



UNIVERSITAT JAUME I
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA I CIÈNCIES
EXPERIMENTALS
GRAU EN INGENIERÍA MECÁNICA

DISEÑO DE PRÓTESIS DE MANO SUBACTUADA
DE ACCIONAMIENTO MECÁNICO

TRABAJO FIN DE GRADO

AUTOR

MIGUEL MARTINEZ COLLADO

DIRECTORES

ANTONIO PÉREZ GONZÁLEZ

IMMACULADA LLOP HARILLO

Castellón, julio de 2023

ÍNDICE

1. Memoria.....	2
2. Anexos.....	78
3. Pliego de condiciones.....	93
4. Presupuesto.....	97
5. Planos.....	104

MEMORIA

Índice del documento 1: Memoria

1. Introducción.....	9
2. Objeto del proyecto.....	10
3. Justificación.....	10
4. Alcance.....	11
5. Antecedentes.....	12
6. Viabilidad.....	12
6.1. Viabilidad Tecnológica.....	12
6.2. Viabilidad Social.....	13
6.3. Viabilidad Económica.....	13
6.4. Viabilidad Legal.....	14
7. Marco Teórico.....	14
7.1. Anatomía de la mano humana.....	14
7.2. Terminología relacionada con prótesis de miembro superior.....	15
7.3. Estado del arte en manos protésicas de libre acceso.....	17
8. Metodología.....	19
8.1. Flujo de trabajo.....	19
8.2. Ensayos experimentales.....	21
9. Contexto y descripción de los elementos objeto de estudio.....	24
9.1. Requisitos de diseño (especificaciones técnicas).....	24
9.2. Herramientas.....	26
10. Diseño conceptual.....	29
10.1. Material de impresión.....	29
10.2. Mecanismo de flexión de falanges.....	31
10.3. Construcción de las articulaciones.....	34
10.4. Retorno a la posición de reposo.....	35
10.5. Sistema de subactuación.....	35
11. Estudio de resistencia del PLA.....	39
11.1. Introducción y justificación del estudio.....	40
11.2. Parámetros objeto de estudio.....	41
11.3. Metodología del estudio, diseño factorial.....	41
11.4. Resultados del estudio.....	44
11.5. Discusión de los resultados.....	46
12. Diseño preliminar y construcción del prototipo V1.....	47
12.1. Consideraciones.....	47
12.2. Palma.....	48
12.3. Dedos. Falanges y articulaciones.....	50
12.4. Sistema de subactuación.....	52
12.5. Fabricación, montaje y prueba del prototipo V1.....	54
13. Diseño de detalle y construcción del prototipo V2.....	55
13.1. Acople de los dedos a la palma y sujeción de las gomas elásticas.....	56

13.2. Sistema de subactuación.....	58
13.3. Acople a la muñqueraPRO CUFF.....	60
13.4. Acople a encaje comercial para amputaciones transradiales.....	61
13.5. Resumen del análisis de resistencia por elementos finitos.....	62
13.6. Fabricación, montaje y prueba del Prototipo V2.....	62
14. Resultados finales.....	64
14.1. Descripción de la solución final adoptada.....	64
14.2. Resultados experimentales.....	68
15. Resumen del presupuesto.....	73
15.1. Presupuesto de ejecución material.....	73
14.2. Presupuesto de ejecución por contrata.....	74
16. Conclusiones y trabajos futuros.....	74
17. Bibliografía.....	75

Índice de Figuras

Figura 1: Prótesis comercial GRIP3 de TRS.....	12
Figura 2: Huesos del carpo y la mano humana. Mano derecha, visión anterior (dorsal) [28]....	15
Figura 3: Cadena cinemática de la mano humana derecha (vista palmar) o de la mano izquierda (vista dorsal) donde se indica la denominación de las articulaciones y los grados de libertad considerados en cada una [18].....	15
Figura 4: Elementos de una prótesis de actuación mecánica.....	17
Figura 5: Prótesis Phoenix hand (izquierda) y diversas prótesis modelo Unlimbited Arm (derecha) [8].....	18
Figura 6: Flexy-hand 1(izquierda). Flexy-hand 2 (derecha).....	18
Figura 7: Prótesis Kwawu con encaje para amputados transradiales. [9].....	19
Figura 8: Ensamblaje parcial de la mano Kwawu.....	19
Figura 9: Flujo de trabajo.....	21
Figura 10: Agarres a realizar sobre los objetos del set YCB en el protocolo AHAP [7].....	22
Figura 11: Material del Nine-Hole Peg Test [5].....	23
Figura 12: Material del Box and Blocks Test [6].....	23
Figura 13: Impresora Creality Ender 3 Pro, marcado en rojo su sistema de coordenadas cartesianas.....	27
Figura 14: Máquina universal para ensayos tracción/compresión IBERTEST ELIB-30/W.....	28
Figura 15: Encaje PRO CUFF con diversos dispositivos terminales acoplados [25].....	28
Figura 16: Esquema del colapso de la articulación interfalángica proximal durante una agarre tipo pinza [12].....	31
Figura 17: Sistema de flexión por tendón [14].....	32
Figura 18: Esquema de un dedo formado por eslabones, ensamblado (a) y los distintos eslabones que lo componen (b) [12].....	32
Figura 19: Trayectoria de la punta del dedo basado en eslabones con un único grado de libertad [12].....	33
Figura 20: Mecanismo de barras bloqueado en una posición de agarre poco natural [14].....	33
Figura 21: Sistema de flexión por barras [14].....	33
Figura 22: Vista frontal de las falanges de una articulación IFP mediante bisagra, con resorte torsional integrado (izquierda). Vista lateral seccionada de una articulación IFP mediante bisagra con resorte torsional integrado (derecha).	34
Figura 23: Balancín para el tiro de carruajes por caballos en enganche tipo cuartas.....	36
Figura 24: Esquema del mecanismo tipo balancín de 3 barras, en la posición de máximo movimiento relativo entre los dedos 2 y 5.....	36

Figura 25: Esbozo de un sistema de agarre adaptativo basado en muelles [12].....	37
Figura 26: Esbozo de un sistema de agarre adaptativo basado en poleas [12].....	38
Figura 27: Modelo 3D de la mano ADAM [13].....	39
Figura 28: Menú preparación de Ultimaker Cura 5.1.1 con el modelo #3DBenchy cargado.....	40
Figura 29: Ensayo a tracción de una de las probetas en la máquina de ensayo universal.....	43
Figura 30: Probeta horizontal según norma UNE116005:2012 (cotas en mm).....	43
Figura 31: Tensión (MPa) frente a deformación unitaria para los ensayos de las probetas con la configuración 14 de la Tabla 7.....	47
Figura 32: Primer diseño de la palma, con visualización de las curvas guía de la geometría primitiva.....	48
Figura 33: Geometría primitiva del segundo diseño de la palma, con visualización de los ejes MCF.....	49
Figura 34: Definición de la posición y orientación del MCF 5 mediante croquis 3D.....	49
Figura 35: Geometría primitiva del tercer diseño de la palma.....	50
Figura 36: Vista parcialmente explosionada del meñique versión 1.....	50
Figura 37: Ensamblaje del meñique versión 2.....	51
Figura 38: Vista explosionada del ensamblaje del dedo meñique versión 3.....	51
Figura 39: Primer plano de los canales en las falanges para la incorporación de la goma elástica para el retorno a la posición de reposo.....	52
Figura 40: Vista explosionada del ensamblaje del subconjunto dedo anular y la palma en el prototipo V1.....	52
Figura 41: Primera versión del sistema de subactuación alojado en la primera versión de la palma de la mano.....	53
Figura 42: Vista seccionada del subconjunto polea móvil.....	53
Figura 43: Sistema de subactuación del prototipo V1 con los cables de los tendones de los dedos 2 a 5 resaltados en rojo, y el cable de actuación principal y tendón del dedo 1 resaltado en violeta.....	54
Figura 44: Vista frontal del prototipo V1 ensamblado (izquierda), y primer plano del sistema de subactuación (derecha).....	54
Figura 45: Prueba de agarre de una tarjeta mediante el prototipo V1 (izquierda) y de una herramienta multiusos.....	55
Figura 46: sistema de acople de los dedos del prototipo V2.....	56
Figura 47: Vista explosionada del ensamblaje ideado para ensayar el sistema de acople de los dedos en el prototipo V2.....	56
Figura 48: Espécimen preparado para el ensayo (izquierda). Ensayo del espécimen (derecha).	57

Figura 49: Deformación plástica de las tiras elásticas tras el ensayo a tracción, comparada con una tira sin ensayar.....	57
Figura 50: Primer plano de la pieza de sujeción tras su fractura en el tercer ensayo.....	58
Figura 51: Vista seccionada del sistema de subactuación en la versión adaptada al acople del PRO CUFF. Tendones de los dedos 1 a 4 resaltados en naranja. Tendón del dedo 5 resaltado en rosa.....	59
Figura 52: Ensamblaje del prototipo V2 adaptado al acople de la muñequera PRO CUFF.....	60
Figura 53: Ensamblaje del prototipo V2 en su versión adaptada para el acople a un encaje comercial.....	60
Figura 54: Primer plano del acople a la pieza de adaptación al PRO CUFF, en el ensamblaje del prototipo V2.....	61
Figura 55: Muñeca de fricción constante de 50 mm para encajes protésicos para amputaciones transradiales, ofrecida por EMO.....	61
Figura 56: Vista explosionada de la sujeción del tornillo para el acople del prototipo V2 a un encaje comercial.....	61
Figura 57: Layout de impresión de las piezas de PLA del prototipo V2 en Ultimaker Cura.....	63
Figura 58: Layout de impresión de las piezas de TPU del prototipo V2 en Ultimaker Cura.....	63
Figura 69: Prototipo V2 acoplado al dispositivo de encaje PRO CUFF.....	64
Figura 60: Versión final del dispositivo terminal.....	64
Figura 61: Pesaje de la versión final del dispositivo terminal.....	65
Figura 62: Layout de impresión de las piezas de PLA de la solución final en Ultimaker Cura.	65
Figura 63: Esquema enhebrado y nudo cable meñique.....	67
Figura 64: Nudo de ballestrinque sobre la falange distal del pulgar.....	67
Figura 65: Acople de la unión elástica del pulgar a la palma.....	68
Figura 66: Prototipo V2 con guante realizando un agarre cilíndrico sobre un taladro a batería (izquierda). y un agarre tipo pinza lateral sobre una llave (derecha).....	68
Figura 67: Realización del Nine-Hole Peg Test utilizando el prototipo V2.....	70
Figura 68. Realización del test Box & blocks utilizando el prototipo V2.....	71
Figura 69: Sujeto agarrando una botella de plástico con agua mediante el prototipo V2 para pasarla por encima de la barrera en la primera prueba del concurso UJI-Hand.....	72
Figura 70: Sujeto preparado para coger la llave con la prótesis prototipo V2 en la segunda prueba del concurso UJI-Hand.....	73
Figura 71: Sujeto introduciendo la llave con la prótesis prototipo V2 en en la ranura designada en la segunda prueba del concurso UJI-Hand. Moneda de 1 €, cepillo de dientes, tarjeta y pelota de tenis ya colocados en los lugares designados.....	74

Índice de Tablas

Tabla 1: Cálculo del VAN.....	14
Tabla 2: Requisitos de diseño.....	25
Tabla 3: Características.....	29
Tabla 4: Valores de los parámetros de impresión 3D objeto de estudio.....	42
Tabla 5: Variables controladas.....	42
Tabla 6: Diseño factorial fraccionado con cinco variables a dos niveles que resulta en dieciséis casos.....	43
Tabla 7: Parámetros de impresión, tensión de rotura y tiempo de impresión para cada probeta ensayada.....	44
Tabla 8: Resultados del análisis de la varianza.....	46
Tabla 9: Resultados del ensayo a tracción del montaje de sujeción de los dedos para el prototipo V2.....	57
Tabla 10: Resultados del ensayo AHAP sobre el prototipo V2.....	69
Tabla 11: Índices de habilidad de agarre del prototipo V2.....	70
Tabla 12: Resultados del ensayo Nine-Hole Peg Test.....	71
Tabla 13: Resultados del test Box & Blocks.....	72
Tabla 14: PEM.....	73
Tabla 15: PEC.....	74

1. Introducción

Cada año se reportan un millón de amputaciones globalmente. A fecha de 2017, se estimaba que unas 57.7 millones de personas alrededor del mundo viven con algún tipo de amputación, hallándose la mayoría de los casos en Asia del Sur y Asia Oriental, seguido de Europa occidental, Norte de África, Oriente Medio, Norteamérica y Europa del Este. El 38.7% corresponde a amputaciones de miembro superior. Se estima que se necesitan aproximadamente 75.850 prótesis globalmente para tratar a personas con amputaciones traumáticas [1].

El coste de una prótesis de miembro superior ronda los \$5.000 para una prótesis cosmética, los \$10.000 para una prótesis funcional y puede superar los \$100.000 para una prótesis mioeléctrica [2]. A este elevado coste se le suma el hecho de que la mayor cantidad de las personas afectadas viven en países en desarrollo sin los medios económicos para adquirirlas.

Es debido a los hechos anteriormente mencionados y gracias al auge de las tecnologías de fabricación por impresión 3D a nivel de consumo que se ha visto impulsado el desarrollo de manos protésicas de bajo coste. Estos nuevos modelos de prótesis son altamente personalizables y pueden ser fabricados In Situ por voluntarios que posteriormente las hacen llegar a las personas necesitadas. Sin embargo aún queda trabajo por hacer en cuanto al desarrollo de los modelos de uso libre de manos protésicas de bajo coste.

Es por los motivos anteriormente mencionados que el objetivo de este Trabajo de final de Grado es diseñar, construir y evaluar experimentalmente el dispositivo terminal de una prótesis de miembro superior funcional, actuada mecánicamente mediante cable y arnés, subactuada, de bajo coste y libre acceso. El objetivo de la subactuación es proporcionar un agarre adaptativo similar al de la mano humana, sin aumentar el número de grados de libertad de la actuación. Reduciendo así los costes materiales y la complejidad del diseño.

Se ha escogido como método de fabricación la impresión 3D, concretamente la fabricación por filamento fundido (FFF) al ser el método de fabricación que emplean la mayoría de voluntarios alrededor del mundo, debido al bajo coste de adquisición de una máquina de dicha tecnología y al bajo coste de las impresiones.

En el proceso FFF tanto la calidad superficial de las piezas obtenidas así como sus propiedades mecánicas y el tiempo de impresión varían en un alto rango dependiendo de los valores que toman los denominados parámetros de impresión. Debido a que el objeto de este trabajo es presentar un diseño de prótesis de mano que podrá ser impreso por cualquier persona, es de suma importancia obtener los valores óptimos para las propiedades mecánicas de las piezas a fabricar y definir el proceso de fabricación de forma exacta. Para ello se llevará a cabo un estudio factorial de los materiales con los cuales se fabricará el prototipo.

2. Objeto del proyecto

El objeto del presente Trabajo Final de Grado consiste en diseñar, construir y evaluar experimentalmente el dispositivo terminal de una prótesis de mano de bajo coste accionado por cable. La mano ha de ser diseñada para ser fabricada mediante la técnica FFF de impresión 3D y su capacidad de agarre será ensayada en laboratorio mediante un protocolo de evaluación de manos antropomorfas desarrollado previamente por el Grupo de Biomecánica y Ergonomía de la UJI.

Para asegurar unas propiedades mecánicas óptimas así como buenos acabados superficiales y repetibilidad del proceso de fabricación, se va a realizar un estudio factorial sobre la tensión de rotura de los materiales con los cuales se fabricará la prótesis.

Se han establecido como requisitos de diseño que la mano ha de ser de forma y aspecto similar a la mano humana. Debe tener 5 dedos. Su accionamiento debe ser mecánico mediante arnés y cable bowden y debe de poder ser colocada en una prótesis de muñeca comercial o encaje similar. Deberá de contar con un sistema que proporcione movilidad relativa entre los dedos para evitar el bloqueo del sistema tras el contacto de uno de estos con el objeto a agarrar.

La solución final ha de ser ensayada siguiendo el protocolo de evaluación de manos antropomorfas *Anthropomorphic Hand Assessment Protocol (AHAP)* desarrollado por el grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universitat Jaume I junto con el Instituto de Tecnología de Karlsruhe [3]. De dicho ensayo se obtendrá una valoración de la capacidad global de agarre de la prótesis.

3. Justificación

La mayor justificación para el desarrollo de una mano protésica subactuada y de bajo coste es el impacto en la salud global. De acuerdo a la organización mundial de la salud, a finales de la década pasada tan solo 1 de cada 10 personas necesitadas de dispositivos de asistencia podían acceder a dichas tecnologías debido a los elevados costes, disponibilidad, personal cualificado, políticas y financiación [4]. Con el desarrollo de nuevas alternativas de bajo coste, es posible mejorar la calidad de vida de una gran cantidad de personas que de otra forma tendrían limitadas formas de acceder a tratamientos.

Mediante la realización de este Trabajo de Fin de Grado, se han puesto en práctica conocimientos adquiridos en el Grado de Ingeniería Mecánica de la Universitat Jaume I.

Este Trabajo Final de Grado se ha realizado dentro del marco de los proyectos de investigación BENCH-HAND (Ene. 2018-Dic. 2020) y UNIQUE-HAND (Sep. 2021-Sep. 2025), ambos dirigidos desde el Grupo de Ingeniería Mecánica y Construcción, en el área de Ingeniería Mecánica y en el grupo de investigación de Biomecánica y Ergonomía, de la Universitat Jaume I de Castellón. La intervención del alumno en dichos proyectos fue posible gracias a su participación en una beca de

colaboración concedida por el Ministerio de Educación y Formación Profesional, realizada en el grupo de Biomecánica y Ergonomía.

A su vez, el equipo estudiantil UJI-Hand (proyecto en el cual está involucrado el alumno como coordinador de dicho equipo), está buscando diseños de prótesis de miembro superior innovadores con el objetivo de competir en la edición 2024 del Cybathlon, en la disciplina Arm Prosthesis Race, la cual tiene como objetivo fomentar el desarrollo de nuevas tecnologías de prótesis de miembro superior, poniendo a prueba las capacidades de estos diseños así como la pericia de sus pilotos en una serie de desafíos basados en tareas cotidianas de la vida diaria. El equipo UJI-Hand surgió impulsado por el programa UJI-Lab Innovación financiado por la Conselleria d'Innovació, Universitats, Ciència i Societat Digital de la Generalitat Valenciana y coordinado por el Vicerectorat d' Innovació, Transferència i Divulgació Científica. Los fondos percibidos por dicho programa (proyectos 22I052.04/1 y 23I036.01/4) han permitido la adquisición de los materiales requeridos para la materialización de los prototipos desarrollados en el presente proyecto.

El presente TFG queda justificado académicamente, ya que cubre en su totalidad los objetivos esperados para un trabajo de estas características por ser una actividad autónoma del estudiante con el apoyo del tutor donde el resultado final debe ser un trabajo individual del estudiante, en el cual en este caso se ha diseñado, fabricado y evaluado experimentalmente, una mano antropomorfa subactuada, accionada por cable, de cinco dedos, adaptable a un encaje comercial y actuable mediante un arnés comercial.

La realización de este proyecto ha permitido al alumno acercarse al sector de la biomecánica y ampliar sus conocimientos en los campos de fabricación aditiva y el diseño asistido por ordenador.

4. Alcance

El alcance de este proyecto cubre:

- El estudio factorial de la tensión de rotura del material empleado para la fabricación de las piezas resultantes.
- El diseño mediante software CAD (SolidWorks) de todos los componentes no estandarizados del elemento terminal de la prótesis de mano.
- El estudio de resistencia por elementos finitos de los componentes de la solución final mediante el software SolidWorks, tras haber obtenido los valores de tensión máxima admisible.
- La fabricación mediante impresión 3D (Creality Ender 3 V2) y ensamblaje de la solución final, así como de un modelo adaptado para su uso por un sujeto sano mediante la muñequera comercial PRO CUFF.
- La evaluación de la capacidad de agarre de dicho prototipo mediante un protocolo estandarizado (AHAP) [3] y dos test de agarre comparativo (Nine-Hole Peg Test [5] y Box & Block Test [6]) frente a la prótesis comercial GRIP 3 de TRS (Figura 1).



Figura 1: Prótesis comercial GRIP3 de TRS.

5. Antecedentes

El presente Trabajo de Fin de Grado se enmarca en los proyectos BENCH-HAND y UNIQUE-HAND, en los cuales se abordan tareas para obtener diseños mejorados de prótesis de mano de bajo coste.

Durante la realización del presente proyecto se han consultado los siguientes estudios y proyectos, los cuales han aportado al desarrollo de la prótesis presentada y permitido su posterior evaluación experimental.

Los diseños de prótesis de miembro superior y los estudios de estos [7-14], el estudio antropométrico presentado por la doctora M. Vergara [15], los estudios sobre la cinemática de la mano humana [16-18], los estudios de satisfacción de amputados de miembro superior con sus prótesis [19-24], los estudios sobre las propiedades mecánicas de materiales para la impresión 3D [25,26] y los procedimientos de ensayo experimental de prótesis de miembro superior [3,5,6,27].

6. Viabilidad

6.1. Viabilidad Tecnológica

La viabilidad tecnológica del presente proyecto queda demostrada por la fabricación y ensayo de la solución final.

6.2. Viabilidad Social

El presente Trabajo Final de Grado permite a personas con amputaciones de miembro superior y bajos recursos económicos tener acceso a una solución funcional y práctica para recuperar parcialmente su capacidad de agarre y manipulación, lo cual les proporciona accesibilidad, inclusión y autonomía y puede mejorar su bienestar emocional.

6.3. Viabilidad Económica

En el documento presupuesto del proyecto se puede observar como el presupuesto total de este asciende a 22.060,02 €. Se puede considerar dicho valor más la compra de un ordenador y una impresora 3D como la inversión inicial, la cual asciende a 25.360,02 €.

La amortización de los dos elementos anteriores a 5 años es de 660 €/año.

Los gastos de explotación anuales se dividen en mano de obra y costes materiales. Los costes de la mano de obra se han estimado como el salario del técnico de taller. Estos ascienden a 26.550 €, teniendo en cuenta 1.750 horas laborables anuales y un salario bruto de 15 €/h. Los costes materiales se asumen como el coste de fabricación de la solución final en serie, cuyo coste se expone en el presupuesto como 11,10 €/prótesis.

Para calcular los ingresos nominales se ha asumido la fabricación y venta de una prótesis por día laborable, cuyo precio se ha fijado en 200 €. Lo cual otorga unos ingresos anuales de 42.000 € asumiendo 210 días laborables.

Se tiene en cuenta una incorporación progresiva en el mercado, asumiendo una producción el primer año igual al 30% de la nominal, en el segundo año un 40%, en el tercero un 60%, en el cuarto un 80% y a partir del quinto una producción nominal.

Se ha tenido en cuenta un Índice de Precios de Consumo igual al 1,22%, y una tasa de descuento igual al IPC.

Los beneficios brutos se han obtenido como los ingresos menos los gastos anuales y la amortización.

Los beneficios netos se han obtenido como los beneficios brutos menos el 25% de estos debido a los impuestos sobre sociedades.

El flujo de caja se ha obtenido como la suma de los beneficios netos más la amortización.

Con las consideraciones anteriores se ha calculado el Valor Actual Neto (VAN) a un horizonte de 10 años mediante la siguiente fórmula.

$$VAN = - Inversión\ inicial + \sum_{n=1}^N \frac{Flujo\ de\ caja_n}{(1+tasa\ de\ descuento)^n}$$

El VAN ha resultado de 13.113,62 €. Los valores intermedios pueden observarse en la Tabla 1. En esta puede observarse que el periodo de retorno es de aproximadamente 9 años.

Tabla 1: Cálculo del VAN

Año	Gastos anuales	Amortización	Ingresos	Beneficios brutos	Beneficio neto	Flujo de Caja	VAN
2024	26.949,30 €	660,00 €	12.600,00 €	- 15.009,30 €	- 15.009,30 €	- 14.349,30 €	- 39.709,78 €
2025	27.514,03 €	668,05 €	17.004,96 €	- 11.177,12 €	- 11.177,12 €	- 10.509,07 €	- 50.092,18 €
2026	28.327,34 €	676,20 €	25.818,63 €	- 3.184,91 €	- 3.184,91 €	- 2.508,71 €	- 52.540,78 €
2027	29.156,41 €	684,45 €	34.844,82 €	5.003,97 €	3.752,97 €	4.437,43 €	- 48.261,88 €
2028	30.001,49 €	692,80 €	44.087,41 €	13.393,13 €	10.044,84 €	10.737,65 €	- 38.032,63 €
2029	30.367,50 €	701,25 €	44.625,28 €	13.556,52 €	10.167,39 €	10.868,65 €	- 27.803,38 €
2030	30.737,99 €	709,81 €	45.169,71 €	13.721,91 €	10.291,43 €	11.001,24 €	- 17.574,13 €
2031	31.112,99 €	718,47 €	45.720,78 €	13.889,32 €	10.416,99 €	11.135,46 €	- 7.344,88 €
2032	31.492,57 €	727,23 €	46.278,57 €	14.058,77 €	10.544,08 €	11.271,31 €	2.884,37 €
2033	31.876,78 €	736,11 €	46.843,17 €	14.230,29 €	10.672,71 €	11.408,82 €	13.113,62 €

Con los datos económicos anteriores se ha obtenido la Tasa Interna de Rentabilidad (**TIR**), calculada como la tasa de descuento que nulifica el VAN. Esta ha resultado del **5,1 %**.

Con los datos expuestos y dado el carácter de mejora social del proyecto podemos concluir que este es económicamente viable, aunque su rentabilidad económica es baja.

6.4. Viabilidad Legal

Tras estudiar la normativa vigente, no se ha encontrado razón alguna por la cual se vea comprometida la viabilidad legal del presente proyecto.

7. Marco Teórico

7.1. Anatomía de la mano humana

La mano humana es un sistema complejo y compacto. La Figura 2 muestra los 27 huesos de la mano. Así como la numeración habitual de los dedos (1-pulgar, 2-índice, 3-medio, 4-anular, 5-meñique). Se puede observar que 4 de los 5 dedos presentan 4 huesos (falanges distal, media y proximal y metacarpo) a excepción del pulgar que presenta 3 (falanges distal y proximal y metacarpo).

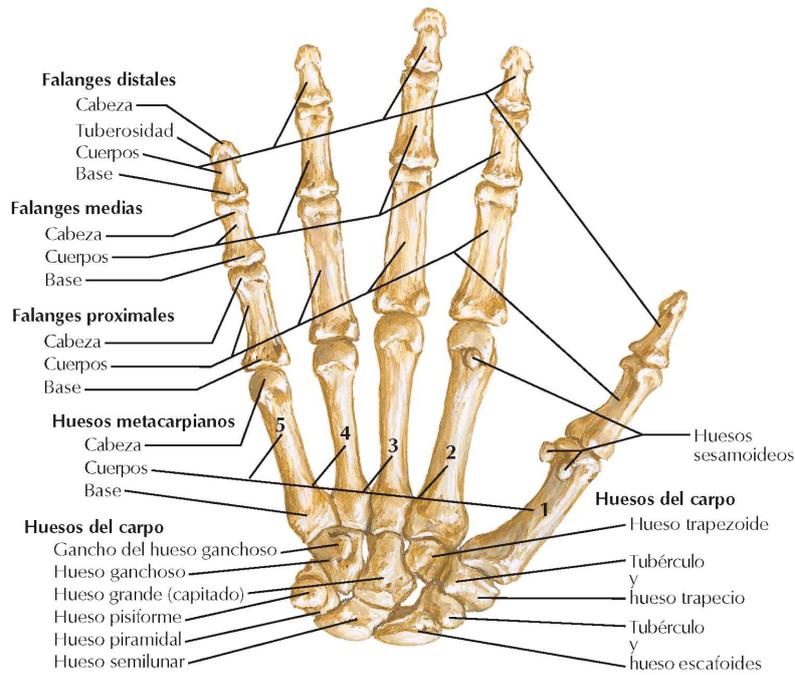


Figura 2: Huesos del carpo y la mano humana. Mano derecha, visión anterior (dorsal) [28].

Debido a la gran cantidad de elementos presentes en la mano humana y la complejidad de las uniones entre estos resulta sencillo comprender la dificultad que presenta obtener un modelo cinemático de esta. En la actualidad coexisten varios modelos que varían entre los 20 y 26 grados de libertad (GDL), siendo los modelos más estandarizados aquellos con 24 GDL, ya que proporcionan un realismo suficientemente satisfactorio en las simulaciones [16, 18]. El presente trabajo sigue el modelo cinemático presentado por el grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universitat Jaume I [18] con 25 GDL. En la Figura 3 se pueden observar los GDL considerados en cada una de las articulaciones entre las falanges y los huesos metacarpianos. Se asume una unión rígida entre los huesos del carpo.

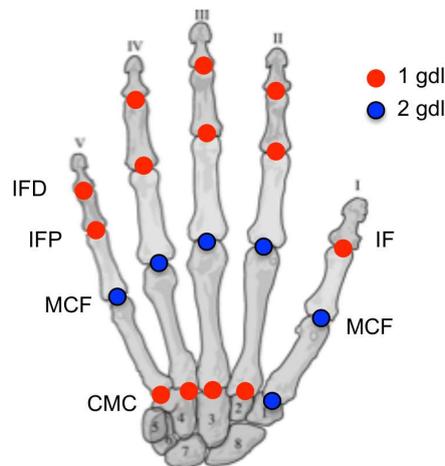


Figura 3: Cadena cinemática de la mano humana derecha (vista palmar) o de la mano izquierda (vista dorsal) donde se indica la denominación de las articulaciones* y los grados de libertad considerados en cada una [18].

* IDF: Articulación interfalángica distal, IFP: Articulación interfalángica proximal, MCF: Articulación metacarpofalángica, CMC: Articulación carpometacarpiana.

7.2. Terminología relacionada con prótesis de miembro superior

- **Movimiento de abducción/aducción**

El movimiento de abducción se refiere de forma general a la acción de alejar una parte del cuerpo del plano de simetría medial. La aducción es el movimiento opuesto a este. En el caso de los dedos de la mano, son los movimientos de los dedos en el plano perpendicular al de la flexión/extensión. La abducción consiste en separar los dedos unos de otros y la aducción en acercarlos.

- **Movimiento de flexión/extensión**

En el caso de los dedos de la mano, la flexión es el acercamiento de la falange distal a la palma, y la extensión es el movimiento opuesto a este. Un movimiento hacia el centro del cuerpo.

- **Nivel de amputación**

El nivel de amputación es la altura a la cual se secciona una parte del cuerpo. Los niveles de amputación en la protésica de miembro superior son:

- Amputación de dedo/pulgar
- Amputación parcial de mano
- Amputación transcarpiana/carpiana
- Desarticulación de la mano
- Amputación transradial (amputación por debajo del codo)
- Desarticulación del codo
- Amputación transhumeral (amputación por encima del codo)
- Desarticulación del hombro y amputación interescapulotorácica

Una prótesis desarrollada para cierto nivel de amputación puede no ser efectiva para personas con niveles de amputación superiores o inferiores.

- **Dispositivo terminal**

El dispositivo terminal es la parte de una prótesis que interactúa con el entorno. Dichos dispositivos pueden ser genéricos como un gancho móvil o una mano antropomorfa, o especializados para una tarea específica. Estos dispositivos pueden ser o no mecanismos móviles y se acoplan mecánicamente al socket o encaje. Este elemento puede apreciarse en la Figura 3.

- **Socket o encaje**

El *socket* o encaje es la parte de la prótesis en contacto con la extremidad residual. Se trata de una pieza en la mayoría de los casos hecha a medida para acomodarse a la forma única del muñón. Es la pieza de la prótesis que traslada las reacciones del agarre al usuario y debe ser cómoda y estable para permitir un buen control del dispositivo terminal. Este elemento puede apreciarse en la Figura 3.

- **Cable de actuación**

El cable de actuación de la prótesis es el elemento que conecta el arnés con el dispositivo terminal. Este elemento puede apreciarse en la Figura 3.

- **Arnés**

El arnés es el elemento de una prótesis de actuación mecánica que permite al usuario operar el dispositivo terminal. Se coloca en el hombro opuesto al del miembro amputado. Dicho elemento puede apreciarse en la Figura 4.

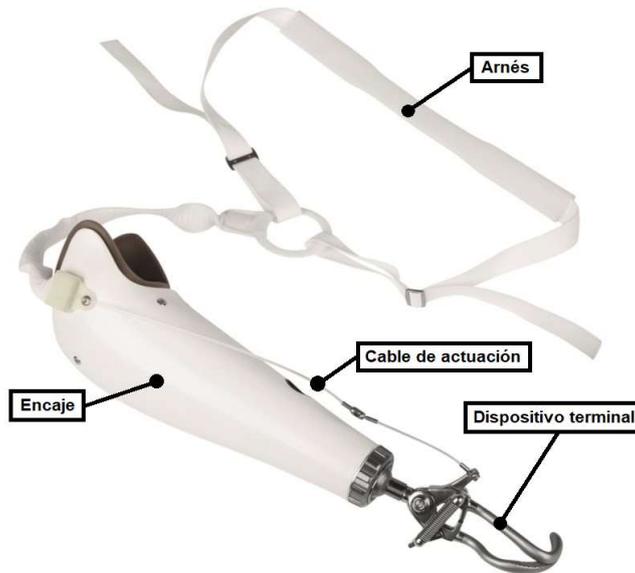


Figura 4: Elementos de una prótesis de actuación mecánica.

7.3. Estado del arte en manos protésicas de libre acceso

En este apartado se describen las prótesis de miembro superior de libre acceso, bajo coste y actuación mecánica con mayor adopción por parte del mercado. Cabe destacar que debido a la filosofía *open source* y sin ánimo de lucro que rige estos proyectos, es común encontrar diseños de prótesis que surgen como bifurcaciones de proyectos ya establecidos, que aplican modificaciones innovadoras a estos diseños.

- **Proyecto E-NABLE. Phoenix hand y Unlimbited Arm**

El proyecto E-NABLE es una comunidad mundial de voluntarios que fabrican prótesis de bajo coste de forma gratuita. Son conocidos por crear la primera prótesis de miembro superior fabricada por impresión 3D. El proyecto cuenta con un repositorio con numerosos diseños de libre acceso y modificación. Actualmente recomiendan la prótesis Phoenix hand V3 para amputaciones parciales de la mano, y la prótesis Unlimbited Arm para amputaciones transradiales, las cuales se pueden observar en la Figura 5. Ambos diseños fueron desarrollados por la comunidad de E-NABLE.



Figura 5: Prótesis Phoenix hand (izquierda) y diversas prótesis modelo Unlimbted Arm (derecha) [8].

Ambos modelos cuentan con características similares. Se tratan de prótesis de cierre voluntario y actuación mecánica mediante la flexión de la articulación más próxima al miembro residual. Cuentan con 5 dedos y 10 articulaciones de flexión/extensión implementadas mediante bisagras. El agarre no es adaptativo, por lo que cuentan con un único GDL. La flexión de los dedos se realiza mediante tendones construidos con cable de pesca y el retorno es asistido mediante gomas elásticas. En general se trata de una prótesis de bajo coste, fabricación y montaje sencillos pero con funcionalidad limitada.

- Flexy-hand 2

Desarrollada por Steve Wood la Flexy-hand 2 es una mano protésica de cierre voluntario y actuación mecánica mediante la flexión de la muñeca. El proyecto Flexy-hand fue el primero en solucionar las articulaciones de los dedos mediante materiales flexibles. La Figura 6 muestra la mano Flexy-hand 1 en varias orientaciones, la cual fue desarrollada como una prueba de concepto, y la segunda versión de la Flexy-hand, la cual cuenta con un sistema de accionamiento basado en el de los diseños del proyecto E-NABLE.



Figura 6: Flexy-hand 1 (izquierda). Flexy-hand 2 (derecha).

- Kwawu arm

El brazo Kwawu (Figura 7) fue desarrollado por Jacquin Buchanan y está disponible en versiones que incluyen encaje para amputaciones transradiales y como dispositivo terminal para ser acoplado a encajes comerciales. Se trata de una prótesis de cierre voluntario, con 5 dedos y un total de 10 GDL (2 articulaciones flexión/extensión por dedo). Implementa las articulaciones mediante pasadores elásticos y cuenta con un

sistema de subactuación basado en balancines para mejorar la adaptabilidad del agarre, alojado en el interior de la palma de la mano el cual se puede observar en la Figura 8.

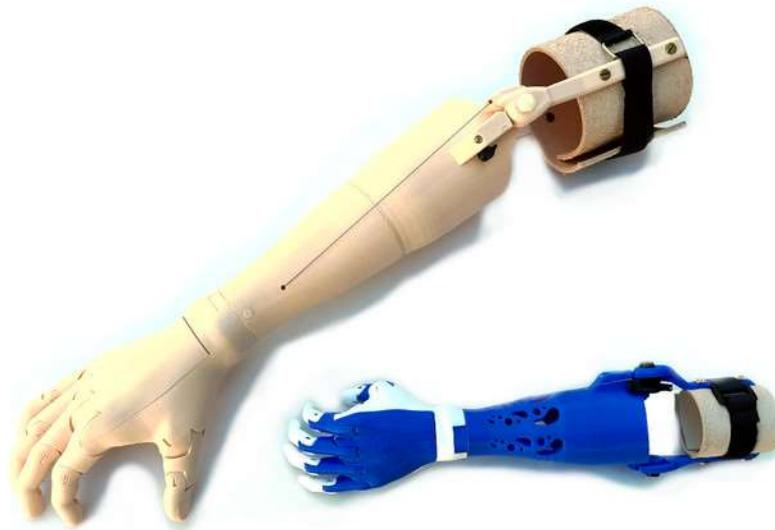


Figura 7: Prótesis Kwawu con encaje para amputados transradiales [9].



Figura 8: Ensamblaje parcial de la mano Kwawu.

8. Metodología

En este apartado se define el flujo de trabajo seguido en el presente proyecto y se describe la metodología de los ensayos experimentales realizados sobre el prototipo V2.

8.1. Flujo de trabajo

El presente Trabajo Final de Grado se ha realizado siguiendo un flujo de trabajo dividido en 5 partes diferenciadas según se describe a continuación y se ilustra en el diagrama de la Figura 9.

- **Parte 1. Diseño conceptual.** En este apartado se han definido las características del dispositivo terminal en base a los requisitos de diseño, y se han estudiado las distintas soluciones para cada uno de estos elementos.
- **Parte 2. Estudio de resistencia del material de impresión.** En este apartado se ha realizado un análisis de la varianza (ANOVA) sobre la tensión de rotura del material de impresión escogido en el apartado de diseño conceptual (PLA). Con la realización de dicho estudio se ha determinado experimentalmente la tensión límite admisible para este material, y se han determinado los valores para los parámetros de impresión que otorgan las mejores propiedades mecánicas.
- **Parte 3. Diseño preliminar.** En este apartado se realizó el modelado de los distintos elementos de la prótesis (palma, dedos, sistema de subactuación) según las soluciones adoptadas en el diseño conceptual. Una vez conseguido un diseño satisfactorio para los distintos elementos se procedió a la fabricación, montaje y prueba de un primer prototipo.
- **Parte 4. Diseño de detalle.** En este apartado se modificaron los diseños de los distintos elementos de la prótesis en base a los problemas encontrados durante la fabricación, montaje y prueba del primer prototipo. Se realizaron las modificaciones para integrar el acople del dispositivo terminal al encaje comercial y se adaptó el diseño para que el segundo prototipo pudiese ser acoplado a la muñequera PRO CUFF para la realización de los ensayos experimentales. Se realizó un ensayo a tracción del sistema de unión de los dedos a la palma para garantizar su resistencia y se realizó el análisis por elementos finitos recogido en el anexo 4, el cual evalúa la resistencia del dispositivo terminal. Este apartado finaliza con la fabricación, montaje y prueba de un segundo prototipo.
- **Parte 5. Ensayo experimental del segundo prototipo.** En este apartado se ha evaluado experimentalmente el segundo prototipo mediante el protocolo AHAP y los ensayos Nine-Hole Peg Test y Box & Block Test. Se incluye la participación en la primera edición del concurso UJI-Hand con dicho prototipo.

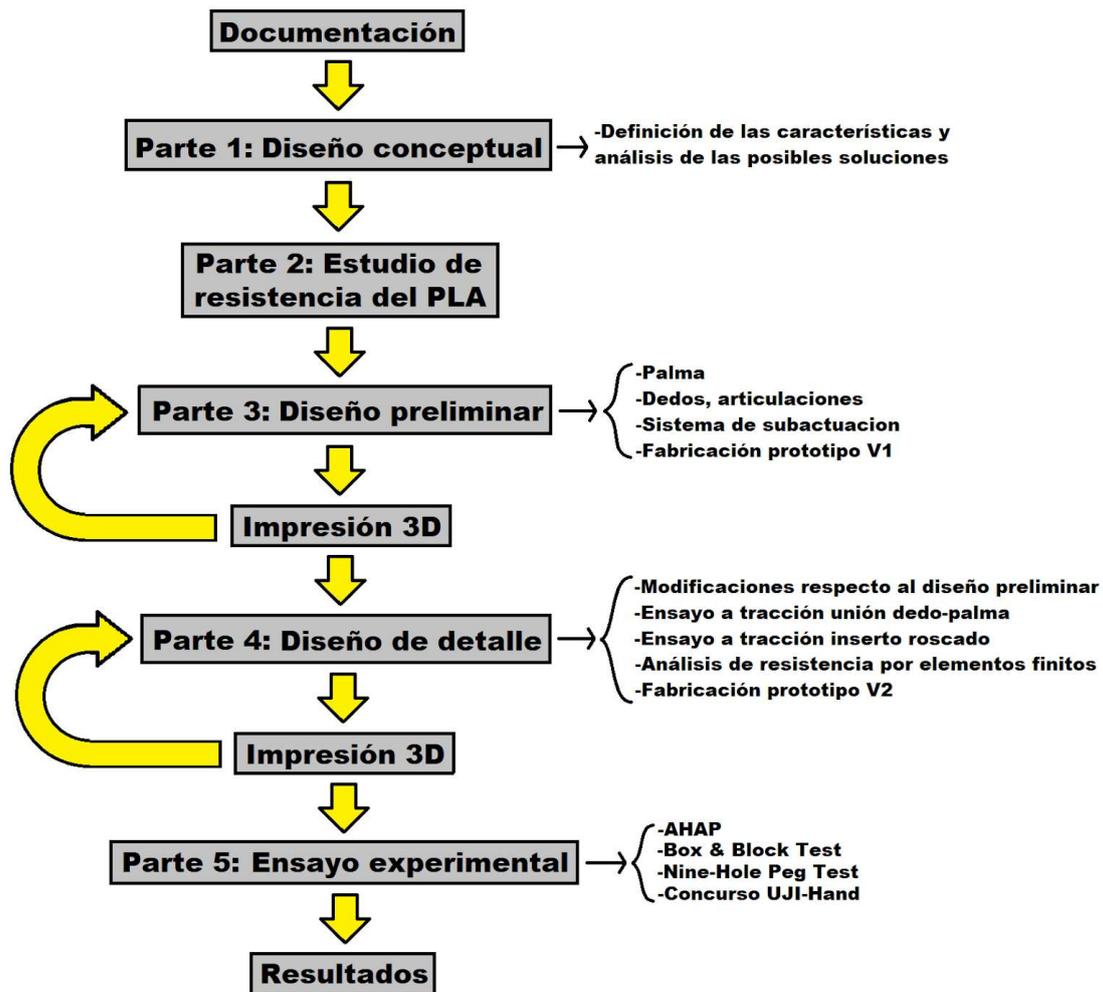


Figura 9: Flujo de trabajo.

8.2. Ensayos experimentales

- Protocolo AHAP

El protocolo AHAP es un protocolo de ensayo de prótesis de miembro superior antropomorfas que incluye los tipos de agarre más utilizados en las actividades de la vida diaria. La metodología de dicho protocolo consiste en realizar un agarre determinado sobre un objeto, girar dicho objeto sin que exista movimiento relativo entre la prótesis y el objeto, y mantener el agarre durante 3 segundos boca abajo. Este proceso se repite 3 veces por objeto sobre los 24 objetos que constituyen el set YCB. Estos objetos así como el agarre a realizar por estos se puede observar en la Figura 10.

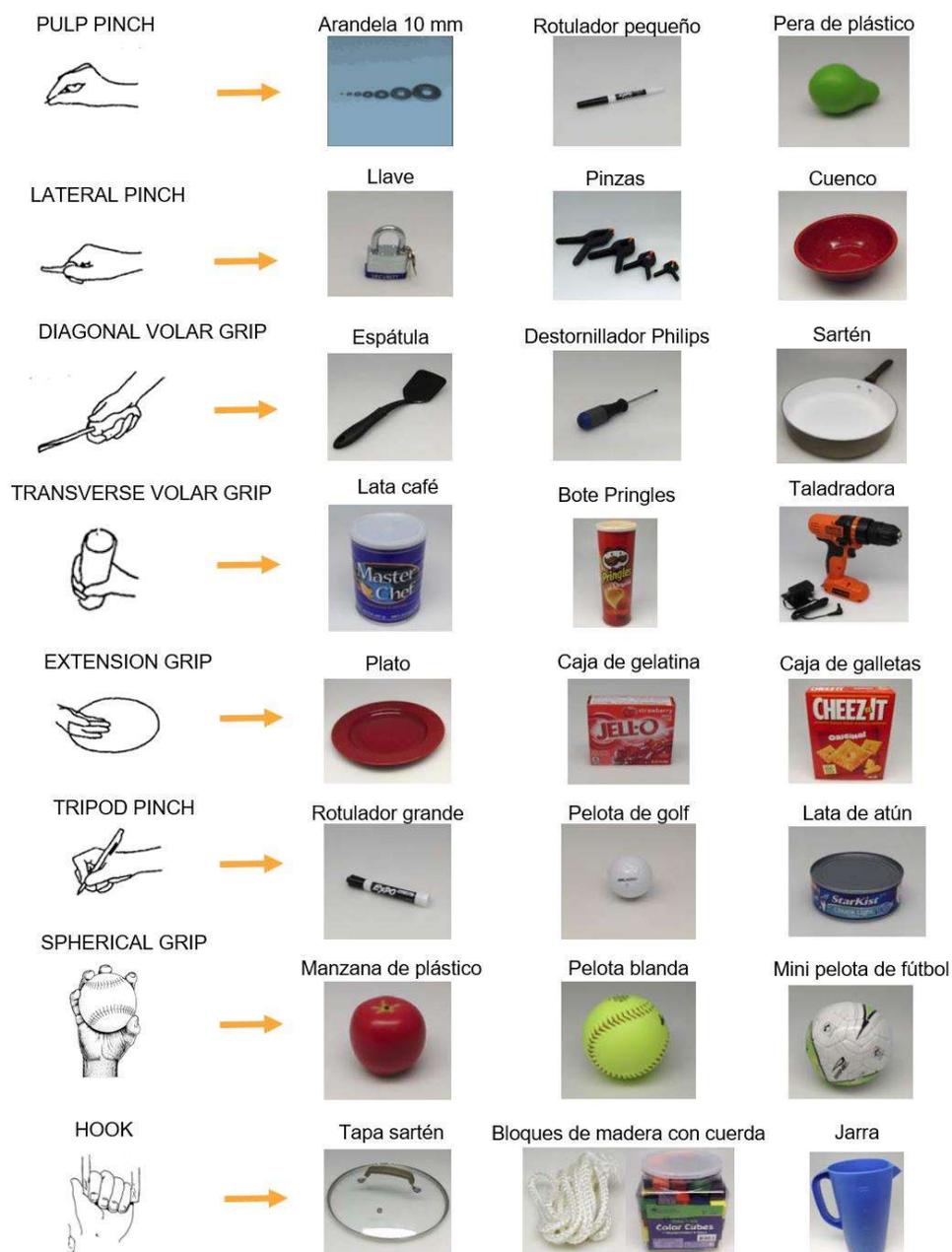


Figura 10: Agarres a realizar sobre los objetos del set YCB en el protocolo AHAP [7].

A los agarres anteriores se les suma dos acciones que no se consideran agarres pero que se incluyen en el protocolo debido a su importancia en las actividades diarias. Estas son presionar el botón de un temporizador con el dedo índice de la prótesis en un instante determinado y sostener un plato con la palma de la mano de la prótesis durante 3 segundos.

Un agarre correcto otorga 1 punto, un agarre incorrecto pero que sostiene el objeto otorga medio punto, y un agarre fallido no otorga puntos. Por otra parte, si en la rotación del objeto no existe movimiento relativo entre la prótesis y el objeto se otorga otro punto, si existe movimiento relativo entre estos pero el objeto sigue sujeto se otorga medio punto y si al rotar el objeto este se cae no se otorga ningún punto.

Tras realizar todos los agarres 3 veces más las dos acciones extra, se suman los puntos obtenidos y se dividen por la cantidad máxima de puntos obtenible. Este porcentaje indica el Índice de habilidad de agarre o *Grasping Ability Score (GAS)*. A su vez se pueden obtener índices de habilidad de agarre parciales para cada tipología de agarre siguiendo el mismo procedimiento teniendo en cuenta sólo dichos agarres.

- **Nine-Hole Peg Test**

El objetivo de este test es introducir en 9 agujeros 9 barras presentes en un bol y posteriormente volver a depositarlos en dicho bol, siguiendo una secuencia determinada (izquierda a derecha, de arriba a abajo) en el menor tiempo posible. La Figura 11 muestra el material necesario para la ejecución de este test.



Figura 11: Material del Nine-Hole Peg Test [5].

- **Box & Blocks Test**

El Box and Blocks Test (BBT) mide la destreza manual bruta unilateral de una prótesis de miembro superior. El material de este test consiste en una caja dividida por la mitad mediante una barrera, con cubos en una de las mitades (Figura 12). El objetivo del test es pasar la mayor cantidad de cubos a la otra mitad por encima de la barrera en un minuto.



Figura 12: Material del Box and Blocks Test [6].

- Concurso UJI-Hand

El concurso UJI-Hand (<https://sites.google.com/uji.es/concoursoujihand>), impulsado por el equipo UJI-Hand se divide en dos pruebas, el Water Bottle Test y un test de agarre de objetos de uso cotidiano basado en algunas de las pruebas de la pasada edición del Cybathlon.

El Water Bottle Test consiste en desplazar el máximo número de botellas posible en 60 segundos. Las botellas de 33 cl están llenas de agua, pesando una media de 340 g. Estas han de ser transportadas de un lado a otro de la mesa, salvando un obstáculo intermedio de 14,5 cm de altura situado a 13 cm de la botella [27].

La segunda prueba consiste en sacar de una caja 10 objetos de uso cotidiano (un lápiz, una pelota de tenis, una moneda de 1 €, un libro, un cepillo de dientes, una cuchara, un plato, una llave, una tarjeta y una camiseta) y transportarlos hasta su lugar indicado. El tiempo máximo para transportar los diferentes objetos es de 10 minutos y la puntuación de esta prueba se obtiene a partir del número total de objetos transportados o en base al tiempo en caso de empate en el número de objetos correctamente colocados por los dos equipos finalistas.

9. Contexto y descripción de los elementos objeto de estudio

9.1. Requisitos de diseño (especificaciones técnicas)

En la literatura existen numerosos estudios que buscan obtener el grado de satisfacción de los amputados con sus prótesis [19-24], sin embargo los resultados varían en gran medida entre los estudios y es difícil en la mayoría de los casos obtener resultados concluyentes [20]. Por lo general se obtiene una satisfacción baja de los usuarios con sus prótesis y todos los aspectos resultan mejorables [22].

La mano humana promedio pesa aproximadamente 400 g. Se menciona en [23] que el 80% de los usuarios de prótesis mioeléctricas encuestados consideraban los dispositivos terminales de sus prótesis mioeléctricas como excesivamente pesados. Esto es debido a que el peso del dispositivo está soportado por el tejido blando del miembro residual, en lugar del esqueleto como en el caso de la mano sana.

En [24] se reportan los resultados de una encuesta a 314 amputados de miembro superior. Se observó que de entre aquellos amputados que utilizaban sus prótesis en el trabajo, aquellos con trabajos que requerían manejar cargas pesadas o cuya actividad laboral se realizaba en ambientes poco higiénicos optan por prótesis tipo gancho, mientras que aquellos con un trabajo de oficina o cara al público optan por prótesis eléctricas, dado a su mayor aceptación a nivel social que el gancho accionado por cable.

En base a los factores estudiados se ha elaborado la Tabla 2. La cual indica los requisitos que debe cumplir la prótesis a diseñar.

Tabla 2: Requisitos de diseño

n°	Concepto	Objetivo	Tipo	Criterio de evaluación	Verificación
1	Fun*	Bajo peso	Req*	El peso de la mano no debe exceder los 400 g	Pesar la prótesis
2	Ant*	Semejanza con la mano humana	Req*	La mano debe contar con 5 dedos, siendo uno de ellos oponible	Visual
3	Ant*	Semejanza con la mano humana	Req*	Las dimensiones de la mano deberán encontrarse en el rango comprendido por los percentiles 5 y 95 para la mano femenina indicados en el artículo de M. Vergara [15]	Medición
4	Fun*	Acoplabilidad a encaje	Req*	La prótesis deberá ser acoplable a un encaje comercial.	Realizar el ensamblaje en Solidworks o <i>in situ</i> .
5	Fun*	Versatilidad de los agarres de potencia	Req*	La mano debe poder realizar los agarres definidos en el protocolo de evaluación de manos antropomorfas AHAP como <i>hook, spherical grip, extension grip, cylindrical grip, diagonal volar grip y platform</i> . [3]	Simular la ejecución de los agarres en SolidWorks o ejecución del protocolo de evaluación AHAP <i>in situ</i>
6	Fun*	Versatilidad de los agarres de precisión	Opt*	La mano debe poder realizar los agarres definidos en el protocolo de evaluación de manos antropomorfas AHAP como <i>tripod pinch, lateral pinch, pulp pinch e index pointing /pressing</i> . [3]	Simular la ejecución de los agarres en SolidWorks o ejecución del protocolo de evaluación AHAP <i>in situ</i>
7	Fun*	Agarres de potencia	Opt*	La mano debe poder realizar el agarre tipo <i>hook</i> de un objeto cuyo peso alcance los 15 kg.	Simular la ejecución del agarre en SolidWorks o realizar el agarre <i>in situ</i>
8	Fun*	Tiempo de accionamiento	Opt*	El tiempo de accionamiento desde la	Simular el accionamiento

				posición de reposo hasta la más distante a esta no será superior a 3 segundos	o en Solidworks o realizarlo <i>in situ</i>
9	Fun*	Accionamiento manual	Req*	El cierre de la mano se realizará mecánicamente y el retorno será automático	Simular el accionamiento o en Solidworks o realizarlo <i>in situ</i>
11	Fab*	Rapidez de la fabricación	Req*	El tiempo total de impresión de todos los componentes de la mano será menor a 2 días	Suma de tiempos de impresión teóricos
12	Fab*	Bajo coste de fabricación	Req*	El coste material de fabricación de una una unidad de la mano protésica sin tener en cuenta el coste de compra de la impresora 3D será menor a 100 €	Suma de costes
13	Manejo	Baja fuerza de accionamiento	Opt*	La ventaja mecánica del mecanismo debe ser alta de forma que se requiera una baja fuerza de accionamiento.	Cálculo teórico de la ventaja mecánica

* Leyenda de la Tabla: Ant: Antropomorfismo, Fab: Fabricación, Fun: Funcionalidad, Opt: Optimizable, Req: Requisito.

9.2. Herramientas

- SolidWorks

Para el diseño de los componentes de la prótesis se ha escogido la herramienta de diseño asistido por ordenador, *computer assisted design* (CAD) Solidworks, la cual permite la creación de piezas, ensamblajes y planos. Su interfaz gráfica intuitiva y la gran cantidad de herramientas para el diseño que ofrece agilizan el proceso de diseño y permiten la generación de piezas con geometrías complejas mediante el modelado por superficies. A su vez incluye un módulo de simulación con diversos análisis por elementos finitos, entre ellos el análisis de tensiones, el cual nos permite evaluar la resistencia mecánica de las piezas.

- Cura

Cura es una aplicación informática gratuita desarrollada por Ultimaker para el *slicing* de modelos 3D. Dicho proceso se refiere a la creación de instrucciones en lenguaje G-code que la impresora 3D puede entender y ejecutar de manera secuencial. El nombre se debe al paso en el proceso en el cual se divide el modelo en las capas que posteriormente se irán depositando en el proceso FFF.

- Impresora 3D

Para el proceso de fabricación de los componentes de la prótesis y las probetas para el estudio de materiales se dispone de una impresora Creality Ender 3 Pro, la cual se muestra en la Figura 13.



Figura 13: Impresora Creality Ender 3 Pro, marcado en rojo su sistema de coordenadas cartesianas.

Se trata de un modelo de impresora 3D muy popular entre la comunidad maker debido a su reducido precio para las prestaciones que ofrece. Cuenta con un extrusor tipo bowden, un fusor capaz de alcanzar 255 °C, una cama calefactable hasta 180 °C y un área de impresión de 220x220x250 mm. La impresora utilizada para este proyecto cuenta a su vez con diversas mejoras como son una cama de cristal templado para mejorar la adherencia y acabado de las piezas, un tubo bowden PTFE premium Capricorn con mayor resistencia a altas temperaturas que el original, y un conducto para el ventilador de la placa de la impresora para evitar corrientes de aire que enfríen la cama calefactada.

- Máquina de ensayo universal

Para ensayar las probetas del estudio de materiales se dispone de una máquina universal para ensayos de tracción-compresión, hasta una fuerza máxima de 30 kN. Modelo IBERTEST ELIB-30/W, la cual se muestra en la Figura 14.



Figura 13: Máquina universal para ensayos tracción/compresión IBERTEST ELIB-30/W

- Dispositivo de encaje protésico/muñequera PRO CUFF

La muñequera PRO CUFF la cual se puede apreciar en la Figura 15, es un encaje protésico desarrollado por Fillauer que permite el acople de diversos dispositivos terminales mediante una unión roscada ANSI de media pulgada. Gracias a su diseño abierto puede ser utilizado por igual por sujetos con cualquier nivel de malformación o amputación de miembro superior hasta amputaciones transradiales. A su vez puede ser utilizado por sujetos sanos para evaluar dispositivos terminales como es el caso del presente proyecto.



Figura 15: Encaje PRO CUFF con diversos dispositivos terminales acoplados [25]

10. Diseño conceptual

En este apartado se detallan las diferentes características del dispositivo terminal que deben solucionarse, así como las ventajas y desventajas de cada una de las soluciones presentadas para cada característica, y el razonamiento seguido para la selección de la solución adoptada en cada caso. Cada característica y sus posibles soluciones se pueden observar en la Tabla 3.

Tabla 3: Características

nº	Característica	Posibles soluciones			
1	Material de impresión	PLA	ABS	PETG	TPU
2	Mecanismo flexión/ extensión de falanges	Sistema de barras	Tendón		
3	Articulaciones	Bisagra	Articulación flexible		
4	Retorno a la posición de reposo	Muelle de torsión	Gomas elásticas en dorso	Articulación flexible	
5	Sistema de subactuación	Balancín	Muelles	Poleas	Diferenciales planetarios

10.1. Material de impresión

En este subapartado se detallan las características de los materiales que se han considerado para la construcción de la prótesis y posteriormente se expone la solución adoptada en el diseño y las razones de su elección.

- **Ácido poliláctico (PLA).**

El PLA es uno de los materiales más populares utilizados en la impresión 3D, principalmente por su facilidad de impresión. Es un material biodegradable y se puede obtener de fuentes renovables como el maíz o la caña de azúcar. Tiene unas propiedades mecánicas aceptables (límite elástico sobre los 55 MPa, baja resistencia a impactos debido a su alta rigidez). Su principal desventaja es su baja resistencia térmica (temperatura de transición vítrea entre los 56 y 64 °C).

- **Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS).**

El ABS fue el primer material en emplearse en la industria de la impresión 3D. Sigue siendo ampliamente utilizado en la industria debido a sus buenas propiedades mecánicas, su baja degradación en ambientes corrosivos (al contrario que el PLA, el ABS se obtiene por refinación del petróleo, se considera no biodegradable) y su excelente resistencia térmica (temperatura de transición vítrea sobre los 105 °C).

El ABS es menos resistente que el PLA con un límite elástico entre los 35-50 MPa, pero su mayor flexibilidad le otorga mayor resistencia frente a impactos que el PLA. En el estudio realizado por Miguel Ángel Escobar et al. [25] se exponen los resultados de un ensayo Charpy sobre el PLA y el ABS, y en este se observa que el ABS tiene el doble de capacidad de absorción de energía de impacto respecto al PLA.

Su principal desventaja es la dificultad de su impresión, sustancialmente más compleja que el PLA. Factores como su baja adherencia entre capas, su susceptibilidad a las corrientes de aire y la emisión de vapores tóxicos durante la impresión requieren de un recinto cerrado con extracción de humos.

- **Polietileno tereftalato glicol (PETG).**

El PETG se obtiene por la copolimerización del Polietileno tereftalato (PET), el cual es el plástico más utilizado en el mundo y al igual que el ABS se obtiene derivado del petróleo, por lo que no es biodegradable. El PETG es un plástico utilizado en la impresión 3D debido a sus propiedades de impresión a medio camino entre el PLA y el ABS. Es más difícil de imprimir que el PLA, pero más sencillo que el ABS y sus propiedades tanto mecánicas como térmicas son superiores al PLA pero inferiores al ABS.

- **Poliuretano termoplástico (TPU).**

El TPU es un material elástico y flexible utilizado en la impresión 3D para la fabricación de piezas que pueden doblarse, estirarse y recuperar su forma original sin romperse. Exhibe una excelente resistencia al desgaste y a la abrasión, lo que lo hace adecuado para aplicaciones que requieren piezas duraderas y resistentes al desgaste. A nivel comercial existe una amplia gama de filamentos de TPU con distinto rango de elasticidad, diferenciándose por su dureza shore. Los valores más habituales son 60A, 70A, 82A y 95A. Su principal desventaja es su dificultad de impresión, especialmente en impresoras 3D con extrusores tipo bowden, ya que los movimientos rápidos para controlar el flujo en piezas complejas que se podrían llevar a cabo con un material rígido, en el caso del TPU desembocan en deformaciones del filamento dentro del tubo que impiden controlar correctamente el flujo de material por la boquilla, conllevando un pobre acabado superficial.

- **Solución adoptada**

Tras valorar las ventajas y desventajas de cada material, se ha escogido el PLA para los componentes rígidos de la prótesis ya que cumple con los requisitos de resistencia mecánica y térmica mínimos y es un material más sencillo de imprimir que el ABS y el PETG, además de ser biodegradable. Se considera que éstos factores ayudarán a popularizar la fabricación de la prótesis por parte de la comunidad maker.

En el caso de solucionarse la construcción de las articulaciones mediante elementos elásticos, estos componentes se fabricarán con TPU 60A, ya que es el que requerirá la menor fuerza de actuación para flexionar los dedos. En el diseño de las articulaciones se tendrá en cuenta las limitaciones técnicas del material expuestas anteriormente para asegurar una buena repetibilidad en la fabricación.

10.2. Mecanismo de flexión de falanges

En este subapartado se exponen las posibles soluciones estudiadas para el control de la flexión/extensión de los dedos de la mano protésica. Posteriormente se indica la solución adoptada y las razones de su elección.

- Accionamiento por cable a modo de tendón

Se trata del sistema de actuación más antiguo y más utilizado entre las prótesis de mano por impresión 3D. Un cable, generalmente hilo de pesca, se introduce por unos taladros en las falanges de los dedos, terminando en la falange distal. Al estirar del extremo del cable se produce la flexión del dedo. Se trata de un sistema subactuado que permite un agarre envolvente con mayor independencia de la forma del objeto. Las desventajas de este sistema son su funcionamiento en una única dirección, necesitando otro sistema para el retorno a la posición de reposo, su complejidad cinemática, y el posible colapso de las articulaciones durante un agarre de precisión al ejercer una fuerza de actuación excesiva, como se muestra en la Figura 16.

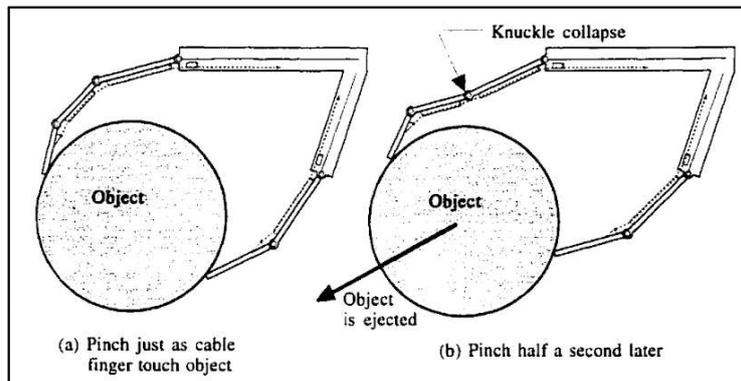


Figura 16: Esquema del colapso de la articulación interfalángica proximal durante un agarre tipo pinza [12].

La Figura 17 muestra el planteamiento del equilibrio cuasiestático sobre un sistema de accionamiento mediante cable a modo de tendón [14], con las reacciones en las articulaciones (en rojo), las fuerzas y pares de rozamiento (en verde) y los momentos de los resortes de las articulaciones (en azul).

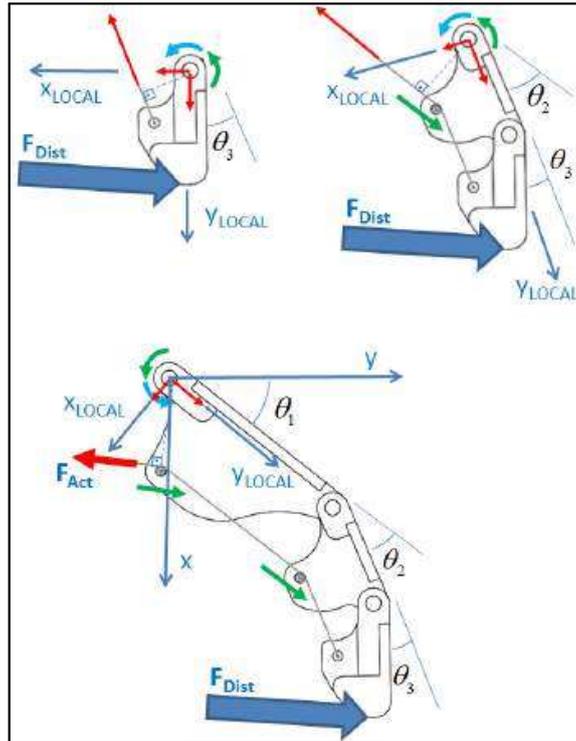


Figura 17: Sistema de flexión por tendón [14].

- Sistema de barras articuladas.

Otra posible solución para el sistema de accionamiento de los dedos es mediante mecanismos compuestos por barras, los cuales forman en conjunto un sistema con un único GDL, ilustrado en la Figura 18. Al contar con un único GDL la punta de los dedos sigue una trayectoria definida como muestra la Figura 19. Dicha trayectoria es función de la longitud de las barras del mecanismo. Este sistema permite el control sencillo de la flexión y la extensión de los dedos. Sus desventajas son la mayor cantidad de piezas y mayor dificultad en el montaje respecto a la actuación por cable, y el bloqueo del mecanismo al tocar con un objeto, lo cual en el caso de tocar con las falanges medias o proximales produce un agarre poco natural como muestra la Figura 20.

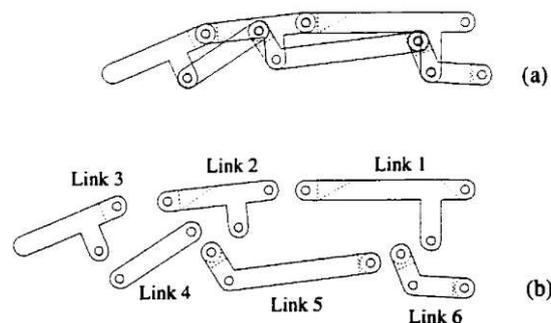


Figura 18: Esquema de un dedo formado por eslabones, ensamblado (a) y los distintos eslabones que lo componen (b) [12].

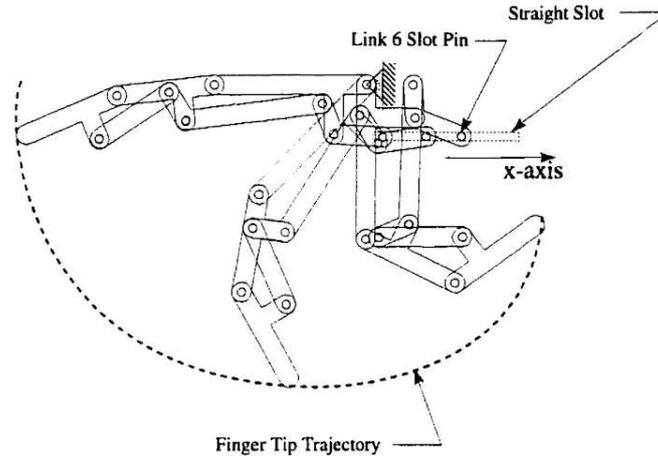


Figura 19: Trayectoria de la punta del dedo basado en eslabones con un único grado de libertad [12].

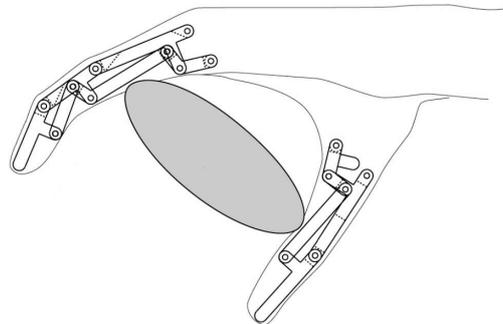


Figura 20: Mecanismo de barras bloqueado en una posición de agarre poco natural [14].

La Figura 21 muestra el planteamiento del equilibrio cuasiestático sobre un sistema de accionamiento mediante barras articuladas [14], con las reacciones en las articulaciones (en rojo), las fuerzas y pares de rozamiento (en verde) y los momentos de los resortes de las articulaciones (en azul).

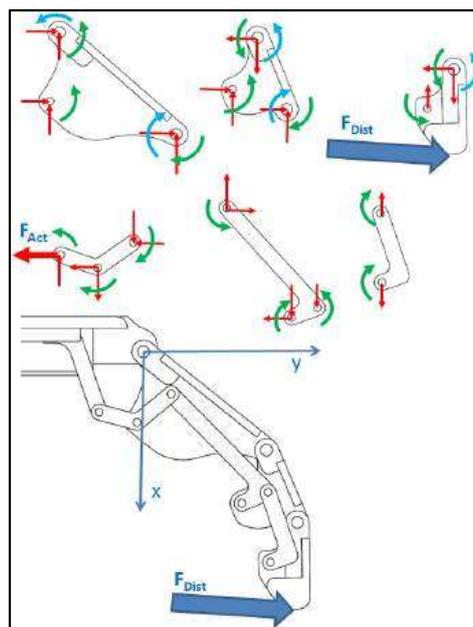


Figura 21: Sistema de flexión por barras [14].

- Solución adoptada

Tras el análisis de ambas propuestas se ha decidido solucionar la característica del accionamiento de los dedos mediante cables a modo de tendones, considerando que el agarre de los objetos resulta más natural y su construcción es más sencilla que la del mecanismo de barras.

10.3. Construcción de las articulaciones

En este subapartado se exponen las posibles soluciones estudiadas para la construcción de las articulaciones IFD, IFP y MCF. Posteriormente se indica la solución adoptada y las razones de su elección.

- Articulaciones tipo bisagra

Algunas de las prótesis de bajo coste solucionan las articulaciones en los dedos con pasadores a modo de bisagras como es el caso de la mano Phoenix descrita en el apartado 7.3. En el caso de la mano Phoenix se trata de un sistema sencillo pero con problemas de rozamiento y tendencia al desensamblaje involuntario por las tolerancias del proceso de impresión 3D. Las principales ventajas de este sistema son la restricción del movimiento en el plano de la aducción/abducción, y la facilidad en la incorporación de resortes de torsión como se muestra en las Figura 22.

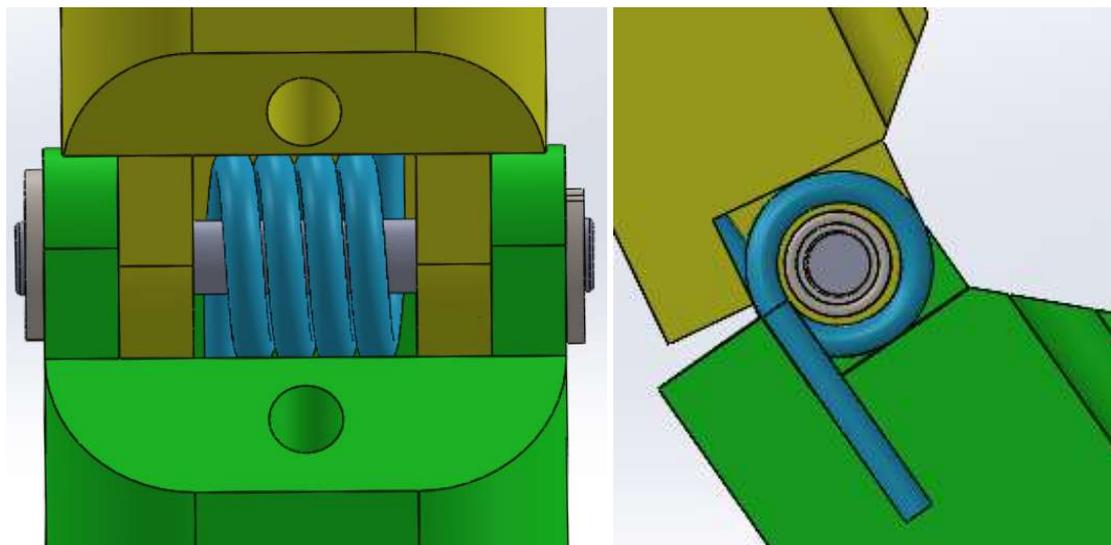


Figura 22: Vista frontal de las falanges de una articulación IFP mediante bisagra, con resorte torsional integrado (izquierda). Vista lateral seccionada de una articulación IFP mediante bisagra con resorte torsional integrado (derecha).

- Articulaciones basadas en materiales elásticos.

Es la solución más utilizada en el contexto de las prótesis de bajo coste [7,9,10] tras su introducción por el proyecto Flexy-Hand [9]. Se trata de una construcción sencilla, sin elementos móviles propensos al desgaste. A su vez la elasticidad del material asiste al retorno a la posición de reposo.

- Solución adoptada

Se ha optado por solucionar las articulaciones mediante materiales elásticos, para facilitar el montaje de la prótesis y eliminar la fricción en las articulaciones debido a elementos móviles.

10.4. Retorno a la posición de reposo

En este subapartado se valoran las posibles soluciones presentadas para resolver la extensión de la prótesis tras finalizar el agarre. Posteriormente se indica la solución adoptada y las razones de su elección.

- Muelle de torsión.

La incorporación de un muelle de torsión en la articulación tiene como ventaja la facilidad en el montaje, en el caso de solucionar la construcción de las articulaciones mediante bisagras, sin embargo su integración es compleja en el caso opuesto. Por otra parte, añade un elemento estándar no imprimible al diseño cuya adquisición puede ser compleja.

- Gomas elásticas en el dorso

La incorporación de gomas elásticas en el dorso de la mano para asistir al retorno a la posición de reposo es un recurso utilizado por varias prótesis de libre acceso como es el caso de la mano Phoenix, al ser un componente fácilmente asequible.

- Articulaciones flexibles.

La mayoría de las manos que cuentan con articulaciones flexibles se valen de la elasticidad de éstas para volver a la posición inicial.

- Solución adoptada.

Teniendo en cuenta que se ha decidido realizar la construcción de las articulaciones mediante elementos elásticos se ha descartado incorporar muelles de torsión por la dificultad de su integración. Por otra parte tras estudiar los modelos impresos de la mano IMMA [7] y la mano Kwawu [6] se ha llegado a la conclusión de que para depender completamente de la elasticidad de las articulaciones para el retorno, estas han de tener una constante elástica muy elevada, lo cual dificulta el agarre. Por ello se ha decidido incorporar gomas elásticas en el dorso de los dedos, embebidas en ranuras de forma similar a las vistas en la mano Phoenix.

10.5. Sistema de subactuación

En este apartado se detallan las posibles soluciones estudiadas para el mecanismo de subactuación entre los dedos, exponiendo las ventajas y desventajas de cada opción. Posteriormente se detalla la solución adoptada, exponiendo el razonamiento de su elección.

- **Mecanismo basado en balancines.**

Este mecanismo ilustrado en la Figura 23 es habitual encontrarlo en las caballerías de tiro con dos o más animales, para mayor comodidad de estos al otorgarles cierta movilidad entre ellos. En el contexto de las prótesis, este mecanismo ha sido adaptado en algunos diseños para permitir movimiento relativo entre los distintos dedos como es el caso del brazo Kwawu, expuesto en el apartado 7.3.



Figura 23: Balancín para el tiro de carruajes por caballos en enganche tipo cuartas.

La principal ventaja de este tipo de mecanismos es su simplicidad. Sin embargo su funcionalidad se ve mermada debido a la distribución de fuerzas no homogénea y al hecho de que el máximo movimiento relativo entre los dedos está limitado por el ángulo máximo de rotación de las barras y la longitud de estas, como se ilustra en el esquema en la Figura 24 y las fórmulas a continuación. Por consiguiente, la subactuación que se consigue con este sistema es baja.

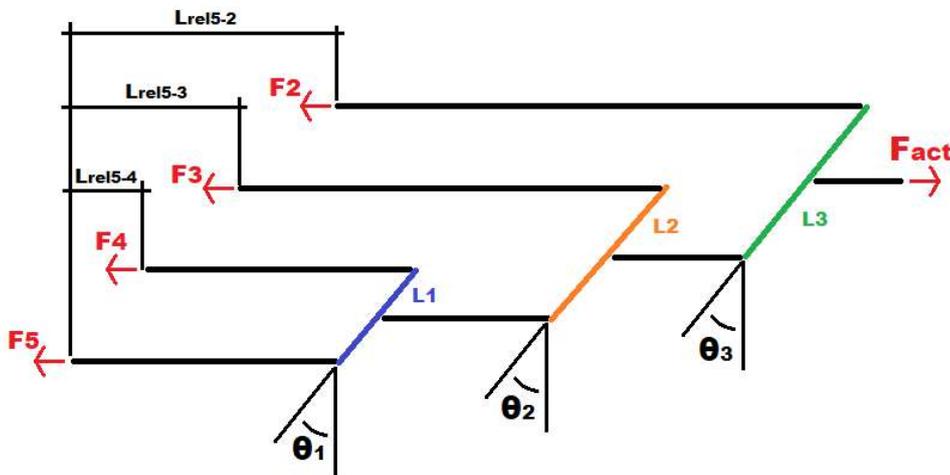


Figura 24: Esquema del mecanismo tipo balancín de 3 barras, en la posición de máximo movimiento relativo entre los dedos 2 y 5.

$$L_{rel5-4} = L_1 \cdot \text{Sen}\theta_1;$$

$$L_{rel5-3} = \frac{L_1 \cdot \text{Sen}\theta_1}{2} + L_2 \cdot \text{Sen}\theta_2;$$

$$L_{rel5-2} = \frac{L_1 \cdot \text{Sen}\theta_1}{2} + \frac{L_2 \cdot \text{Sen}\theta_2}{2} + L_3 \cdot \text{Sen}\theta_3$$

- Mecanismo basado en muelles

N. Dechev presentó en 1998 [12] un diseño de prótesis de miembro superior de actuación electrónica. En su trabajo detalla diversos mecanismos para mejorar la adaptabilidad de la prótesis a distintos agarres. Entre estos mecanismos se encuentra el sistema basado en muelles ilustrado en la Figura 25.

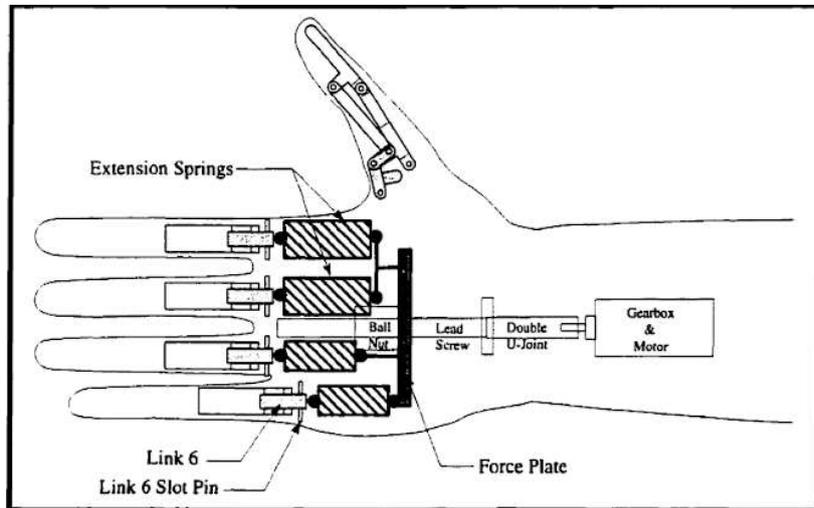


Figura 25: Esbozo de un sistema de agarre adaptativo basado en muelles [12].

La principal ventaja de este sistema es la gran adaptabilidad del agarre, permitiendo teóricamente el movimiento relativo entre todos los dedos para toda su extensión. Sin embargo la incorporación de muelles conlleva un alto consumo de energía y en el caso de las prótesis de accionamiento mecánico puede provocar fatiga al usuario. Por otra parte, la incorporación de elementos elásticos en el accionamiento puede llevar a una sensación “esponjosa” para el usuario, restándole capacidad para notar la fuerza que está ejerciendo sobre el objeto. A su vez este diseño conlleva un peligro importante al almacenar energía en los muelles durante el agarre. En el caso de escaparse el objeto repentinamente, se liberaría esta energía rápidamente acelerando los dedos de la prótesis, pudiendo provocar daños en esta o al usuario.

- Mecanismo basado en poleas.

En el mismo trabajo, N. Dechev presentó un sistema de subactuación basado en poleas. En este sistema, la actuación de cada dedo está asociada al movimiento de una polea móvil y un cable rodea dichas poleas, pasando a su vez por una serie de poleas fijas tal y como se ilustra en la Figura 26. El resultado es un mecanismo semejante a un polipasto, con una gran ventaja mecánica y la permisibilidad del movimiento relativo entre todos los dedos para la completa extensión del mecanismo.

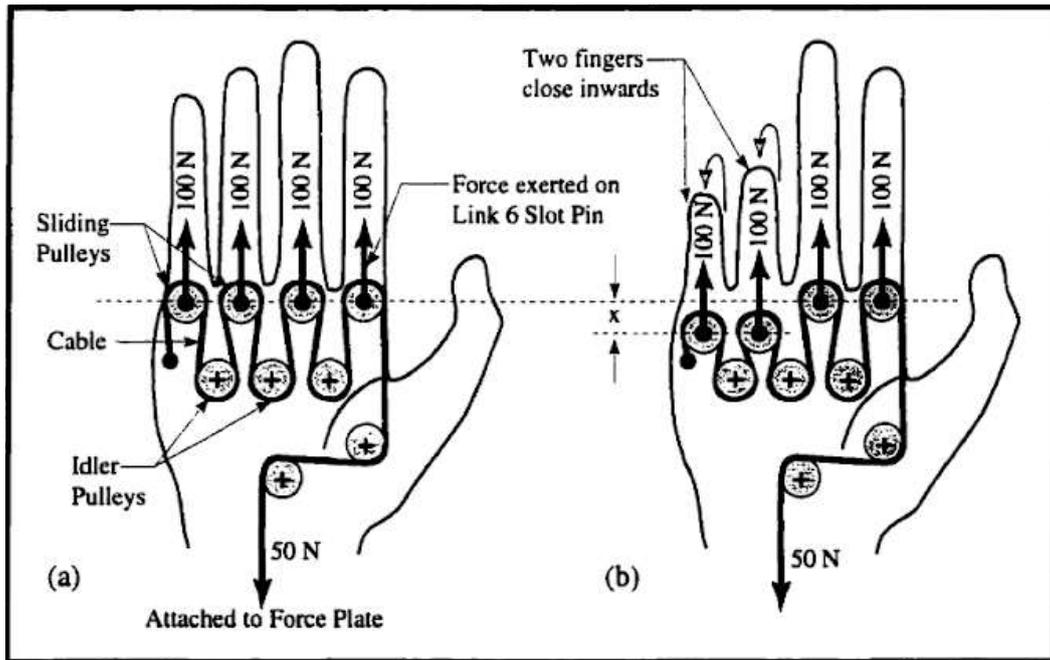


Figura 26: Esbozo de un sistema de agarre adaptativo basado en poleas [12].

Por contra, se trata de un mecanismo voluminoso y complejo, difícil de implementar dentro de la palma de una mano protésica respetando las dimensiones establecidas como requisito y cuenta con una gran cantidad de elementos móviles que suponen un problema de rozamiento. A su vez, la elevada ventaja mecánica (8 a 1 en el caso del sistema en la Figura 26, y 9 a 1 en el caso de utilizar el cable principal como tendón del pulgar) que inicialmente puede parecer beneficiosa, implica a su vez la multiplicación equitativa del recorrido del cable de actuación. Lo cual puede suponer un problema en el caso de actuar la prótesis mediante un arnés en el hombro.

- Diferenciales

El trabajo desarrollado por G. Zapatore et al. [13] presenta el diseño de un sistema de subactuación para una mano robótica (mano ADAM) basado en trenes de engranajes diferenciales, el cual se muestra en la Figura 27. La mano ADAM cuenta con 15 GDL, siendo actuada por un único motor. Resulta de especial interés para el presente proyecto los trenes de engranajes planetarios incorporados en la palma, los cuales permiten el movimiento relativo entre los distintos dedos sin bloquear el sistema. Como desventajas de este diseño, se destaca su elevada complejidad y número de componentes, así como su gran voluminosidad, lo cual dificultará el mantener las dimensiones de la prótesis dentro de los rangos establecidos por el estudio de M. Vergara et al. [15].

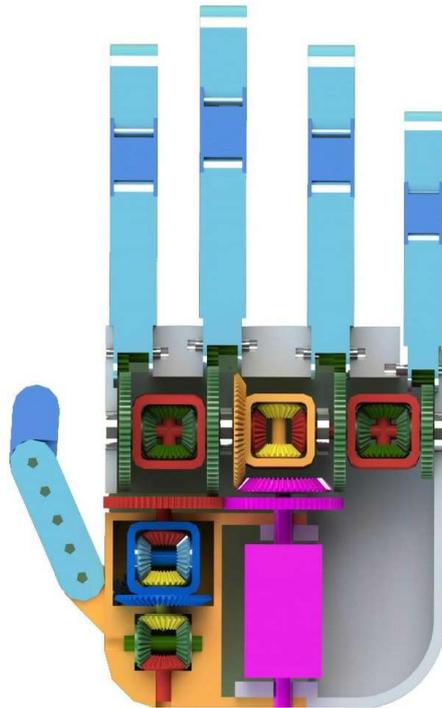


Figura 27: Modelo 3D de la mano ADAM [13].

- Solución adoptada

Si bien el mecanismo basado en balancines se ha considerado en un principio en base a su sencillez y su funcionalidad demostrada en la mano Kwawu, se ha optado por apostar por la innovación en el mecanismo basado en poleas ya que se considera que las ventajas de este mecanismo pueden otorgar una mayor funcionalidad si se resuelven los problemas de fricción y empaquetado.

El sistema basado en muelles se ha descartado por el elevado consumo de energía y por el potencial riesgo en caso del fallo en el agarre.

El sistema basado en diferenciales se ha descartado debido a la complejidad de los componentes, ya que se ha considerado que resultaría imposible fabricar mediante FFF engranajes lo suficientemente pequeños como para incorporarlos en la prótesis.

11. Estudio de resistencia del PLA.

En este apartado se estudia el efecto que tienen los parámetros de impresión sobre la resistencia del PLA, mediante un estudio ANOVA, para determinar los parámetros de impresión que brindan las mejores propiedades mecánicas y a su vez para obtener el valor de tensión límite admisible del material y su módulo de Young para realizar el análisis por elementos finitos que valida la resistencia de la solución final de este proyecto.

11.1. Introducción y justificación del estudio

Se puede considerar una impresora 3D FFF como una máquina CNC de fabricación aditiva que ejecuta una serie de comandos de forma secuencial. A estos comandos se les denomina G-code y su obtención a partir de un modelo 3D se realiza mediante los programas denominados *slicers*, siendo los más populares Cura de Ultimaker y PrusaSlicer de Prusa Research, ambos gratuitos.

La Figura 28 muestra el entorno de trabajo de Cura 5.1.1. en el cual se ha cargado el STL #3DBenchy, un modelo muy popular para la calibración de impresoras 3D. En dicha imagen se puede apreciar el modelo dentro del volumen de impresión a escala, así como una lista de parámetros de impresión a los que se le pueden dar valores manualmente. Tanto el acabado superficial como las propiedades mecánicas de las piezas y el tiempo de impresión de estas dependen en gran medida de estos parámetros de impresión.

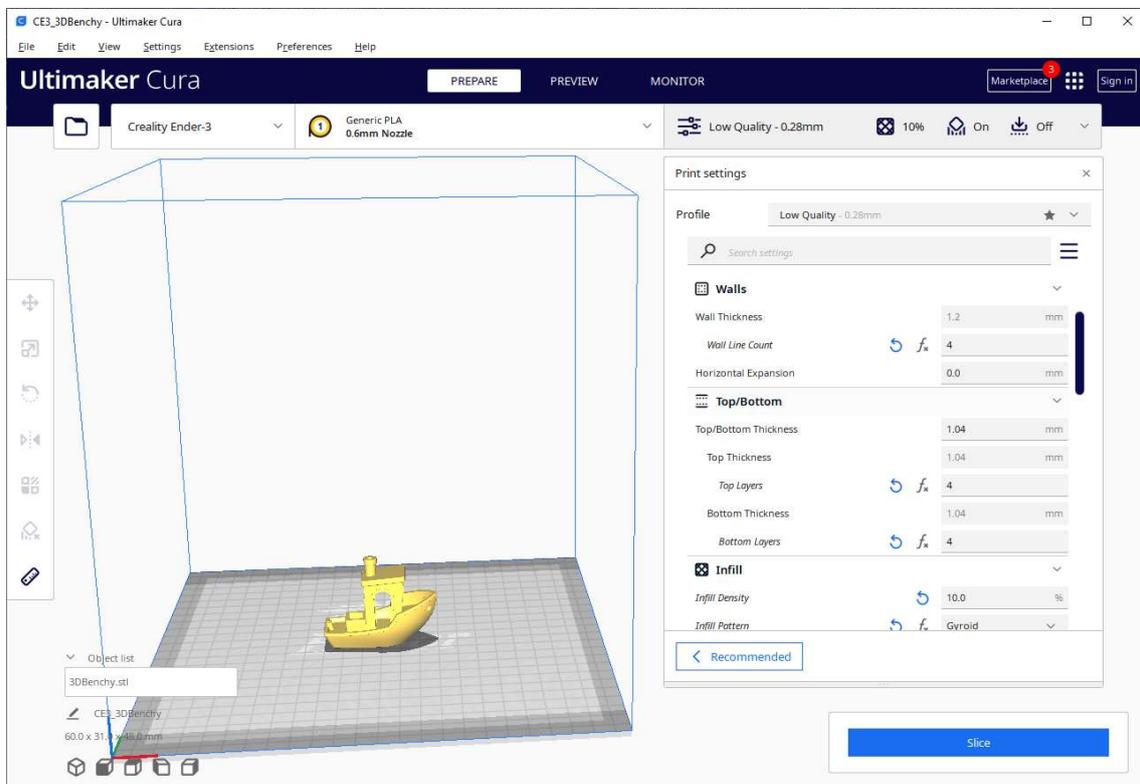


Figura 28: Menú preparación de Ultimaker Cura 5.1.1 con el modelo #3DBenchy cargado.

Es habitual que los fabricantes de filamentos para impresión 3D incluyan en las especificaciones del material una Tabla con el rango de valores para algunos de estos parámetros como son la temperatura del fusor, de la cama o la velocidad de impresión a los cuales el material se imprime de forma aceptable. Sin embargo, para obtener un acabado y resistencia óptimas de las piezas, se deben encontrar los valores óptimos de estos parámetros.

En el estudio realizado por Lanzotti et al. [26] se caracteriza mecánicamente el PLA mediante ensayos a tracción de probetas impresas en este material, variando tres parámetros de impresión (altura de capa, orientación del relleno y número de

perímetros), obteniendo así el efecto de estos parámetros sobre la tensión de rotura de este material. En dicho estudio se destaca la escasez en la literatura sobre el impacto de los parámetros de impresión en las propiedades mecánicas de las piezas impresas con impresoras 3D de código abierto y bajo coste.

El presente estudio analiza el efecto de un mayor número de parámetros sobre la tensión de rotura del PLA que el estudio anterior bajo la hipótesis de que los parámetros que se añaden respecto a este influyen también en la tensión de rotura. Con la realización de este estudio se espera caracterizar mecánicamente el material de impresión utilizado para la fabricación de la prótesis diseñada en el presente proyecto y obtener los valores de estos parámetros de impresión que brindan las mejores propiedades mecánicas.

11.2. Parámetros objeto de estudio

A continuación se listan y describen brevemente los parámetros de impresión objeto de estudio.

- **Número de perímetros:** Las capas exteriores de la pieza reciben el nombre de perímetros y soportan la mayor parte de los esfuerzos a la cual está sometida la pieza. Al aumentar el número de perímetros aumenta la sección de la pieza en el plano XY.
- **Temperatura de impresión:** Temperatura del fusor, los fabricantes especifican un rango de temperatura para el cual el material se imprime de forma aceptable.
- **Velocidad de impresión:** Se denomina comúnmente velocidad de impresión a la velocidad lineal máxima del cabezal de impresión en el plano que forman los ejes X e Y y afecta al caudal de material depositado, y por tanto al acabado de la pieza.
- **Diámetro de boquilla:** la boquilla es un componente fácilmente cambiable en la mayoría de impresoras y su diámetro es muy relevante en el acabado de las piezas y su tiempo de impresión. El diámetro de la boquilla influye además en el grosor de los perímetros, por lo que para mantener la misma sección en el plano XY, se requieren menos perímetros cuanto mayor es el diámetro de la boquilla.
- **Altura de capa:** Espesor de la capa como porcentaje respecto al diámetro de la boquilla. A valores más grandes, menor es el tiempo de impresión, pero menor es la resolución de los detalles. Un valor muy elevado puede llevar a delaminaciones y fallo de la impresión. En general se recomienda imprimir a una altura de capa entre un rango equivalente al 25 y 50% del ancho de la boquilla.

11.3. Metodología del estudio, diseño factorial.

Dado que el presente experimento cuenta con un gran número de factores, se ha utilizado un diseño de fracción factorial, ya que mantiene la propiedad esencial de la ortogonalidad de los efectos objeto de estudio, permitiendo reducir el número de ensayos a realizar sin perder la información sobre la interacción entre los factores.

En el presente estudio se han considerado cinco variables a dos niveles, cuyos valores se muestran en la Tabla 4, mientras que los parámetros mostrados en la Tabla 5 se han mantenido fijos.

Tabla 4: Valores de los parámetros de impresión 3D objeto de estudio.

Nivel	-	+
Número de perímetros	2	5
Temperatura de impresión	190 °C	220 °C
Velocidad de impresión	50 mm/s	100 mm/s
Diámetro de la boquilla	0,4 mm	0,8 mm
Altura de capa	30 %	50 %

Tabla 5: Variables controladas.

Velocidad del ventilador	100 %
Densidad de relleno	10 %
Patrón del relleno	Gyroid
Temperatura de la sala	25-27 °C
Temperatura de la cama	60 °C
Orientación de la probeta	Plana (horizontal)
Capas superiores	4
Capas inferiores	4
Tiempo desde impresión a ensayo	< 3 días

Mediante Matlab, se obtuvo un diseño factorial fraccionado de cinco variables a dos niveles (Tabla 6), lo que ha resultado en 16 casos. Para cada uno de los casos se han impreso y ensayado en una máquina de ensayo universal (Figura 29) tres probetas. Esto nos permite estudiar interacciones simples y dobles, ya que de este modo sólo hay confusión entre efectos principales e interacciones triples.



Figura 29: Ensayo a tracción de una de las probetas en la máquina de ensayo universal.

Las probetas fueron impresas en posición horizontal y su diseño (Figura 30) sigue el establecido por la norma UNE 116005:2012 - Fabricación por adición de capas en materiales plásticos. Fabricación aditiva. Preparación de probetas.

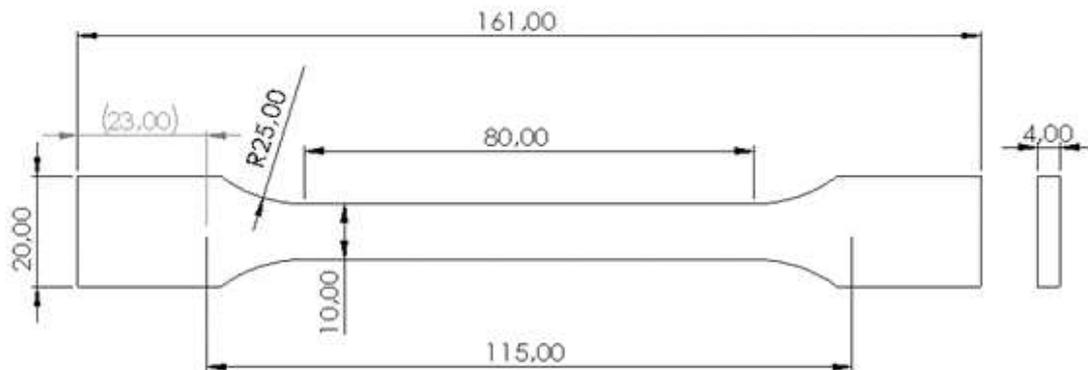


Figura 30: Probeta horizontal según norma UNE116005:2012 (cotas en mm).

Tabla 6: Diseño factorial fraccionado con cinco variables a dos niveles que resulta en dieciséis casos.

Casos	Nivel				
	Número de perímetros	Temperatura de impresión	Velocidad de impresión	Diámetro de boquilla	Altura de capa
1	-	-	-	-	+
2	-	-	-	+	-
3	-	-	+	-	-
4	-	-	+	+	+
5	-	+	-	-	-

6	-	+	-	+	+
7	-	+	+	-	+
8	-	+	+	+	-
9	+	-	-	-	-
10	+	-	-	+	+
11	+	-	+	-	+
12	+	-	+	+	-
13	+	+	-	-	+
14	+	+	-	+	-
15	+	+	+	-	-
16	+	+	+	+	+

11.4. Resultados del estudio.

En este apartado se muestran los resultados obtenidos tras los ensayos realizados. La Tabla 7 muestra los valores de tensión de rotura obtenidos para cada probeta ensayada, así como el tiempo de impresión que tomó cada lote de probetas.

Tabla 7: Parámetros de impresión, tensión de rotura y tiempo de impresión para cada probeta ensayada.

Casos	Número de perímetros	Temperatura de impresión (°C)	Velocidad de impresión (mm/s)	Diámetro de boquilla (mm)	Altura de capa (%)	Repetición	Tensión de rotura (MPa)	Tiempo de impresión (3 probetas)
1	2	190	50	0,4	50	1	17,53	2h 20 min
						2	18,78	
						3	15,25	
2	2	190	50	0,8	30	1	27,18	1h 19 min
						2	28,68	
						3	24,53	
3	2	190	100	0,4	30	1	7,85	3h 10 min
						2	11,15	
						3	9,43	
4	2	190	100	0,8	30	1	10,90	46 min
						2	10,40	
						3	14,39	
5	2	220	50	0,4	30	1	14,95	2h 29 min
						2	15,38	

						3	15,43	
						1	33,30	
6	2	220	50	0,8	50	2	48,33	1h 4 min
						3	45,00	
						1	24,26	
7	2	220	100	0,4	50	2	23,80	1h 41 min
						3	23,78	
						1	30,43	
8	2	220	100	0,8	30	2	34,30	56 min
						3	39,48	
						1	16,83	
9	5	190	50	0,4	30	2	19,05	3h 10 min
						3	16,00	
						1	30,40	
10	5	190	50	0,8	50	2	25,13	1h 6 min
						3	32,68	
						1	10,50	
11	5	190	100	0,4	50	2	12,60	1h 53 min
						3	11,35	
						1	20,00	
12	5	190	100	0,8	30	2	12,68	1h 3 min
						3	23,50	
						1	25,25	
13	5	220	50	0,4	50	2	22,68	2h 46 min
						3	26,00	
						1	55,38	
14	5	220	50	0,8	30	2	55,05	1h 36 min
						3	56,50	
						1	27,25	
15	5	220	100	0,4	30	2	26,78	2h 8 min
						3	24,43	
						1	40,78	
16	5	220	100	0,8	50	2	63,18	45 min
						3	45,43	

Con los resultados de la Tabla 7 se realizó un análisis de la varianza incluyendo como parámetros los efectos principales y las interacciones dobles. Los resultados de dicho análisis pueden observarse en la Tabla 8.

Tabla 8: Resultados del análisis de la varianza

		Suma de cuadrados	F	Sig.
Efectos principales	Perímetros	0,8929	33,62	,0000
	Temperatura	4,8544	182,79	,0000
	Velocidad	0,4580	17,25	,0002
	Boquilla	4,8141	181,27	,0000
	Altura	0,0038	0,14	,7063
Interacciones dobles	Perímetros*Temperatura	0,1935	7,28	,0110
	Perímetros*Velocidad	0,0036	0,14	,7145
	Perímetros*Boquilla	0,0045	8,45	,0066
	Perímetros*Altura	0,0640	2,41	,1303
	Temperatura*Velocidad	0,3278	12,34	,0013
	Temperatura*Boquilla	1,0048	37,83	,0000
	Temperatura*Altura	0,0611	2,3	,1391
	Velocidad*Boquilla	0,3203	12,06	,0015
	Velocidad*Altura	0,0133	0,5	,4841
	Boquilla*Altura	0,0659	2,48	,1250

11.5. Discusión de los resultados

Se considera que un efecto es significativo cuando el nivel de significación (sig.) interclase es menor o igual a 0,05.

Teniendo lo anterior en cuenta, la Tabla 8 muestra que todas las variables estudiadas a excepción de la altura de capa afectan a la tensión de rotura de la pieza. A su vez, las interacciones dobles entre las variables significativas también lo son, a excepción de la interacción entre el número de perímetros y la velocidad de impresión.

La Tabla 7 muestra que para obtener las mejores propiedades mecánicas se deben imprimir las piezas de PLA con un número de perímetros alto (5), una temperatura alta (220 °C), una velocidad baja (50 mm/s) y una boquilla grande (0,8 mm). Con estos valores se puede asumir una tensión de rotura para el material de 55 MPa.

La Figura 31 muestra en una gráfica la tensión frente a la deformación unitaria para las tres probetas ensayadas con esta configuración. Se puede observar en esta el

comportamiento elástico del material, sin gran plastificación previo a la fractura. Analizando la pendiente de dichas curvas en la zona lineal se ha determinado que el módulo de Young de las piezas de PLA impresas con estos parámetros es de 1,71 GPa.

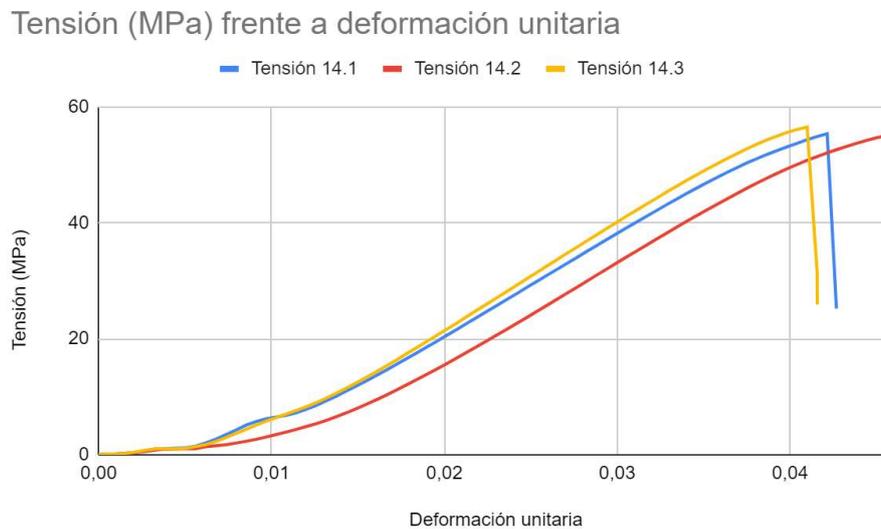


Figura 31: Tensión (MPa) frente a deformación unitaria para los ensayos de las probetas con la configuración 14 de la Tabla 7.

Además, dado que se ha comprobado que la altura de capa no tiene un efecto sobre la tensión de rotura de la pieza, siempre y cuando esta se mantenga dentro del rango establecido (entre 20 y 50 % respecto al diámetro de la boquilla), se puede imprimir con una altura de capa del 50% para reducir el tiempo de impresión significativamente.

12. Diseño preliminar y construcción del prototipo V1

En este apartado se detalla el diseño preliminar del dispositivo terminal, en el cual se han modelado las soluciones escogidas en el apartado de diseño conceptual para las distintas características del dispositivo.

12.1. Consideraciones

Es habitual en el caso de las prótesis de mano más antropomorfas utilizar tecnologías de escaneo 3D para obtener un gráfico tridimensional de una mano humana real, el cual es utilizado como base para el diseño de la prótesis, realizado en programas de modelado 3D por polígonos o esculpido 3D como Blender, Maya o Zbrush, ya que replicar una mano humana directamente mediante técnicas de diseño paramétrico resulta un reto por la complejidad de su geometría.

Sin embargo realizar el diseño de la mano enteramente mediante diseño paramétrico permite como su nombre indica, producir un modelo dependiente de una serie de parámetros (cotas), de forma que el modelo se reconstruye automáticamente tras la modificación de estos. Esta es una propiedad muy interesante ya que posibilita la obtención de una prótesis fácilmente adaptable a cada usuario. Es por esto que el diseño de los componentes que se describen en este apartado sigue en todo momento una filosofía de facilidad de remodelación.

Durante el diseño de los distintos elementos de la prótesis se ha tratado de respetar las dimensiones indicadas en el estudio de M. Vergara et al. [15] para el percentil 5 en mujeres. Se han escogido estas dimensiones al ser las más restrictivas del estudio, bajo la hipótesis de que la escalabilidad de la prótesis a mayores tamaños que los de diseño se puede realizar sin grandes dificultades, pero la escalabilidad a tamaños inferiores al de diseño si puede resultar problemática.

12.2. Palma

La primera versión de la palma se puede observar en la Figura 32. Dicho diseño estaba basado en el de la mano IMMA, en el cual los ejes MCF de los dedos 2 a 5 se encuentran en el mismo plano. La geometría primitiva se generó a partir de dos operaciones “recubrir” siguiendo curvas guía, para obtener un aspecto antropomorfo.



Figura 32: Primer diseño de la palma, con visualización de las curvas guía de la geometría primitiva.

El segundo diseño, el cual se muestra en la Figura 33, cuenta con una mejor orientación del eje MCF del pulgar y todos los ejes MCF respetan las dimensiones de longitud dorsal establecidos en el estudio de M. Vergara et al. [15]. Se escogieron las dimensiones de longitud dorsal sobre las dimensiones de longitud palmar para la ubicación de los ejes MCF ya que se consideró que las primeras representan con mayor fidelidad la longitud de los metacarpos.

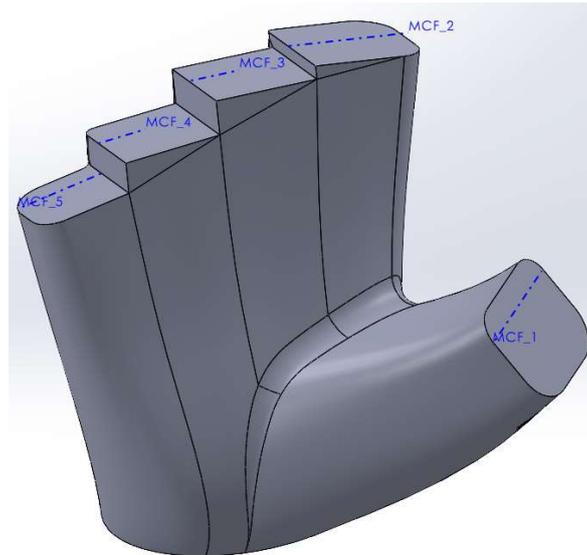


Figura 33: Geometría primitiva del segundo diseño de la palma, con visualización de los ejes MCF.

Para mejorar el aspecto visual de la palma y facilitar las futuras remodelaciones de esta en base a lo establecido en el subapartado de consideraciones, se realizó un tercer diseño, esta vez llevado a cabo mediante modelado por superficies en lugar de operaciones recubrir. Se comenzó definiendo la posición global y orientación de todos los ejes MCF, operación que se muestra en la Figura 34. Posteriormente se utilizaron operaciones de superficie-rellenar delimitadas con curvas guía para llegar al sólido que se muestra en la Figura 35. La principal ventaja de este diseño respecto a los anteriores es que todas las cotas que definen los ejes MCF se pueden modificar y el programa genera la nueva geometría automáticamente.

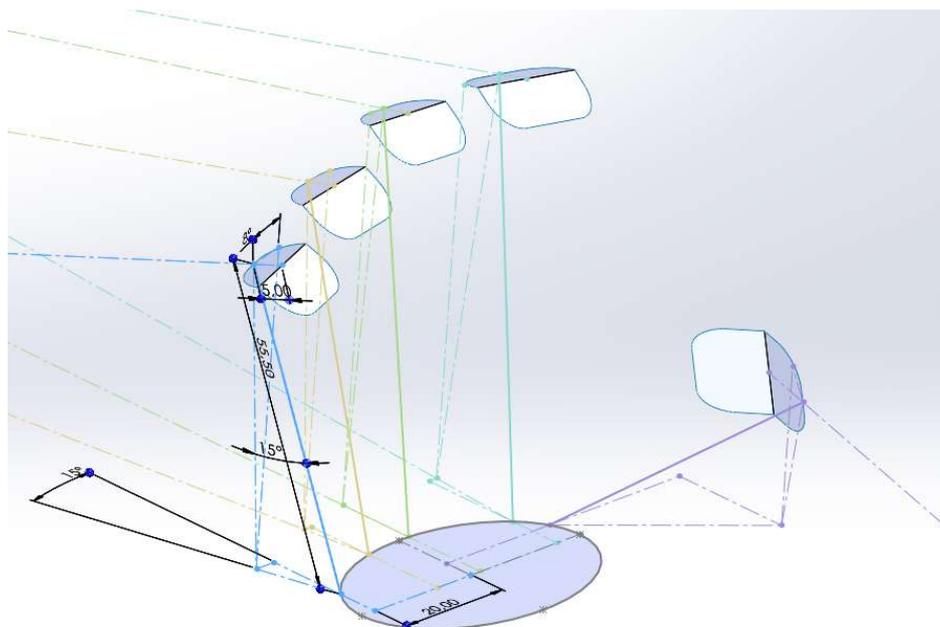


Figura 34: Definición de la posición y orientación del MCF 5 mediante croquis 3D.

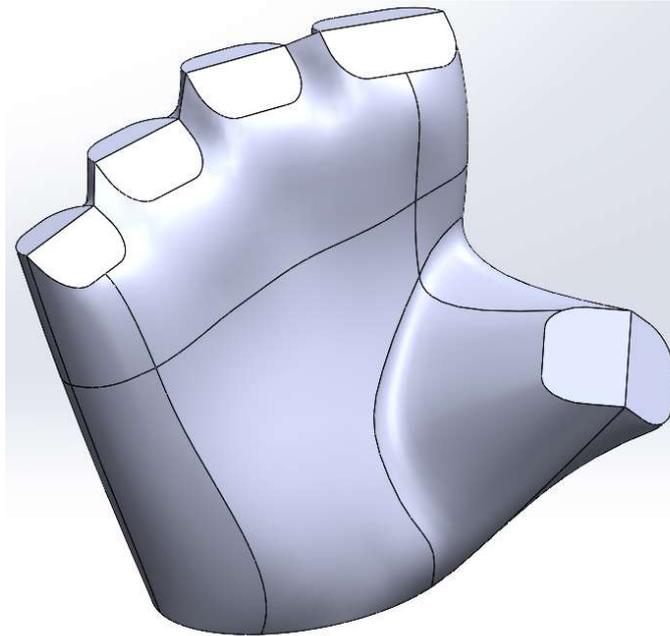


Figura 35: Geometría primitiva del tercer diseño de la palma.

12.3. Dedos. Falanges y articulaciones

La primera versión de los dedos se basaba en la solución presentada en la mano IMMA, tratando de solventar el potencial desensamblaje involuntario de las piezas colocando tapas en las falanges, como se observa en la Figura 36. Este sistema se descartó debido a los constantes fallos en la impresión de las tapas debido a su esbeltez y geometrías complejas.

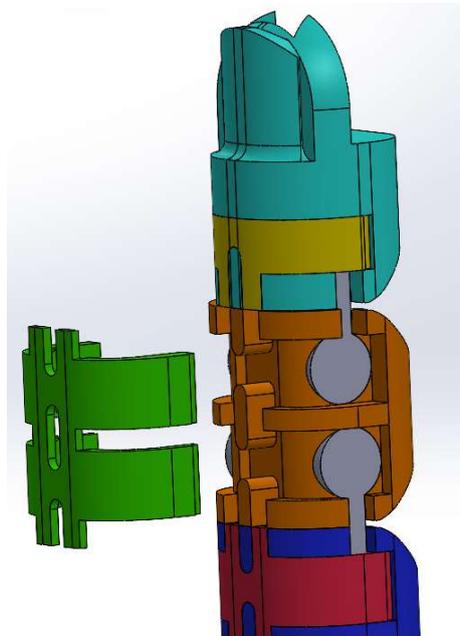


Figura 36: Vista parcialmente explosionada del meñique versión 1.

Con el objetivo de otorgar más rigidez a las dos mitades de las falanges y reducir el número de piezas, en el primer rediseño de los dedos se decidió sustituir las tres uniones elásticas por una tira continua, la cual se fijaba a las falanges y a la palma mediante

uniones a presión, tal y como muestra el ensamblaje de la Figura 37. Se incluyeron a su vez muescas en la parte palmar de las falanges con el objetivo de mejorar la fricción entre éstas y el objeto a agarrar.

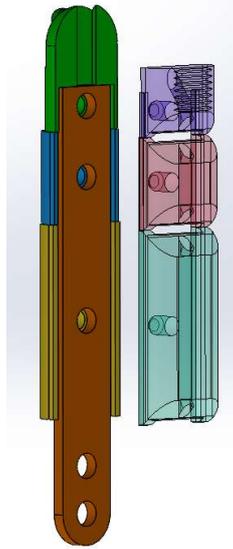


Figura 37: Ensamblaje del meñique versión 2.

Posteriormente se reconsideró el proceso de montaje, se rediseñó la tira flexible para incluir el elemento elástico de la punta del dedo y se llegó a la conclusión que la fijación de la tira elástica a las falanges era innecesaria y por lo tanto también lo era la división de las falanges. Teniendo esto en cuenta se llegó al rediseño que se muestra en la Figura 38. En este rediseño se abordó a su vez la modificación de los canales para el tendón, se les otorgó una curvatura más suave para disminuir la fricción, y se dividió el canal de la falange distal en dos de forma que el cable se pudiera atar a la pieza. También se abordó la incorporación de los canales para la goma elástica para el retorno de los dedos a la posición de reposo, los cuales se pueden observar en la Figura 39.



Figura 38: Vista explosionada del ensamblaje del dedo meñique versión 3.

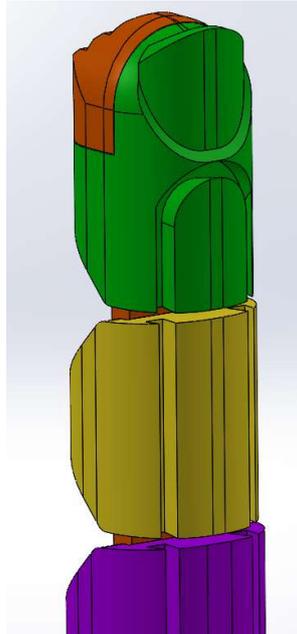


Figura 39: Primer plano de los canales en las falanges para la incorporación de la goma elástica para el retorno a la posición de reposo.

La primera versión del acople de los dedos a la palma consistía en un ajuste por apriete como muestra el ensamblaje de la Figura 40.

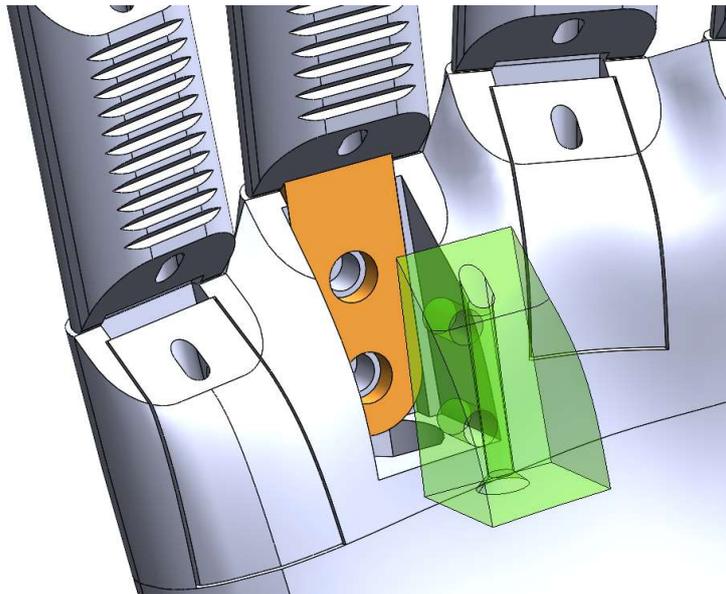


Figura 40: Vista explosionada del ensamblaje del subconjunto dedo anular y la palma en el prototipo V1.

12.4. Sistema de subactuación

La primera implementación del sistema de subactuación, la cual se puede apreciar en la Figura 41, estaba contenida dentro de la palma. Contenía un gran número de componentes estandarizados (rodamientos, tornillos y tuercas), lo cual se situaba en conflicto con la filosofía de simplicidad del proyecto y se consideró que el diseño diáfano de la palma vaciada podía resultar problemático en el caso de que el cable de

actuación se soltara de las poleas. Por estos motivos este diseño se terminó descartando. La Figura 42 muestra una vista seccionada del subconjunto polea móvil.

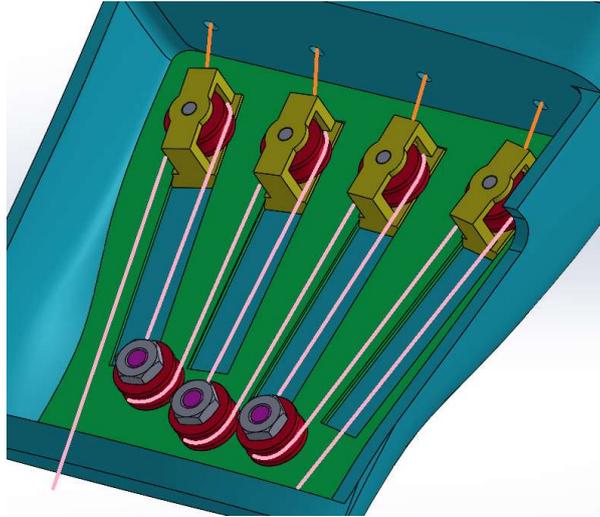


Figura 41: Primera versión del sistema de subactuación alojado en la primera versión de la palma de la mano.

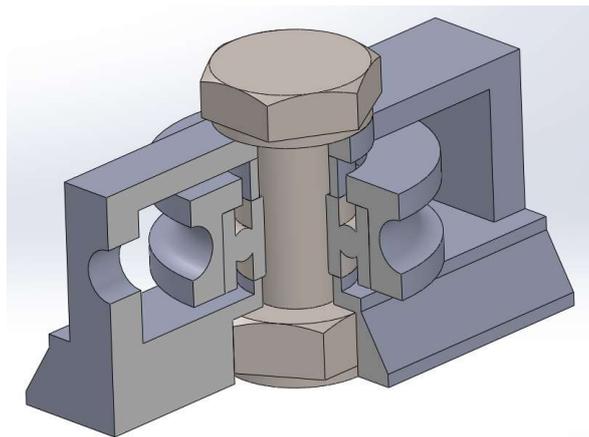


Figura 42: Vista seccionada del subconjunto polea móvil.

Con el objetivo de reducir el número de componentes, se decidió rediseñar el sistema de subactuación incorporando las poleas fijas como curvas en la propia geometría de la palma, y las poleas móviles como simples anillas a las cuales se atan los tendones de los dedos las cuales se enhebran con el cable de actuación, tal y como se muestra en la Figura 43. En esta figura se puede observar a su vez los canales en el dorso de la mano para la sujeción de las gomas para el retorno de los dedos.

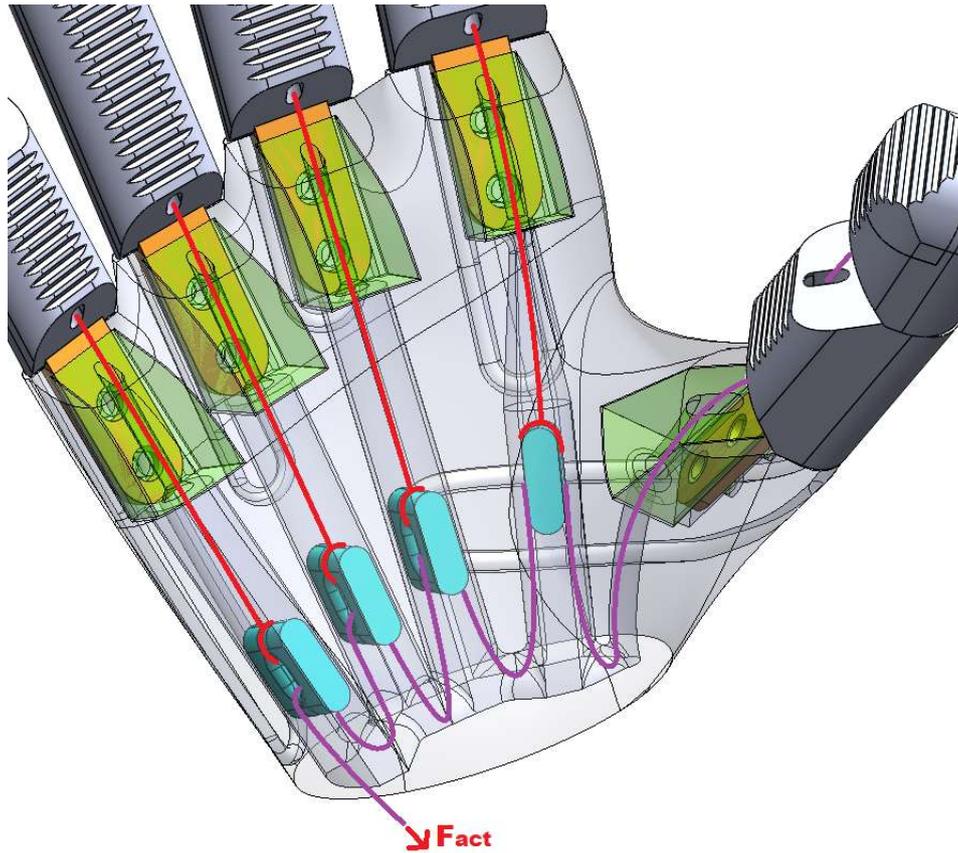


Figura 43: Sistema de subactuación del prototipo V1 con los cables de los tendones de los dedos 2 a 5 resaltados en rojo, y el cable de actuación principal y tendón del dedo 1 resaltado en violeta.

12.5. Fabricación, montaje y prueba del prototipo V1

Tras obtener un diseño que se consideraba que satisfacía las características expuestas en el apartado 10, se procedió a la materialización de un primer prototipo para comprobar la viabilidad de su fabricación y montaje y comprobar su funcionalidad. Este puede observarse en las Figura 44.



Figura 44: Vista frontal del prototipo V1 ensamblado (izquierda), y primer plano del sistema de subactuación (derecha).

La materialización del prototipo se consiguió sin mayores dificultades. La orientación de impresión de las piezas y su geometría permitió minimizar el uso de soportes, lo cual a su vez minimizó el postprocesado de dichas piezas.

El prototipo V1 es funcional, actuable mediante el estirado del cable principal. Sin embargo aspectos como el grosor del cable utilizado, el perfil de las curvas guía en la palma y el rozamiento entre los dos materiales resultan en una gran resistencia a la actuación. Dicha resistencia se consiguió minimizar mediante el uso de grasa de litio. A pesar de requerir una gran fuerza de actuación, la subactuación del sistema resultó satisfactoria, permitiendo un agarre adaptativo a diversos objetos como se muestra en la Figura 45.



Figura 45: Prueba de agarre de una tarjeta mediante el prototipo V1 (izquierda) y de una herramienta multiusos (derecha).

Otros aspectos a corregir del prototipo V1 son:

- El sistema de acople de los dedos a la palma, ya que las piezas que sujetan los dedos se separan de la palma por las fuerzas que los tendones ejercen sobre estas, aunque el paso del tendón por dentro de dichas piezas impide el desensamblaje completo.
- El sistema de retorno mediante gomas elásticas, ya que las ranuras de la palma no eran lo suficientemente profundas como para sujetar las gomas, las cuales se terminaban saliendo.
- La secuencia de flexión de los dedos. Al ser el cable del pulgar el cable de actuación principal del mecanismo, este dedo es el último en flexionarse, siendo el primero el meñique, seguido del anular, el medio, el índice y por último el pulgar. Esta secuencia de flexión dificulta el agarre de los objetos y debe de modificarse para que se produzca en el sentido opuesto.

13. Diseño de detalle y construcción del prototipo V2

En este apartado se detallan las modificaciones realizadas tras la fabricación del prototipo V1, para corregir los fallos que se detectaron en este, y obtener una segunda versión, adaptable tanto a una prótesis comercial como a una muñequera que permite el ensayo de la prótesis por parte de un sujeto sano.

13.1. Acople de los dedos a la palma y sujeción de las gomas elásticas

Debido a los problemas expuestos en el apartado anterior, se sustituyó el sistema de acople de los dedos por el sistema ilustrado en la Figura 46, el cual corrige los problemas encontrados en las pruebas del prototipo 1 y facilita el montaje, a expensas de requerir soportes en la palma durante la impresión 3D y por lo tanto un mayor postprocesado de esta pieza.

En la Figura 46 se puede apreciar a su vez los taladros realizados sobre la palma para incorporar tornillos que sujetan las gomas elásticas para el retorno a la posición de reposo.

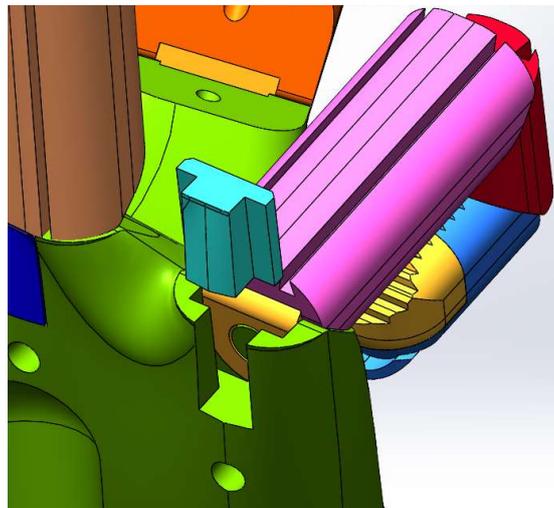


Figura 46: sistema de acople de los dedos del prototipo V2.

Para asegurar la fiabilidad de este sistema se ha realizado un estudio de la resistencia de la unión mediante ensayo a tracción en la máquina de ensayo universal. Para ello se materializaron y ensayaron tres especímenes del ensamblaje mostrado en la Figura 47.

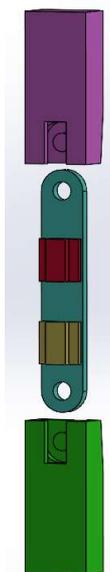


Figura 47: Vista explosionada del ensamblaje ideado para ensayar el sistema de acople de los dedos en el prototipo V2.

En la Figura 48 se puede observar dicho ensamblaje en la máquina de ensayo universal preparado para ser ensayado y durante dicho ensayo respectivamente. La Figura 49 ilustra la deformación plástica producida en los elementos elásticos durante el ensayo a tracción. Los resultados obtenidos de dicho ensayo se presentan en la Tabla 9.

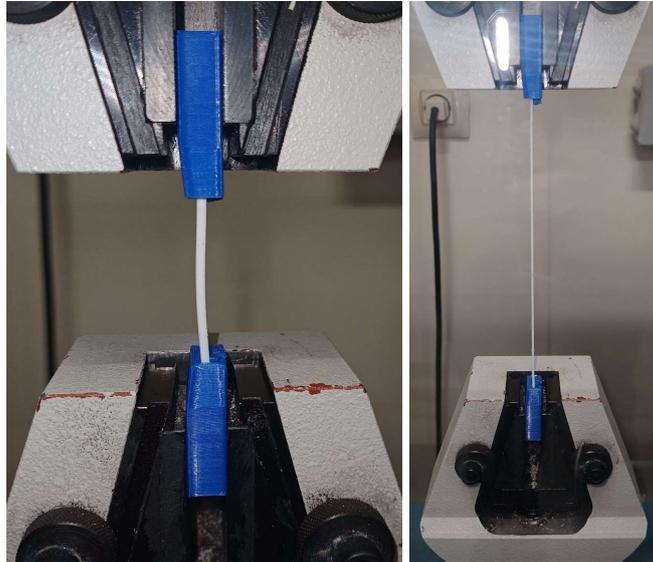


Figura 48: Espécimen preparado para el ensayo (izquierda). Ensayo del espécimen (derecha).



Figura 49: Deformación plástica de las tiras elásticas tras el ensayo a tracción, comparada con una tira sin ensayar.

Tabla 9: Resultados del ensayo a tracción del montaje de sujeción de los dedos para el prototipo V2

Especimen	F_{\max} (N)	Elongación máxima (mm)
1	130,15	132,41
2	132,10	140,1
3	76,85	55,72
media	113,03	109,41

Cabe destacar que en el fallo en el ensayo del tercer espécimen se produjo en la pieza de sujeción de PLA (Figura 50), eyectando la pieza elástica, la cual no sufrió daños aparentes.

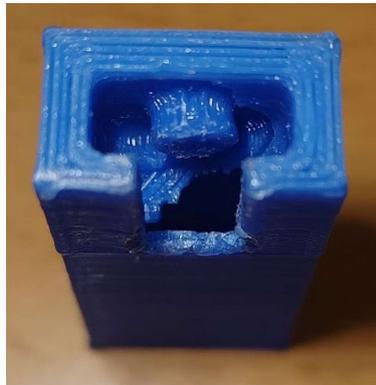


Figura 50: Primer plano de la pieza de sujeción tras su fractura en el tercer ensayo.

En base a los resultados obtenidos en el ensayo anterior, se considera que este sistema de sujeción es válido para soportar los esfuerzos producidos en una prótesis bajo un uso cotidiano, ya que la unión MCF de cada dedo es capaz de soportar 11,5 kg de media a tracción antes de producirse el fallo.

13.2. Sistema de subactuación

El sistema de subactuación en el prototipo 1 resultó eficaz pero presentaba grandes problemas de rozamiento y los huecos para las deslizaderas no eran lo suficientemente largos para permitir la completa flexión de los dedos. A su vez, la elevada ventaja mecánica del sistema requería una importante extensión del cable de actuación, la cual se considera que no sería posible de obtener mediante el acople a un arnés de hombro.

Por estas razones se abandonó la idea de albergar el mecanismo de subactuación dentro de la palma y se reubicó a una posición externa. Este nuevo diseño, el cual se puede apreciar en la Figura 51, cuenta con una nueva pieza de acople al cable bowden del arnés. Esta nueva pieza reduce la ventaja mecánica del sistema al valor unitario, reduciendo drásticamente el recorrido del cable de actuación.

Se puede apreciar a su vez en la figura 1 como se ha modificado el sistema para que el cable de actuación del meñique sea el que enhebra las poleas en lugar de el del pulgar, con el objetivo de que la secuencia de flexión de los dedos sea 1-pulgar, 2-índice, 3-medio, 4-anular y 5-meñique.

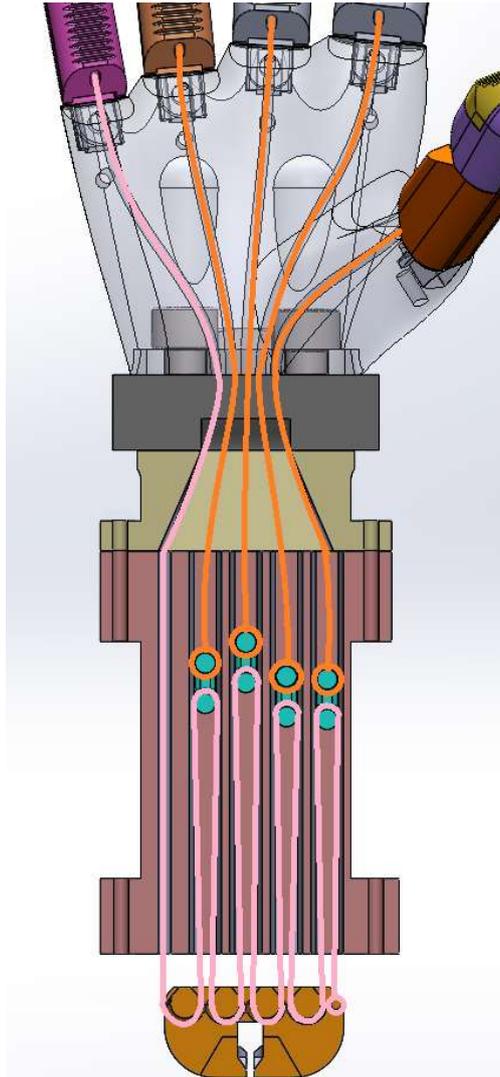


Figura 51: Vista seccionada del sistema de subactuación en la versión adaptada al acople del PRO CUFF. Tendones de los dedos 1 a 4 resaltados en naranja. Tendón del dedo 5 resaltado en rosa.

La Figura 52 muestra la nueva ubicación del sistema de subactuación en la versión del prototipo V2 adaptado a la muñequera PRO CUFF, mientras que su ubicación en el modelo adaptado a un encaje comercial se puede apreciar en la Figura 53.

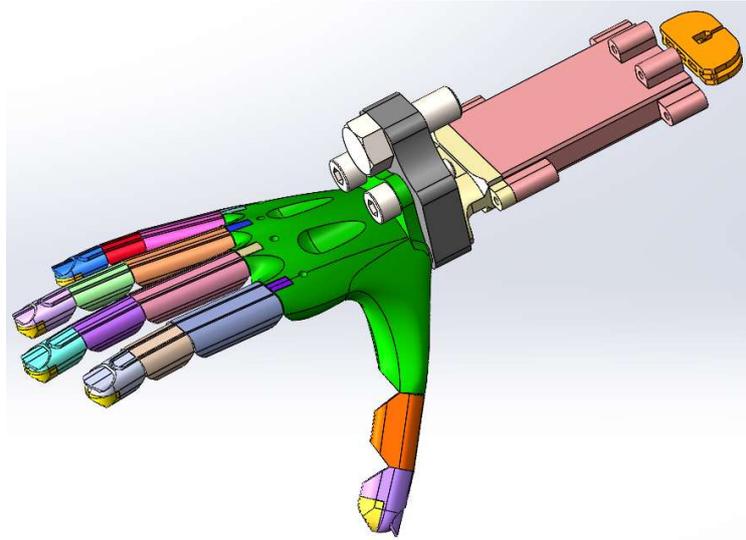


Figura 52: Ensamblaje del prototipo V2 adaptado al acople de la muñequera PRO CUFF.

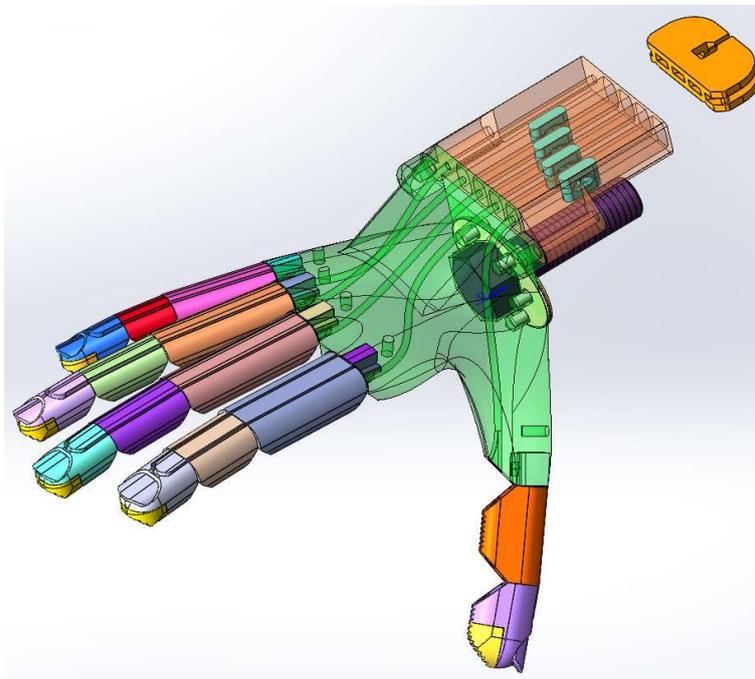


Figura 53: Ensamblaje del prototipo V2 en su versión adaptada para el acople a un encaje comercial.

13.3. Acople a la muñequera PRO CUFF

Para el acople de la prótesis a la unión roscada del encaje PRO CUFF se ha utilizado una pieza desarrollada por el Grupo de Biomecánica y Ergonomía, a la cual se sujeta la palma de la mano mediante dos tornillos M8, y el sistema de subactuación por el otro lado con dos tornillos M6. Este ensamblaje puede observarse en la Figura 54. Dicha pieza cuenta con una ranura que permite el paso de los tendones de los dedos al sistema de subactuación.

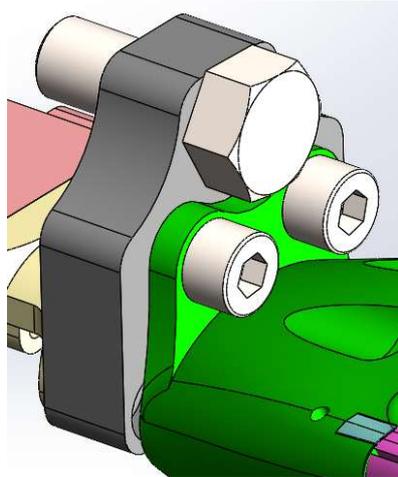


Figura 54: Primer plano del acople a la pieza de adaptación al PRO CUFF, en el ensamblaje del prototipo V2.

13.4. Acople a encaje comercial para amputaciones transradiales

Al igual que en el caso del PRO CUFF, el acople de los dispositivos terminales a las muñecas en los encajes para amputaciones transradiales se realiza mediante uniones roscadas ANSI de media pulgada. Para el diseño de este acople se ha tenido en cuenta las dimensiones de la muñeca de fricción constante de 50 mm ofrecida por EMO, la cual se puede observar en la Figura 55.



Figura 55: Muñeca de fricción constante de 50 mm para encajes protésicos para amputaciones transradiales, ofrecida por EMO.

Para la sujeción del tornillo de media pulgada se ha diseñado el sistema mostrado en la Figura 56, el cual está basado en insertos roscados de latón embebidos en caliente en la palma de la mano.

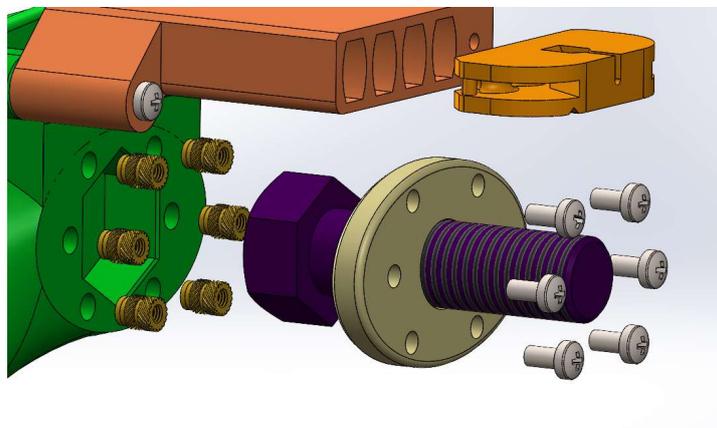


Figura 56: Vista explosionada de la sujeción del tornillo para el acople del prototipo V2 a un encaje comercial.

13.5. Resumen del análisis de resistencia por elementos finitos

Para asegurar la resistencia del prototipo V2 se ha realizado un análisis por elementos finitos, el cual se detalla en el anexo 4. El caso de estudio ha sido un agarre tipo gancho (*hook*) de un objeto de 15 kg realizado mediante la superficie palmar más cercana a los dedos, bajo la hipótesis de que este es el agarre que produce los mayores esfuerzos internos en la prótesis, de entre los agarres especificados en la Tabla 2 “requisitos de diseño”.

Se ha considerado que el sistema tiene dos puntos críticos:

- La resistencia de las piezas de PLA, cuya tensión máxima admisible se ha considerado de 55 MPa en base a los resultados del estudio de resistencia del PLA expuesto en el apartado 11.
- La resistencia de la unión entre los insertos roscados y la palma, la cual se trata de una unión mecánica obtenida por la fusión del plástico adyacente al inserto. Se ha realizado un estudio de la resistencia de dichas uniones, el cual se detalla en el apartado 2 del anexo 4 y se ha determinado que la tensión máxima admisible en estas es de 13,5 MPa, un 75,4% inferior a la tensión límite del PLA.

En el análisis por elementos finitos del conjunto palma-tornillo-tapa bajo una fuerza de 150 N detallado en el apartado 4.3 del anexo 4, ninguna de las uniones entre los insertos roscados y la palma alcanza los 13,5 MPa. A su vez, la tensión máxima alcanzada por las piezas de PLA es de 47 MPa, mientras que el límite del material según el estudio realizado se encuentra en 55 MPa, por lo que se puede considerar el diseño seguro para su uso.

Sin embargo, el análisis por elementos finitos muestra a su vez que el PLA no es capaz de soportar el par de apriete recomendado por la norma UNE 17108:1981 (anexo 3) para los tornillos M3x10. En el segundo caso de estudio presentado en el apartado 4.3 del anexo 4 se demuestra por contra que el ensamblaje sí que resiste el agarre estudiado si dicha unión se realiza sin precarga, por lo que se requerirá la aplicación del fijador de roscas LOCTITE 222 para asegurar la fijación de la unión.

13.6. Fabricación, montaje y prueba del Prototipo V2

Tras finalizar las modificaciones expuestas en los subapartados anteriores se procedió a la impresión y montaje de la segunda versión del prototipo.

En base a los resultados del estudio de resistencia del PLA, las piezas fabricadas con dicho material se imprimieron con una boquilla de 0,8 mm, a 220 °C, 50 mm/s, con 5 perímetros, una altura de capa de 0,32 mm y un 10 % de relleno tipo Gyroid. La Figura 57 muestra el layout en Cura de todas las piezas impresas en PLA del prototipo V2 junto con la pieza de acople al PRO CUFF. La impresión de estos elementos se estima que consume 235 g de PLA y el tiempo de impresión se estima en 23 horas y 25 minutos.

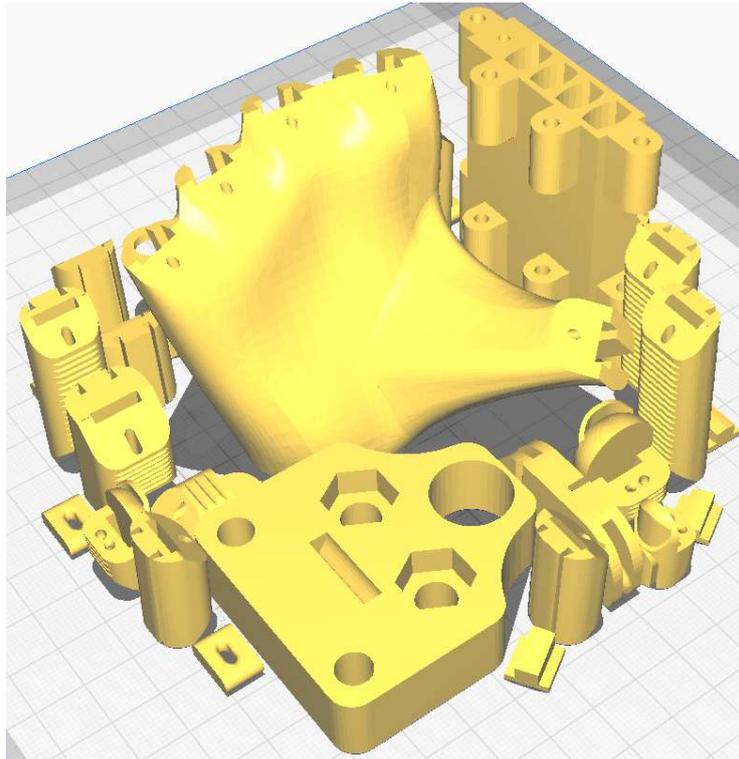


Figura 57: Layout de impresión de las piezas de PLA del prototipo V2 en Ultimaker Cura.

Las piezas fabricadas en TPU se imprimieron con una boquilla de 0,8 mm, 230 °C, 20 mm/s, con 5 perímetros, una altura de capa de 0,32 mm y un 10 % de relleno tipo Gyroid. La Figura 58 muestra el layout de las piezas impresas en TPU, cuya impresión se estima que consume 12 g de TPU y cuyo tiempo de impresión se estima en 59 minutos.

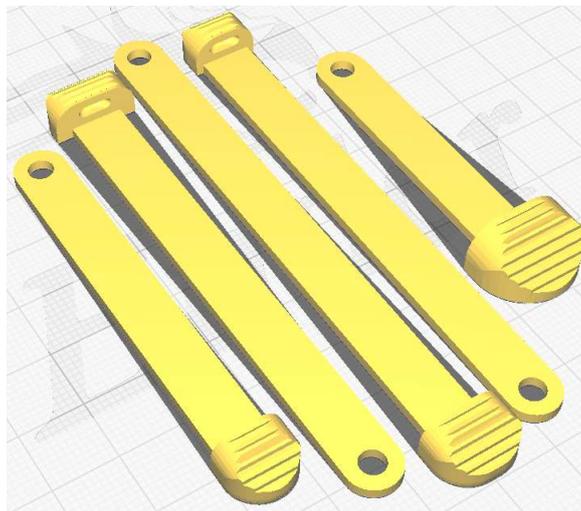


Figura 58: Layout de impresión de las piezas de TPU del prototipo V2 en Ultimaker Cura.

La Figura 59 muestra el prototipo V2 ensamblado. Este fue posteriormente ensayado mediante el test AHAP [3], el Nine-Hole Peg Test [5], el Box & Blocks Test [6] y participó en el primer concurso de manos protésicas UJI-Hand. La metodología de estas pruebas se encuentra detallada en el apartado 8.2. “ensayos experimentales”, y los resultados obtenidos se pueden encontrar en el apartado 14.2 resultados experimentales.

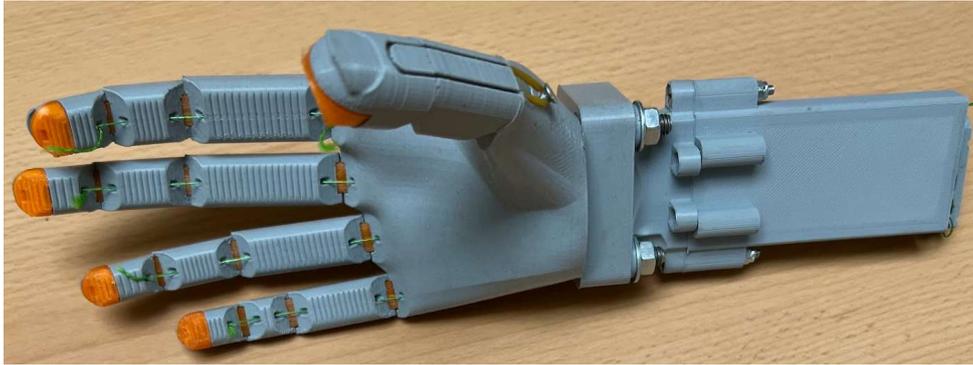


Figura 59: Prototipo V2 acoplado al dispositivo de encaje PRO CUFF.

14. Resultados finales

14.1. Descripción de la solución final adoptada

La versión final de la prótesis desarrollada (Figura 60) cuenta con 5 dedos y un aspecto antropomorfo que respeta las dimensiones de longitud para el percentil nº5 de mujeres expuestas en el estudio de M. Vergara et al. [15]. Pesa un total de 181 g (Figura 61), lo cual es notablemente inferior al peso límite establecido como requisito de diseño (400 g). Es de actuación mecánica por arnés y de retorno automático mediante gomas elásticas. Cuenta con un sistema de subactuación basado en poleas que permite un agarre adaptativo. Es acoplable a un encaje comercial para amputaciones transradiales y el diseño paramétrico de los componentes permite una escalabilidad y modificación sencillas para mejorar la adaptación a la anatomía del paciente.

La resistencia de la solución final está respaldada por el estudio por elementos finitos detallado en el anexo 4, y a su vez los valores de las tensiones límite admisibles aplicados en dichos estudios están respaldados por el estudio de resistencia del material de impresión expuesto en el apartado 11.

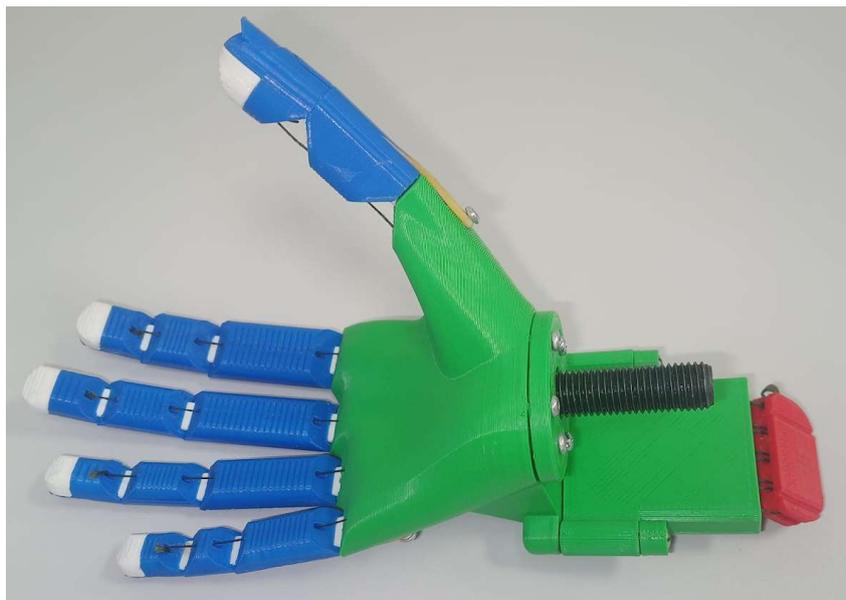


Figura 60: Versión final del dispositivo terminal.



Figura 61: Pesaje de la versión final del dispositivo terminal.

La Figura 62 muestra el layout en Cura de todas las piezas impresas en PLA de la solución final. La impresión de estos elementos se estima que consume 173 g de PLA y su tiempo de impresión se estima en 9 horas y 19 minutos.

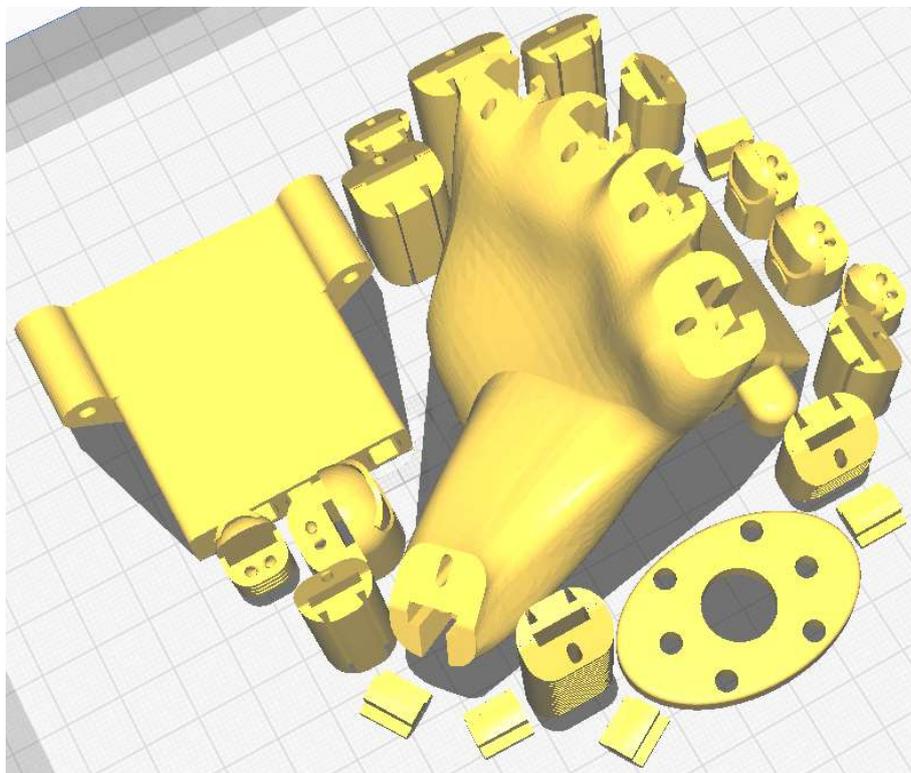


Figura 62: Layout de impresión de las piezas de PLA de la solución final en Ultimaker Cura.

Las piezas impresas por TPU del prototipo V2 no tienen modificación alguna frente a las de la solución final, por lo que las estimaciones de consumo de material y tiempo son las mismas (12 g y 59 minutos). El layout de dichas piezas es el mismo y puede observarse en la Figura 58.

El procedimiento de montaje del dispositivo terminal es el siguiente:

1. Insertar mediante la ayuda de un soldador eléctrico de estaño un inserto roscado de latón en cada uno de los 8 taladros de la base de la palma.
2. Atornillar las correderas del sistema de subactuación mediante los dos tornillos M3x25. Aplicar fijador de roscas Loctite 222 a las roscas de los tornillos previo a su atornillado.
3. Insertar la cabeza del tornillo ANSI ½-20 en el hueco hexagonal de la base de la palma. Colocar la tapa y sujetar mediante 6 tornillos M3x10. Aplicar fijador de roscas Loctite 222 a las roscas de los tornillos previo a su atornillado.
4. Atornillar 5 tornillos M3x6 en los 5 taladros de la superficie dorsal de la palma, situados cerca de las articulaciones MCF de los 5 dedos. Dejar un espacio de aproximadamente 2 milímetros entre la cabeza de los tornillos y la superficie dorsal de la palma.
5. Cortar 5 trozos de cable de pesca, de aproximadamente 1 metro cada uno.
6. Introducir uno de los trozos de cable por el hueco circular cercano a la articulación MCF del pulgar, hasta que el cable salga por la corredera correspondiente del sistema de subactuación.
7. Realizar con dicho cable un nudo corredizo de al menos 5 vueltas en una de las 4 poleas del sistema de subactuación. Aplicar pegamento líquido de secado rápido en el nudo y dejar secar.
8. Repetir los pasos 6 y 7 introduciendo los cables por los huecos cercanos a las articulaciones MCF del índice, medio y anular.
9. Introducir el trozo restante de cable por el hueco circular cercano a la articulación MCF del meñique, hasta que este salga por el hueco circular en las correderas de subactuación.
10. Enhebrar con el cable anterior las 4 poleas de subactuación y el yugo de subactuación tal y como se indica en la Figura 63. Realizar un nudo corredizo de 5 vueltas en el yugo de subactuación como muestra la Figura 63. Aplicar pegamento líquido sobre el nudo de secado rápido y dejar secar.

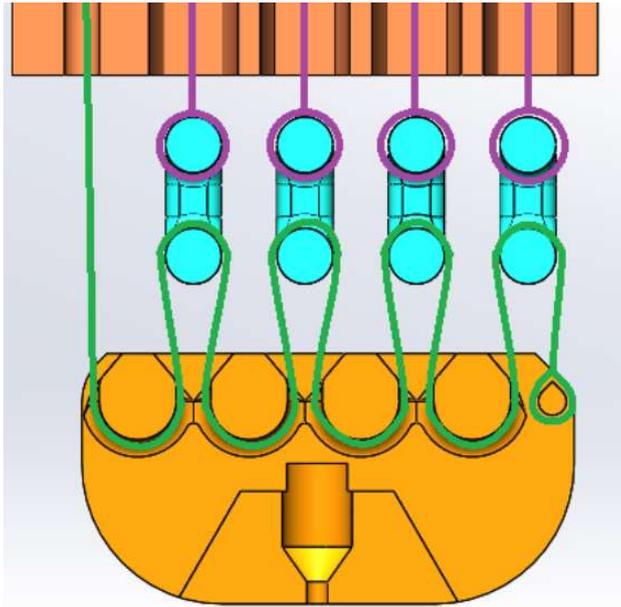


Figura 63: Esquema enhebrado y nudo cable meñique.

11. Aplicar grasa de litio sobre todas las superficies de contacto del cable del meñique.
12. Estirar de los 5 cables desde los extremos próximos a las articulaciones MCF, hasta que las poleas toquen con la superficie de la base de la palma y el yugo del sistema de subactuación toque con las correderas.
13. Enhebrar con el cable de actuación del pulgar las falanges proximal y distal de este, y realizar un nudo de ballestrinque sobre la falange distal como se muestra en la Figura 64. Aplicar pegamento líquido de secado rápido y dejar secar.

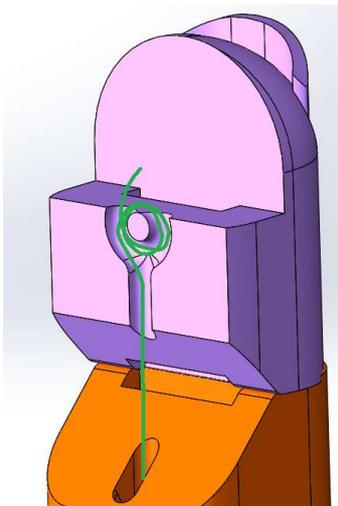


Figura 64: Nudo de ballestrinque sobre la falange distal del pulgar.

14. Repetir el paso 13 sobre el índice, el medio, el anular y el meñique, incluyendo la falange media entre las falanges distal y proximal.
15. Introducir la unión elástica del pulgar por los huecos rectangulares de las falanges distal y proximal. Introducir el eje saliente en la parte dorsal de la

palma por el taladro de la unión elástica como muestra la Figura 65. Introducir con golpes suaves el tope del acople del pulgar como muestra la Figura 65 para asegurar la articulación.

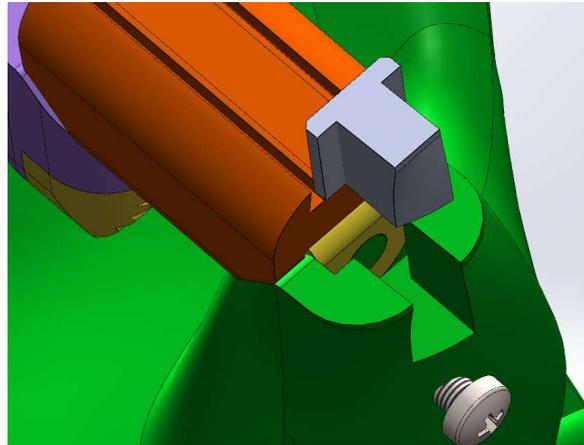


Figura 65: Acople de la unión elástica del pulgar a la palma.

16. Repetir el procedimiento del paso 15 para los dedos índice, medio, anular y meñique, incluyendo la falange media entre las falanges distal y proximal.
17. Introducir las 5 gomas elásticas por las ranuras en el dorso de los 5 dedos y sujetarlas mediante los tornillos en el dorso de la palma.

14.2. Resultados experimentales

- AHAP

La Tabla 10 muestra los resultados obtenidos en el ensayo del prototipo V2 mediante el protocolo AHAP, mientras que la Tabla 11 muestra los índices de habilidad de agarre derivados de estos resultados. Se debe destacar que se ha añadido un guante de trabajo a la prótesis para mejorar el rozamiento de los dedos con los objetos del set, como se puede observar en la Figura 66.



Figura 66: Prototipo V2 con guante realizando un agarre cilíndrico sobre un taladro a batería (izquierda). y un agarre tipo pinza lateral sobre una llave (derecha).

Tabla 10: Resultados del ensayo AHAP sobre el prototipo V2.

Posture/Task	Object	Successful completion score			Maintaining grip score		
		Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 1	Trial 2	Trial 3
Hook	Skillet lid	1	1	1	1	1	0,5
Spherical grip	Plastic apple	1	1	1	1	1	1
Tripod pinch	Large marker	1	0,5	1	1	1	1
Extension grip	Plate	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Cylindrical grip	Chips can	1	1	1	1	1	1
Diagonal volar grip	Phillips Screwdriver	0,5	0,5	0,5	1	1	1
Lateral pinch	Bowl	1	1	1	0,5	0,5	0,5
Pulp pinch	Small marker	0,5	0,5	0,5	1	1	1
Index pointing/pressing	Timer	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Hook	Pitcher base	1	1	1	1	1	1
Spherical grip	Softball	1	1	1	1	1	1
Tripod pinch	Tuna can	1	1	1	1	1	1
Extension grip	Cracker box	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Cylindrical grip	Coffee can	1	1	1	0	0,5	0
Diagonal volar grip	Spatula	0,5	0,5	0,5	1	1	1
Lateral pinch	XS Clamp	0,5	0,5	0,5	1	1	1
Pulp pinch	Plastic pear	0,5	0,5	1	1	1	1
Platform	Plate	0,5	0,5	0,5	-	-	-
Hook	Wood blocks with rope	1	1	1	1	1	1
Spherical grip	Mini soccer ball	0	1	0	0	0	0
Tripod pinch	Golf ball	0,5	0,5	0,5	1	1	1
Extension grip	Pudding box	0,5	0,5	0,5	1	1	1
Cylindrical grip	Power drill	1	1	1	1	1	1
Diagonal volar grip	Skillet	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Lateral pinch	Key	1	1	1	1	1	1
Pulp pinch	Washer 10 mm	0,5	0,5	0,5	1	1	1

Tabla 11: Índices de habilidad de agarre del prototipo V2.

GAS (GLOBAL)	77,12%
GAS Hook	97,22%
GAS Spherical Grip	72,22%
GAS Tripod Pinch	88,89%
GAS EG	58,33%
GAS Index Pointing	50,00%
GAS Cylindrical Grip	86,11%
GAS Diagonal Volar Grip	66,67%
GAS Lateral Pinch	83,33%
GAS Pulp Pinch	77,78%
GAS Platform	25,00%

El resultado obtenido en el ensayo del protocolo AHAP (GAS 77%) es satisfactorio, dado que las 2 manos protésicas que se evaluaron durante el desarrollo del protocolo (mano robótica ARMAR y KIT Prosthetic Hand) obtuvieron unos índices de habilidad de agarre del 61% y 79% respectivamente [3]. Además el GAS es superior al de las prótesis IMMA (GAS 57%), Limbitless (GAS 50%), Dextrus (GAS 48 %), y InMoov (GAS 49%) [30].

- **Nine-Hole Peg Test**

El prototipo V2 fue ensayado frente a una prótesis comercial mediante el Nine-Hole Peg Test, por parte de dos sujetos. La Tabla 12 muestra los resultados de estos ensayos. La Figura 67 muestra un fotograma de uno de los videos que se grabaron para documentar el ensayo.



Figura 67: Realización del Nine-Hole Peg Test utilizando el prototipo V2.

Tabla 12: Resultados del ensayo Nine-Hole Peg Test.

Tiempo (s)	Sujeto	Mano	Pines	Pines/Minuto
67	1	Comercial	9	8,06
102	1	Comercial	9	5,29
84	1	Comercial	9	6,43
231	1	Prototipo V2	4	1,04
180	1	Prototipo V2	0	0,00
180	1	Prototipo V2	0	0,00
67	2	Comercial	9	8,06
100	2	Comercial	9	5,40
86	2	Comercial	9	6,28
145	2	Prototipo V2	9	3,72
267	2	Prototipo V2	9	2,02
238	2	Prototipo V2	9	2,27

De las 6 veces que fue ensayado el prototipo V2, 3 de estas se tuvo que parar a mitad del test por fatiga del usuario. Por estos resultados obtenidos podemos concluir que la prótesis tiene carencias en el agarre de objetos pequeños, obteniendo un resultado medio de pines por minuto mucho inferior al de la prótesis comercial (6,59 pin/seg para la prótesis comercial frente a 1,51 pin/min para el prototipo V2). Un trabajo a futuro puede ser mejorar la geometría de las uñas para que estas asistan en dicho caso.

- **Box & Blocks Test**

El prototipo V2 fue ensayado mediante el test Box & Blocks frente a la prótesis comercial, siendo ambas prótesis ensayadas 3 veces por dos sujetos distintos. Los resultados de dichos ensayos se muestran en la Tabla 13. La Figura 68 muestra el prototipo V2 realizando dicho test.



Figura 68. Realización del test Box & blocks utilizando el prototipo V2.

Tabla 13: Resultados del test Box & Blocks.

Sujeto	Mano	Resultado (número de bloques)
1	Comercial	14
1	Comercial	15
1	Comercial	15
1	Prototipo V2	14
1	Prototipo V2	14
1	Prototipo V2	21
2	Comercial	14
2	Comercial	20
2	Comercial	17
2	Prototipo V2	16
2	Prototipo V2	19
2	Prototipo V2	18

Los resultados muestran una media de 15,83 bloques por minuto para la prótesis comercial y una media de 17 bloques por minuto para el prototipo V2. Se considera un resultado satisfactorio.

- Concurso UJI-Hand

El prototipo V2 obtuvo el primer puesto en la primera edición del concurso UJI-Hand, desplazando 21 botellas sobre la barrera en la primera prueba (Figura 69) y completando el posicionamiento de todos los objetos de la segunda prueba en 6 minutos y 31 segundos. Las Figuras 69 y 70 muestran al prototipo V2 durante la segunda prueba del concurso, preparado para agarrar una llave y posteriormente introduciéndola en la ranura preparada para esta en la segunda prueba del concurso. En la Figura 71 se puede observar a su vez diversos objetos colocados en su posición correctamente por la prótesis (cepillo de dientes, moneda de 1 €, tarjeta y pelota de tenis).



Figura 69: Sujeto agarrando una botella de plástico con agua mediante el prototipo V2 para pasarla por encima de la barrera en la primera prueba del concurso UJI-Hand.



Figura 70: Sujeto preparado para coger la llave con la prótesis prototipo V2 en la segunda prueba del concurso UJI-Hand.



Figura 71: Sujeto introduciendo la llave con la prótesis prototipo V2 en en la ranura designada en la segunda prueba del concurso UJI-Hand. Moneda de 1 €, cepillo de dientes, tarjeta y pelota de tenis ya colocados en los lugares designados.

15. Resumen del presupuesto

15.1. Presupuesto de ejecución material (PEM)

Sumando todos los costes expuestos en los apartados del presupuesto se obtiene el presupuesto de ejecución material, expuesto en la Tabla 14.

Tabla 14: PEM

Apartado	Importe (€)
Mano de obra	12.000,00
Amortización de herramientas	1.373,75
Material de ensayos	1.728,42
Costes de fabricación	91,00
Total	15.193,17

15.2. Presupuesto de Ejecución por Contrata (PEC)

La Tabla 15 muestra el cálculo del PEC, el cual se obtiene añadiendo al PEM el coste de los Gastos Generales, los cuales se han aproximado al 20% del PEC, y considerando el I.V.A. del 21% sobre la suma resultante.

Tabla 15: PEC

Concepto	Importe (€)
Presupuesto de ejecución material (PEM)	15.193,17
20% Gastos Generales	3.038,63
Subtotal	18.231,80
IVA (21%)	3.828,60
TOTAL	22.060,02

El presupuesto total del presente proyecto asciende a veintidós mil sesenta Euros con dos céntimos.

16. Conclusiones y trabajos futuros

Con la realización de este trabajo de fin de grado se ha llevado a cabo el desarrollo de un dispositivo terminal para prótesis de miembro superior funcional, con una buena capacidad de agarre demostrada por los resultados obtenidos en los distintos test de evaluación, así como por la obtención del primer puesto en la primera edición del concurso de manos protésicas UJI-Hand. La resistencia de dicho dispositivo está respaldada por un estudio por elementos finitos, el cual a su vez está respaldado por un estudio de la resistencia del material de impresión.

Tras la finalización de este trabajo, el diseño podría ser utilizado por parte del equipo UJI-Hand para la participación en la disciplina Arm Prosthesis Race de la competición Cybathlon 2024. A su vez, el dispositivo será publicado en la plataforma Printables de Prusa Research para su libre distribución y modificación bajo licencia Creative Commons 4.0.

Como posibles mejoras del diseño se proponen la adaptación de este al encaje de las prótesis Kwawu o Unlimbited Arm, ya que los encajes comerciales son caros y por lo tanto no son realmente asequibles por la población a la cual va destinada este producto. A su vez se propone mejorar el diseño de las uñas visto el pobre desempeño de la prótesis en el 9 Peg-hole Test.

Como trabajos a futuro, dentro del Grupo de Biomecánica y Ergonomía, se va a estudiar la adaptación de la solución para las articulaciones de los dedos diseñada en este proyecto para su integración en la prótesis UNIQUE-Hand. A su vez se va a presentar el trabajo realizado en el estudio factorial de la tensión de rotura del PLA al XXIV Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica (CNIM).

17. Bibliografía

1. McDonald CL, Westcott-McCoy S, Weaver MR, Haagsma J, Kartin D. Global prevalence of traumatic non-fatal limb amputation. *Prosthet Orthot Int*. 2021 Apr 1;45(2):105-114. doi: 10.1177/0309364620972258. PMID: 33274665.
2. Jamie Vandersea, Arm & Hand Prosthetics The complete guide from the prosthetic experts at MCOP. Online, ver en: <https://mcopro.com/blog/resources/arm-hand-prosthetics/>
3. Llop-Harillo, Immaculada, et al. The Anthropomorphic Hand Assessment Protocol (AHAP). *Robotics and Autonomous Systems*, 2019, vol. 121: 103259
4. World Health Organization. Assistive Technology, 18 May 2018. Online, ver en: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/assistive-technology>
5. Sinead Greenan et al., Physiopedia. Nine-Hole Peg Test. Online, ver en: https://www.physio-pedia.com/Nine-Hole_Peg_Test
6. Sinead Greenan et al., Physiopedia. Box and Block Test. Online, ver en: https://www.physio-pedia.com/Box_and_Block_Test
7. Llop-Harillo, Immaculada. Diseño, construcción y evaluación experimental de una mano antropomorfa accionada por cable. Trabajo de Fin de Máster, 2016.
8. E-NABLE. Phoenix Hand, Unlimbited Hand. Online, ver en: <https://enablingthefuture.org/phoenix-hand/>
9. Gyrobot, Flexi-hand 2. Online, ver en: <https://www.thingiverse.com/thing:380665>
10. Jacquin Buchanan, Kwawu Arm 2.0. Online, ver en: <https://www.thingiverse.com/thing:2841281>
11. Massa, Bruno & Roccella, S. & Carrozza, Maria Chiara & Dario, Paolo. (2002). Design and Development of an Underactuated Prosthetic Hand.. *Proceedings ICRA '02, IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 4. 3374-3379. 10.1109/ROBOT.2002.1014232.
12. Dechev, Nikolai (1999). Design of a multi-fingered, passive adaptive grasp prosthetic hand, better function and cosmesis. Department of Mechanical and Industrial Engineering, University of Toronto.
13. Zappatore, Giovanni & Reina, Giulio & Messina, Arcangelo. (2017). Analysis of a Highly Underactuated Robotic Hand. *International Journal of Mechanics and Control*. 18. 17-23.
14. Comparación de dos diseños de dedo protésico subactuado: tendón vs. sistema articulado. J. Andrés-de la Esperanza, A. Pérez-González. XXI Congreso nacional de ingeniería mecánica.

15. Vergara, M, Agost, MJ, Gracia-Ibáñez, V. Dorsal and palmar aspect dimensions of hand anthropometry for designing hand tools and protections. *Hum Factors Man.* 2018; 28: 17– 28.
16. Cobos Guzmán, Salvador; Ferre Pérez, Manuel; Sánchez-Urán González, Miguel Ángel; Ortego la Moneda, Javier y Peña, César (2008). Efficient human hand kinematics for manipulation tasks. En: "IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008", 22/09/2008-26/09/2008, Niza, Francia. ISBN 978-1-4244-2057-5.
17. Cobos, S., Ferre, M., Ortego, J., Sánchez-Urán, M.A. (2008). Simplified Hand Configuration for Object Manipulation. In: Ferre, M. (eds) *Haptics: Perception, Devices and Scenarios. EuroHaptics 2008. Lecture Notes in Computer Science*, vol 5024. Springer, Berlin, Heidelberg.
18. I. Llop Harillo, A. Pérez González, F. J. Andrés de la Esperanza. Comparación de la cadena cinemática de manos antropomorfas artificiales con la de la mano humana, XXII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica, Madrid 2018.
19. J Stirrup, HC Thyregod, JS Jensen, et al. Traumatic amputation of the upper limb: the use of body-powered prostheses and employment consequences, *Prosthetics Orthotics Int*, 12 (1988), pp. 50-52
20. Judith Davidson, A survey of the satisfaction of upper limb amputees with their prostheses, their lifestyles, and their abilities. *Journal of Hand Therapy*, Volume 15, Issue 1, 2002, Pages 62-70, ISSN 0894-1130
21. HW Kay, E Peizer Studies of the upper extremity amputee: prosthetic usefulness and wearer performance *Artif Limbs*, 5 (2) (1958), pp. 31-87
22. Kyberd PJ, Hill W. Survey of upper limb prosthesis users in Sweden, the United Kingdom and Canada. *Prosthet Orthot Int.* 2011 Jun;35(2):234-41. doi: 10.1177/0309364611409099. PMID: 21697204.
23. Pylatiuk, Christian 1 ;, Schulz, Stefan 1; Döderlein, Leonhard 2. Results of an Internet survey of myoelectric prosthetic hand users. *Prosthetics and Orthotics International* 31(4):p 362-370, December 2007. | DOI: 10.1080/03093640601061265
24. S. G. Millstein, H. Heger and G. A. Hunter, Prosthetic use in adult upper limb amputees: a comparison of the body powered and electrically powered prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, 1986, 10, 27-34.
25. Miguel Ángel Escobar Guachambala, Javier José Gavilanes Carrión, Mesías Heriberto Freire Quintanilla, Evaluación de la capacidad de absorción de energía de impacto y dureza en probetas impresas en 3D de PLA y ABS con estructura cúbica y tri hexagonal. *Conciencia Digital* Vol. 3, N°2, p. 17-33, abril-junio, 2020.

26. A. Lanzotti, et al., “The impact of process parameters on mechanical properties of parts fabricated in PLA with an open-source 3-D printer”, *Rapid Prototyping Journal* 21, 604-617 (2015)
27. J. Ibañez-Borreda, A. Gonzalez-Trocoli, A. Pérez-González, and I. Llop-Harillo, “Actuación mecánica de prótesis de mano”, *Jornada Estudià i Investiga a l’UJI*, 2022.
28. Hansen. (2020). Netter. *Anatomía Clínica* (4a Ed.). Elsevier. ISBN-10 8491137459.
29. “Pro Cuff. TRS Prosthetics.” <https://www.trsprosthetics.com/product/pro-cuff/>
30. Llop-Harillo I, Pérez-González A, Andrés-Esperanza J. Grasping Ability and Motion Synergies in Affordable Tendon-Driven Prosthetic Hands Controlled by Able-Bodied Subjects. *Front Neurorobot.* 2020 Aug 26;14:57. doi: 10.3389/fnbot.2020.00057. PMID: 32982713; PMCID: PMC7480172.

ANEXOS

ÍNDICE

1. Datasheet PLA Basic Green.....	79
2. Datasheet TPU Filaflex 60A Pro.....	80
3. Tabla de pares de apriete recomendados según norma UNE 17108:1981.....	81
4. Análisis por elementos finitos.....	82
4.1. Propiedades de los materiales del estudio.....	83
4.2. Estudio de tensiones sobre la unión entre insertos roscados y las piezas de PLA.....	84
4.3. Estudio de tensiones sobre el acople de la prótesis al encaje comercial.....	87

1. Datasheet PLA Basic Green

Información general	
Lugar de fabricación	Europa
Material	PLA INGEO 3D850 Natureworks
Formato	Bobina de 1 kg
Densidad	1.24 g/cm ³
Diámetro de filamento	1.75 ó 2.85 mm
Tolerancia de diámetro	±0,05 mm
Longitud filamento	±335 m (Ø 1.75 mm) ±110 m (Ø 2.85 mm)
Color	Verde
RAL/Pantone (aproximado)	RAL 6018
Propiedades de impresión	
Temperatura de impresión	190-220 °C
Temperatura de base/cama	20-60 °C
Temperatura de cámara	No necesaria
Ventilador de capa	Recomendado
Propiedades mecánicas	
Resistencia al impacto Izod (ASTM D256)	118 J/m
Resistencia al impacto Charpy	-
Alargamiento a la rotura (ASTM D638)	3.31 %
Resistencia a la tracción (ASTM D638)	50 MPa
Módulo de tracción (ASTM D638)	2315 MPa
Resistencia a la flexión	-
Módulo de flexión	-
Dureza superficial	-
Propiedades térmicas	
Temperatura reblandecimiento (ASTM E2092)	80-90 °C
Temperatura de fusión	175 °C

2. Datasheet TPU Filaflex 60A Pro

Información general	
Fabricante	Recreus 3D (España)
Material	Filaflex 60A Pro
Formato	Pack de 50g Bobina de 0.5kg
Densidad	1.07 g/cm ³
Diámetro de filamento	1.75 ó 2.85 mm
Tolerancia de diámetro	±0,05 mm
Longitud filamento	±194 m (Ø 1.75mm-0.5kg) ±73 m (Ø 2.85mm-0.5kg)
Color	Negro, blanco.
RAL/Pantone	-
Propiedades de impresión	
Temperatura de impresión	215-250°C
Temperatura de base/cama	No necesaria
Temperatura de cámara	No necesaria
Ventilador de capa	Recomendado
Velocidad de impresión	20-60 mm/s
Diámetro nozzle mínimo	0.4 mm o superior
Altura de capa	0.2 mm
Retracción	3.5-6.5 mm (20-120 mm/s)
Propiedades mecánicas	
Resistencia al impacto Izod	-
Resistencia al impacto Charpy	-
Alargamiento a la rotura (DIN 53504-S2)	950 %
Resistencia a la tracción (DIN 53504-S2)	26 MPa
Módulo de tracción	-
Resistencia a la flexión	-
Módulo de flexión	-
Dureza superficial	Shore 63A
Resistencia a la abrasión	45 mm ³

3. Tabla de pares de apriete recomendados según norma UNE 17108:1981

Tabla XIII
CABEZA CILINDRICA

Clase 8.8 $E = 64 \text{ da N/mm}^2$

DESIGNACION		COEFICIENTE DE ROZAMIENTO μ					
		0,07	0,08	0,10	0,11	0,12	0,14
ROSCA	PASO	Momentos de apriete (da N·m)					
M 1	0,25	0,0025	0,0027	0,0030	0,0032	0,0033	0,0035
M 1,2	0,25	0,0047	0,0050	0,0057	0,0061	0,0064	0,0069
M 1,4	0,3	0,0072	0,0078	0,0089	0,0094	0,0099	0,011
M 1,6	0,35	0,011	0,012	0,013	0,014	0,015	0,016
M 2	0,4	0,022	0,024	0,027	0,029	0,030	0,033
M 2,5	0,45	0,044	0,047	0,054	0,058	0,061	0,066
M 3	0,5	0,078	0,084	0,097	0,10	0,11	0,12
M 3,5	0,6	0,12	0,13	0,15	0,16	0,17	0,18
M 4	0,7	0,18	0,19	0,22	0,24	0,25	0,27
M 5	0,8	0,36	0,39	0,45	0,47	0,50	0,55
M 6	1	0,60	0,66	0,76	0,80	0,85	0,93
M 8	1,25	1,4	1,6	1,8	1,9	2,0	2,2
M 10	1,5	2,8	3,1	3,6	3,8	4,0	4,4

4. Análisis por elementos finitos

Este anexo tiene como objetivo el estudio de la resistencia de la solución final expuesta en la memoria del proyecto, la cual se muestra en la Figura 1.

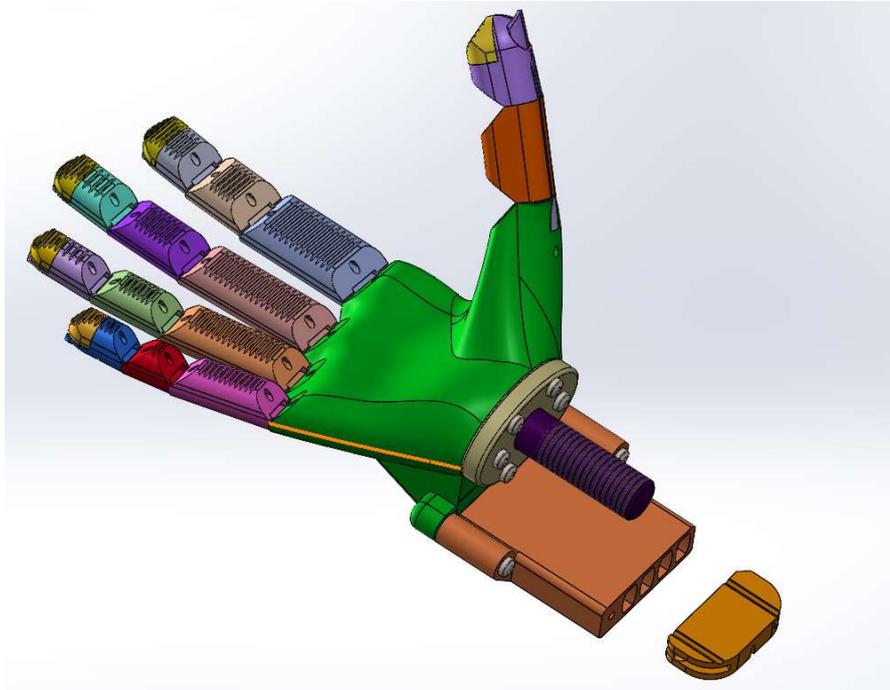


Figura 1: Ensamblaje de la solución final

Se ha considerado como caso extremo y por tanto objeto de este estudio el agarre tipo gancho (hook) de un objeto de 15 kg realizado mediante la superficie pamar más cercana a los dedos, bajo la hipótesis de que este agarre es el que produce los mayores esfuerzos internos en la prótesis de entre los agarres especificados en la Tabla 2 “requisitos de diseño” de la memoria del documento.

Se ha considerado que el sistema presenta dos puntos críticos que deben ser analizados:

- La resistencia de las piezas fabricadas mediante PLA por FFF, cuya tensión límite admisible es de 55 MPa según los resultados del estudio de resistencia del PLA expuesto en el apartado 11 de la memoria.
- La resistencia de las uniones entre los insertos roscados de latón y las piezas de PLA, las cuales se estudian en el apartado 2 de este anexo.

4.1. Propiedades de los materiales del estudio

Las Tablas 1 a 3 muestran las propiedades de los materiales aplicados a los componentes de los estudios por elementos finitos detallados en los apartados 4.2 y 4.3 de este anexo.

Tabla 1: Propiedades del material “PLA”

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	1710000000	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.394	N/D
Módulo cortante	318900000	N/m ²
Densidad de masa	1024	kg/m ³
Límite de tracción	55000000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico		N/m ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica	0.2256	W/(m·K)
Calor específico	1386	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Tabla 2: Propiedades del material “Acero Aleado”

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	2.1e+11	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.28	N/D
Módulo cortante	7.9e+10	N/m ²
Densidad de masa	7700	kg/m ³
Límite de tracción	723825600	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	620422000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	1.3e-05	/K
Conductividad térmica	50	W/(m·K)
Calor específico	460	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Tabla 3: Propiedades del material “Latón”

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	1e+11	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	3.7e+10	N/m ²
Densidad de masa	8500	kg/m ³
Límite de tracción	478413000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	239689000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	1.8e-05	/K
Conductividad térmica	110	W/(m·K)
Calor específico	390	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

4.2. Estudio de tensiones sobre la unión entre insertos roscados y las piezas de PLA.

4.2.1. Introducción

En este estudio se analizan las tensiones internas sobre la unión entre los insertos roscados de latón y las piezas de PLA, con el objetivo de estudiar la tensión a la cual se produce el desprendimiento del inserto. Para ello previamente se realizan ensayos de tracción sobre un modelo de la unión que incluye el inserto utilizado (3 especímenes). A partir de dichos ensayos se obtiene la fuerza máxima para el desprendimiento del inserto y posteriormente, mediante un análisis de elementos finitos de la unión se determina la tensión del PLA en la zona cercana al inserto para el instante del desprendimiento.

4.2.2. Obtención experimental de la fuerza a tracción máxima admisible por la unión

El valor de la carga externa aplicada en este estudio se ha obtenido experimentalmente mediante el ensayo a tracción de 3 especímenes de esta unión en la máquina de ensayo universal. Dicho montaje puede observarse en la Figura 2, mientras que los resultados del ensayo se muestran en la Tabla 4.



Figura 2: Montaje en la máquina de ensayo universal del espécimen para el estudio de la tensión máxima admisible en los insertos roscados, preparado para el ensayo.

Tabla 4: Resultados del ensayo a tracción sobre los insertos roscados.

Espécimen	F_{\max} (N)
1	537,95
2	518,95
3	469,20

4.2.3. Mallado, aplicación de fuerzas e interacciones entre elementos

La Figura 3 muestra el mallado de estos elementos, así como la restricción de geometría fija aplicada en las superficies inferiores de la pieza de PLA (simulación del agarre de las pinzas de la máquina de ensayo universal) y la aplicación de una fuerza externa sobre la superficie interna del inserto, cuyo valor es el de la fuerza mínima obtenida en el ensayo de tracción expuesto en el subapartado anterior (469,2 N).

La unión entre los dos elementos se ha analizado como una unión rígida entre las caras colindantes.

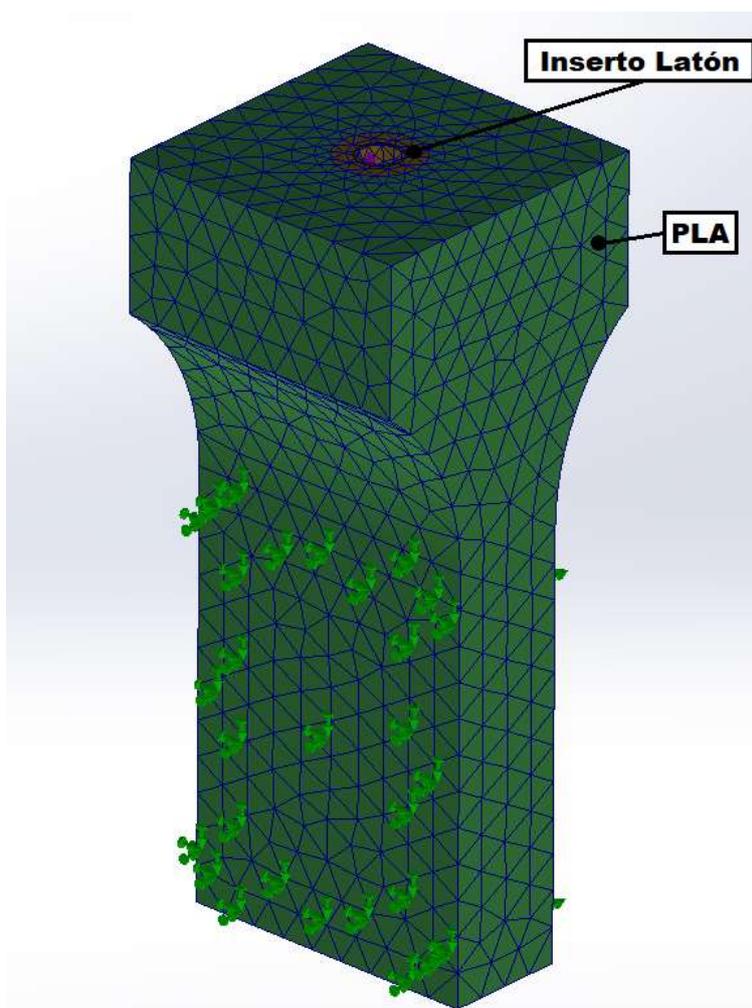


Figura 3: Mallado del análisis inserto-PLA con restricciones externas y cargas aplicadas.

4.2.4. Resultados

La Figura 4 muestra el diagrama de tensiones Von Mises obtenido como resultado. Como se observa el valor de tensión máxima es 37,9 MPa y se da en el inserto. La tensión máxima en el PLA circundante se muestra en la Figura 5, y como se puede observar por el gráfico de colores, es superior a 13,5 MPa.

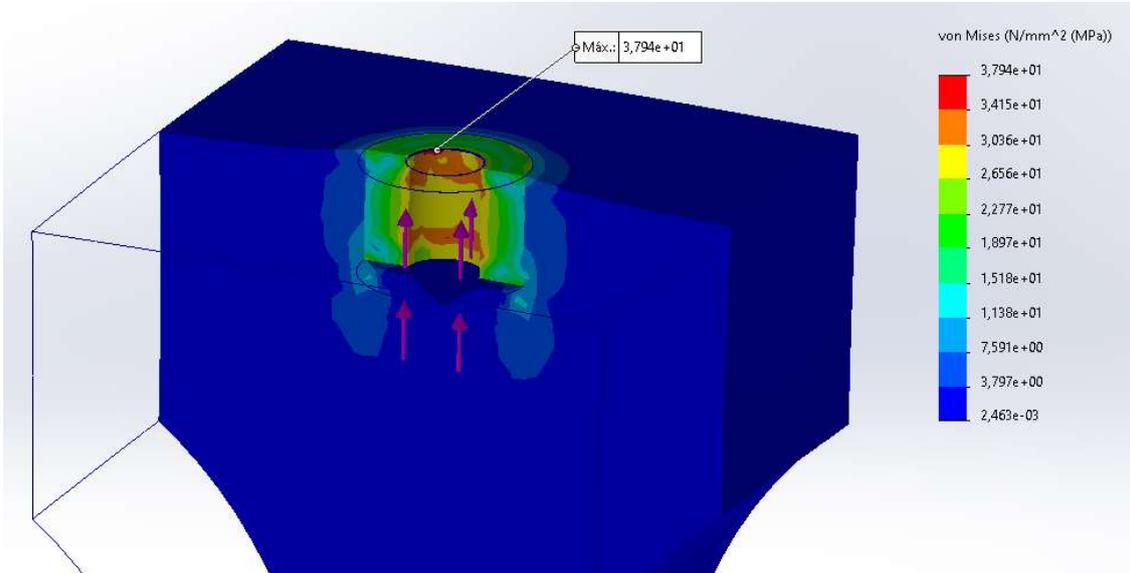


Figura 4: Trazado de tensiones Von Mises para el estudio de la tensión en los insertos roscados.

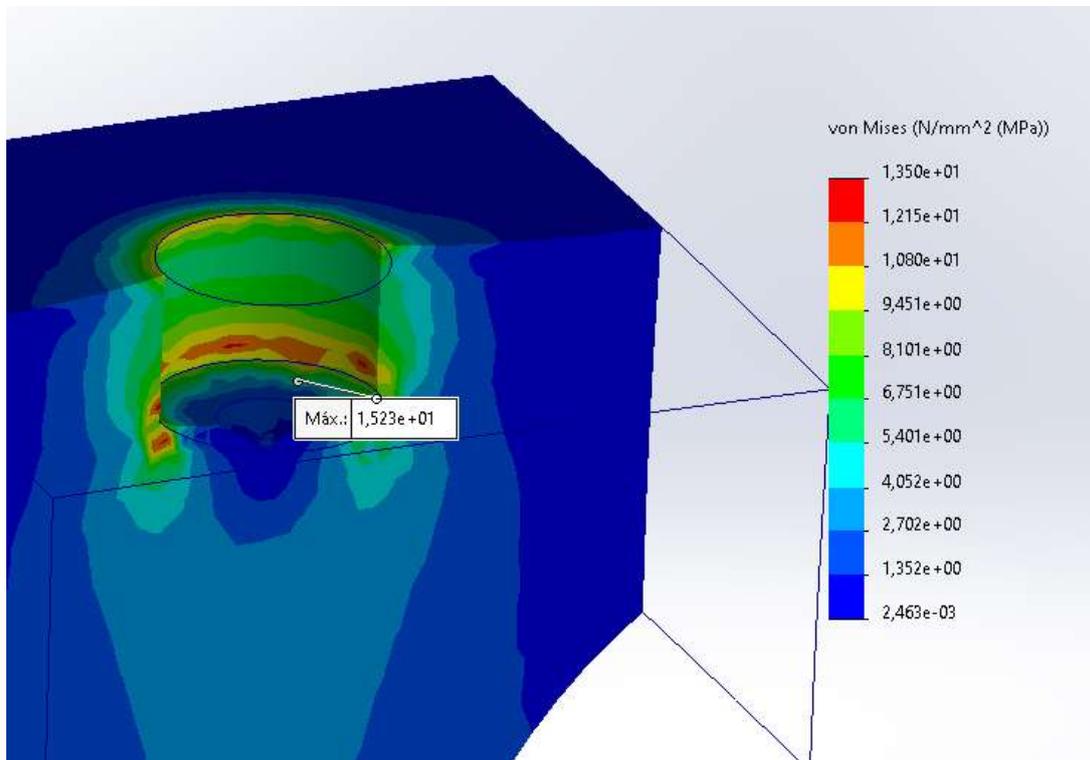


Figura 5: Trazado de tensiones Von Mises en la superficie del PLA circundante al inserto roscado.

4.3. Estudio de tensiones sobre el acople de la prótesis al encaje comercial

4.3.1. Introducción

El objeto de este estudio es el análisis por elementos finitos de la resistencia del subensamblaje mano-tapa-tornillo que permite el acople de la prótesis a un encaje comercial.

Los elementos que componen el ensamblaje objeto de estudio y sus materiales se muestran en la Tabla 5 y la Figura 6.

Tabla 5: Elementos del ensamblaje para el estudio de resistencia del acople a encaje comercial

Componente	Nº de elementos en el ensamblaje	Material
Palma	1	PLA
Tapa	1	PLA
Tornillo M3x10	6	-*
Tornillo ANSI Inch 1/2-20	1	Acero aleado
Inserto roscado	6	Latón

* Elementos no incluidos en el estudio por elementos finitos. Su interacción con el resto de elementos se ha modelado mediante conectores tipo tornillo.

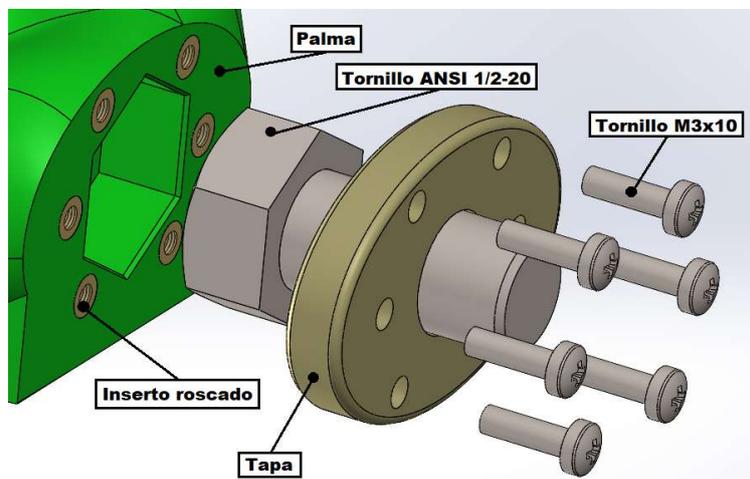


Figura 6: Vista explosionada del ensamblaje Palma-tornillo-tapa

La carga aplicada sobre este estudio simula un agarre tipo *hook* de 15 kg realizado con la superficie de la palma de la mano. Se considera que este agarre es el que presuntamente genera más esfuerzos sobre este subensamblaje de entre los agarres considerados en la Tabla 2 “requisitos de diseño” de la memoria descriptiva.

Las uniones atornilladas de la tapa a los insertos roscados se han incluido en el análisis como conectores atornillados. En primera instancia se ha tenido en cuenta una precarga de 1,2 Nm sobre cada tornillo y un valor de 0,14 para el factor de fricción, ambos

valores obtenidos de la Tabla del anexo 3, la cual muestra los valores de par de apriete recomendados por la norma UNE 17108:1981. A posteriori se observó en los resultados del análisis que este par de apriete genera unas tensiones superiores a la tensión de rotura del PLA localizadas bajo la cabeza de los tornillos, por lo que se repitió el análisis indicando una precarga prácticamente nula en los tornillos (precarga axial de 10 N), en lugar del par de apriete establecido anteriormente. Una precarga tan baja requerirá el uso de fijador de roscas para asegurar la sujeción de la unión atornillada.

4.3.2. Mallado, aplicación de fuerzas e interacciones entre elementos

La Figura 7 muestra la malla generada para este estudio. En dicha figura se puede observar los cortes realizados en la palma en la zona distal y en el pulgar, para la simplificación de su geometría y para reducir el tiempo de cómputo.

Se puede observar a su vez en la Figura 7 la fuerza de 150 N aplicada sobre la superficie palmar cercana a los dedos. En esta se puede observar también las marcas en verde que indican la fijación de la superficie simplificada del tornillo de media pulgada.

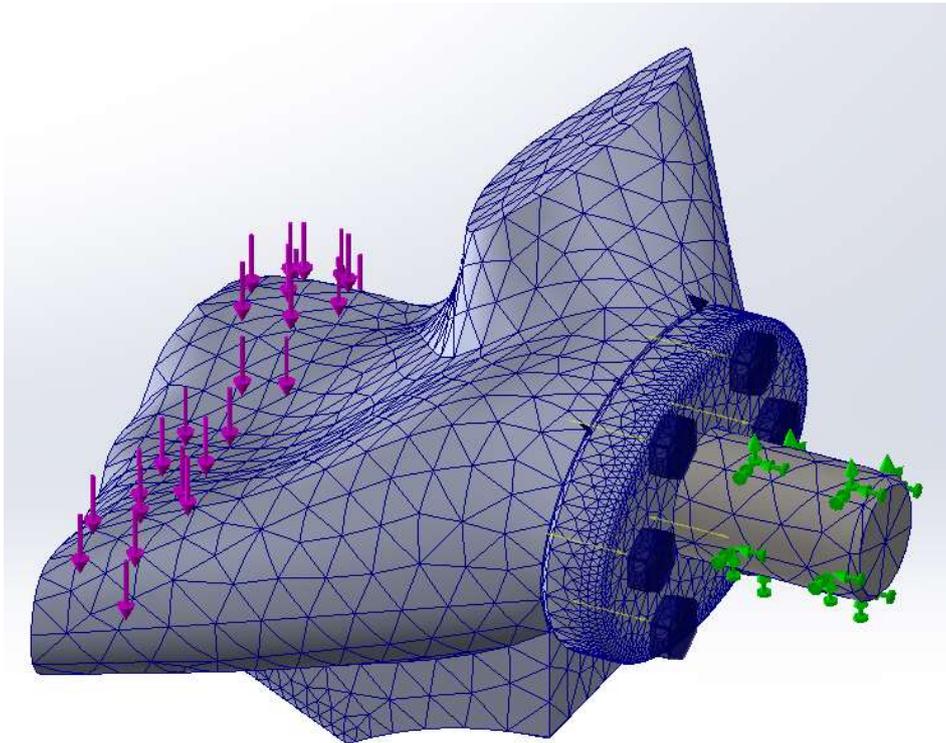


Figura 7: Mallado del ensamblaje del acople de la palma al encaje comercial.

Para simular la interacción entre el tornillo embebido, la palma y la tapa se ha aplicado una restricción global de contacto sin penetración.

4.3.3. Resultados y discusión

La Figura 8 muestra el diagrama de tensiones Von Mises obtenido como resultado, teniendo en cuenta la precarga de 1,2 Nm en las uniones atornilladas. En este se puede observar cómo los puntos de mayor tensión son en la pieza “tapa”, bajo la cabeza de los

tornillos. La tensión máxima alcanzada es de 187,6 MPa, muy superior a la tensión de rotura para este material (55 MPa), según en el estudio expuesto en el apartado 11 de la memoria descriptiva. Sin embargo se considera que se trata de tensiones muy localizadas, producto de un par de apriete excesivamente elevado, y no son producto de las fuerzas externas aplicadas sobre la palma.

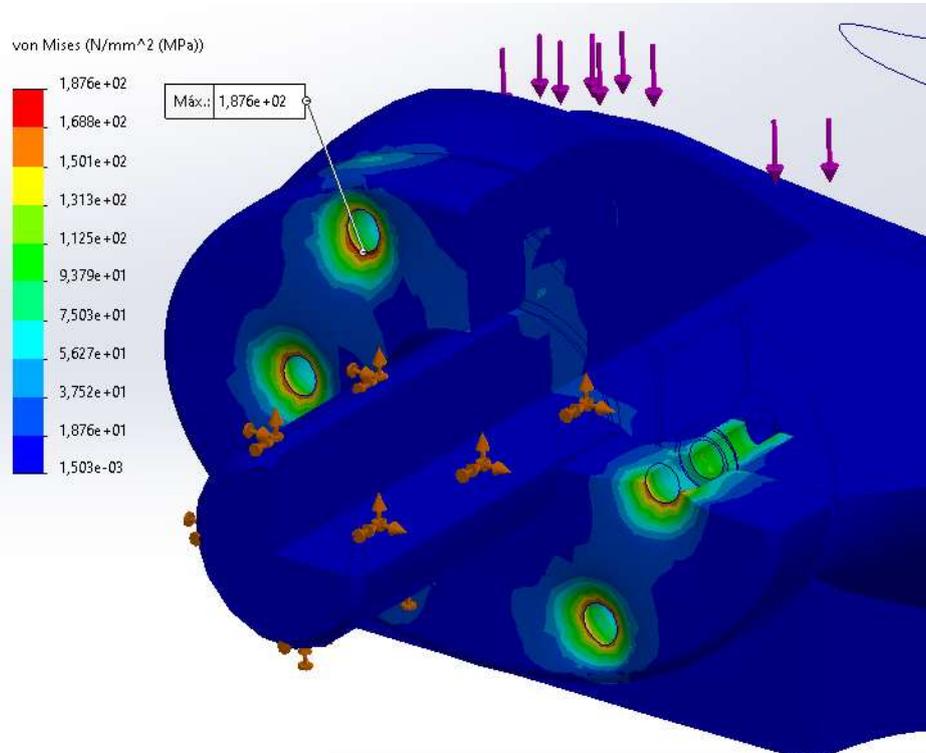


Figura 8: Trazado de tensiones Von Mises para el estudio con precarga tornillos a 1,2 Nm y factor K igual a 0,14.

Las Figuras 9 y 10 muestran el diagrama de tensiones Von Mises teniendo en cuenta una precarga baja en las uniones atornilladas. En la Figura 9 se puede observar cómo los puntos de mayor tensión son en la pieza “tapa”, en la parte inferior de los taladros superiores para los tornillos de sujeción. La tensión máxima alcanzada en este estudio es de 47,3 MPa, inferior a la tensión de rotura del material. En la Figura 9 se puede apreciar la forma de la deformación producida por la carga externa y la interacción entre el tornillo de media pulgada y las piezas de PLA.

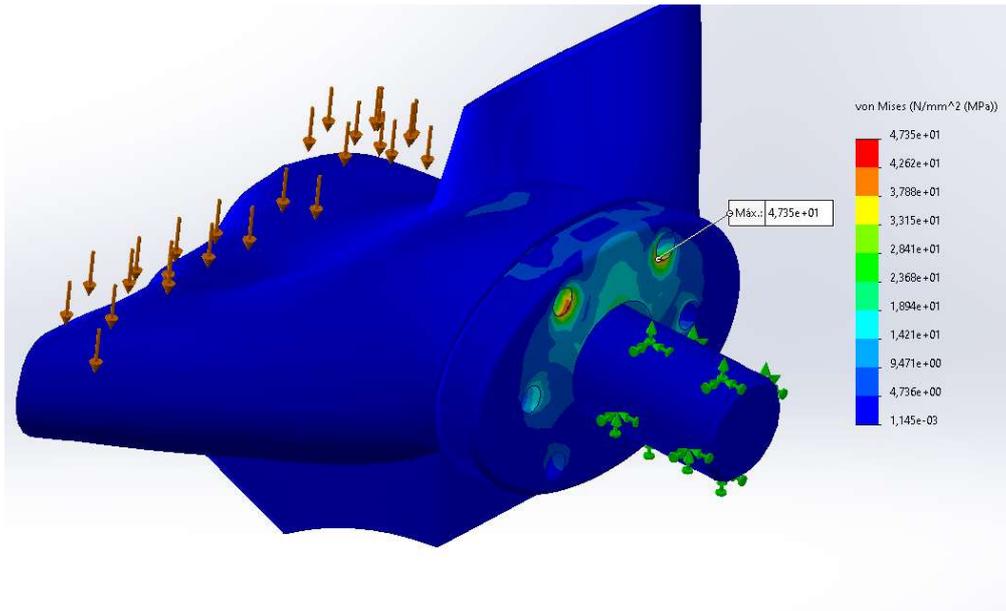


Figura 9: Trazado de tensiones Von Mises para el estudio con precarga axial de 10 N.

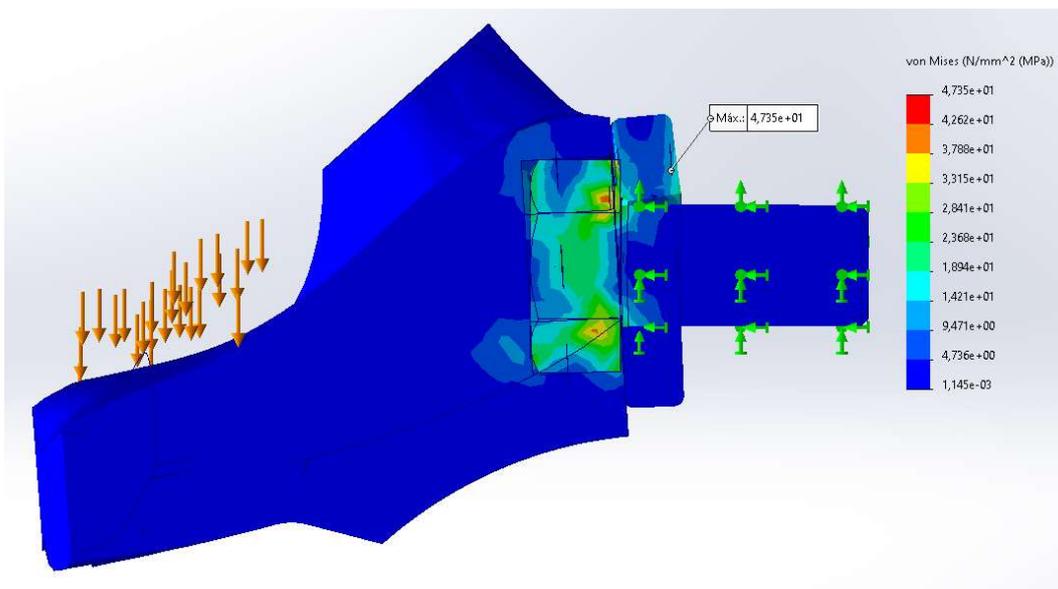


Figura 10: Vista lateral seccionada del trazado de tensiones Von Mises para el estudio con precarga axial de 10 N.

La Figura 11 muestra el diagrama de tensiones Von Mises de un primer plano de la base de la palma, en la que se puede apreciar la tensión máxima en las superficies circundantes a los insertos roscados. En esta se puede apreciar que ninguna de estas llega a visualizarse en rojo, por lo que según el gráfico de colores, se encuentran a una tensión inferior a 12,15 MPa, y por lo tanto cumple con la tensión establecida como máxima admisible para estas (13,5 MPa) determinada en el apartado 4.2.

En base a los resultados obtenidos se concluye que el ensamblaje cumple con las condiciones de resistencia impuestas, aunque se debe incorporar un sistema de fijación químico en las uniones atornilladas, ya que el ensamblaje no soporta las tensiones resultantes de apretar los tornillos al par de apriete recomendado para asegurar la unión.

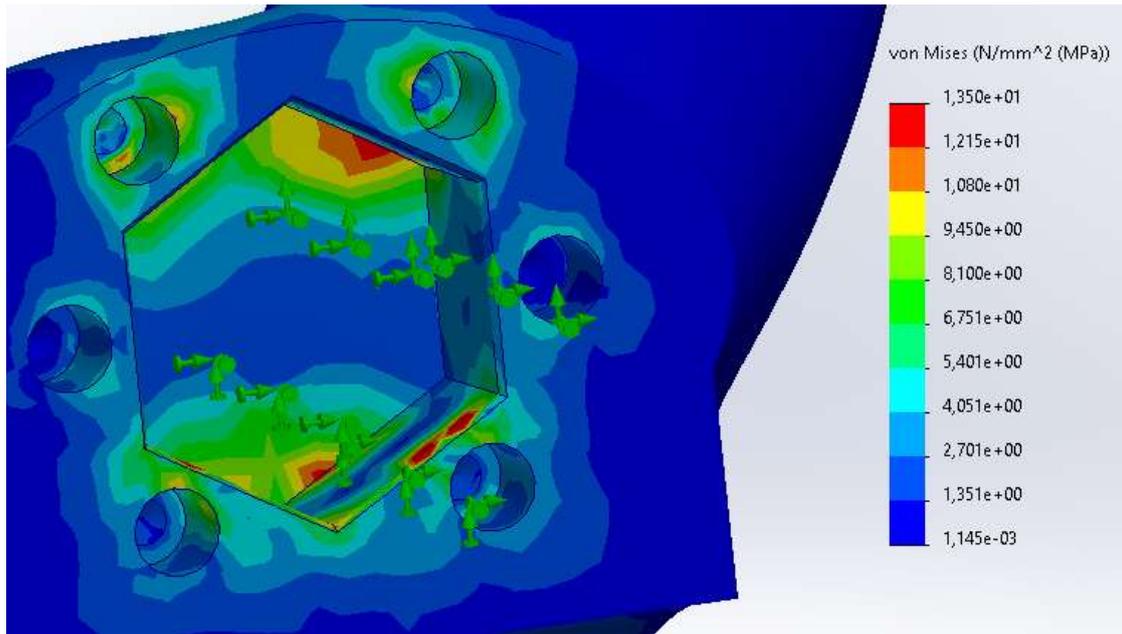


Figura 11: Diagrama de tensiones Von Mises de la superficie circundante del PLA para el estudio con precarga axial de 10 N.

PLIEGO DE CONDICIONES

ÍNDICE

1. Objeto del pliego de condiciones.....	95
2. Condiciones establecidas.....	95

1. Objeto del pliego de condiciones

El objeto del presente pliego de condiciones tiene por objeto fijar las exigencias, requisitos y condiciones a seguir en el caso de materializar el diseño expuesto en este proyecto.

2. Condiciones establecidas

2.1. Especificaciones técnicas de los materiales y parámetros de impresión.

Las piezas cuyo material se indique como “PLA” en el primer documento de los planos del proyecto deberán ser impresas con un material con especificaciones técnicas iguales o superiores a las expuestas en el anexo 1. Deberán ser impresas en una impresora con una boquilla de 0,8 mm de diámetro. Los parámetros de impresión fijados para estos componentes son los expuestos por la Tabla 1.

Tabla 1: Parámetros de impresión piezas PLA

Nº de perímetros	5
Temperatura de fusor	220 °C
Velocidad de impresión	50 mm/s
Altura de capa	0,2 - 0,4 mm
Velocidad del ventilador	100 %
Densidad de relleno	mínimo 10 %
Patrón del relleno	Gyroid
Temperatura de la cama	60 °C
Capas superiores	mínimo 4
Capas inferiores	mínimo 4

Las piezas cuyo material se indique como “TPU” en el primer documento de los planos del proyecto deberán ser impresas con un material con especificaciones técnicas iguales o superiores a las expuestas en el anexo 2. Deberán ser impresas en una impresora con una boquilla de 0,8 mm de diámetro. Los parámetros de impresión fijados para estos componentes son los expuestos por la Tabla 2.

Tabla 2: Parámetros de impresión piezas PLA

Nº de perímetros	5
Temperatura de fusor	240 °C
Velocidad de impresión	20 mm/s
Altura de capa	0,2 - 0,4 mm

Velocidad del ventilador	100 %
Densidad de relleno	mínimo 10 %
Patrón del relleno	Gyroid
Capas superiores	mínimo 4
Capas inferiores	mínimo 4

PRESUPUESTO

ÍNDICE

1. Introducción.....	99
2. Consideraciones.....	99
3. Estudio económico.....	99
3.1. Mano de obra.....	99
3.2. Amortización de las herramientas.....	99
3.3. Coste de adquisición de componentes para ensayos experimentales.....	101
3.4. Coste material para la fabricación.....	101
4. Resumen del presupuesto.....	102
4.1. Presupuesto de Ejecución Material (PEM).....	102
4.2. Presupuesto de Ejecución por Contrata (PEC).....	102

1. Introducción

El presente documento detalla el estudio económico del proyecto realizado. En este se desglosan y analizan los costes con los que acarrearía una oficina de Ingeniería al realizar el desarrollo y posterior ensayo del dispositivo terminal de prótesis de miembro superior descrito en la memoria.

2. Consideraciones

Se considera que el presente proyecto ha sido realizado por parte de una Oficina Técnica de Ingeniería a petición del Grupo de Biomecánica e Ingeniería. En base a esto se aplican los honorarios de Ingeniero y Técnico a las tareas de I+D y de fabricación respectivamente.

Se considera que dicha oficina cuenta con las herramientas necesarias para llevar a cabo todas las tareas de diseño y fabricación que se exponen en la memoria, y por lo tanto se incluye en este presupuesto la amortización de dichas herramientas.

Se considera que dicha oficina no cuenta con los elementos necesarios para la evaluación experimental de la solución final adoptada y por tanto se incluye en este presupuesto la adquisición de dichos elementos.

Se considera una cantidad mínima de unidades o lotes para cada elemento que la oficina ha de adquirir para llevar a cabo la fabricación del prototipo y por lo tanto el coste material se calcula con los importes de dichos lotes en lugar de por costes unitarios.

3. Estudio económico

El estudio económico se divide en 4 apartados.

- Mano de obra
- Amortización de herramientas
- Costes de adquisición de componentes para ensayos experimentales
- Costes materiales de fabricación

3.1. Mano de obra

La Tabla 1 muestra las principales tareas en las cuales se divide el proyecto y la estimación de la dedicación del alumno a cada una de estas, así como el coste asociado a cada una de estas. Se considera que en un caso real los apartados de documentación, diseño, ensayo y redacción serían realizados por un ingeniero mientras que el apartado de fabricación sería realizado por un técnico de taller, por lo que se aplican dichos honorarios respectivamente.

Tabla 1: Costes debidos a la mano de obra.

Tarea	Cantidad	Unidad	Precio unitario (€)	Importe (€)
Documentación	40	Horas	35	1.400,00
Diseño	200	Horas	35	7.000,00
Fabricación	100	Horas	15	1.500,00
Ensayos experimentales	10	Horas	35	350,00
Redacción del proyecto	50	Horas	35	1.750,00
Total	400	Horas		12.000,00

El coste total de la mano de obra asciende a 12.000 €.

3.2. Amortización de las herramientas

La Tabla 2 muestra los costes debido a la amortización de la maquinaria y herramientas software que han sido necesarias para la realización del presente proyecto y cuya presencia se considera habitual en una Oficina Técnica de Ingeniería.

El coste de amortización de cada elemento corresponde a su uso con fines a la realización del presente proyecto teniendo en cuenta el coste de su adquisición y su vida útil. Se puede obtener mediante la siguiente fórmula.

$$\text{Amortización (€)} = \frac{\text{Tiempo de uso (meses)}}{12 \text{ meses/año}} \cdot \frac{\text{Coste de adquisición (€)}}{\text{Vida útil (años)}}$$

Tabla 3: Amortización de herramientas propias de una Oficina Técnica de Ingeniería

Elemento	Tiempo de uso (meses)	Coste de adquisición (€)	Vida útil (años)	Amortización (€)
Ordenador	7	2.000,00	5	233,33
Solidworks Premium	7	10.950,00	10	638,75
Impresora 3D	7	1.300,00	5	151,67
Máquina de ensayo universal	7	15.000,00	25	350,00
Total				1.373,75

El coste de amortización de las herramientas requeridas para el desarrollo del presente proyecto asciende a 1.373,75 €.

3.3. Coste de adquisición de componentes para ensayos experimentales

La Tabla 3 muestra el coste de adquisición de los elementos necesarios para la realización de los ensayos experimentales del presente proyecto. Se considera que dichos elementos no forman parte de las herramientas de trabajo habituales de una Oficina Técnica y que por lo tanto deberían ser adquiridos expresamente para la realización del presente proyecto.

Tabla 3: Elementos necesarios para la realización del proyecto raramente encontrados en una Oficina Técnica de Ingeniería

Elemento	Cantidad	Unidad	Precio unitario (€/Ud)	Importe (€)
Nine-Hole Peg Test	1	-	136,43	136,43
Box & Blocks Test	1	-	244,56	244,56
YCB Object Set	1	-	447,43	447,43
Pro CUFF	1	-	900,00	900,00
Total				1.728,42 €

El coste total de la adquisición de los elementos necesarios para el ensayo de la solución final adoptada en el proyecto asciende a 1.728,42 €.

3.4. Coste material para la fabricación

La Tabla 4 muestra el coste material de la fabricación de la solución final. En esta se muestra tanto el coste de la fabricación de la prótesis en masa como el coste de una única prótesis.

Tabla 4: Coste material del proyecto.

Elemento	Cantidad	Unidad	Precio unitario (€/Ud)	Unidades por lote	Coste de fabricación en masa (€)	Importe (€)
Material de impresión PLA	0,173	kg	17,35	1	3,00	17,35
Material de impresión TPU	12	g	0,15	50	1,80	7,5
Energía impresión	3,72	kWh	0,15	-	0,56	0,56
Tornillo ANSI ½-20	1	-	1,15	10	1,15	11,5
Tornillo M3x10	6	-	0,077	30	0,46	2,31
Tornillo M3x6	5	-	0,04	25	0,20	1,00
Tornillo M3x20	2	-	0,04	50	0,08	2,00

Adhesivo fijador de roscas	5	ml	0,44	50	2,20	21,99
Inserto roscado M3x5,7	8	-	0,096	100	0,76	9,60
Cable de pesca	6	m	0,077	130	0,46	10,00
Adhesivo de contacto	0,3	g	1,40	3	0,42	4,19
Gomas elásticas 20 mm	5	-	0,003	1000	0,015	3,00
Total					11,10	91,00

Los costes de fabricación ascienden a 91,00 €

4. Resumen del presupuesto

4.1. Presupuesto de Ejecución Material (PEM)

Sumando todos los costes expuestos en los apartados anteriores se obtiene el presupuesto de ejecución material.

Tabla 5: PEM

Apartado	Importe (€)
Mano de obra	12.000,00
Amortización de herramientas	1.373,75
Material de ensayos	1.728,42
Costes de fabricación	91,00
Total	15.193,17

4.2. Presupuesto de Ejecución por Contrata (PEC)

El PEC se obtiene añadiendo al PEM el coste de los Gastos Generales, los cuales se han aproximado al 20% del PEC, y considerando el I.V.A. del 21% sobre la suma resultante.

Tabla 6: PEC

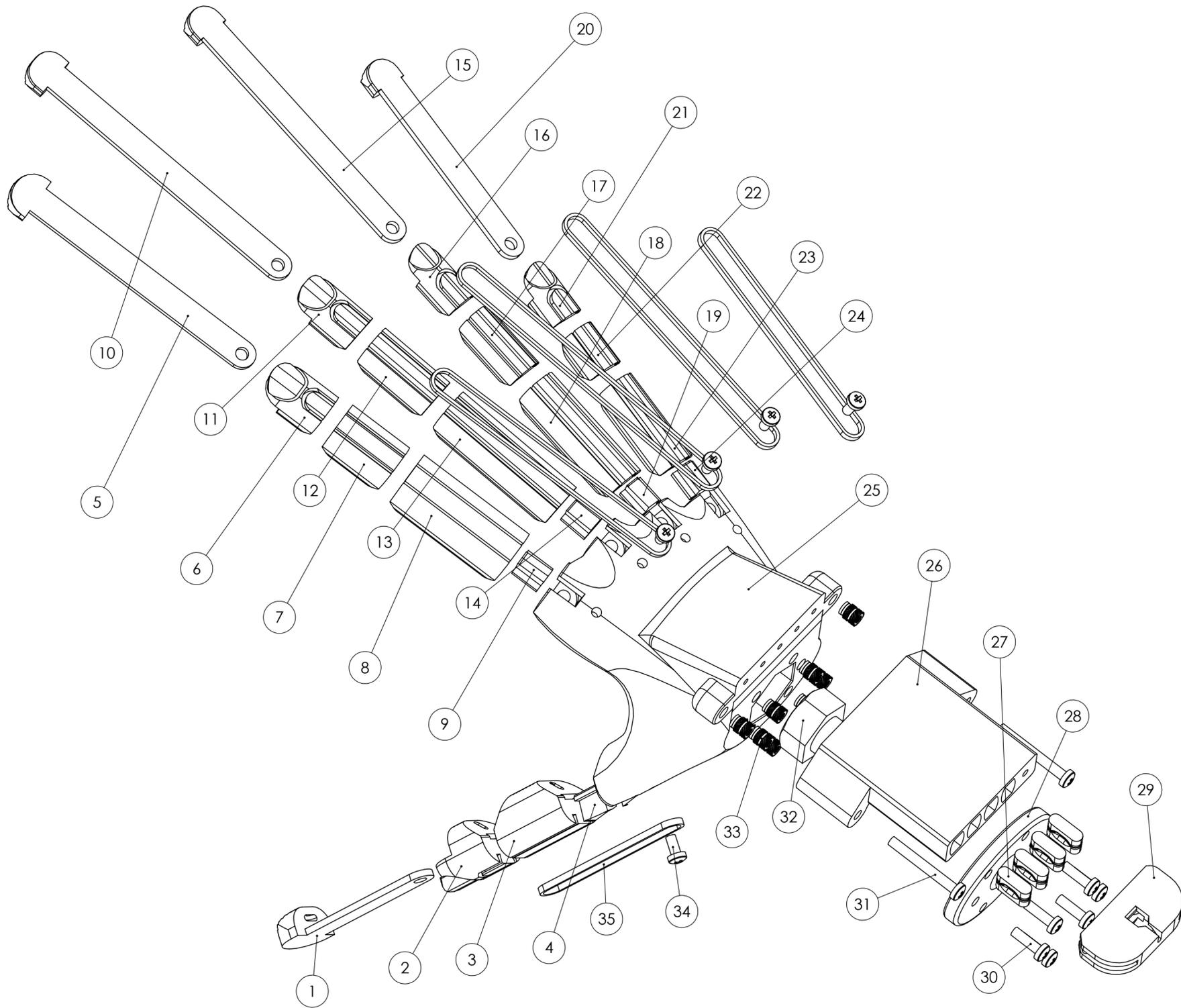
Concepto	Importe (€)
Presupuesto de ejecución material (PEM)	15.193,17
20% Gastos Generales	3.038,63
Subtotal	18.231,80
IVA (21%)	3.828,60
TOTAL	22.060,02

El presupuesto total del presente proyecto asciende a veintidós mil sesenta Euros con dos céntimos.

PLANOS

ÍNDICE

1. Ensamblaje dispositivo terminal prótesis de miembro superior.....	106
2. Unión elástica dedo 1.....	107
3. Falange distal dedo 1.....	108
4. Falange proximal dedo 1.....	109
5. Tope sujeción dedo 1.....	110
6. Unión elástica dedo 2.....	111
7. Falange distal dedo 2.....	112
8. Falange media dedo 2.....	113
9. Falange proximal dedo 2.....	114
10. Tope sujeción dedo 2.....	115
11. Unión elástica dedo 3.....	116
12. Falange distal dedo 3.....	117
13. Falange media dedo 3.....	118
14. Falange proximal dedo 3.....	119
15. Tope sujeción dedo 3.....	120
16. Unión elástica dedo 4.....	121
17. Falange distal dedo 4.....	122
18. Falange media dedo 4.....	123
19. Falange proximal dedo 4.....	124
20. Tope sujeción dedo 4.....	125
21. Unión elástica dedo 5.....	126
22. Falange distal dedo 5.....	127
23. Falange media dedo 5.....	128
24. Falange proximal dedo 5.....	129
25. Tope sujeción dedo 5.....	130
26. Palma.....	131
27. Correderas sistema de subactuación.....	132
28. Polea sistema de subactuación.....	133
29. Tapa tornillo media pulgada.....	134
30. Yugo sistema de subactuación.....	135

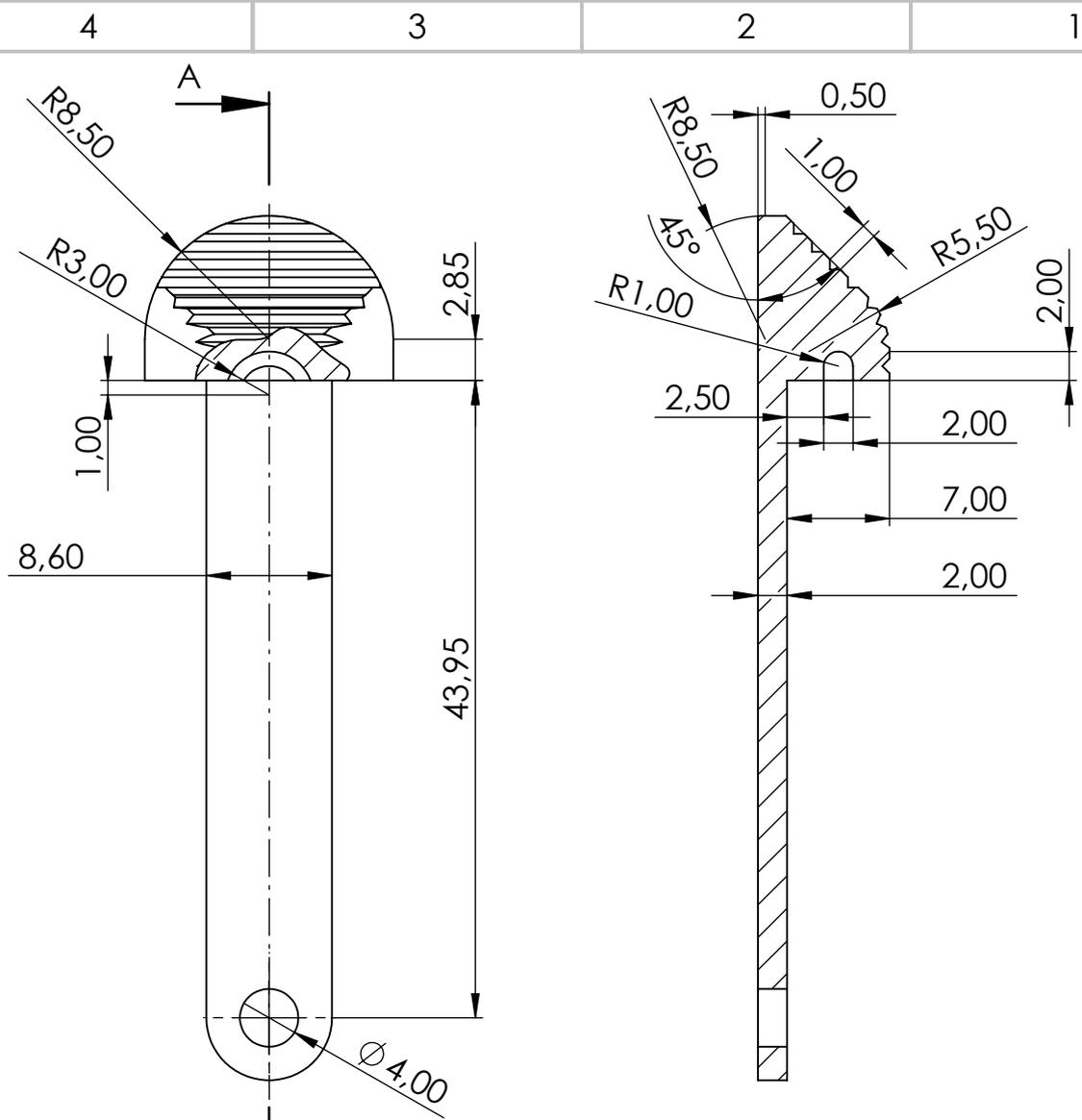


35	Goma elástica 20 mm	Caucho	-	5
34	ISO 7045 - M3 x 6 - Z - 6N	Acero	-	5
33	Inserto roscado M3x5,7	Latón	-	8
32	ANSI 1/2-20x1,75x1,25-C	Acero	-	1
31	ISO 7045-M3x25-Z-25N	Acero	-	2
30	ISO 7045-M3x10-Z-10N	Acero	-	6
29	Yugo sistema de actuación	PLA	30	1
28	Tapa tornillo acople	PLA	29	1
27	Polea	PLA	28	4
26	Correderas	PLA	27	1
25	Palma	PLA	26	1
24	Tope sujeción dedo 5	PLA	25	1
23	Falange proximal 5	PLA	24	1
22	Falange media 5	PLA	23	1
21	Falange distal 5	PLA	22	1
20	Unión elástica 5	TPU	21	1
19	Tope sujeción dedo 4	PLA	20	1
18	Falange proximal 4	PLA	19	1
17	Falange media 4	PLA	18	1
16	Falange proximal 4	PLA	17	1
15	Unión elástica 4	TPU	16	1
14	Tope sujeción dedo 3	PLA	15	1
13	Falange proximal 3	PLA	14	1
12	Falange media 3	PLA	13	1
11	Falange distal 3	PLA	12	1
10	Unión elástica 3	TPU	11	1
9	Tope sujeción dedo 2	PLA	10	1
8	Falange proximal 2	PLA	9	1
7	Falange media 2	PLA	8	1
6	Falange distal 2	PLA	7	1
5	Unión elástica 2	TPU	6	1
4	Tope sujeción dedo 1	PLA	5	1
3	Falange proximal 1	PLA	4	1
2	Falange distal 1	PLA	3	1
1	Unión elástica 1	TPU	2	1

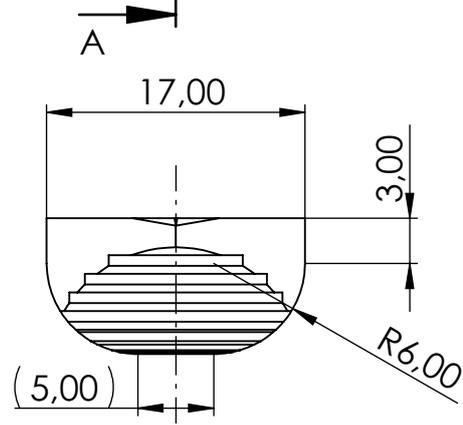
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	Nº Documento dibujo de detalle	CANTIDAD
-----------------	--------------	----------	--------------------------------	----------

Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	------------------------------

Propietario legal 	Tipo de documento Dibujo de conjunto	Formato A2	Estado del documento Editado
Título Ensamblaje Dispositivo Terminal Prótesis de miembro superior	Número de documento 1	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023
	Idioma ES	Hoja 1/1	

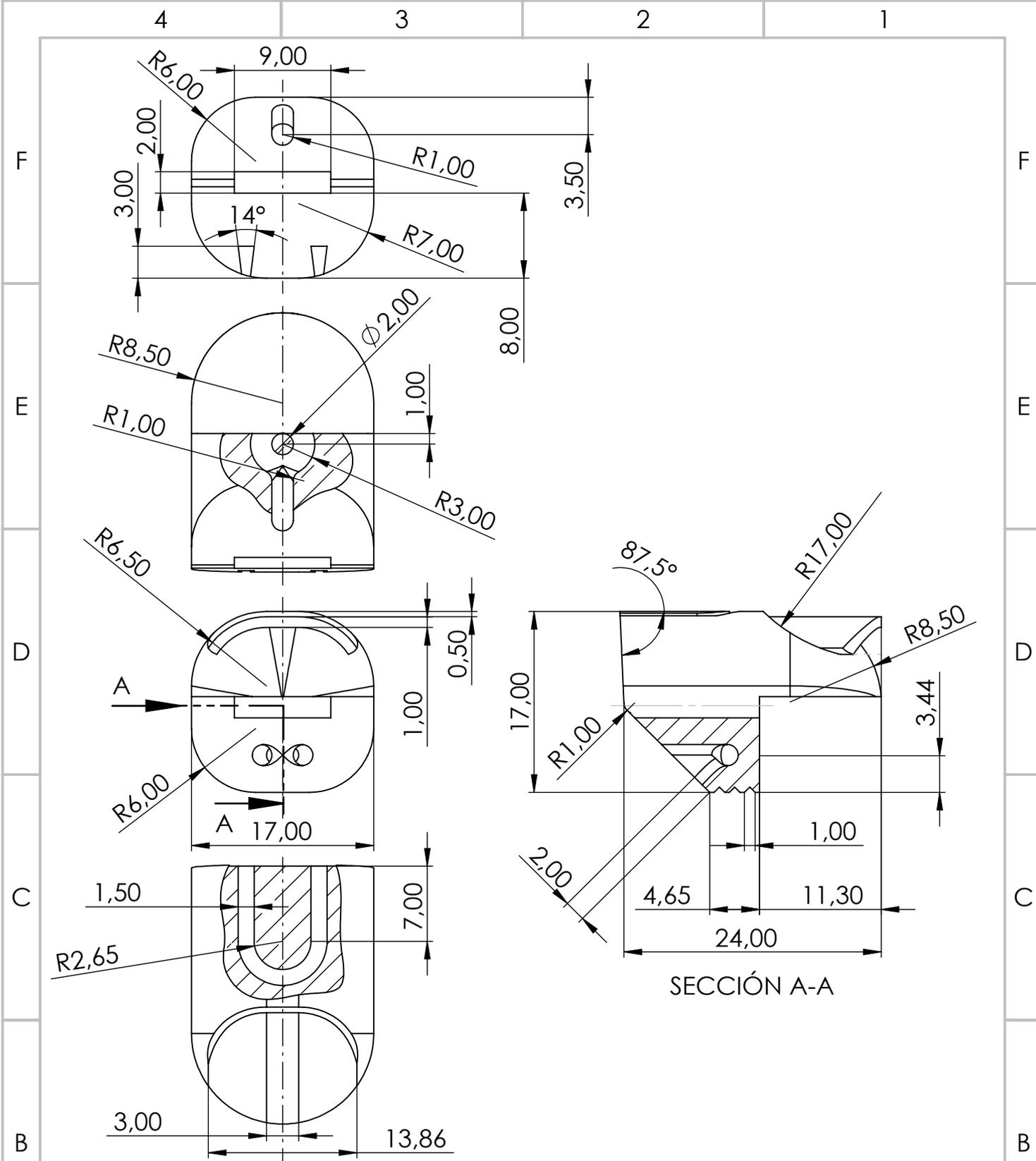


SECCIÓN A-A



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	------------------------------

Propietario legal Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado		
	Título Unión elástica dedo 1		Número de documento 2			
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1		



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica		Creado por Miguel Martínez Collado		Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación 	
Propietario legal  Grupo de Biomecánica y Ergonomía		Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4		Estado del documento Editado	
Título Falange distal dedo 1		Número de documento 3					
Rev. A		Fecha de edición Julio 2023		Idioma ES		Hoja 1/1	

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

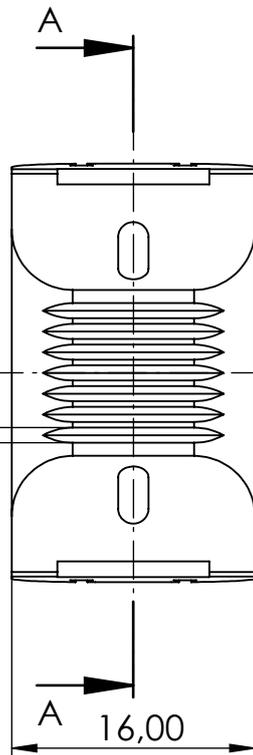
C

B

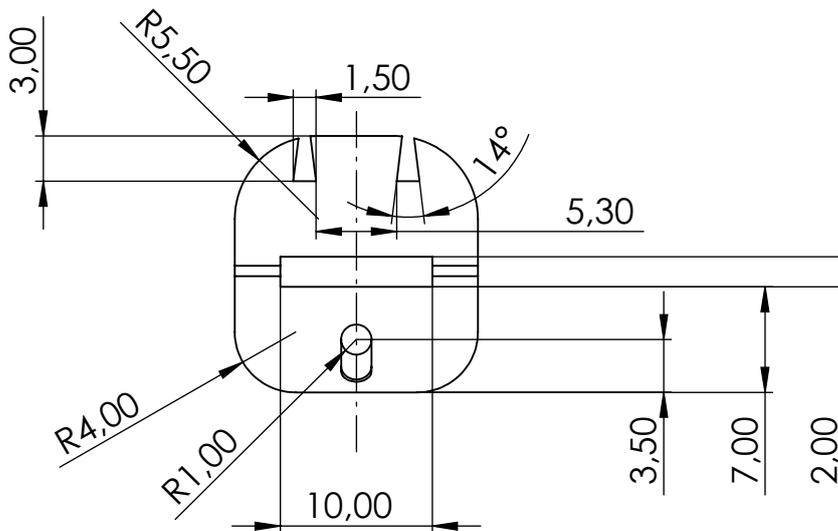
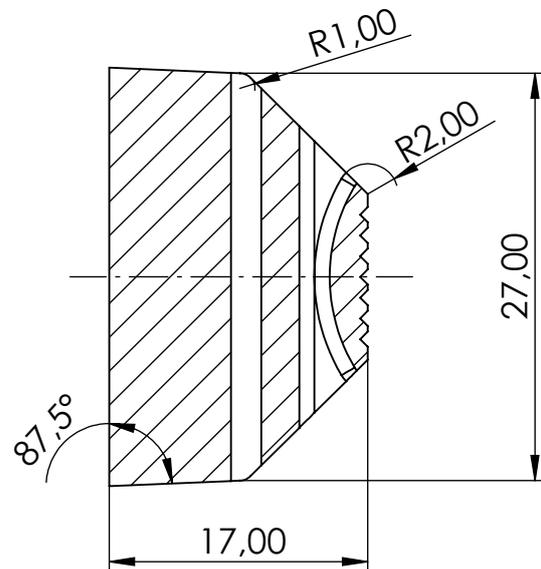
B

A

A



SECCIÓN A-A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Número de documento 4

Falange proximal dedo 1

Rev.

Fecha de edición

Idioma

Hoja

A

Julio 2023

ES

1/1

6

5

4

3

2

1

D

D

C

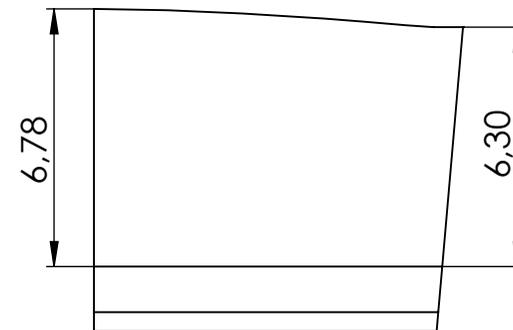
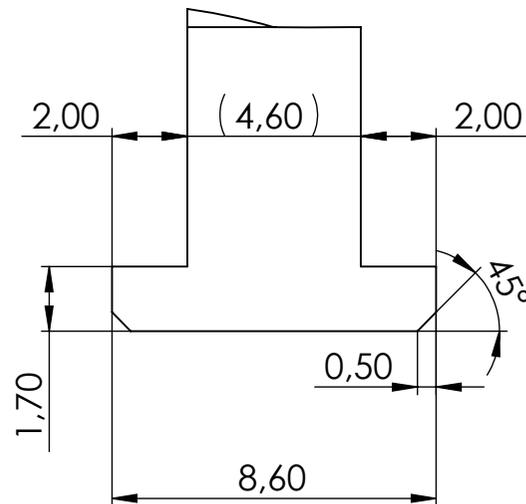
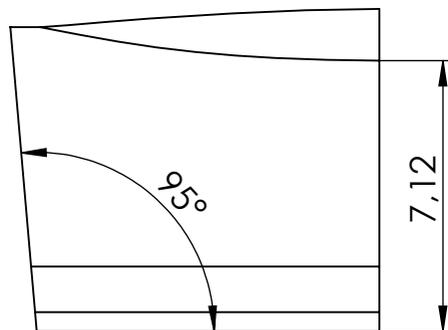
C

B

B

A

A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
5:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título
Tope sujeción dedo 1

Número de documento 5

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1

6

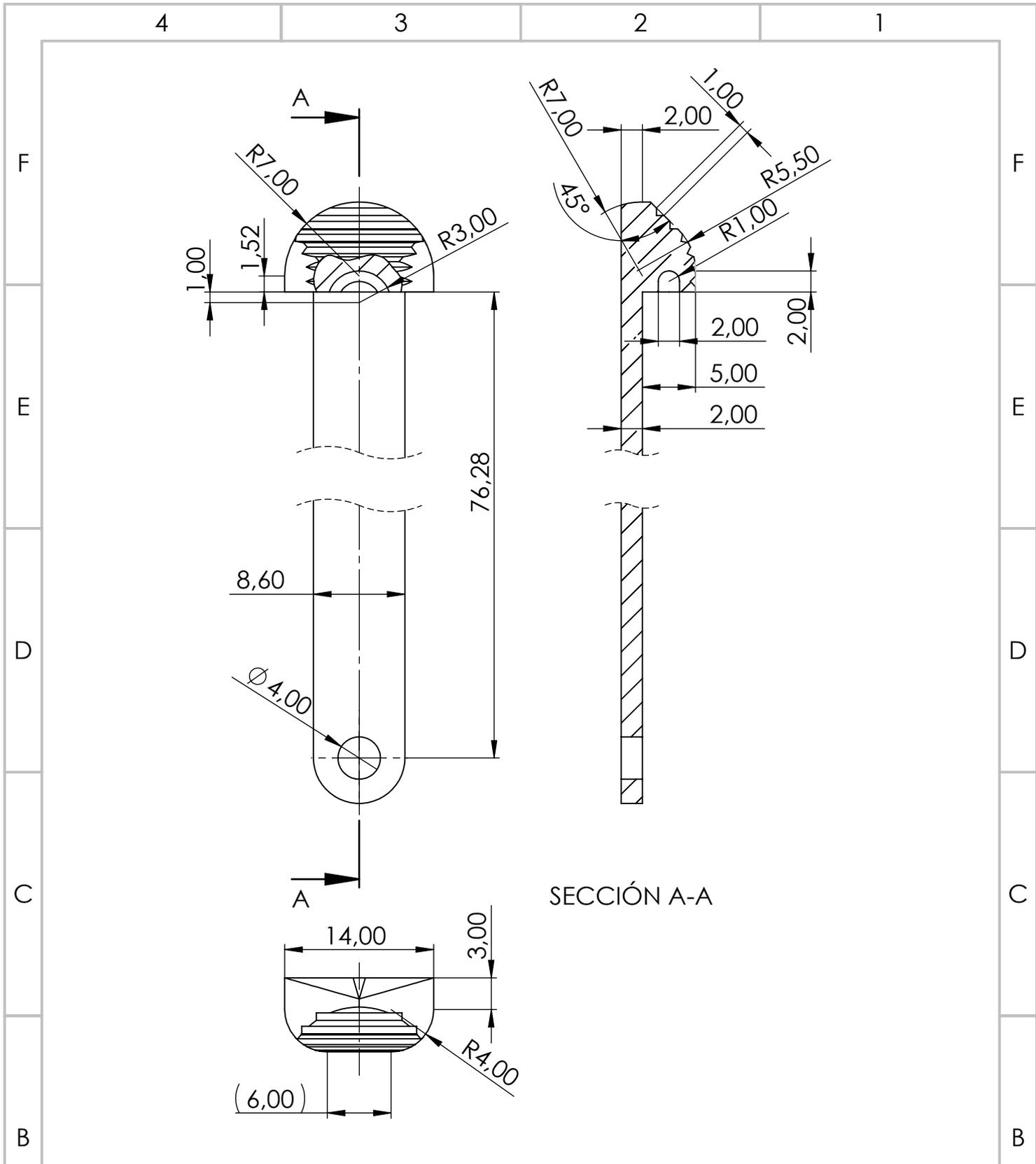
5

4

3

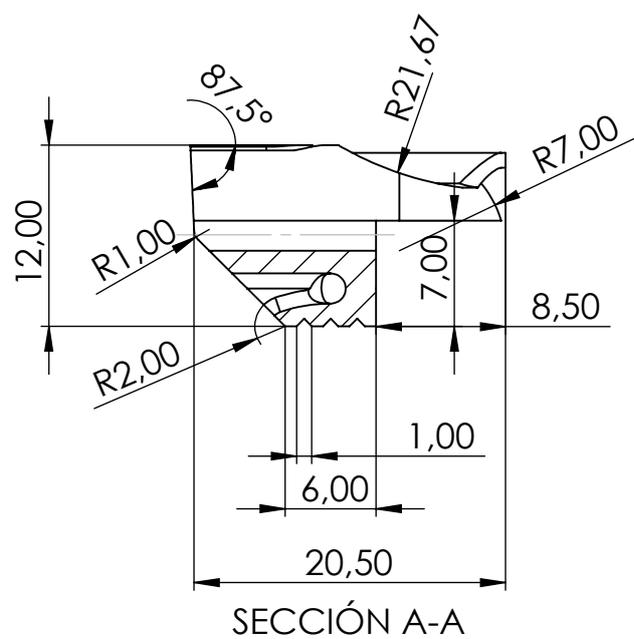
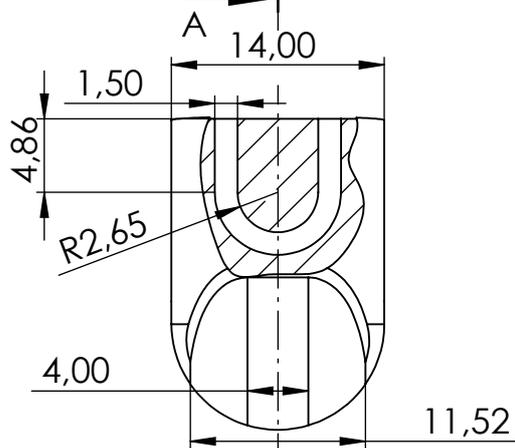
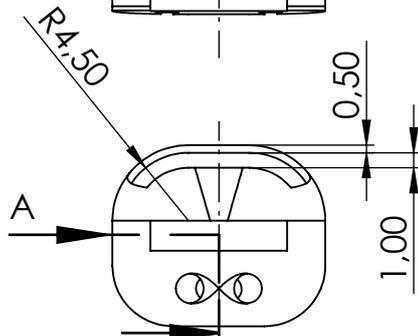
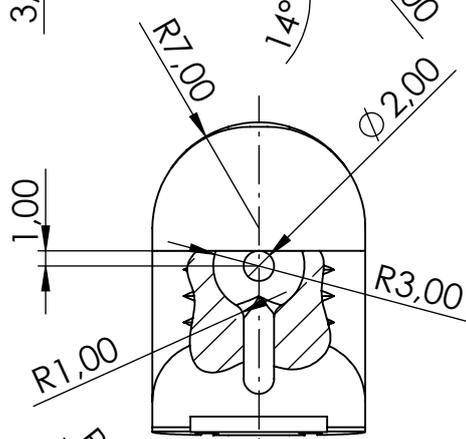
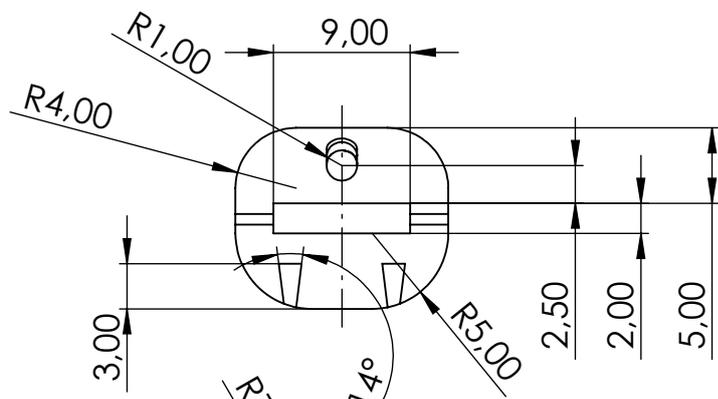
2

1



SECCIÓN A-A

Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación 
Propietario legal  Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle	Formato A4	Estado del documento Editado	
	Título Unión elástica dedo 2	Número de documento 6		
Rev. A		Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1



SECCIÓN A-A

Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Falange distal dedo 2

Número de documento 7

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

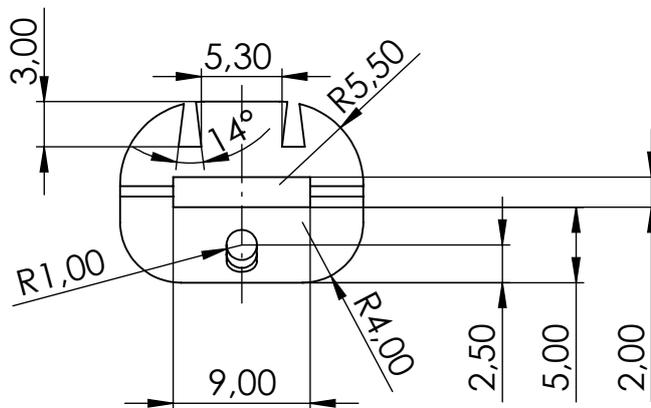
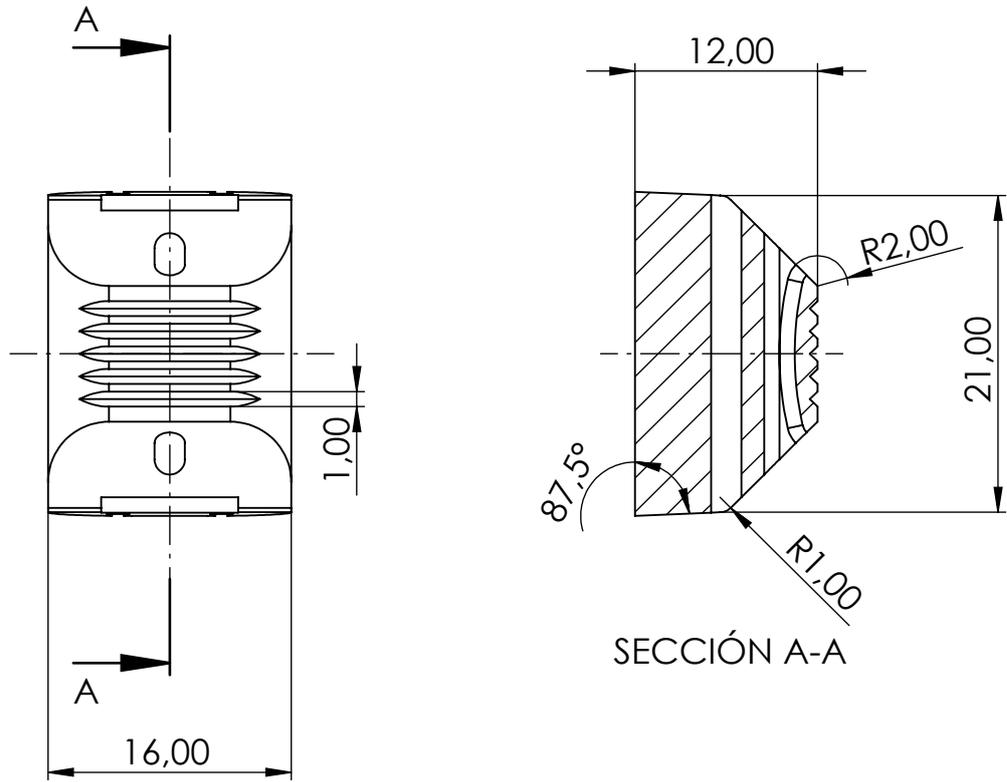
C

B

B

A

A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Número de documento 8

Falange media dedo 2

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

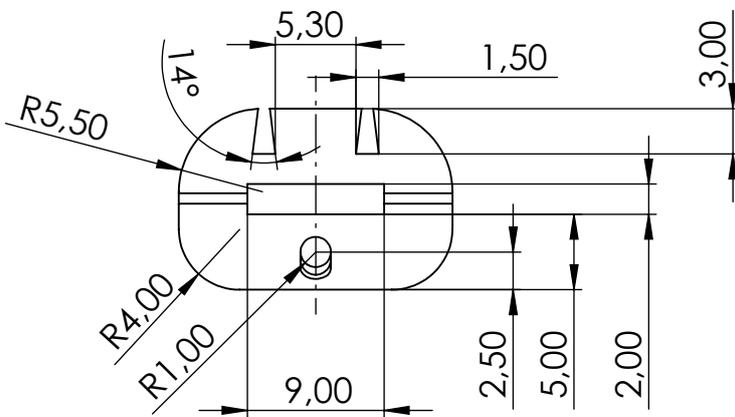
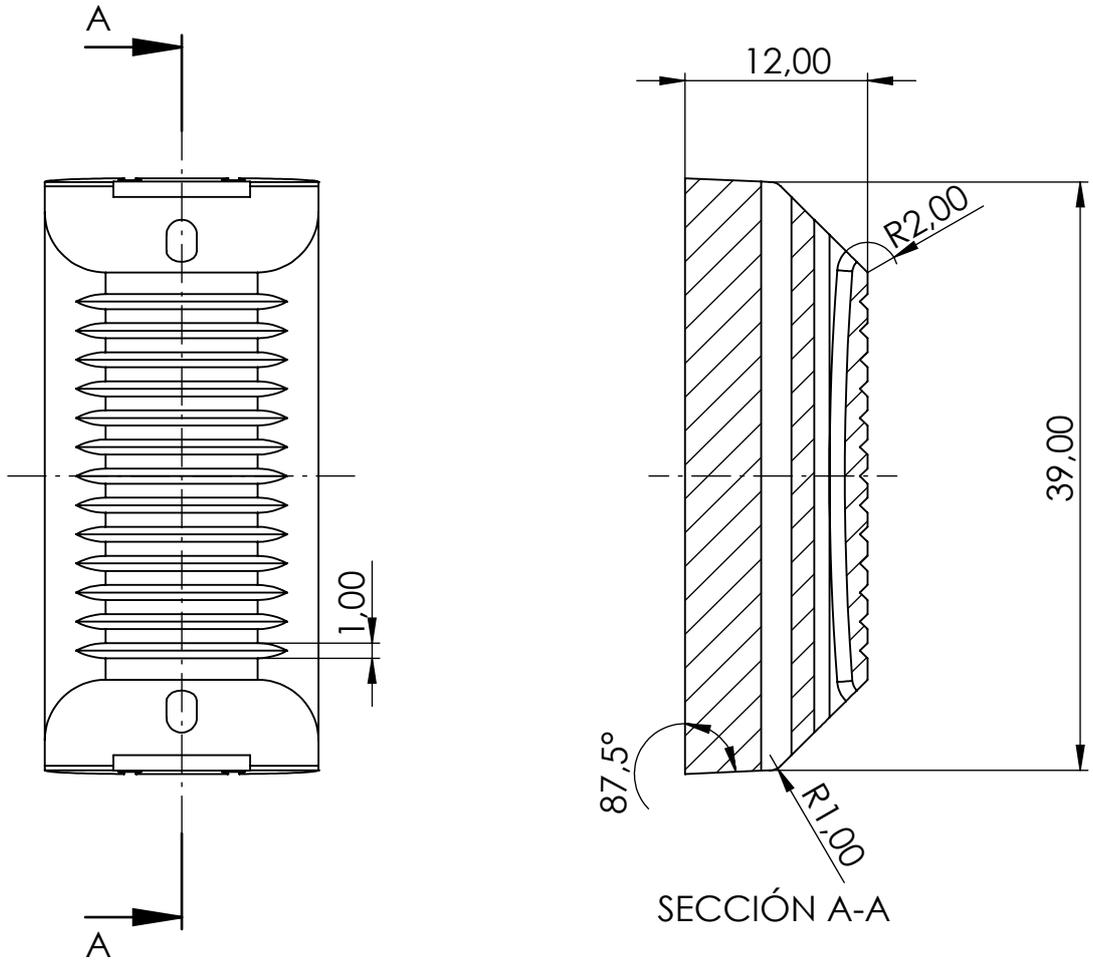
C

B

B

A

A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Número de documento 9

Falange proximal dedo 2

Rev.

Fecha de edición

Idioma

Hoja

A

Julio 2023

ES

1/1

2

1

6

5

4

3

2

1

D

D

C

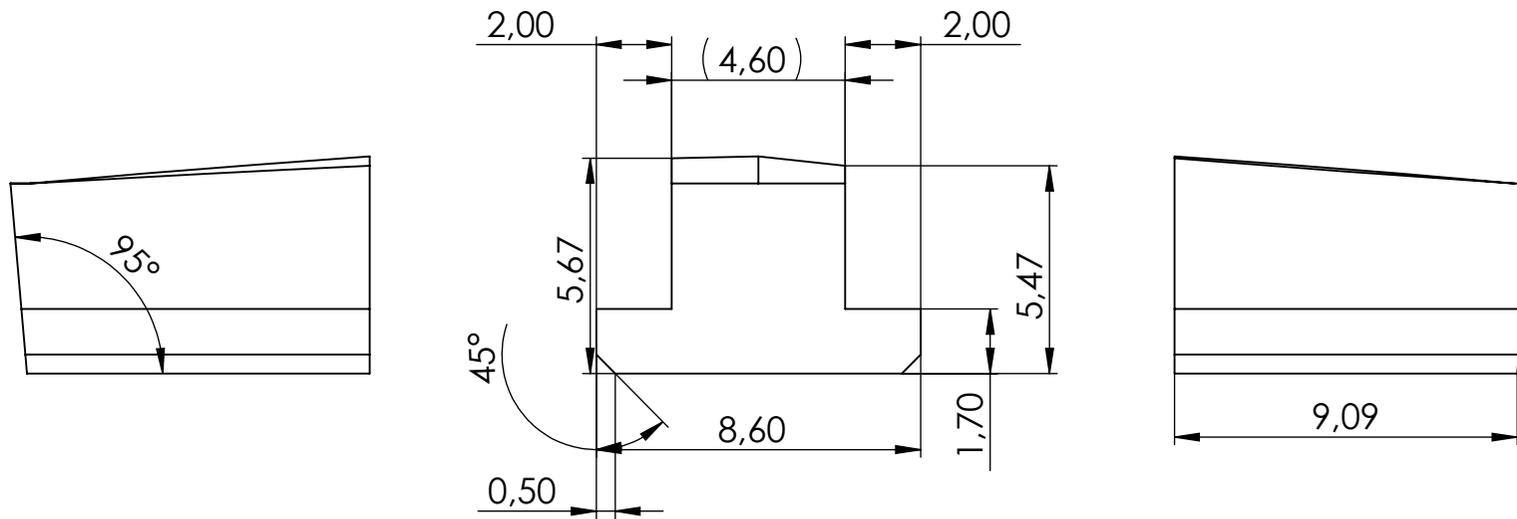
C

B

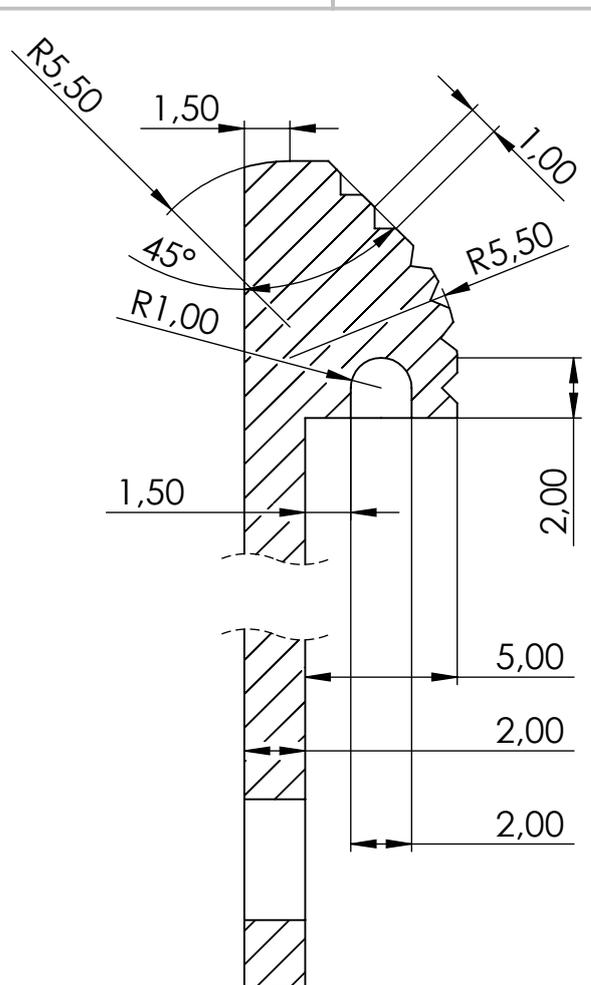
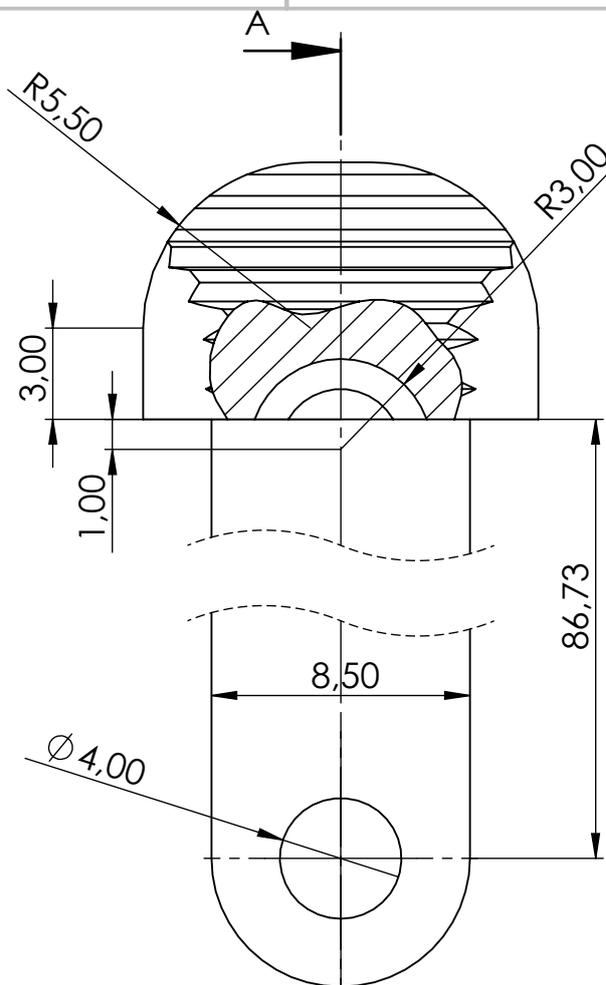
B

A

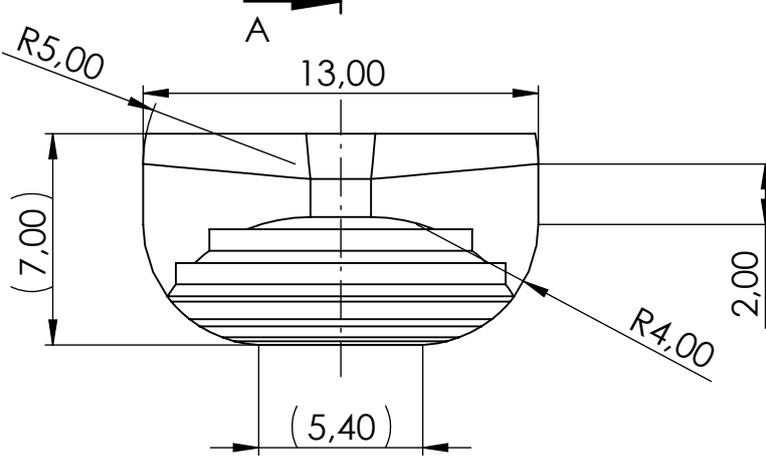
A



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica		Creado por Miguel Martínez Collado		Unidad dimensional mm	Escala 5:1	Método de representación 	
Propietario legal  UNIVERSITAT JAUME I			Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado	
Grupo de Biomecánica y Ergonomía			Título Tope sujeción dedo 2		Número de documento 10		
					Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES

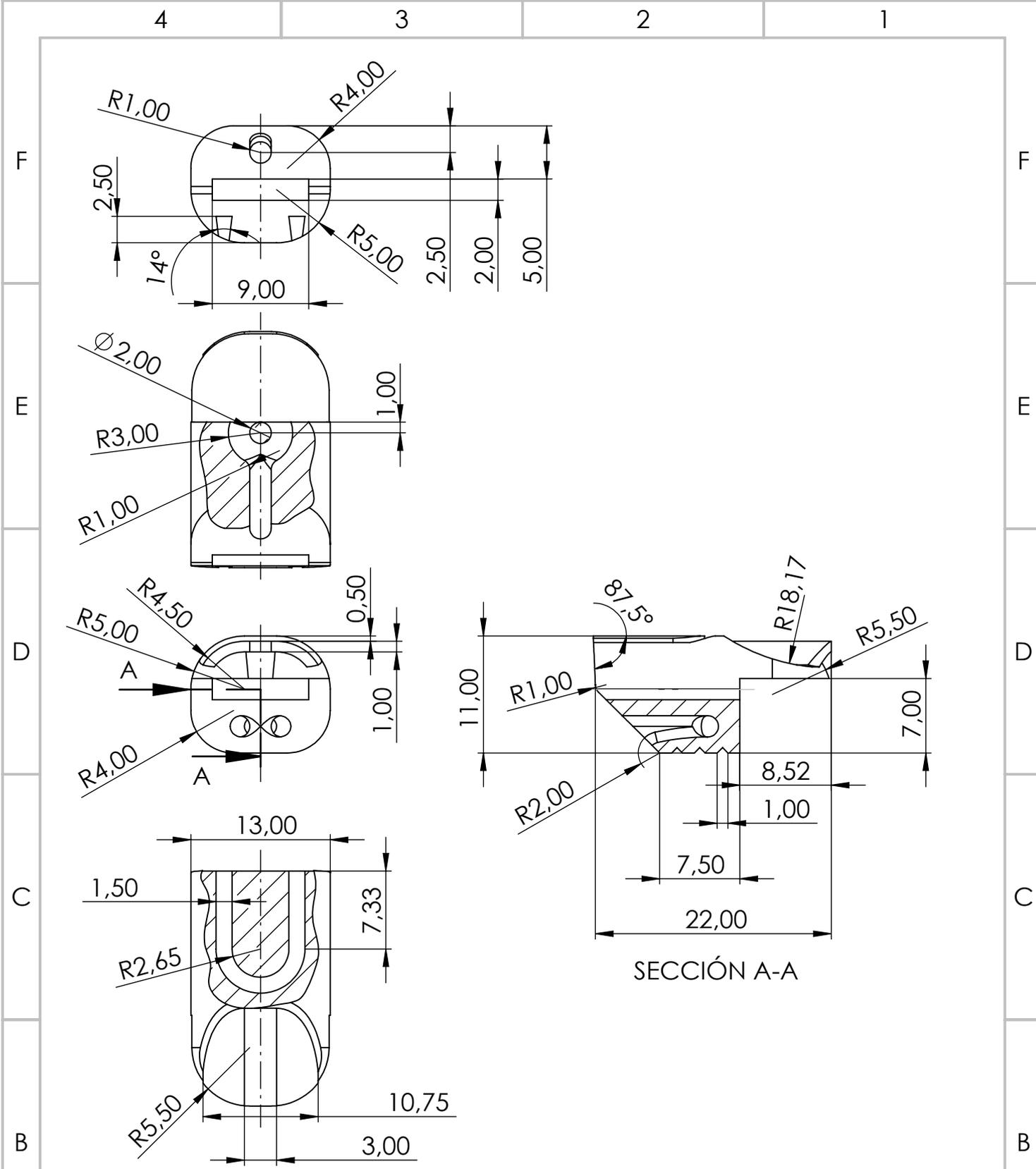


SECCIÓN A-A



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 4:1	Método de representación
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	------------------------------

Propietario legal Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado		
	Título Unión elástica dedo 3		Número de documento 11			
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1		



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	------------------------------

Propietario legal Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado	
	Título Falange distal dedo 3		Número de documento 12		A
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1	

4

3

2

1

F

F

E

E

D

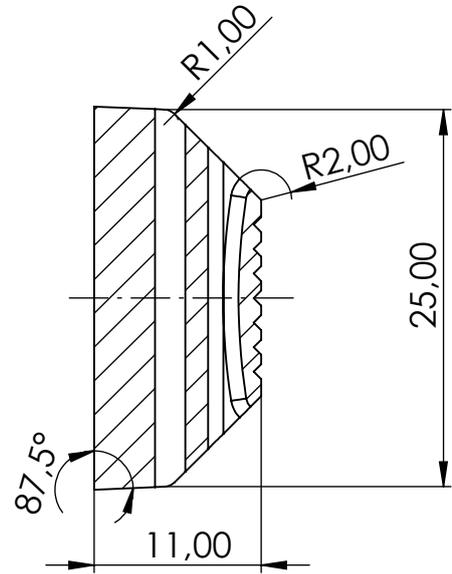
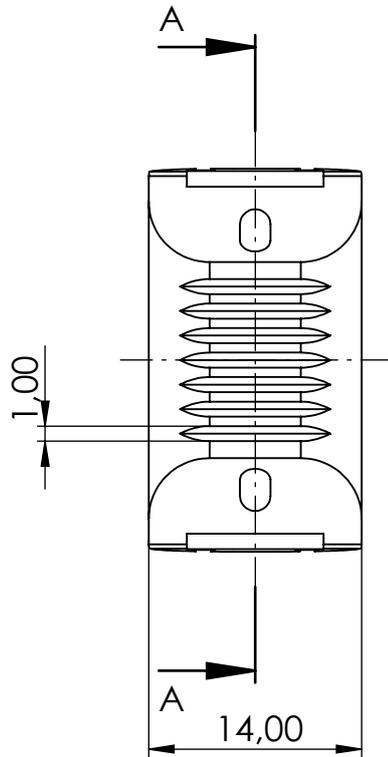
D

C

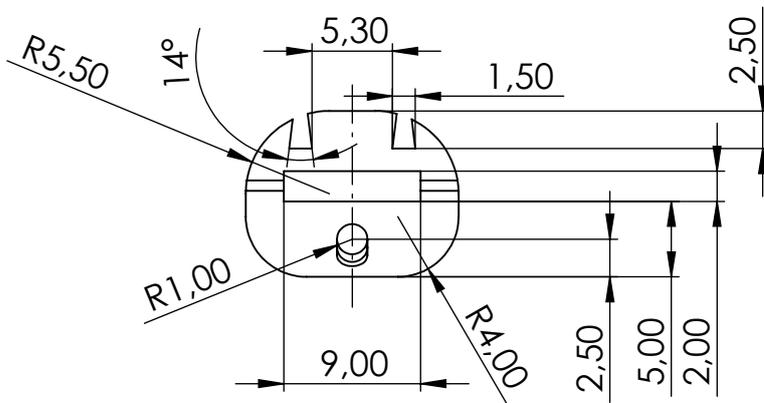
C

B

B



SECCIÓN A-A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Falange media dedo 3

Número de documento 13

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1

4

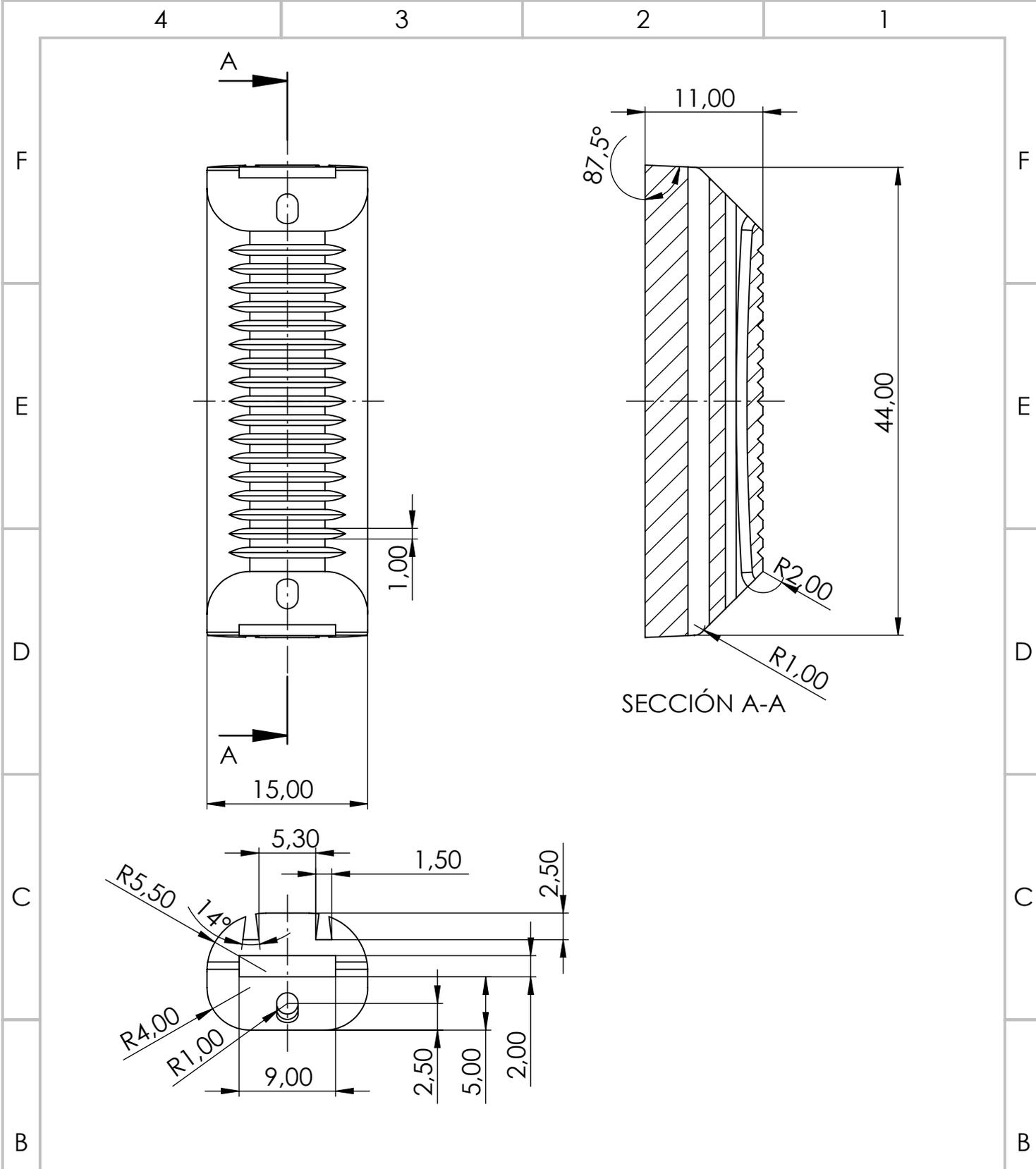
3

2

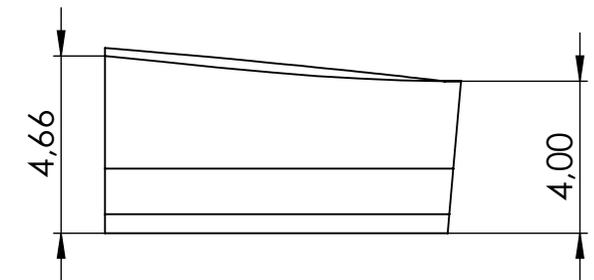
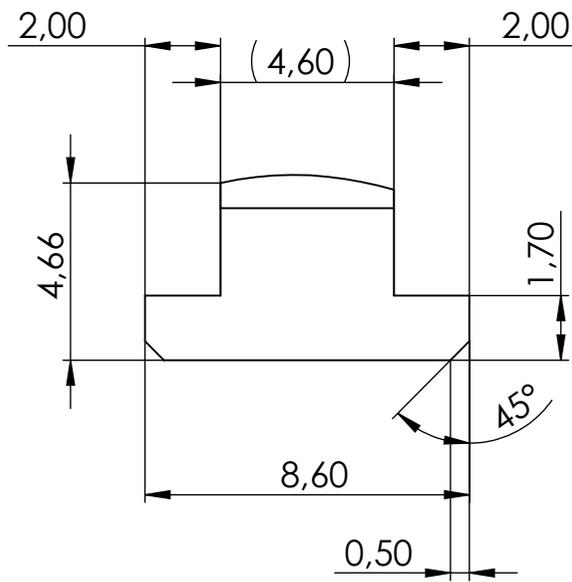
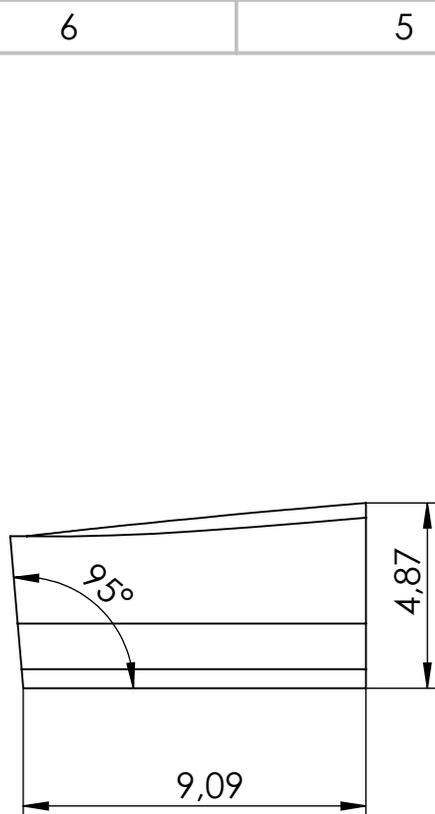
1

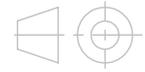
A

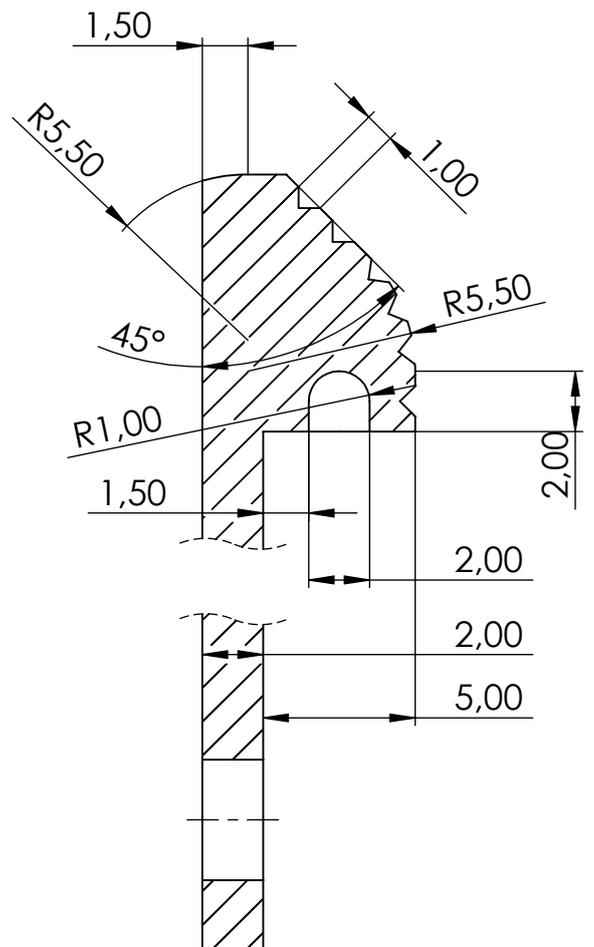
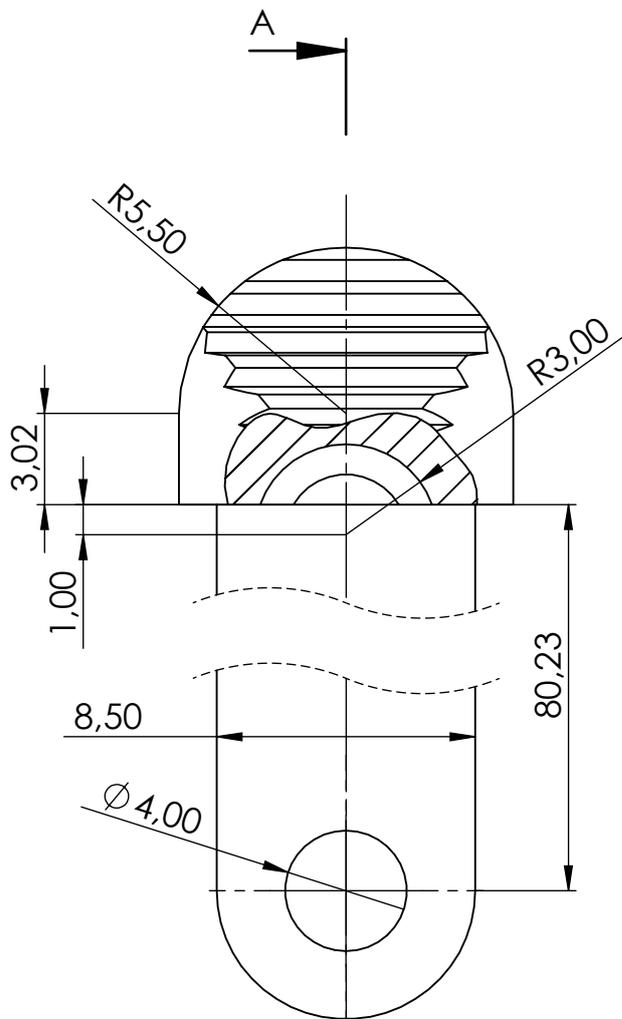
A



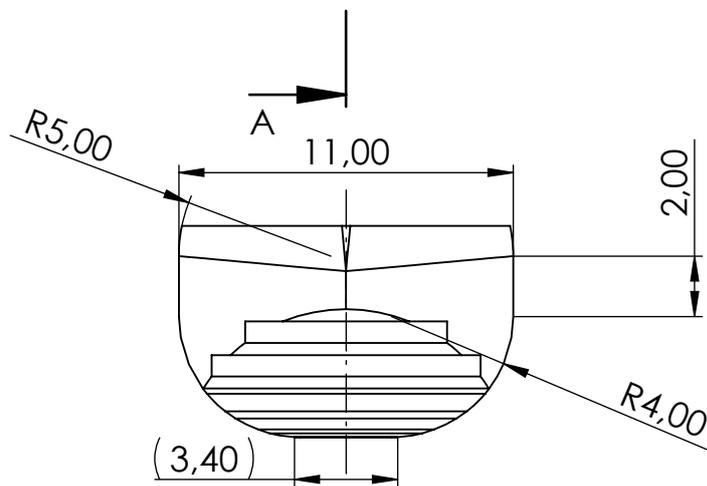
Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica		Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación
Propietario legal Grupo de Biomecánica y Ergonomía		Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Falange proximal dedo 3		Número de documento 14	
		Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 5:1	Método de representación 
Propietario legal  UNIVERSITAT JAUME I	Tipo de documento Dibujo de detalle	Formato A4	Estado del documento Editado	
Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Título Tope sujeción dedo 3	Número de documento 15		
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1



SECCIÓN A-A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
4:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título
Unión elástica dedo 4

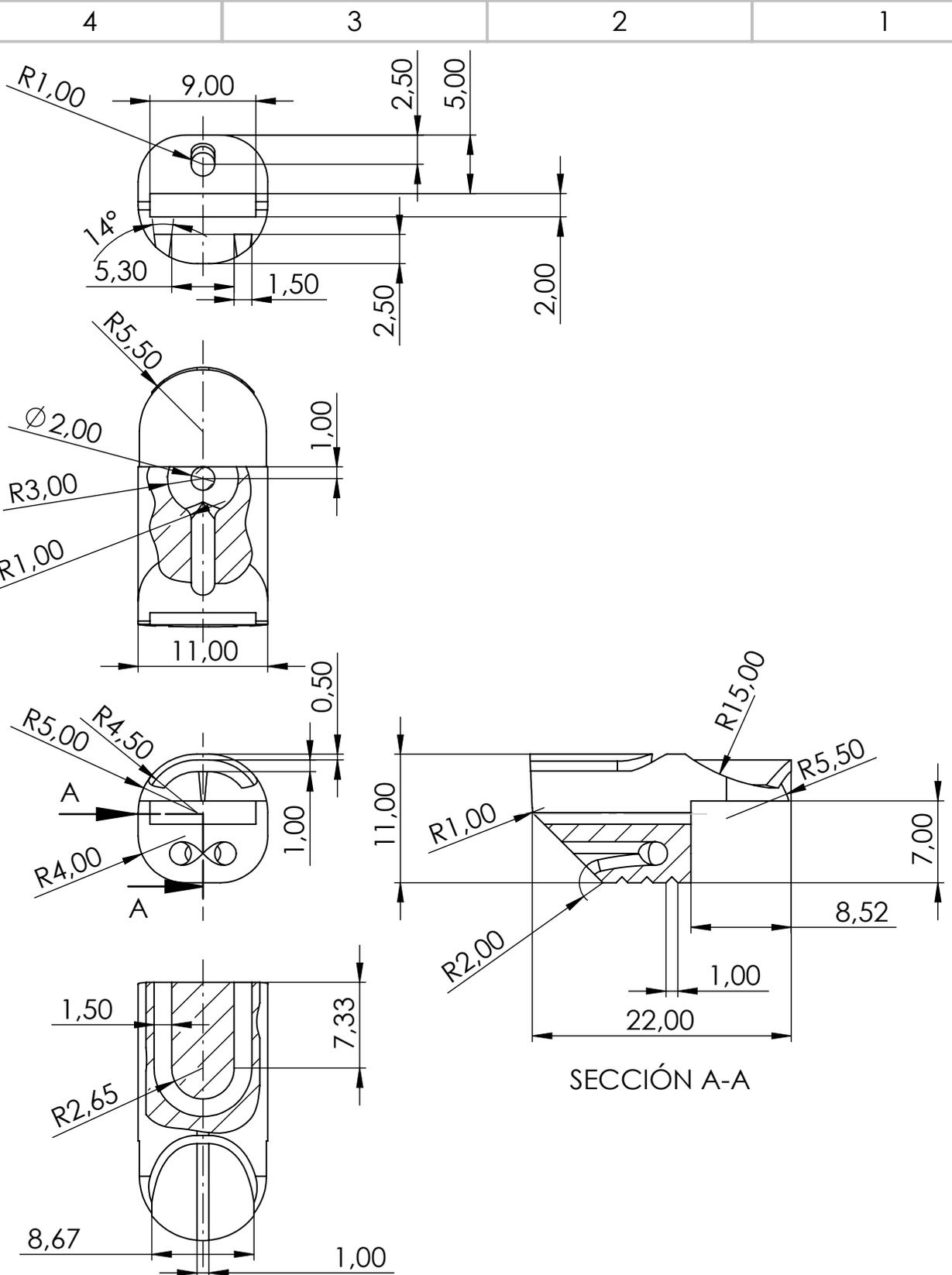
Número de documento 16

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación 
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	---

Propietario legal  Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado		
	Título Falange distal dedo 4		Número de documento 17			
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1		

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

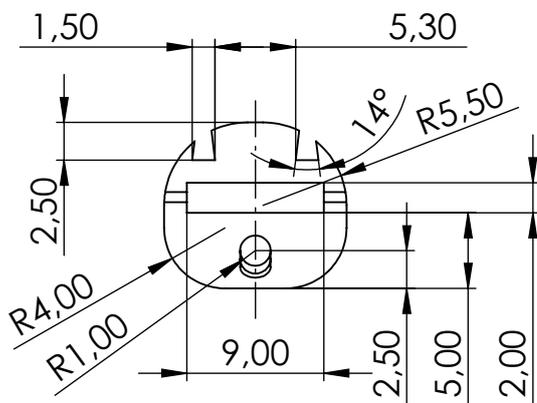
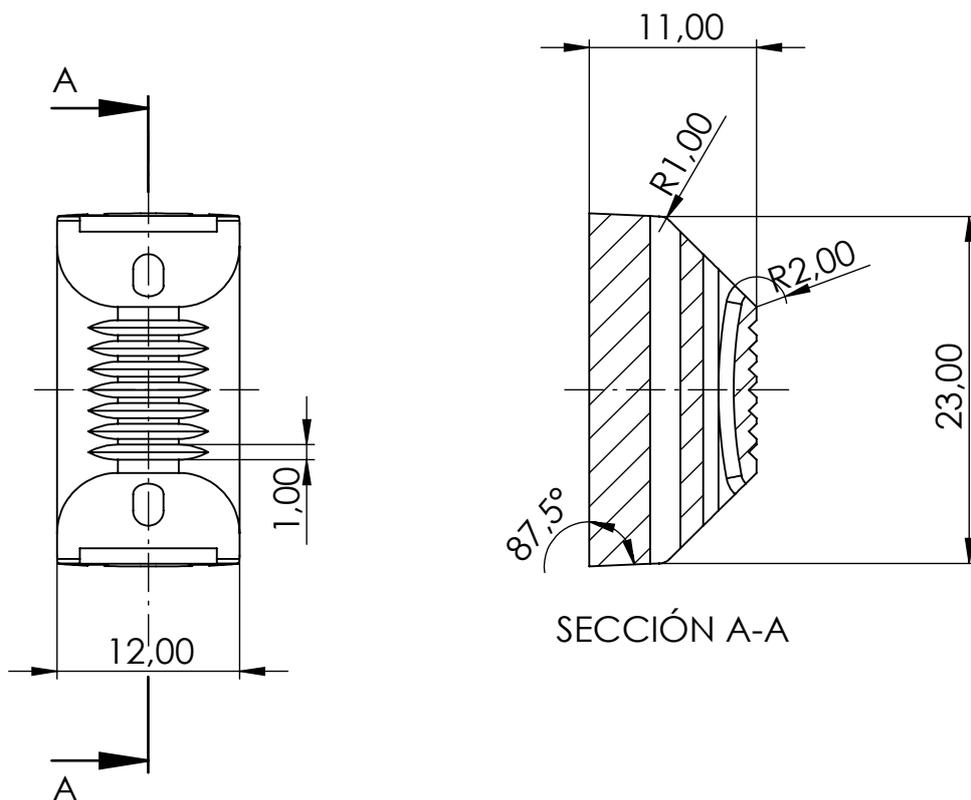
C

B

B

A

A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Número de documento 18

Falange media dedo 4

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

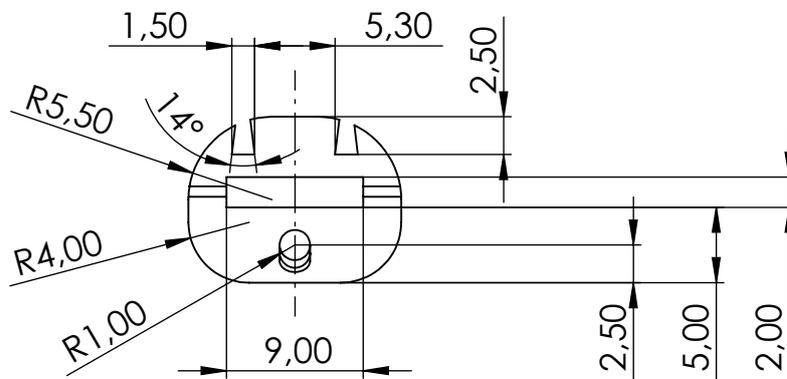
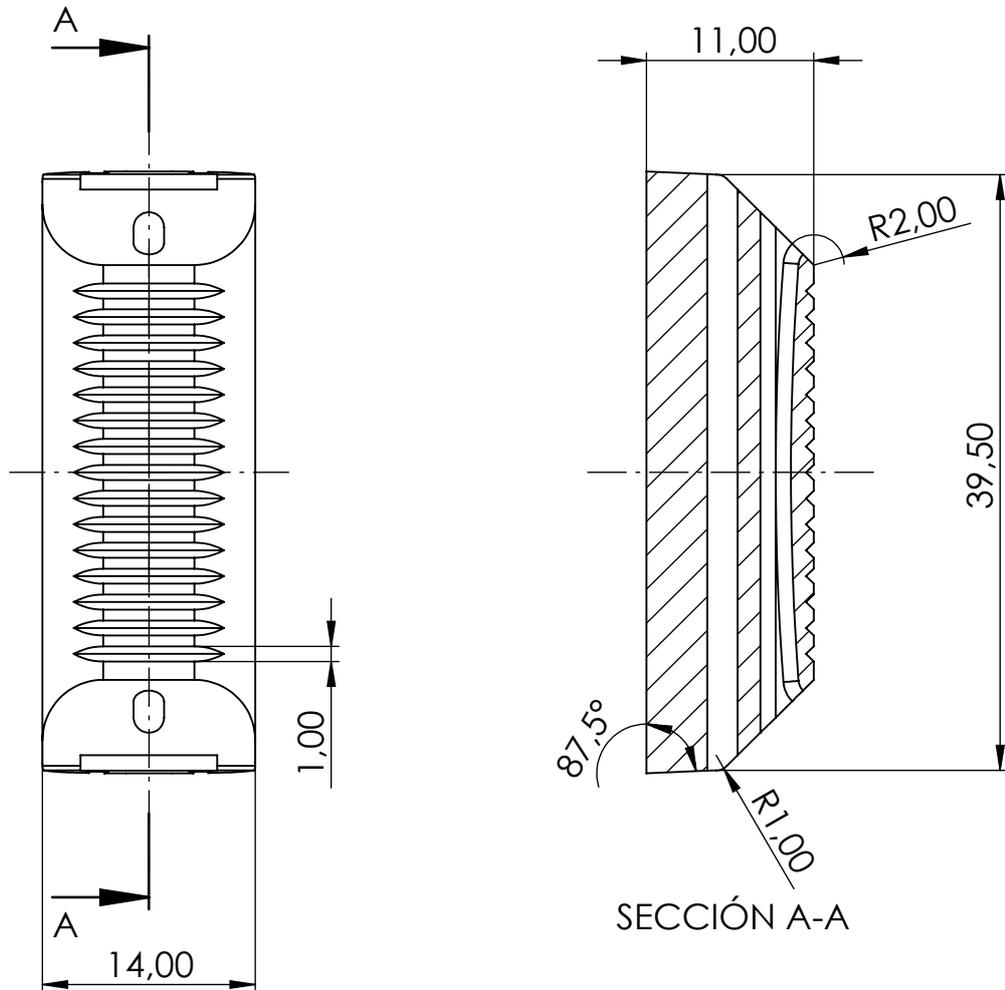
C

B

B

A

A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Número de documento 19

Falange proximal dedo 4

Rev.

Fecha de edición

Idioma

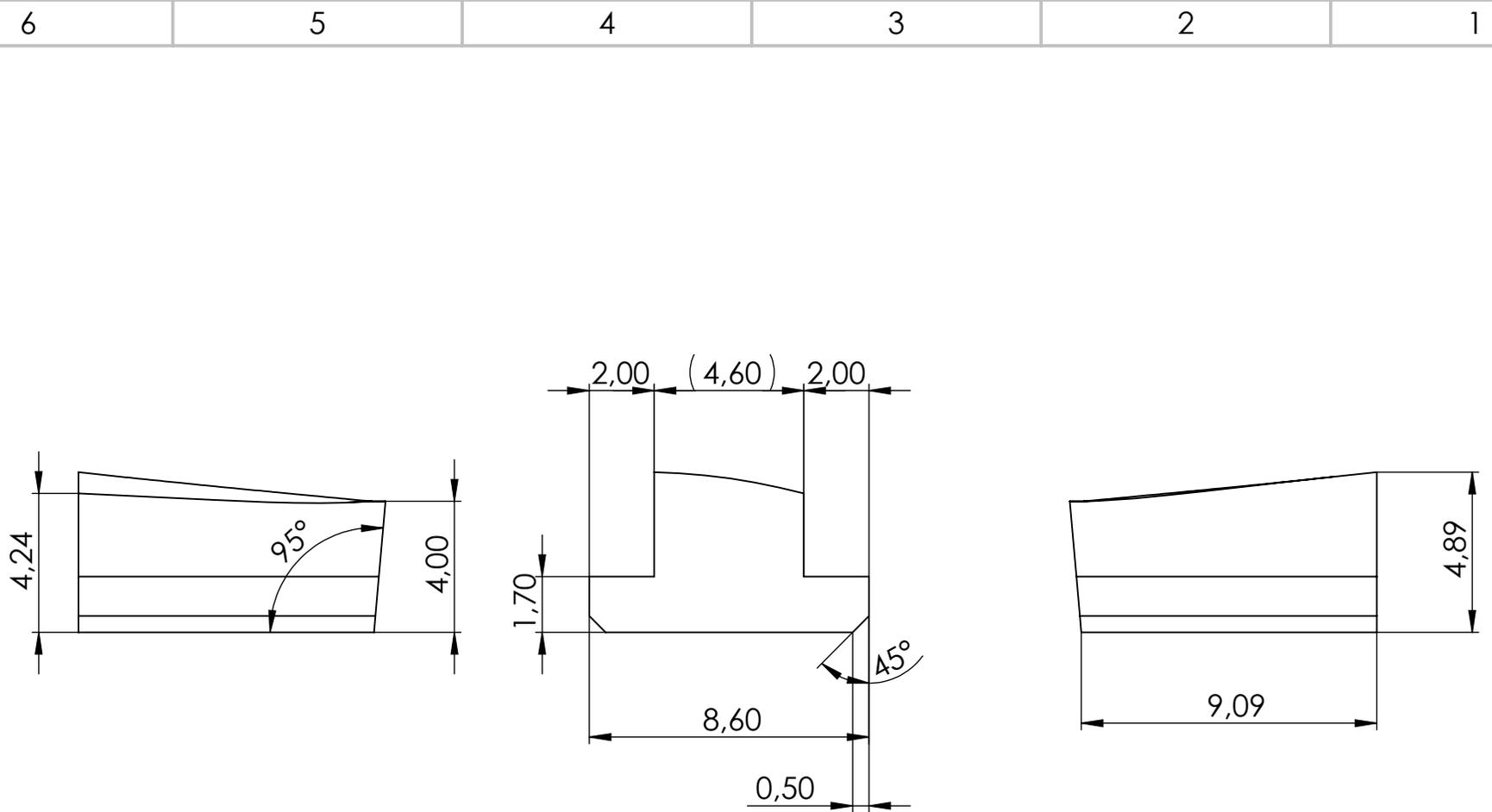
Hoja

A

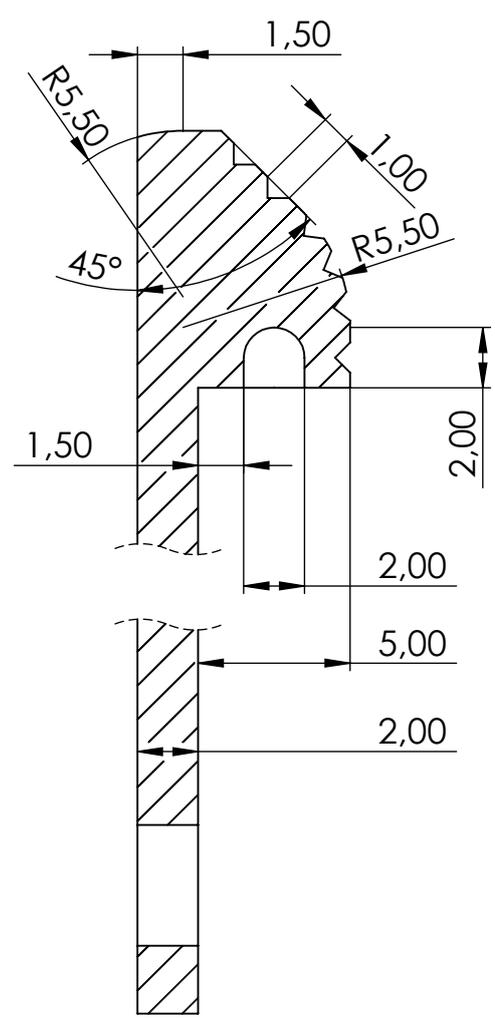
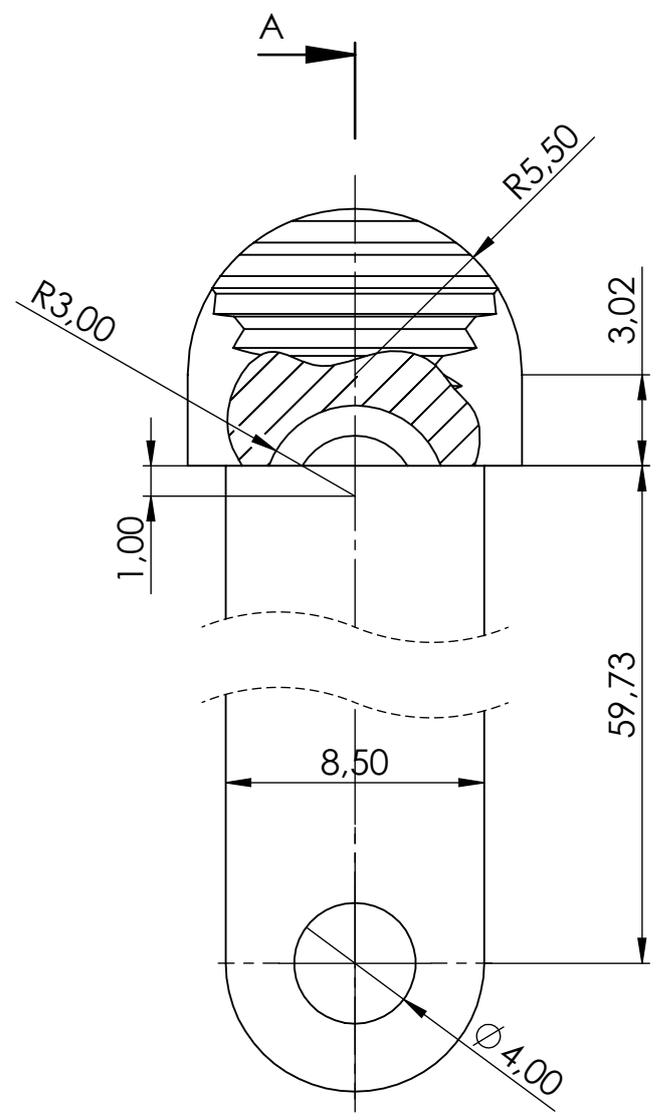
Julio 2023

ES

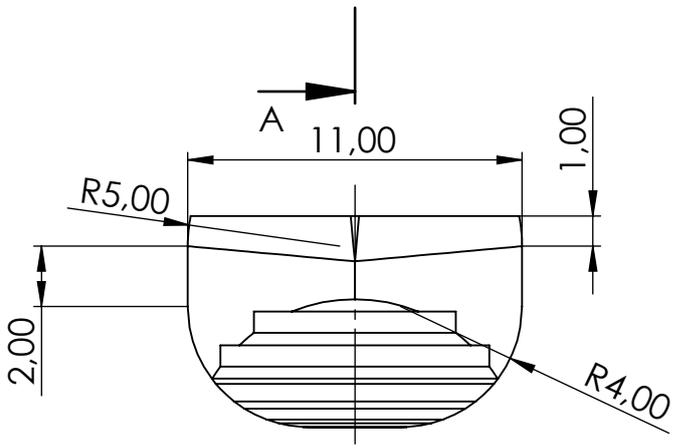
1/1



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 5:1	Método de representación 
Propietario legal  Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle	Formato A4	Estado del documento Editado	
Título Tope sujeción dedo 4	Número de documento 20	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES
			Hoja 1/1	

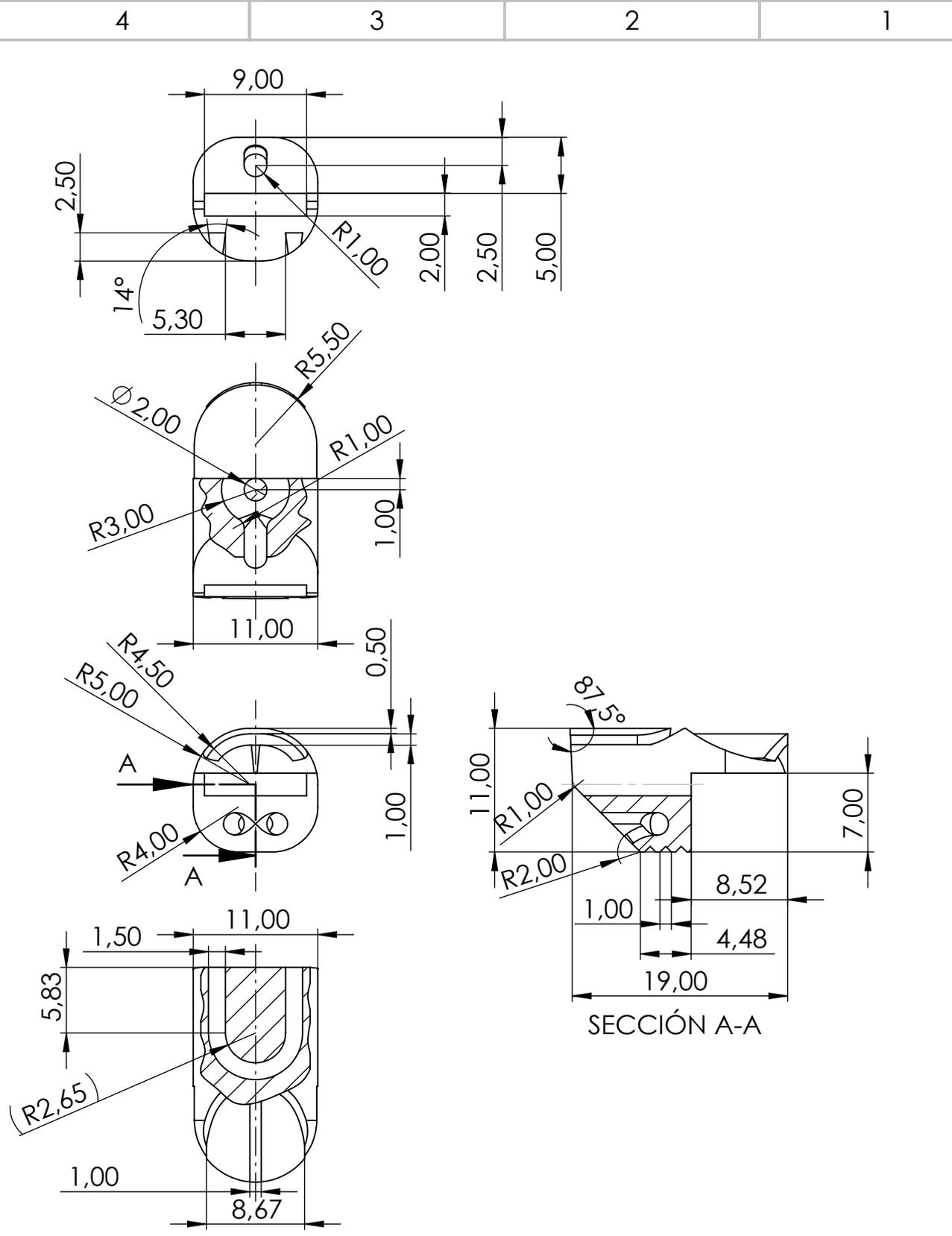


SECCIÓN A-A



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 4:1	Método de representación
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	------------------------------

Propietario legal Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado	
	Título Unión elástica dedo 5		Número de documento 21		A
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1	



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	------------------------------

Propietario legal Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle	Formato A4	Estado del documento Editado	
	Título Falange distal dedo 5	Número de documento 22		
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

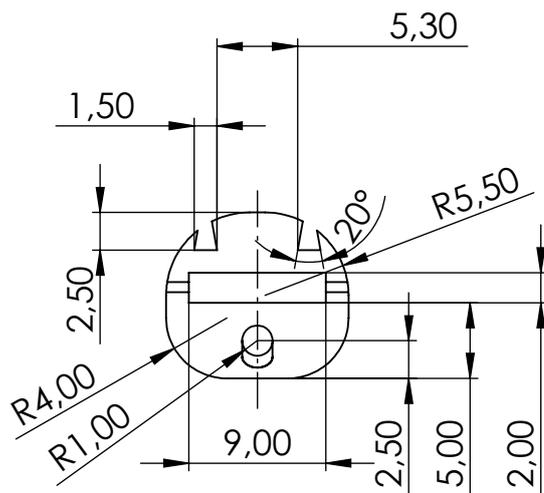
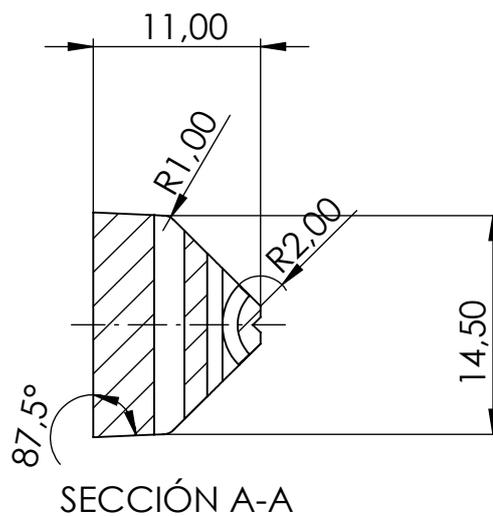
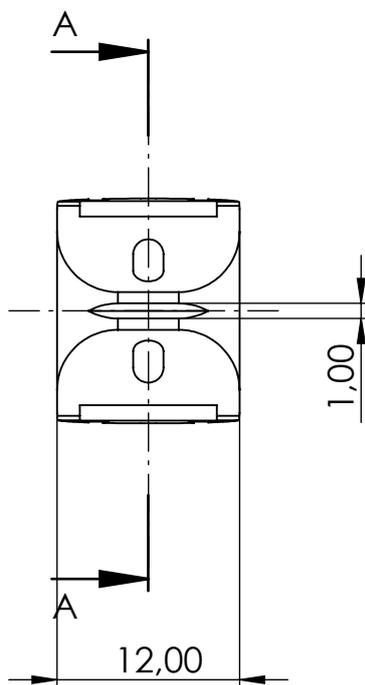
C

B

B

A

A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Falange media dedo 5

Número de documento 23

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

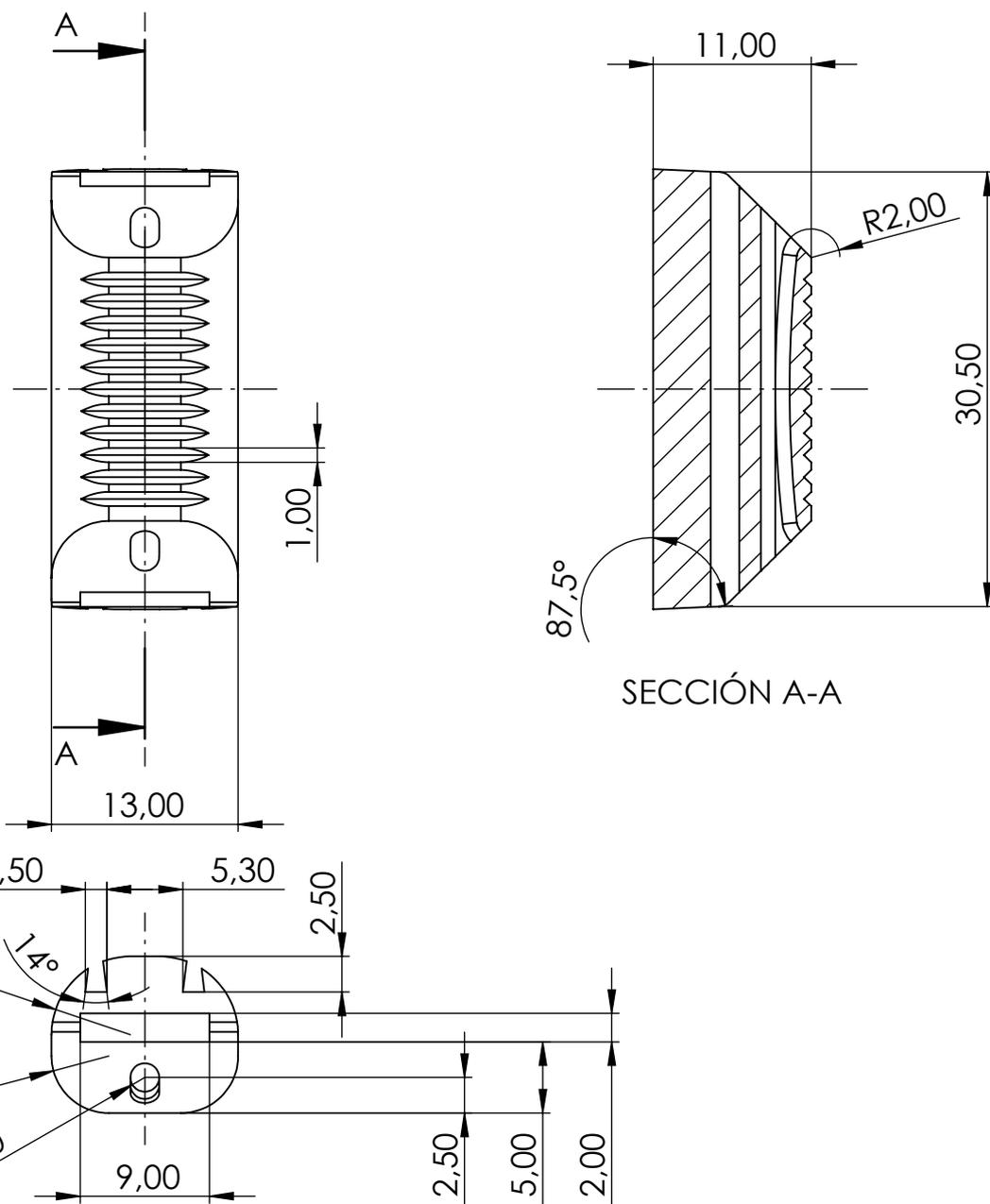
C

B

B

A

A



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Número de documento 24

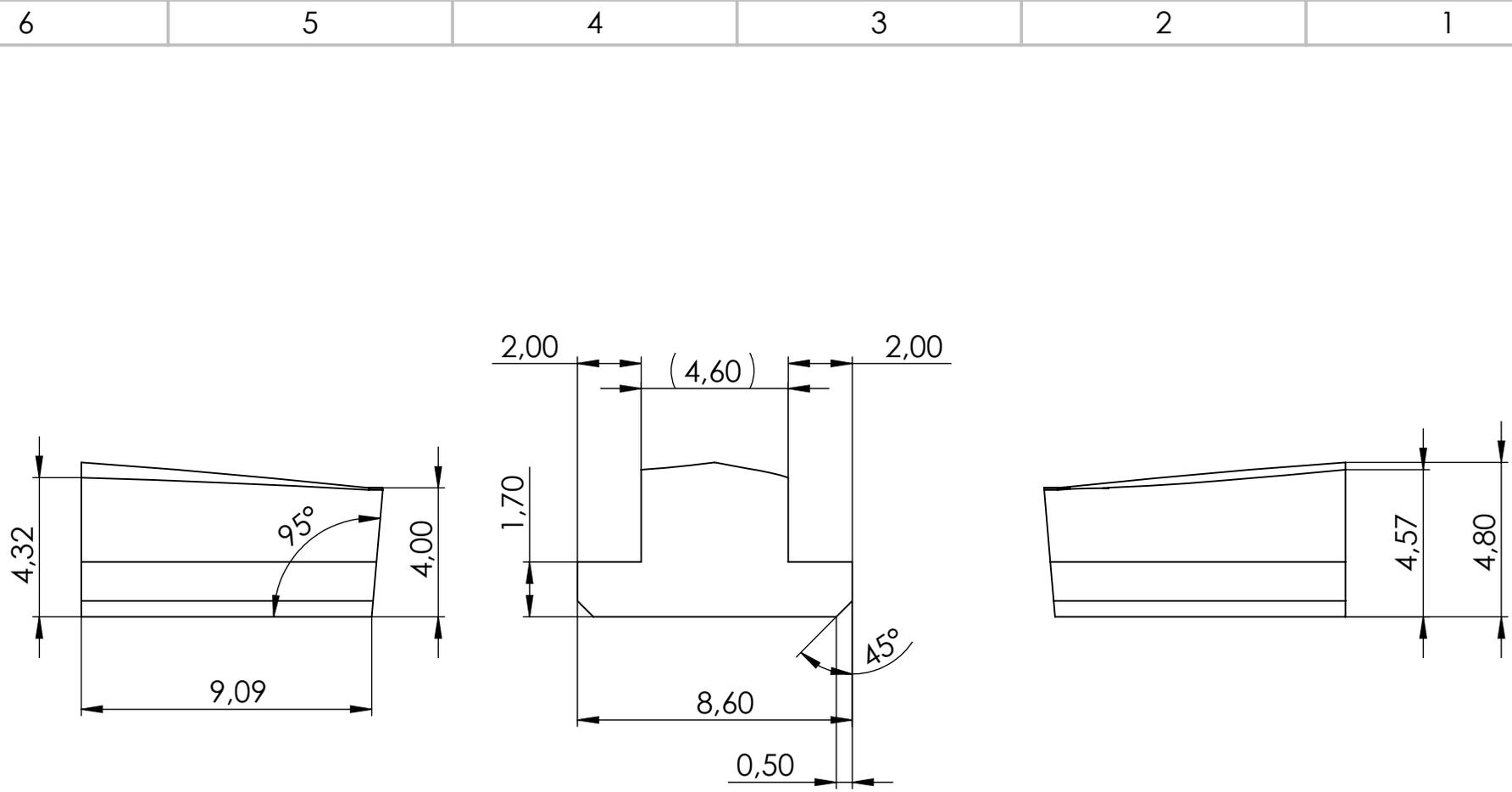
Falange proximal dedo 5

Rev.
A

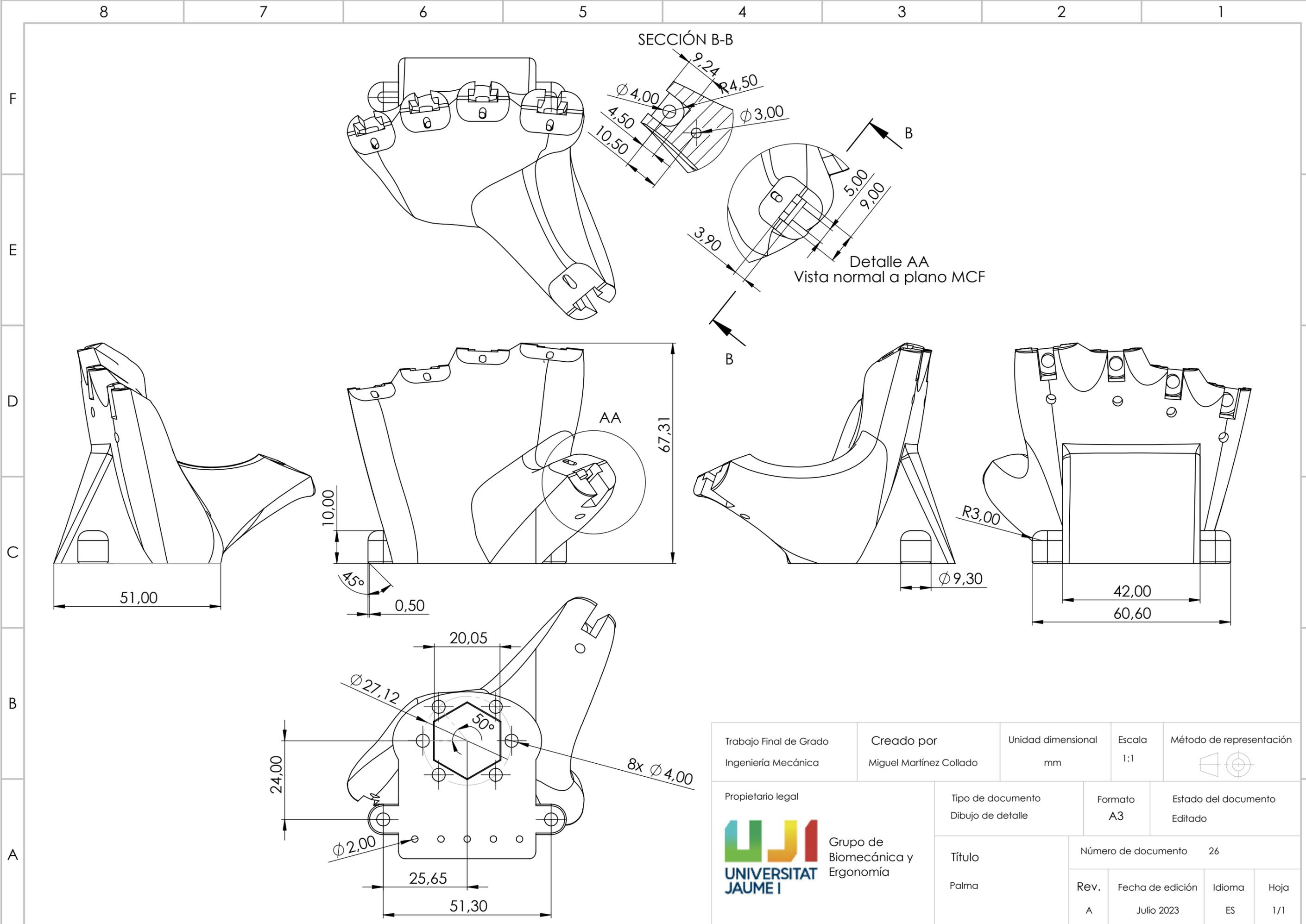
Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

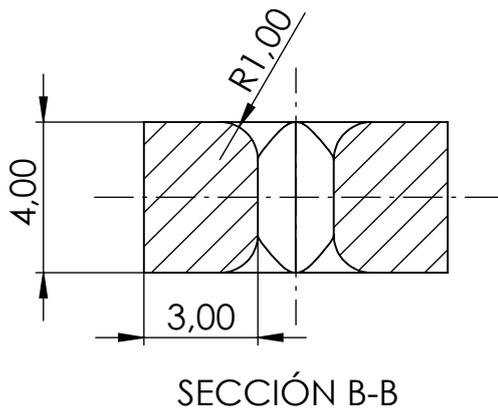
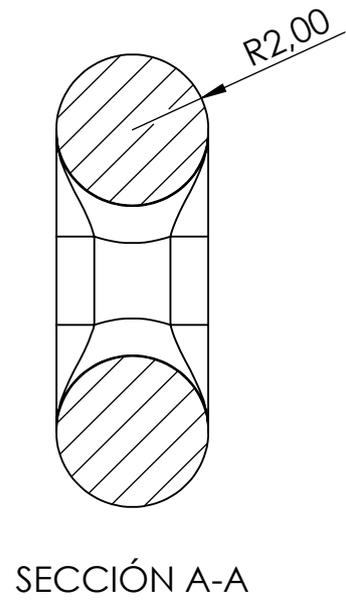
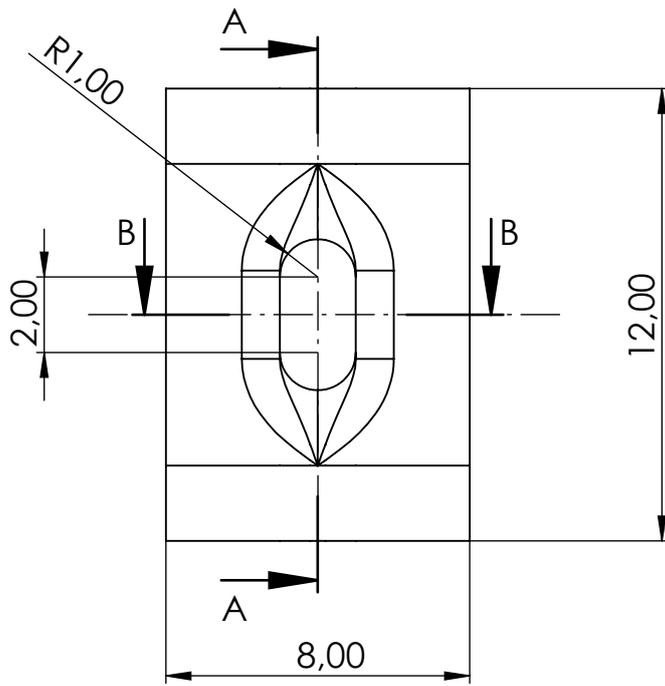
Hoja
1/1



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 5:1	Método de representación 
Propietario legal  UNIVERSITAT JAUME I	Tipo de documento Dibujo de detalle	Formato A4	Estado del documento Editado	
Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Título Tope sujeción dedo 5	Número de documento 25		
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME I	Tipo de documento Dibujo de detalle	Formato A3	Estado del documento Editado	
Título Palma	Número de documento 26		Rev. A	Fecha de edición Julio 2023
		Idioma ES	Hoja 1/1	



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
5:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Polea simple
sistema de subactuación

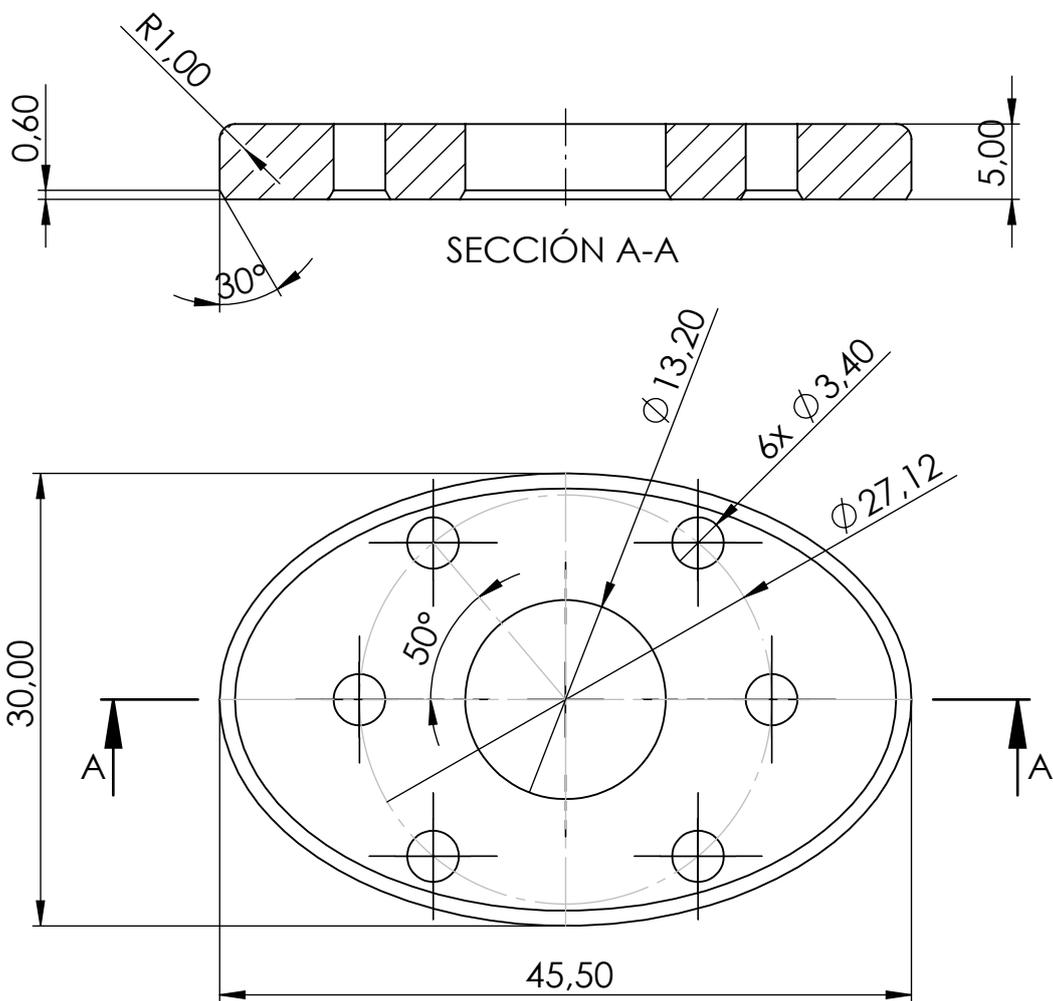
Número de documento 28

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1



Trabajo Final de Grado
Ingeniería Mecánica

Creado por
Miguel Martínez Collado

Unidad dimensional
mm

Escala
2:1

Método de representación



Propietario legal



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Tipo de documento
Dibujo de detalle

Formato
A4

Estado del documento
Editado

Título

Número de documento 29

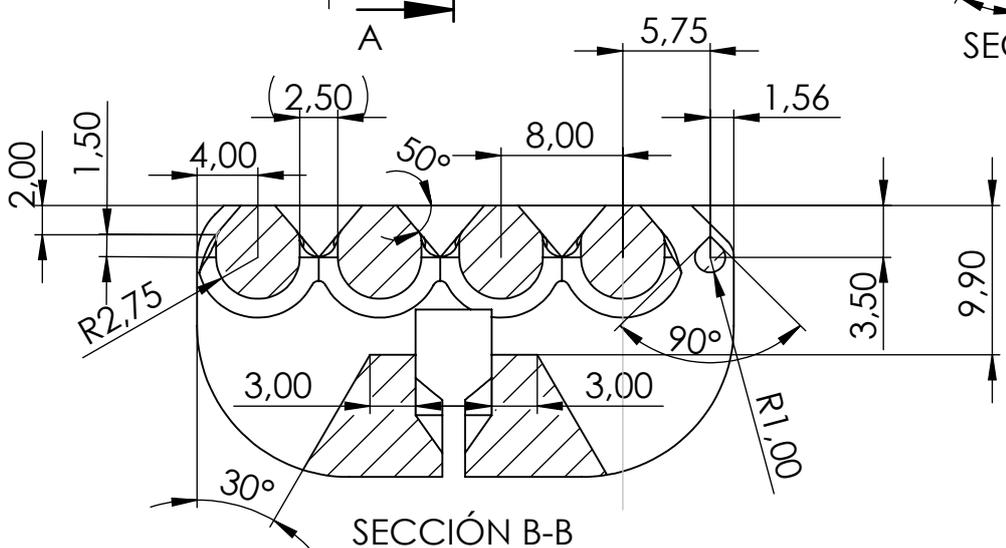
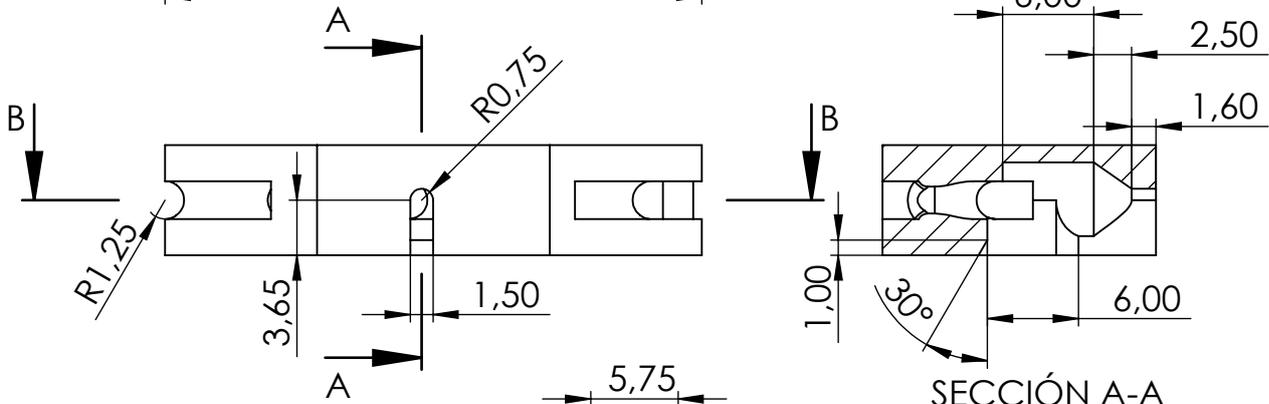
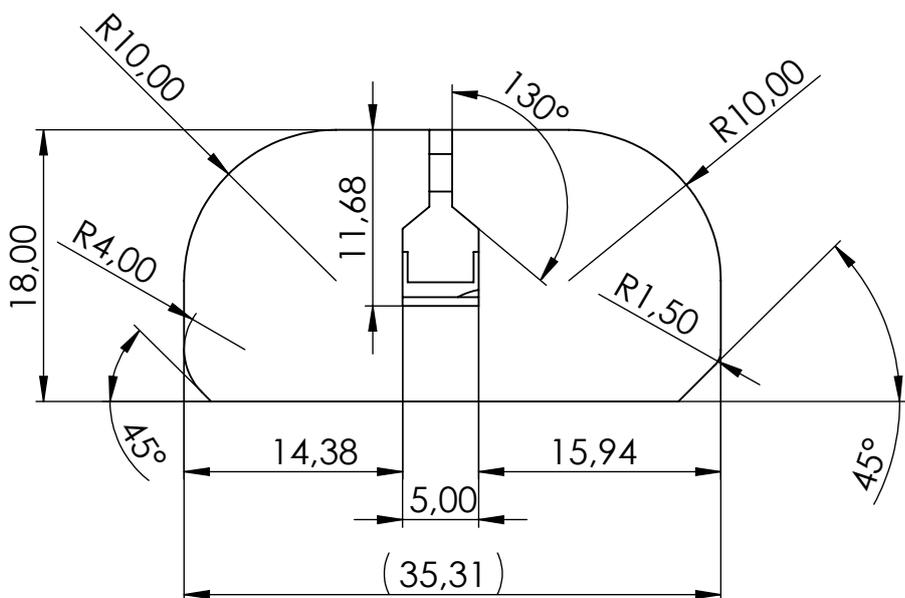
Tapa tornillo de media
pulgada

Rev.
A

Fecha de edición
Julio 2023

Idioma
ES

Hoja
1/1



Trabajo Final de Grado Ingeniería Mecánica	Creado por Miguel Martínez Collado	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación
---	---------------------------------------	--------------------------	---------------	------------------------------

Propietario legal Grupo de Biomecánica y Ergonomía	Tipo de documento Dibujo de detalle		Formato A4	Estado del documento Editado	
	Título Yugo sistema de subactuación		Número de documento 30		A
	Rev. A	Fecha de edición Julio 2023	Idioma ES	Hoja 1/1	