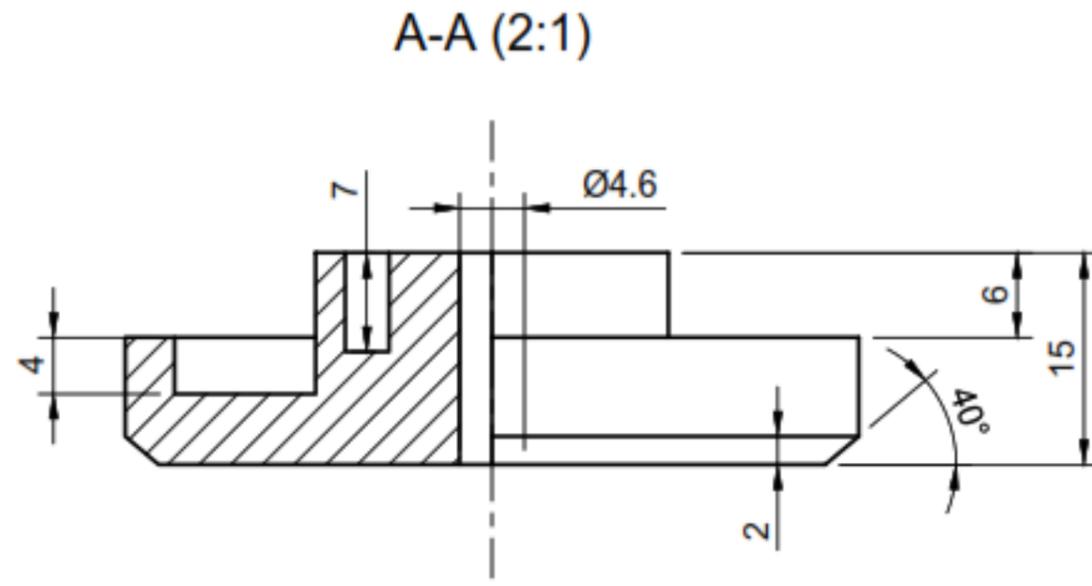


	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	20/03/2024	Alba Miguez Aguir	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		NÚMERO DE PLANO
Escala	1:1		Plano 3

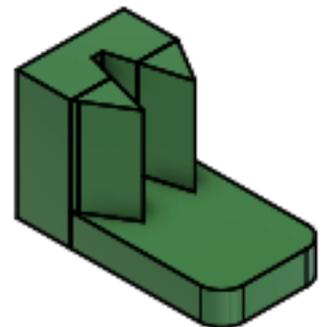
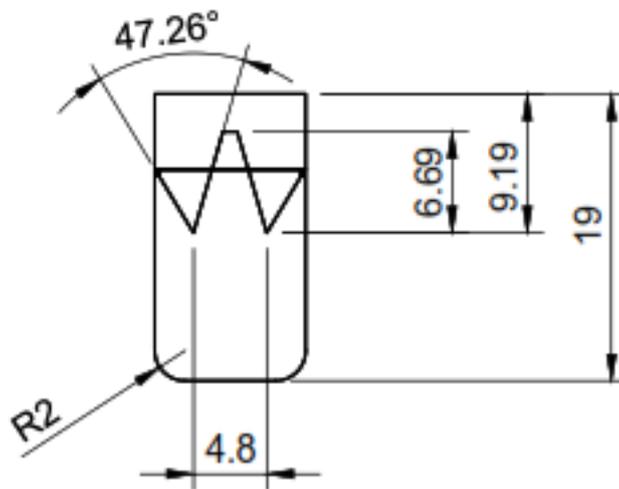
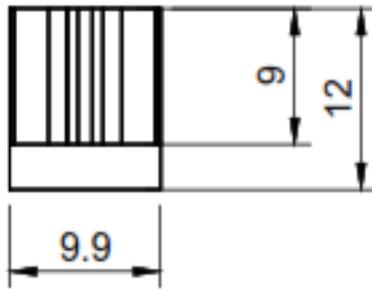
Soporte pieza móvil



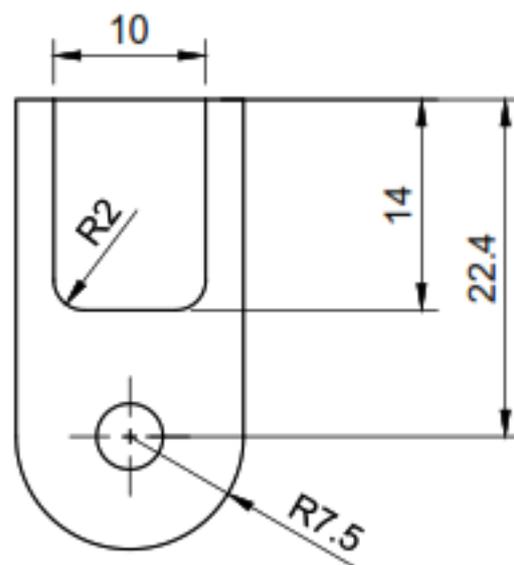
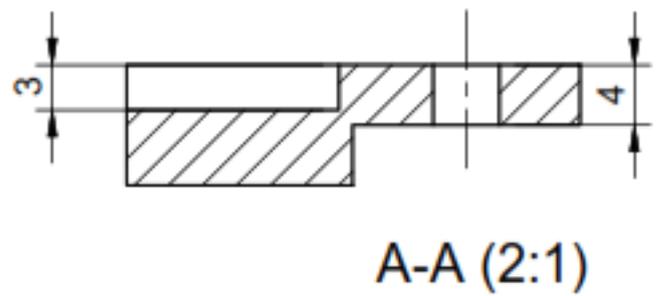
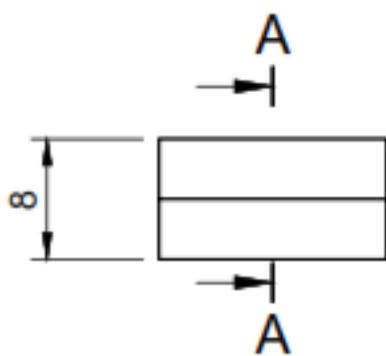
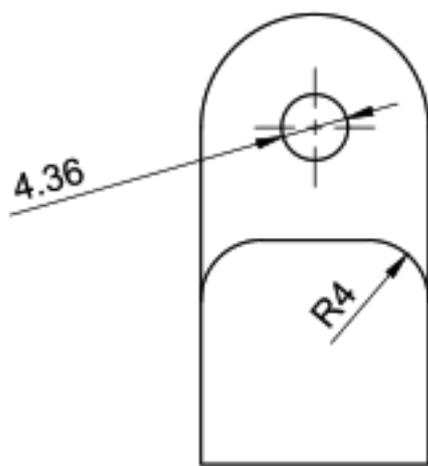
	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	05/02/2024	Alba Miguez Aguirre	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		NÚMERO DE PLANO
Escala	2:1		Plano 4



	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	05/02/2024	Alba Miguez Aguirre	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	2:1		NÚMERO DE PLANO
	Tapa movimiento libre		Plano 5

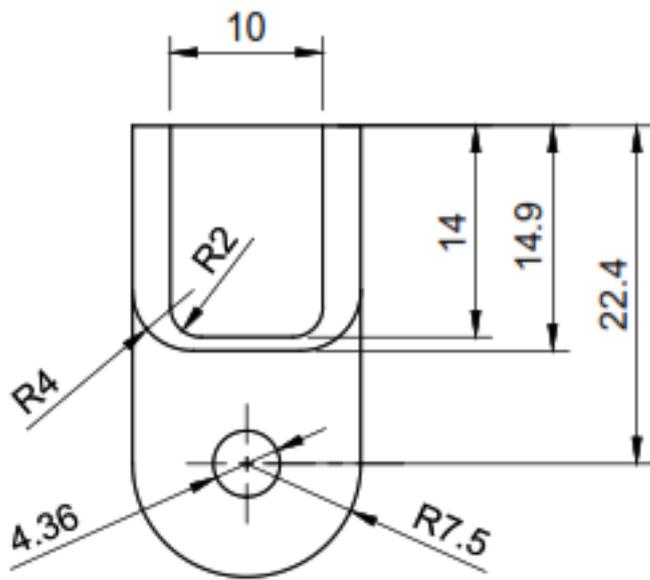
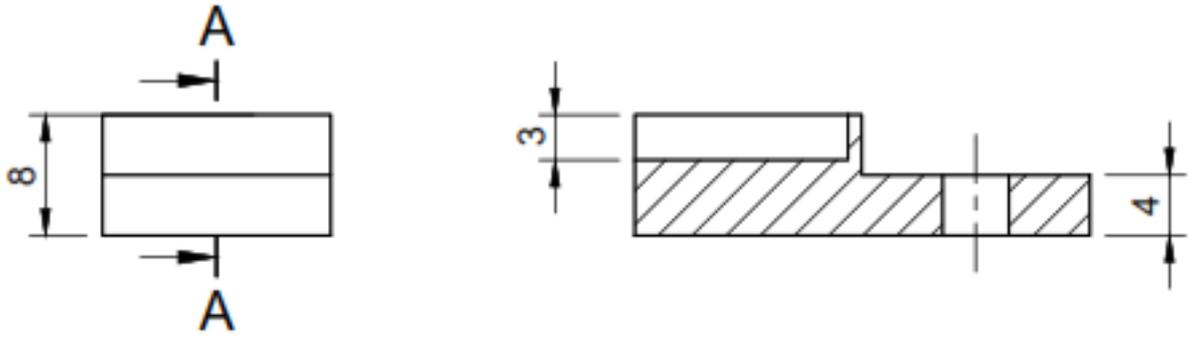


	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	06/02/2024	Alba Mínguez Aguirre	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	Tope		NÚMERO DE PLANO
2:1			Plano 6

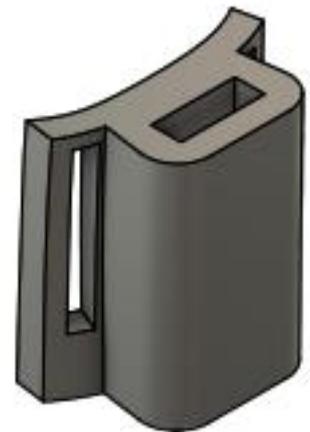
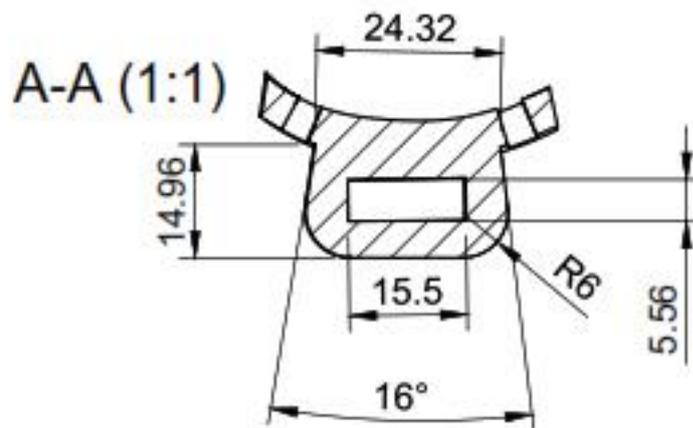
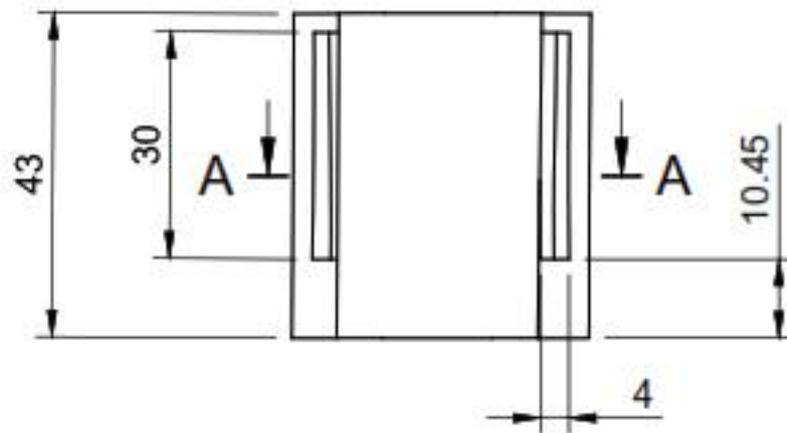


	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	06/02/2024	Alba Mínguez Agur	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	Soporte tope primero		NÚMERO DE PLANO
2:1			Plano 7

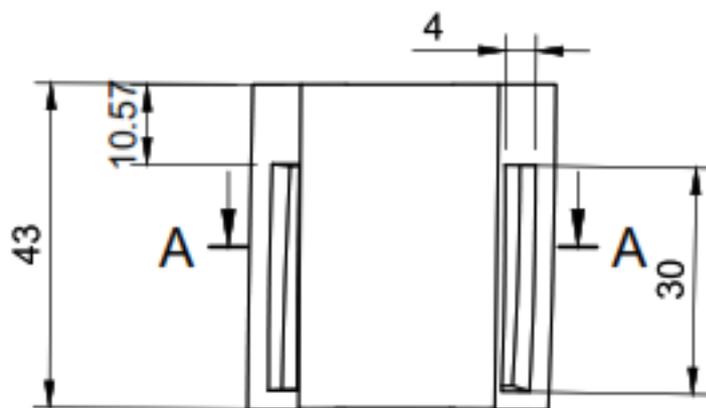
A-A (2:1)



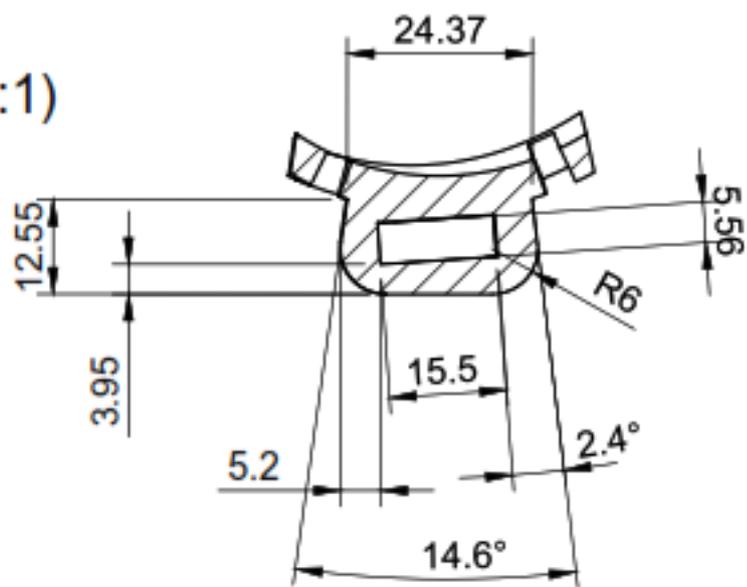
	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	06/02/2024	Alba Mínguez Aguirre	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	Soporte tope segundo		NÚMERO DE PLANO
2:1			Plano 8



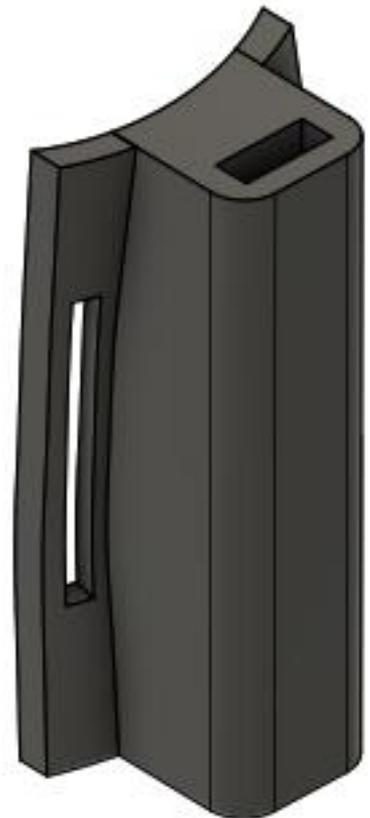
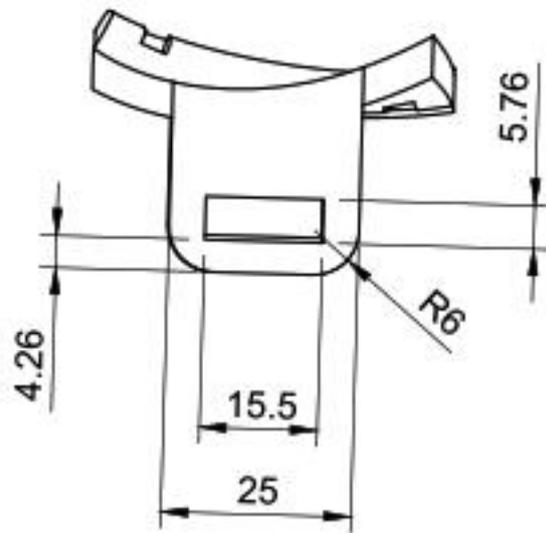
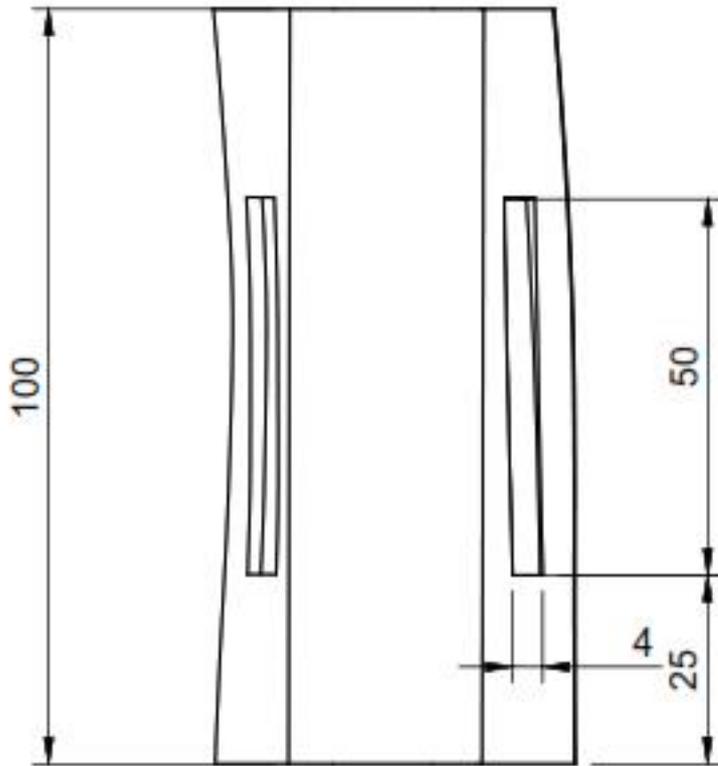
	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	22/04/2024	Alba Mínguez Aguirre	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	Pieza antebrazo inferior		NÚMERO DE PLANO
1:1			Plano 9



A-A (1:1)



	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	22/04/2024	Alba Mínguez Agur	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	Pieza antebrazo superior		NÚMERO DE PLANO
1:1			Plano 10



	Fecha	Nombre	ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Dibujado	23/04/2024	Alba Mínguez Aguirre	
Tolerancias	Tol. generales según ISO 2768c		
Escala	Pieza zona bíceps		NÚMERO DE PLANO
1:1			Plano 11

Anexo 4: Cálculos de la estimación económica

Precio bobina PLA 5600g (€)	Cantidad empleada de material (g)
86,45	215
Precio €/g	Coste material empleado (€)
0,0154375	3,32 €

Salario anual Ingeniero de producto (€)
34413

Días laborables (año 2024)	
252	
Horas anuales	Salario por hora trabajada (€/h)
2016	17,07 €

Horas de diseño calculadas	Salario percibido por horas de diseño efectivas (€)
100	1.706,99 €

Precio electricidad €/kWh	Potencia eléctrica de la impresora (kW)
0,101	0,26
	Coste eléctrico €/h
	0,02626

Potencia total (kWh)	Coste electricidad (€)
7,457667	0,75 €

Coste de elementos normalizados	
934-M 4-070 TUERCA C8 ZN	0,12 €
963- 4X50 TORNILLO ZN	1,16 €
Coste (I.V.A incluido)	1,55 €

COSTE ÓRTESIS	
Coste electricidad + Coste material + Coste diseño	1.712,62 €

Tiempos de fabricación (h)		Tiempos (min)
9h	Amarre superior	540
6h 8 min	Piezas antebrazo	368
1h 25 min	Barra Húmero	85
1h 31 min	Pieza Móvil	91
2h 9 min	Tapa Mov Libre	129
2h 31 min	Tapa Mov Forzado	151
26 min	Topes	26
44 min	Soportes topes	44
4h 47 min	Soporte BOA	287
		1721

Tiempo total (horas)
28,7

