



**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**TRABAJO FIN DE GRADO**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Tutor/es:** Carmelo Militello Miletello y José A. Valido García

**Alumno:** David E. Cabello Cabrera

Julio, 2020





**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**ÍNDICE GENERAL**

**Trabajo fin de grado**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Autor**

David E. Cabello Cabrera



**Índice General:**

<b>MEMORIA .....</b>	<b>1</b>
<b>ANEXO I: PRESUPUESTO .....</b>	<b>55</b>
<b>ANEXO II: CÁLCULOS .....</b>	<b>58</b>
<b>ANEXO III: ESTUDIOS DE ESFUERZOS.....</b>	<b>72</b>
<b>ANEXO IV: FICHA TÉCNICA DEL ACTUADOR.....</b>	<b>84</b>
<b>ANEXO V: PLANOS.....</b>	<b>87</b>

## Índice Figuras:

<b>FIGURA 6.1: C-leg®</b> .....	7
<b>FIGURA 6.2: Esquema amortiguador</b> .....	7
<b>FIGURA 6.3: Mecanismo de cuatro barras</b> .....	8
<b>FIGURA 6.4: Mecanismo de cuatro barras</b> .....	8
<b>FIGURA 7.1. Ciclo de marcha</b> .....	10
<b>FIGURA 7.2. Sección prótesis real</b> .....	11
<b>FIGURA 7.3. Prótesis flexionada y estirada</b> .....	11
<b>FIGURA 7.4. Planos corporales</b> .....	12
<b>FIGURA 7.5. Prótesis de pierna completa</b> .....	14
<b>FIGURA 8.1: Pierna modificada</b> .....	17
<b>FIGURA 8.2. Carcasa superior muslo con prótesis</b> .....	18
<b>FIGURA 8.3: Mecanismo de actuación con prótesis</b> .....	18
<b>FIGURA 8.4: Mecanismo de actuación en la parte inferior.</b> .....	20
<b>FIGURA 8.5: Eslabón conducido ascendente y descendente</b> .....	21
<b>FIGURA 8.6: Vista general tubo perforado</b> .....	22
<b>FIGURA 8.7: Orificio con forma de chaveta Tipo AB</b> .....	22
<b>FIGURA 8.8: Orificio con forma de chaveta Tipo B</b> .....	22
<b>FIGURA 8.9: Orificio para esfiga elástica</b> .....	22
<b>FIGURA 8.10: Orificio superior para sujeción superior</b> .....	22
<b>FIGURA 8.11: Posición del tubo en el mecanismo de actuación</b> .....	22
<b>FIGURA 8.12: Posición del eslabón en el mecanismo de actuación</b> .....	23
<b>FIGURA 8.13: Eslabón conducido</b> .....	23
<b>FIGURA 8.14: Vista explosionada conjunto</b> .....	24
<b>FIGURA 8.15: Posición de la guía de movimiento lineal.</b> .....	24
<b>FIGURA 8.16: Parte I. Guía de movimiento lineal</b> .....	24
<b>FIGURA 8.17: Parte I. Guía de movimiento lineal</b> .....	24
<b>FIGURA 8.18: Eslabón conducido y guía de movimiento lineal</b> .....	25
<b>FIGURA 8.19: Sujeción actuador. Parte I</b> .....	26
<b>FIGURA 8.20: Sujeción actuador. Parte II</b> .....	26
<b>FIGURA 8.21: Sujeción actuador (conjunto)</b> .....	27
<b>FIGURA 8.22: Sujeción actuador (conjunto)</b> .....	27
<b>FIGURA 8.23: Sujeción superior</b> .....	28
<b>FIGURA 8.24: Posición de la sujeción superior</b> .....	28
<b>FIGURA 8.25: Eje sujeción superior</b> .....	28
<b>FIGURA 8.26: Posición de Eje sujeción superior</b> .....	28
<b>FIGURA 8.27: Pieza apoyo tueca</b> .....	29
<b>FIGURA 8.28: Posición de Eje sujeción superior (verde)</b> .....	29
<b>FIGURA 8.29: Embellecedor envolvente</b> .....	30
<b>FIGURA 8.30: Sujeción embellecedor envolvente</b> .....	30
<b>FIGURA 8.31: Conjunto mecanismo de actuación con embellecedor envolvente</b> .....	30
<b>FIGURA 8.32: Carcasa superior muslo.</b> .....	31
<b>FIGURA 8.33: Habitáculos de carcasa superior muslo.</b> .....	32
<b>FIGURA 8.34: Sujeción carcasa superior muslo a la prótesis</b> .....	32
<b>FIGURA 8.35: Tapa</b> .....	33
<b>FIGURA 8.36: Posición de la tapa</b> .....	33
<b>FIGURA 8.37: Tapa</b> .....	34
<b>FIGURA 8.38: Posición de la tapa</b> .....	34
<b>FIGURA 8.39: Recreación protesis Total Knee 1900</b> .....	35
<b>FIGURA 8.40: Total Knee 1900</b> .....	35
<b>FIGURA 9.1: Mecanismo para simulación</b> .....	37

<b>FIGURA 9.2: Mecanismo siete barras para simulación</b> .....	<b>38</b>
<b>FIGURA 9.3: Mecanismo de cadera</b> .....	<b>38</b>
<b>FIGURA 9.4. Sección prótesis real</b> .....	<b>39</b>
<b>FIGURA 9.5: Enlace inferior recreado en SolidWorks</b> .....	<b>40</b>
<b>FIGURA 9.6: Enlace inferior en modelo simplificado</b> .....	<b>40</b>
<b>FIGURA 9.7: Distancias de simulación en enlace inferior</b> .....	<b>41</b>
<b>FIGURA 9.8: Mecanismo siete barras con actuador</b> .....	<b>41</b>
<b>FIGURA 9.9: Mecanismo siete barras con actuador</b> .....	<b>42</b>
<b>FIGURA 9.9: Prótesis con carcasa simulada</b> .....	<b>42</b>
<b>FIGURA 9.10: Actuador empujando pieza inferior</b> .....	<b>43</b>
<b>FIGURA 9.11: Comparación entre modelo simplificado y diseño final.</b> .....	<b>44</b>
<b>FIGURA 9.12: Modelos simplificados de cálculo</b> .....	<b>45</b>
<b>FIGURA 9.13: Trazado de arco, desplazamiento actuador</b> .....	<b>46</b>
<b>FIGURA 9.14: Opciones de configuración P16</b> .....	<b>48</b>
<b>FIGURA 9.15: Curva motor 22:1 de actuador P16</b> .....	<b>48</b>
<b>FIGURA 9.16: Batería Samsung 18650-25S</b> .....	<b>49</b>
<b>FIGURA 9.17: BMS 4S 14,8 V</b> .....	<b>50</b>
<b>FIGURA I.1. Ciclo de marcha</b> .....	<b>58</b>
<b>FIGURA I.2. Conjunto para simulación</b> .....	<b>60</b>
<b>FIGURA I.3. Proceso de cambio de densidad</b> .....	<b>61</b>
<b>FIGURA I.4. Modelo simplificado con carcasa</b> .....	<b>62</b>
<b>FIGURA I.5: Movimiento simulación 2D sin actuador</b> .....	<b>63</b>
<b>FIGURA I.6: Movimiento simulación 2D con actuador</b> .....	<b>64</b>
<b>FIGURA I.7: Movimiento 2D con actuador y carcasa</b> .....	<b>65</b>
<b>FIGURA I.7. Mallado de tubo perforado</b> .....	<b>74</b>
<b>FIGURA I.8. Tensiones tubo perforado</b> .....	<b>74</b>
<b>FIGURA I.9. Desplazamientos resultantes tubo perforado</b> .....	<b>75</b>
<b>FIGURA I.10. Mallado de pieza empujada</b> .....	<b>77</b>
<b>FIGURA I.11. Tensiones pieza empujada</b> .....	<b>78</b>
<b>FIGURA I.12. Desplazamientos resultantes pieza empujada</b> .....	<b>79</b>
<b>FIGURA I.13. Mallada sujeción superior</b> .....	<b>80</b>
<b>FIGURA I.14. Tensiones sujeción superior</b> .....	<b>81</b>
<b>FIGURA I.15. Desplazamiento sujeción superior</b> .....	<b>82</b>
<b>FIGURA I.16. Pandeo de tubo perforado</b> .....	<b>83</b>







**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**MEMORIA**

**Trabajo fin de grado**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Autor**

David E. Cabello Cabrera



## Índice Memoria:

<b>1. Abstract</b> .....	<b>1</b>
<b>2. Objeto</b> .....	<b>3</b>
<b>3. Alcance</b> .....	<b>4</b>
<b>4. Normativa</b> .....	<b>5</b>
<b>5. Requerimientos de diseño</b> .....	<b>6</b>
<b>6. Antecedentes</b> .....	<b>7</b>
<b>7. Introducción</b> .....	<b>9</b>
7.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	9
7.2. MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN DE TOTAL KNEE 1900.....	10
7.3. MARCO TEÓRICO .....	12
<b>7.3.1. Causas más relevantes de amputación de extremidades:</b> .....	<b>13</b>
<b>7.3.2. Clasificación</b> .....	<b>13</b>
<b>7.3.3. Partes de una prótesis transfemoral</b> .....	<b>15</b>
<b>8. Análisis de soluciones</b> .....	<b>16</b>
8.1. MECANISMO DE ACTUACIÓN.....	19
<b>8.1.1. Tubo perforado</b> .....	<b>21</b>
<b>8.1.2. Eslabón conducido</b> .....	<b>23</b>
<b>8.1.3. Guía de movimiento lineal</b> .....	<b>24</b>
<b>8.1.4. Sujeción del actuador</b> .....	<b>26</b>
<b>8.1.5. Sujeción superior</b> .....	<b>27</b>
<b>8.1.6. Eje sujeción superior</b> .....	<b>28</b>
<b>8.1.7. Pieza de apoyo para tuerca</b> .....	<b>28</b>
<b>8.1.8. Embellecedor envolvente.</b> .....	<b>29</b>
8.2. CARCASA SUPERIOR MUSLO. ....	30
<b>8.2.1. Carcasa</b> .....	<b>31</b>
<b>8.2.2. Tapa.</b> .....	<b>32</b>
<b>8.2.3. Cobertura superior.</b> .....	<b>33</b>
8.3. RECREACIÓN RODILLA POLICÉNTRICA TOTAL KNEE 1900. ....	34
8.4. PROCESOS DE FABRICACIÓN Y TORNILLERÍA. ....	35
<b>9. Desarrollo y procedimiento</b> .....	<b>37</b>
9.1. MODELOS SIMPLIFICADOS DE CÁLCULO. ....	37
<b>9.1.1. Determinación de desplazamientos y velocidades:</b> .....	<b>44</b>
<b>9.1.2. Cálculo de fuerza del actuador en modelos simplificados:</b> .....	<b>45</b>
9.2. SELECCIÓN DEL ACTUADOR .....	47
9.3. SELECCIÓN DE LAS BATERÍAS, EL BMS Y EL REGULADOR DE VOLTAJE.....	49
<b>10. Conclusiones</b> .....	<b>51</b>
<b>11. Referencias</b> .....	<b>52</b>
11.1. REFERENCIAS .....	52
11.2. INTERNET.....	53



## 1. Abstract

En este proyecto se lleva a cabo la mejora mecánica de una rodilla protésica policéntrica, modelo Total Knee 1900. Uno de los inconvenientes que presenta este modelo es que el mecanismo de ayuda a la extensión está formado por un muelle unido a un cable de acero, que se debe ser sustituido por un técnico ortopeda manualmente si el portador desea variar la velocidad de marcha. El movimiento de extensión de la pierna, que condiciona la velocidad del paso, se produce de forma inercial, similar a un péndulo, con una velocidad máxima (dependiente de su masa y geometría, y en la que interviene, además, la contribución del muelle) que impide al usuario aumentar su ciclo de marcha. Se diseña un mecanismo para sustituir el resorte, mediante el cual sea posible variar la velocidad de marcha según los requerimientos del usuario.

El diseño e implementación de este dispositivo, conlleva un análisis y estudio cinemático previo de la pierna ortopédica, implementando un modelo simplificado de cálculo. Una vez obtenidas las velocidades y fuerzas que actúan sobre el mecanismo, se procede a la selección de un actuador eléctrico, que permita variar la fuerza y la velocidad de aplicación de esta, según requisitos. El actuador, somete a tracción el cable de acero presente en la rodilla protésica originalmente, ejerciendo un trabajo similar al muelle, pero con la ventaja de ser regulable.

Se diseña todos los elementos necesarios para poder acoplar el actuador seleccionado a la pierna ortopédica, realizando un estudio de esfuerzos para determinar si las piezas propuestas soportan las cargas a las que van a estar solicitadas.

Posteriormente, con la finalidad de crear un prototipo, se realiza un proceso de ingeniería inversa, obteniendo un modelo tridimensional de la rodilla.

In this project, the mechanical improvement of a polycentric prosthetic knee, model Total Knee 1900, is carried out. One of the drawbacks of this model is that the extension aid mechanism is formed by a spring attached to a steel cable, that it must be replaced, by an orthopedic technician, manually if the wearer wishes to vary the speed. The leg extension movement, which determines the speed of the step, occurs inertially, similar to a double pendulum and has a maximum speed (depending on its mass and geometry). This movement prevents the user from increasing their running cycle and therefore, a mechanism is designed to replace the spring, by means of which it is possible to vary the running speed according to the user's requirements.

The design and implementation of this device involves a prior kinematic analysis and study of the orthopedic leg, implementing a simplified calculation model. Once the speeds and forces acting on the mechanism have been obtained, an electric actuator is selected, which allows the force and speed of its application to be varied, according to the requirements. The actuator pulls the steel cable present in the prosthetic knee originally, performing a work similar to the spring, but with the advantage of being adjustable.

Next, all the necessary elements are designed to be able to couple the selected actuator to the orthopedic leg, carrying out a stress study to determine if the proposed parts support the loads to which they will be applied.

Subsequently, in order to create a prototype, a reverse engineering process is carried out, obtaining a three-dimensional model of the knee.

## 2. Objeto

El objetivo principal de este trabajo es implementar un sistema de ayuda a la extensión de una rodilla protésica policéntrica de cuatro ejes. Atendiendo al modelo en el que se basa este estudio, Total Knee 1900, la velocidad de extensión se puede variar sustituyendo el muelle interno por otro con mayor o menor constante elástica, según la necesidades y características del paciente. Sin embargo, este sistema tiene el inconveniente de que no es capaz de regular la velocidad de extensión, está es fija, determinada por la constante elástica del muelle, por lo que no es posible adaptar la respuesta de la prótesis al ciclo de marcha del usuario. El sistema que se propone, en cambio, permitirá, a través de un actuador, variar la velocidad de extensión según las necesidades del usuario.

Como objetivos específicos, pueden destacarse:

- Revisión del estado del arte. Búsqueda de investigaciones anteriores, plasmadas en trabajos y/o artículos, con la finalidad de obtener un mayor conocimiento sobre este campo, así como la familiarización de la terminología empleada dentro de este ámbito.
- Revisión de diferentes tipos de actuadores, que es el dispositivo seleccionado para ayudar al movimiento de extensión.
- Selección de los materiales y los procesos de fabricación más adecuados para el proyecto.

### 3. Alcance

El presente trabajo se centrará en el diseño de un mecanismo de ayuda a la extensión de una prótesis de rodilla, implicando las siguientes tareas:

- Diseño de una réplica de las diferentes partes de la prótesis con la finalidad de crear un prototipo del mecanismo.
- Cálculo de las diferentes velocidades y movimientos de la pierna a través de diferentes programas informáticos, mediante modelos realizados con barras en 2D.
- Cálculo de la fuerza y velocidad necesaria del actuador. Seleccionando entre los disponibles el más adecuado.
- Diseño de los soportes que albergan los diferentes elementos presentes en el mecanismo como; el actuador, las baterías, el controlador, etc.
- Determinación de los esfuerzos a los que están sometidas las diferentes partes del mecanismo.
- No se diseña la parte de electrónica del actuador.
- No se tiene en cuenta el acabado estético de las piezas, ni sus posibles recubrimientos.



## 4. Normativa

- ISO/TC 168 ÓRTESIS Y PRÓTESIS: (TC comité técnico WG grupo de trabajo).
- ISO 8549-1:1987 prótesis y órtesis: términos de vocabulario generales para las prótesis externas de las extremidades y las órtesis externas.
- ISO 8549-3:1989 prótesis y órtesis: términos de vocabulario relativos a órtesis Externas.
- ISO 8551:2003: Prótesis y órtesis: deficiencias funcionales. Descripción de la persona que se va a tratar con una órtesis, objetivos clínicos del tratamiento y requisitos funcionales de la órtesis.
- ISO 13404:2005: Prótesis y órtesis: clasificación y descripción de las órtesis externas y de los componentes ortopédicos.
- ISO 8549-3:1989: Prótesis y órtesis: términos de vocabulario relacionados con las órtesis externas.
- ISO 13404: 2055: Prótesica y ortésica: clasificación de las órtesis y los componentes ortésicos.

## 5. Requerimientos de diseño

Especificaciones antes del diseño de la mejora:

- Prótesis para modificar: *Total Knee 1900*.
- La prótesis es para personas de muñón corto
- Se llevará a cabo una recreación de la pierna con la finalidad de realizar un prototipo impresión 3D.

Además de tener en cuenta que el sistema diseñado se ha de adaptar a una rodilla protésica Total Knee 1900 y que su uso va destinado a amputados femorales de muñón corto, el dispositivo deberá cumplir unos determinados requisitos tanto mecánicos, como de funcionamiento:

- La prótesis debe ser lo más ligera posible, fijando un peso máximo en 3,5 kg.
- Debe soportar el peso de una persona de hasta 120 kg.
- El mecanismo debe ser capaz de dar respuesta a un rango de velocidad de paseo de entre 4-6 km/h.
- Se tomará como dimensiones de referencia, desde cadera a eje de rótula, 40 cm (antepierna) y desde el eje de rótula a tobillo 35 cm (pierna) [8].
- Contar con una autonomía mínima de 4000 pasos.
- Se necesitan dos conjuntos de baterías para que el usuario tenga un repuesto en caso de descarga y dado el caso, poder reemplazarlas de una manera sencilla.
- Se considera que los esfuerzo y las deformaciones de las piezas deben estar en régimen elástico con un coeficiente de seguridad mínimo de 2.

## 6. Antecedentes

Existen diferentes empresas a nivel internacional que se dedican a la fabricación de elementos protésico para diferentes partes del cuerpo.

La marca Ottobock saca al mercado en 1999, la prótesis C-Leg® la cual utiliza sensores y microprocesadores que adapta el sistema a la velocidad de caminar en tiempo real y proporciona una mayor seguridad durante la fase de apoyo de la caminata. En esta prótesis la fase de impulsión está controlada hidráulicamente y la amortiguación en el apoyo estabiliza la prótesis después del impacto del talón [2].



FIGURA 6.1: C-leg®

Fuente: [www.ottobock.com](http://www.ottobock.com)

En este apartado se da más importancia a los estudios realizados con el fin de implementar mejoras y promulgar el desarrollo de este tipo de tecnología.

W.H Liao y C.Y. Lay en 2002, implementan un sistema pasivo y versátil sin utilizar grandes cantidades de energía, mediante fluidos magnetoreológicos y además exponen las diferencias entre su amortiguador y un amortiguador viscoso para así expresar el potencial que estos tienen, mediante una simulación con el programa de cómputo *Simulink* [2].

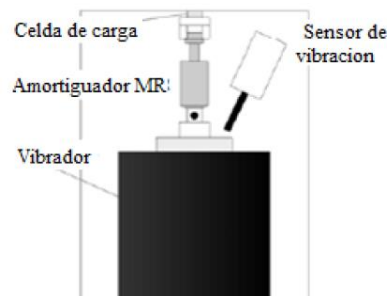


FIGURA 6.2: Esquema amortiguador

Fuente: Proyecto de investigación. J.A. García Merino et al

Con este amortiguador que diseñan logran un mayor control de las vibraciones durante la fase de apoyo lo que supone un gran avance en el desarrollo de las prótesis de rodilla.

Por otro lado, Ricardo Enríquez en 2007, demuestra que el principal problema de estas prótesis son las ondas de choque que se efectúan durante el ciclo de marcha y propone un mecanismo para atenuarlas, qué consiste en un sistema mecánico de cuatro barras que representan fielmente el movimiento de la rótula humana [3].



FIGURA 6.3: Mecanismo de cuatro barras

Fuente: Proyecto de fin de grado L.A. García Chávez y S.A. Vargas Duque.

Otro proyecto interesante, realizado por A. Antonio Negro de la Universidad de Palermo, trata sobre la impresión de las prótesis de mano en impresora 3D y muestra de manera bastante detallada los materiales más adecuados para este tipo de mecanismo en caso de que se quisiera prototipar o diseñar algunas partes del dispositivo. En él, se comenta también que la tecnología de impresión 3D es cada vez más accesible económicamente y fácil de utilizar y que por tanto resulta una muy buena opción para el diseño de algunas piezas [4].



FIGURA 6.4: Mecanismo de cuatro barras

Fuente: TFG A. Antonio Negro

Por último, destacar la tesis doctoral de R.R. Torrealba Algarra en 2009. En ella, se desarrolla, un proyecto a nivel mucho más electrónico donde se implementa un control por ordenador de las diferentes partes de la prótesis y se varía de forma inteligente las funciones de estas, a través de un algoritmo de detección de eventos durante el ciclo de marcha. También se realizan numerosas pruebas experimentales y comparaciones con prótesis en personas con muñón corto y largo y se determina la verdadera utilidad de estos mecanismos de ayuda al usuario [5].

## 7. Introducción

### 7.1. Planteamiento del problema

Es una realidad que en la sociedad actual existen un gran número de casos de amputaciones de miembros debido a accidentes de cualquier índole, enfermedades cardiovasculares y de otros tipos como son la diabetes o el cáncer. Esto hace que cada vez sea más necesaria la creación de prótesis ortopédicas que ayuden a suplir de manera parcial las funciones de las extremidades amputadas.

Es evidente por otra parte que en un mercado tan globalizado como el actual, es posible acceder a una alta gama de productos de este tipo que varían según precios, funciones, etc. Como se ha nombrado con anterioridad, en el mercado actual destacan varias empresas que acaparan un gran porcentaje de este y que poseen departamentos que se encargan del desarrollo de nuevos y cada vez más avanzados dispositivos. Como es lógico, un mayor desarrollo lleva implícito un mayor coste para el consumidor y, por consiguiente, que no todas las personas con estas necesidades sean capaces de obtener un recurso que es necesario para llevar una vida normal.

El Instituto Nacional de la Seguridad Social subvenciona la renovación de prótesis, en este caso, para amputados femorales, cada dos años. Sin embargo, si el paciente no tiene la capacidad económica de aportar más dinero por cuenta propia, debiéndose ceñir únicamente al presupuesto de la Seguridad Social, la prótesis será bastante básica. Esto implica que los elementos que conforman la prótesis pertenezcan a la gama baja de cada fabricante, como por ejemplo la rodilla en la que centrará este proyecto.

El problema que se observa en esta prótesis, y en otras similares, es que el movimiento de extensión se produce gracias a la gravedad y a la inercia creada por el movimiento propio del usuario según la velocidad a la que se desplace en cada momento. Lo que ocurre es que cuando el usuario pretende levantar la antepierna (fémur) para realizar un paso, esto se ve dificultado, a partir de cierta velocidad de marcha, debido a que a medida que esta aumenta, a la prótesis le lleva más tiempo volver a la posición de extensión completa. Debido a ello, Össur fabrica este dispositivo incluyendo un mecanismo de ayuda a la extensión compuesto por un resorte que tracciona un cable, pero que muchas veces resulta ineficiente debido a que, al ser un resorte con una constante elástica determinada, no se puede adaptar el mecanismo al ciclo de marcha que el usuario desea. Para esto, habría que cambiar el muelle manualmente y colocar otro con una constante diferente.

## 7.2. Mecanismo de ayuda a la extensión de Total Knee 1900.

El proyecto se basa en la modificación de la prótesis Total Knee 1900. Corresponde a una prótesis policéntrica de cuatro ejes, que permiten que las barras se bloqueen cuando la pierna se extiende completamente antes de que se produzca el contacto del talón. Una vez, se completa todo el movimiento de apoyo, se procede al despegue de los dedos y la prótesis se flexiona. Después de esta flexión, la pierna vuelve a la posición de extensión, inercialmente, y además es ayudada por el mecanismo de ayuda a la extensión, en este caso por un resorte que tira del cable de acero presente en el interior. A este resorte lo que le ocurre es que se contrae cuando la pierna se flexiona para luego estirarse hasta llegar a la extensión completa.

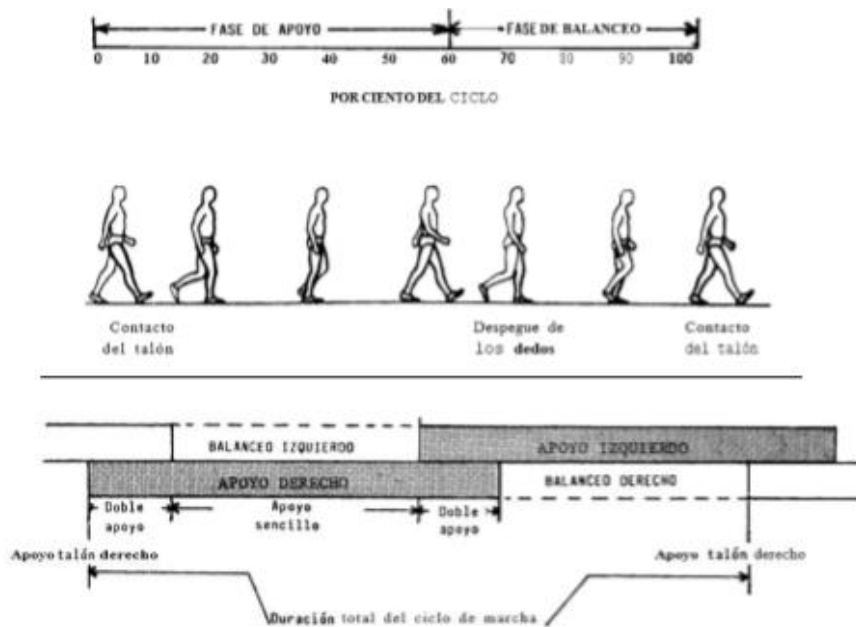


FIGURA 7.1. Ciclo de marcha

Fuente: Marcha normal, EMC - Kinesiterapia

En la figura 7.2, se muestra una sección de la prótesis Total Knee 1900 y se observa como el cable (21) atraviesa el resorte que está sujeto por un extremo mediante el asiento de copa de resorte y por el otro por el anillo de retención. El cable va sujeto a la parte inferior del resorte y mediante una bola a la pieza 9 (enlace inferior) que, al producirse la flexión realiza un movimiento de rotación, tirando del cable y produce la compresión del muelle.

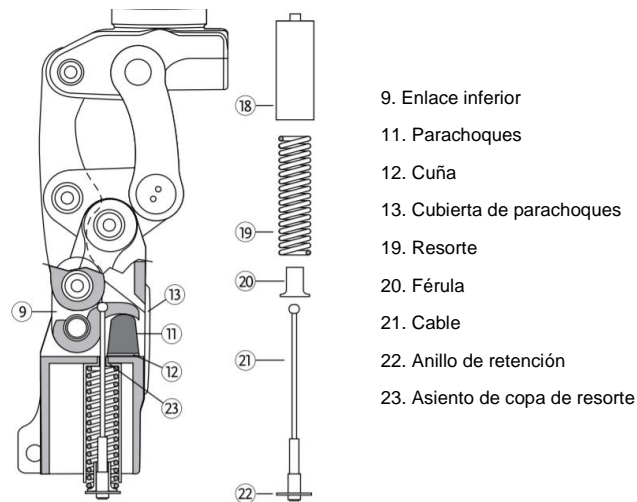


FIGURA 7.2. Sección prótesis real

Fuente: [www.Össur.com](http://www.Össur.com)

Este mecanismo es eficiente para un cierto rango de velocidades de paso, pero si el usuario necesita una mayor velocidad es necesaria la sustitución del resorte manualmente.

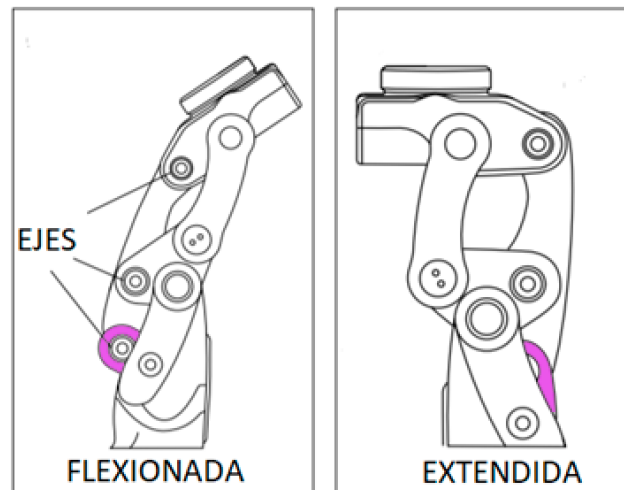


FIGURA 7.3. Prótesis flexionada y estirada

Fuente: [www.Össur.com](http://www.Össur.com)

En la figura superior se puede observar como la pieza de color rosa (enlace inferior) al estar flexionada realiza un movimiento de rotación que produce la compresión mencionada en el resorte, para luego estirarse hasta la posición extendida.

### 7.3.Marco teórico

En este apartado, se explica de una manera más exhaustiva los diferentes problemas que causan las amputaciones y las variantes de prótesis de rodilla presentes en el mercado.

La rótula humana tiene 6 grados de libertad y el más importante y con más grados de rotación es el que abarca el plano sagital.

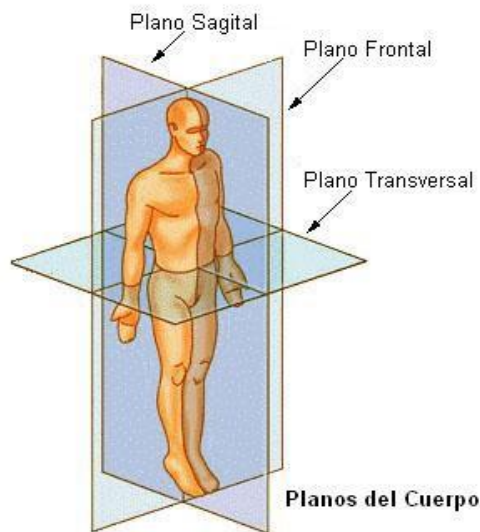


FIGURA 7.4. Planos corporales

Fuente: PINTEREST

En este plano, se realizan la mayoría de las actividades haciendo una rotación diferente según la necesidad. El que menor rango de movimiento tiene es el plano transversal y normalmente si se produce un giro superior al permitido, este viene acompañado de lesiones graves.

Por último, el plano frontal, donde se observa que no ocurren rotaciones importantes, es de vital importancia ya que describe el eje que soporta todo el peso del cuerpo [6].



### 7.3.1. Causas más relevantes de amputación de extremidades:

Las primeras amputaciones fueron realizadas por Ambroise Pare (1509-1590) y estas obviamente tenían la finalidad de salvar una vida [6].

Las causas principales de estas amputaciones son:

- **Gangrena:** es el decaimiento o muerte de un tejido debido a un flujo de sangre no suficiente.
- **Arteriosclerosis:** es un estrechamiento de las arterias debido a la grasa, el tejido fibroso y diferentes sales que se acumulan.
- **Defectos de nacimiento:** debidas a imperfecciones que tiene un recién nacido que podrían poner en riesgo su salud o su calidad de vida.
- **Enfermedad de Buerger:** es una enfermedad que causa una inflamación en las venas y arterias y que deriva en un gran dolor en la zona afectada y posterior gangrena.
- **La diabetes:** una de las enfermedades con más pronóstico de aumento en los próximos años, que consiste en una mala absorción del azúcar o el almidón debida a una disminución de la insulina o hormona ADH.
- **Congelación:** se refiere a la muerte de los tejidos debido a las bajas temperaturas y que termina en gangrena. Esto ocurre muchos a los alpinistas que pasan mucho tiempo en la montaña y por algún motivo no tienen una buena protección contra el frío.
- **Tumor:** es el sobrecrecimiento de las células debido a una mutación.
- **Traumatismos y quemaduras:** pérdida del miembro en accidentes ya sea de tráfico, laborales o de cualquier índole [6].

### 7.3.2. Clasificación

La clasificación más general de las prótesis se realiza según donde se encuentra: **interna o externa.**

- **Interna:** como su propio nombre indica, estas prótesis se encuentran dentro del organismo, como por ejemplo un sustituto de rótula o una válvula en el corazón.

- **Externa:** sustituyen a partes del cuerpo y se utilizan como soporte generalmente a extremidades amputadas. Dentro de estas, se pueden encontrar las que son para extremidades superiores como pueden ser de manos, muñeca o transradial. O las que son para las extremidades inferiores, dentro de las cuales se incluye la prótesis modificada en el proyecto. En concreto, corresponde a una prótesis transfemoral [5].



FIGURA 7.5. Prótesis de pierna completa

Fuente: [www.medicaexpo.es](http://www.medicaexpo.es)

Las prótesis externas de rodilla se dividen entre las puras y las computarizadas o inteligentes y después más en profundidad se clasifican según los tres componentes que debe de tener toda prótesis: articulación, mecanismo de control de estabilidad o apoyo y mecanismo de control de balanceo. Según la articulación pueden ser monocéntricas, con un único centro de rotación, o policéntricas, donde intercambiamos los centros de rotación según los grados de flexión. Ambas dos tienen sus ventajas y sus inconvenientes que se explican a continuación [6]:

**-Monocéntricas:** tienen un bajo peso y una alta durabilidad; sin embargo, casi siempre dependen de un mecanismo de control de balanceo debido a que son muy inestables.

**-Policéntricas:** inherentemente estables, con una mayor holgura, mayor seguridad para el paciente y bastante estéticas. Por otro lado, son más pesadas y requieren de mantenimiento con mayor frecuencia [5].

También es posible clasificar las prótesis según si son **pasivas o activas**:

- **Pasivas:** son aquellas que sólo pueden disipar energía. En ellas se varía de forma automática la resistencia de la pierna dependiendo del tipo de marcha que requiera el paciente en cada momento. Frenos magnetorreológicos, frenos de fluido con servoválvula, etc.
- **Activas:** no solo disipan energía si no que aportan potencia mecánica que ayuda al movimiento del mecanismo [6].

### **7.3.3. Partes de una prótesis transfemoral**

El proyecto se basa en la mejora de la parte de la rodilla de una prótesis transfemoral. Este tipo de prótesis se constituyen de cuatro partes con una importancia significativa:

- **La sujeción y el encaje o Socket:** corresponde a la parte que mantiene unido el muñón del paciente al dispositivo. Normalmente, se utiliza un agarre a base de silicona, succión al vacío o en algunos casos particulares la osteointegración que consiste en unir la prótesis al hueso con una unión de titanio generalmente. Este último, puede resultar muy dañino en caso de astillamiento del hueso debido a algún accidente [7].
- **Articulación de rodilla:** Es el componente que se modifica en este trabajo y que permite la flexión y la extensión de la pierna.
- **Pilón o tibia:** es el elemento que simula el hueso de la tibia y que soporta gran parte del peso de la pierna.
- **Articulación de tobillo y pie:** se trata de la parte más alejada de la prótesis. Con él, se realiza el movimiento de apoyo con el suelo que tiene que ser lo más confortable posible [6].

## 8. Análisis de soluciones

El proyecto consiste en una modificación que sustituye el mecanismo de ayuda a la extensión formado por el resorte que tracciona el cable de acero presente en la Total Knee 1900. El nuevo mecanismo se basa en que esta tracción sea ejercida por un actuador, por medio de una pieza guiada que los une (cable y actuador). Dicha pieza al moverse tracciona el mismo cable presente en el mecanismo original, realizando la misma función, pero solucionando el problema de la falta de regulación ya comentado.

Para la realización de este movimiento, se han analizado diferentes soluciones posibles con respecto al actuador utilizado:

- La **primera solución** para llevar a cabo fue la propuesta de un actuador hidráulico con el que impulsar una de las barras del mecanismo para asegurar que el movimiento se realice a la velocidad solicitada por el portador.
- La **segunda solución**, consiste en la implementación de un microactuador eléctrico, capaz de variar electrónicamente la fuerza que ejerce o la velocidad con la que esta se aplica, según los requerimientos del usuario. Se instala en la parte exterior del tubo, sujeta mediante un soporte, y se encarga de acelerar el movimiento, moviendo una pieza que tracciona el mismo cable que está presente en la Total Knee 1900 sin modificar.

A continuación, se realiza una comparativa de las diferentes ideas para ver cuál es la más adecuada para diseñar.

<b><u>SOLUCIÓN 1</u></b>	<b><u>SOLUCIÓN 2</u></b>
<p>A FAVOR:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Mayor fuerza.</li> <li>• Fácil instalación.</li> </ul> <p>EN CONTRA:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Pérdida de líquido</li> <li>• No es regulable.</li> <li>• Necesidad de una bomba.</li> <li>• Mayor tamaño y peso.</li> <li>• Necesidad de programación electrónica.</li> </ul>	<p>A FAVOR:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Es regulable.</li> <li>• Poco espacio.</li> <li>• Fácil instalación.</li> </ul> <p>EN CONTRA:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Necesidad de una batería</li> <li>• Costoso</li> <li>• Necesidad de programación electrónica</li> </ul>

Revisando las diferentes ventajas e inconvenientes, se estima que resulta más beneficiosa la implementación de un microactuador eléctrico que permita variar la velocidad de desplazamiento según las necesidades.

Se utiliza un actuador que dispone de un controlador que se maneja a través de un programa de ordenador. Sería conveniente, diseñar un programa similar, pero para algún dispositivo portátil (teléfono móvil, Smartwatch, etc) de manera que el usuario pudiera variar la marcha según sus necesidades de manera instantánea, o incluso colocar un acelerómetro en la pierna no afectada, que hiciera que la prótesis se moviera a su mismo ritmo.

Seleccionado el actuador, se procede a la construcción del mecanismo de ayuda a la extensión. La prótesis modificada se divide en tres subconjuntos bien diferenciados: el mecanismo de actuación (amarillo), la carcasa superior con forma de muslo (azul) y la rodilla *Total Knee 1900* (verde).

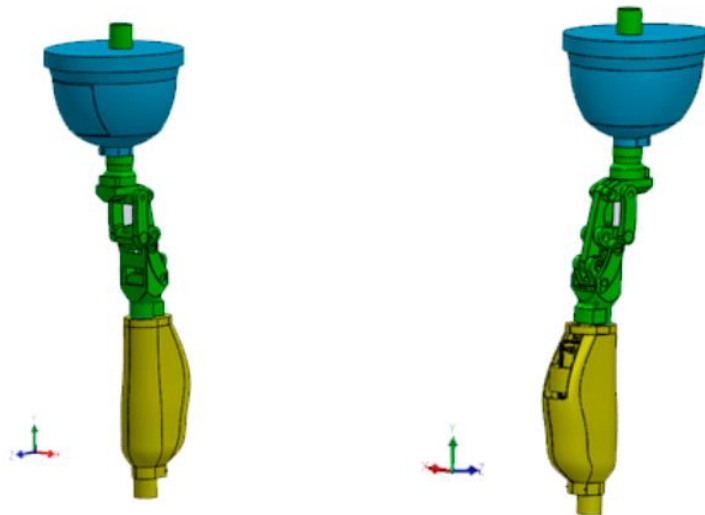


FIGURA 8.1: Pierna modificada

Elaboración propia

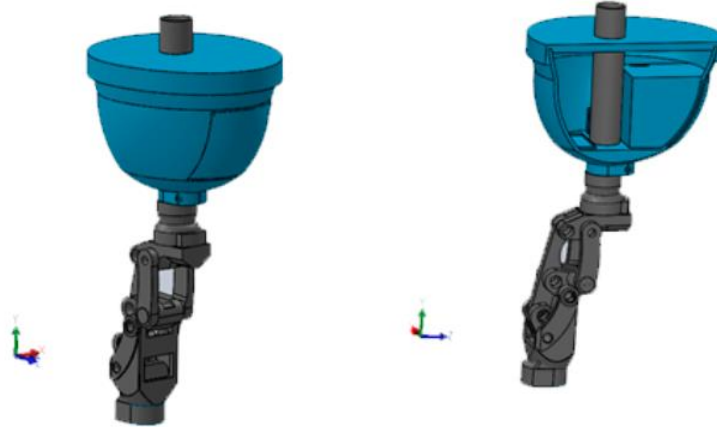


FIGURA 8.2. Carcasa superior muslo con prótesis

Elaboración propia

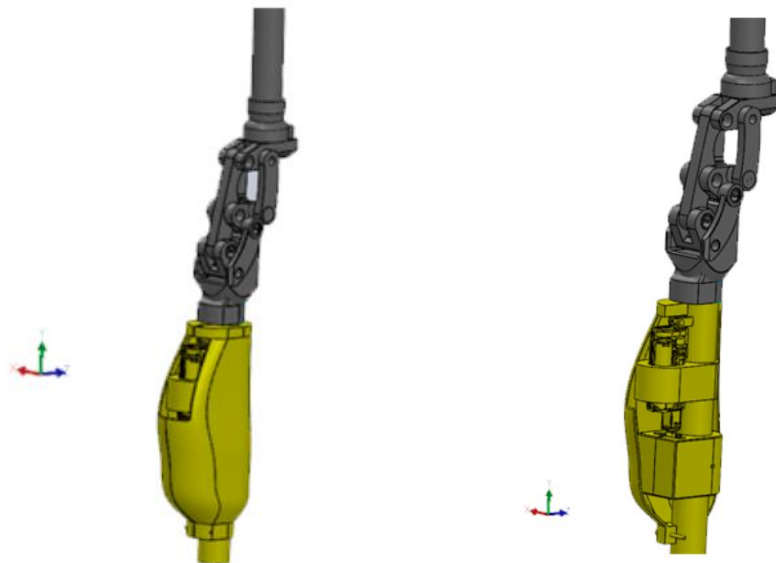


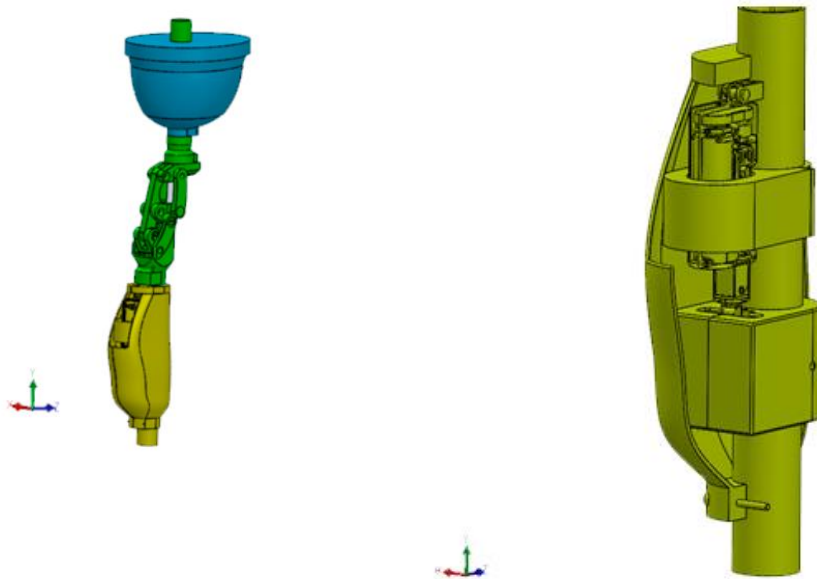
FIGURA 8.3: Mecanismo de actuación con prótesis

Elaboración propia

## 8.1. Mecanismo de actuación.

Se encuentra en la parte inferior donde se encuentra el actuador, el eslabón conducido, la guía de movimiento lineal, la sujeción del actuador, la sujeción superior, el eje de la sujeción superior, la pieza de apoyo para la tuerca y el embellecedor. Dichos elementos se detallan más profundamente en los apartados posteriores. Además, está presente en el interior del tubo, el cable de acero que en la prótesis original va unido al resorte. Todo este conjunto, se encuentra sujeto al tubo perforado en la parte inferior mediante sujeciones adecuadas para que no se desplace.

Para el diseño final se utiliza un actuador que induce un movimiento descendente en el eslabón conducido, tirando de esa manera del cable de acero. Se utilizan para el diseño las fuerzas y velocidades mencionadas en el apartado 9.







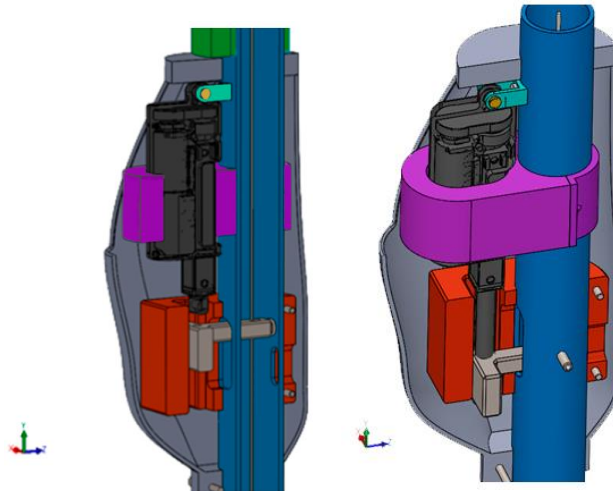


FIGURA 8.5: Eslabón conducido ascendente y descendente

Elaboración propia

Es necesaria la compra de otro cable de acero para poder ajustarlo de diferente manera según las necesidades del nuevo mecanismo.

### 8.1.1. Tubo perforado

- Esta pieza representa la pierna (tibia y peroné) y soporta la masa del usuario directamente, por lo que es la pieza sometida a mayores esfuerzos de todo el conjunto. Puede ser el tubo inferior que se encuentra en la prótesis original u otro tubo nuevo con las perforaciones correspondientes que se mencionan a continuación.
- Tubo de aluminio, de 30 x 2 mm.
- Cuatro orificios. Uno de ellos con forma de chaveta de tipo AB, por donde se introduce la pieza que empuja el actuador. Otro, con forma de chaveta tipo B, pero más pequeña, para tensar el cable que viene de la pieza superior. El tercer orificio, para sujetar la sujeción superior al tubo y, por último, un agujero que alberga una espiga elástica M4 x 12 ISO 8752, para que no desplace en sentido ascendente o descendente [8].
- Tubo fijado a la rótula y al pie igual que en la prótesis original.
- Se somete a un estudio de compresión y de pandeo para determinar si con dichas ranuras, el tubo es válido. (Anexo III: Estudios de esfuerzos)



FIGURA 8.6: Vista general tubo perforado



FIGURA 8.7: Orificio con forma de chaveta Tipo AB

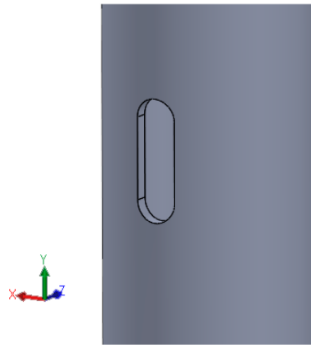


FIGURA 8.8: Orificio con forma de chaveta Tipo B

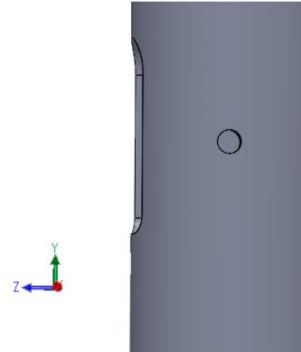


FIGURA 8.9: Orificio para esfiga elástica



FIGURA 8.10: Orificio superior para sujeción superior

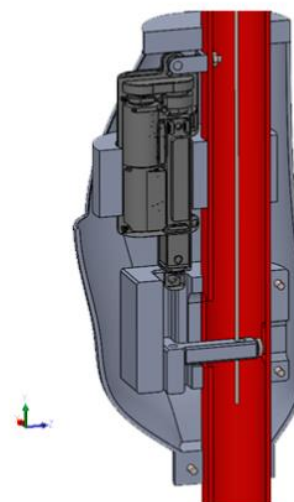


FIGURA 8.11: Posición del tubo en el mecanismo de actuación

Todas las figuras de tubo perforado

Elaboración propia

### 8.1.2. Eslabón conducido

- Dos orificios, uno para introducir el cable y otro roscado M4, que alberga el tornillo que tensa el cable. Dicho tornillo de cabeza con hendidura en cruz, que queda por dentro del tubo y se desplaza con la pieza. Para destensar el cable sólo hay que utilizar un destornillador, introduciéndolo por el orificio con forma de chaveta tipo B del tubo perforado.
- Parte guiada de 2 cm para asegurar que no se clave con las paredes de la guía.
- Se somete a un estudio de esfuerzos para determinar si es válida para el movimiento. (Anexo III: Estudio de esfuerzos.)

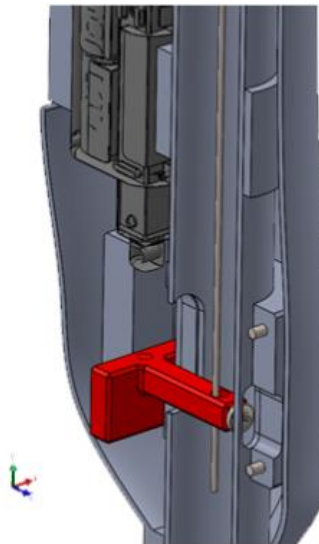


FIGURA 8.12: Posición del eslabón en el mecanismo de actuación

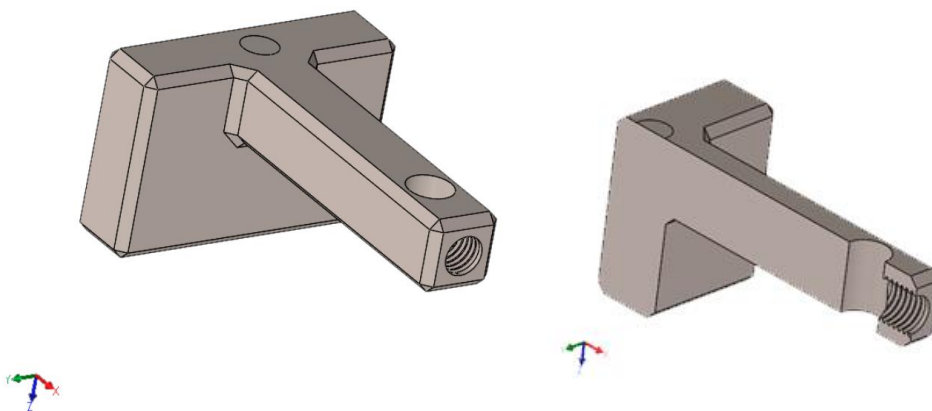


FIGURA 8.13: Eslabón conducido

Todas las figuras de eslabón conducido

Elaboración propia

### 8.1.3. Guía de movimiento lineal

- Necesaria para que la pieza conducida no se introduzca en el tubo cuando el actuador se activa y para guiar su movimiento de manera lineal en el eje Y.
- Pieza con dos partes simétricas que se diferencian en la presencia de un orificio para la espiga elástica, (parte II) y el refrentado para la entrada de los dos tornillos de cabeza hueca hexagonal M3 (parte I).
- Posee un agujero para la espiga elástica M4 x 12 ISO 8752 que es concéntrico al presente en el tubo perforado.
- En el Anexo V: PLANOS, aparece la pieza completa dividida en dos partes, así también se procede con la fabricación, ya que hacerlo en dos mitades separadas simplifica el mecanizado.

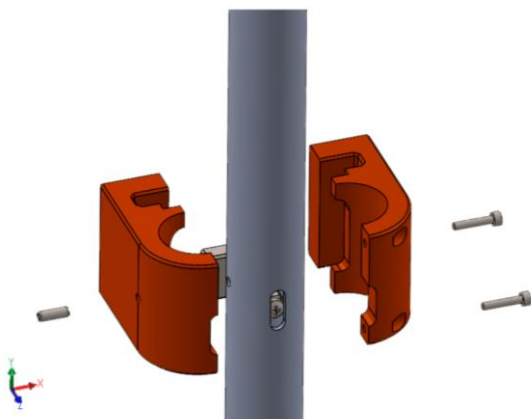


FIGURA 8.14: Vista explosionada conjunto

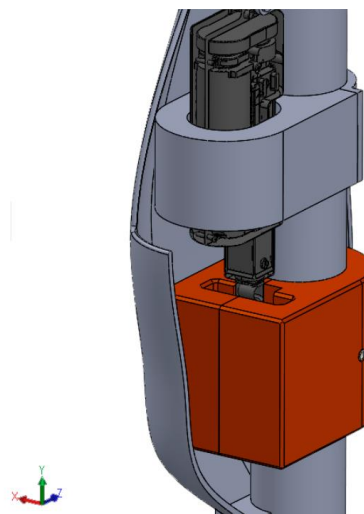


FIGURA 8.15: Posición de la guía de movimiento lineal.

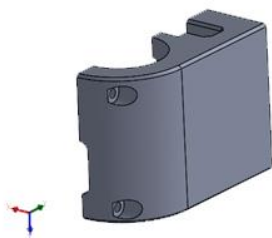


FIGURA 8.16: Parte I. Guía de movimiento lineal

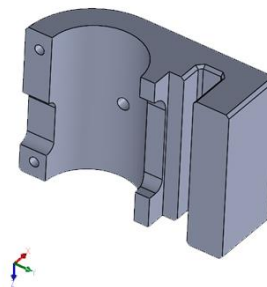


FIGURA 8.17: Parte II. Guía de movimiento lineal

El conjunto que tira del cable está compuesto por dos piezas metálicas, una que sirve de guía (Guía de movimiento lineal, de color rojo sujeta al tubo y otra conducida por el actuador (eslabón conducido), que están en contacto. Además, en cada paso, el eslabón conducido (pieza de color *Beige*) realiza un movimiento ascendente durante la flexión de la pierna y descendente durante el movimiento de extensión cuando es impulsada por el actuador, lo que produce un rozamiento entre ambas y por consiguiente un desgaste y hace que se precise una lubricación cada cierto número de pasos.

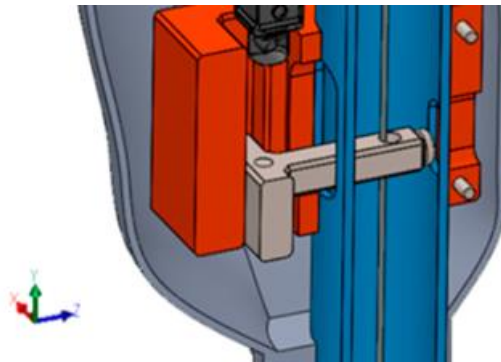


FIGURA 8.18: Eslabón conducido y guía de movimiento lineal

Elaboración propia

Por ello se opta por evaluar las ventajas o inconvenientes de los diferentes materiales utilizados en la fabricación:

- **Ambas piezas de acero:** Se trata de un material con buen comportamiento a desgaste, pero tiene la desventaja de que el usuario tendría que lubricar transcurrido un cierto periodo, para evitar ese rozamiento excesivo.
- **Ambas piezas de aluminio:** Un material más liviano que el acero, pero con una resistencia menos buena al desgaste que este y por consiguiente, también deben de ser lubricadas con una mayor frecuencia.
- **Guía de acero de acero y eslabón conducido de bronce autolubricado:** como dichas piezas no soportan esfuerzos excesivos, se opta por hacer una de ellas de bronce autolubricado para evitar el trabajo de lubricar al portador. El inconveniente de esta opción es que dichas piezas tienen que ser confeccionadas por sinterizados y esto aumenta el coste.

La solución finalmente adoptada, tras evaluar cada una de las ideas, es utilizar la guía de movimiento lineal de acero y el eslabón conducido de bronce autolubricado puesto que el coste resulta asequible y de ese modo se evita al usuario la constante lubricación, logrando así un mecanismo eficiente que permite realizar el trabajo requerido de una forma adecuada.

#### 8.1.4. Sujeción del actuador

- Elemento que sujeta al actuador por su parte central para evitar el desplazamiento de este durante la caminata.
- Compuesta por dos partes que se atornillan. mediante dos tornillos de cabeza hexagonal hueca de M2,5. (las piezas quedan sujetas por presión al tubo, hay que dejar una pequeña separación al fabricarlas).
- En el Anexo V: PLANOS, se encuentran separadas en los planos 1.1.4.1 y 1.1.4.2.

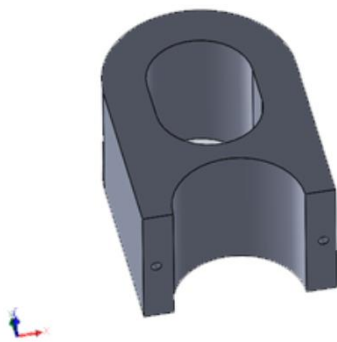


FIGURA 8.19: Sujeción actuador. Parte I

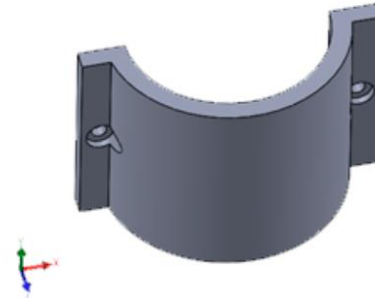


FIGURA 8.20: Sujeción actuador. Parte II

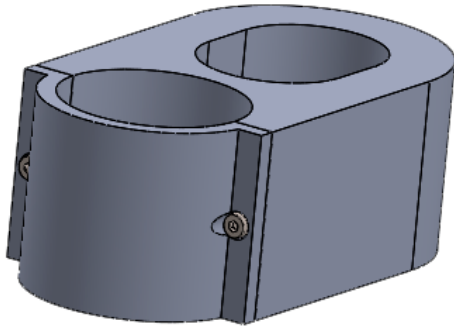


FIGURA 8.21: Sujeción actuador (conjunto)

Todas las figuras de Sujeción actuador

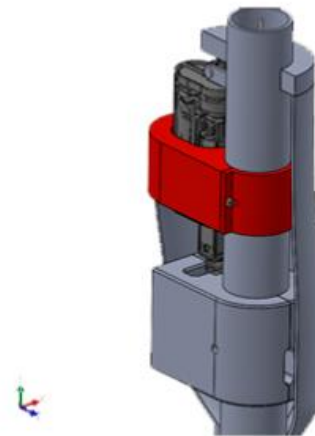


FIGURA 8.22: Sujeción actuador (conjunto)

Elaboración propia

### 8.1.5. Sujeción superior

- Pieza inspirada en soporte que la empresa del actuador suministra en el pack de compra. La pieza original no cuadra en el diseño y hay que redefinirla atendiendo a esfuerzos y costes.
- Tres orificios, dos de ellos concéntricos por donde pasa el eje que termina en un anillo elástico y por donde pasa un tornillo M3 de hendidura en cruz que hace que quede fijado al tubo con una tuerca.
- Se somete a un estudio de esfuerzos para determinar si es válida para soportar la reacción entre el actuador y la pieza empujada. (Anexo III: Estudio de esfuerzos.)

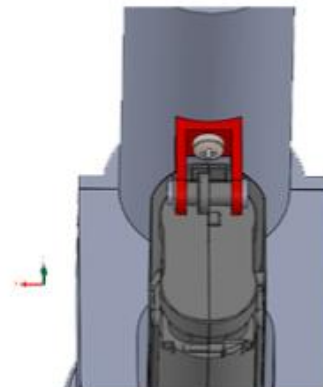
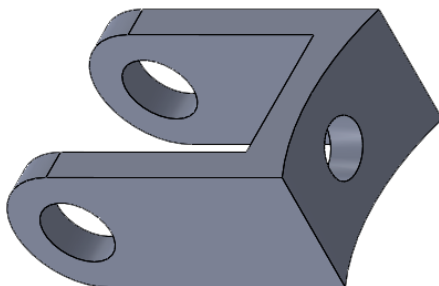


FIGURA 8.23: Sujeción superior

FIGURA 8.24: Posición de la sujeción superior

Todas las figuras de Sujeción superior

Elaboración propia

### 8.1.6. Eje sujeción superior

- Este eje que va colocado entre los dos orificios de la sujeción superior se diseña para que albergue el anillo elástico (Circlip 4 x 0,4 DIN 471) en uno de los extremos y que por el otro haga tope con la pieza nombrada.
- Se fabrica del mismo material del tubo y de la sujeción superior.



FIGURA 8.25: Eje sujeción superior

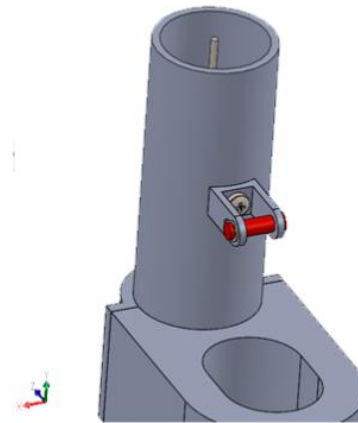


FIGURA 8.26: Posición de Eje sujeción superior

Todas las figuras de Sujeción superior

Elaboración propia

### 8.1.7. Pieza de apoyo para tuerca

- Pieza utilizada para que la tuerca hexagonal de la sujeción superior haga el apoyo en una superficie plana en el interior del tubo.
- Posee un orificio por donde pasa el tornillo M3 que llega hasta la tuerca.



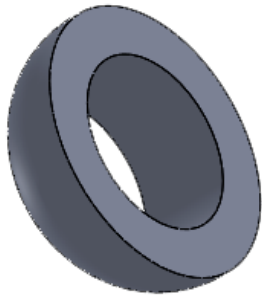


FIGURA 8.27: Pieza apoyo tuerca  
Todas las figuras de pieza de apoyo tuerca

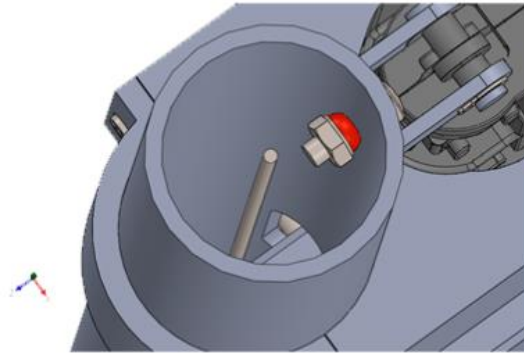


FIGURA 8.28: Posición de Eje sujeción superior (verde)  
Elaboración propia

### 8.1.8. Embellecedor envolvente.

- Se trata de una cobertura con forma de gemelo humano con una apertura superior que deja a la vista el actuador y su sujeción.
- Pieza está dividida a la mitad en dos partes simétricas unidas entre sí mediante un tornillo de cabeza hueca hexagonal M3 que las presiona y las deja fijadas al tubo. Por esa razón, se deja un espacio pequeño entre ella para que el tornillo pueda ejercer la presión adecuada.
- En la parte superior se le coloca un imán redondo 2x1 mm para lograr una mejor fijación.
- En el resto de las figuras y en el ANEXO V: PLANOS, se representa una sola mitad para ver poder visualizar el resto de elementos que se encuentran en el interior.
- No soporta ningún tipo de esfuerzo y es fabricada mediante impresión 3D.



FIGURA 8.29: Embellecedor envolvente



FIGURA 8.30: Sujeción embellecedor envolvente



FIGURA 8.31: Conjunto mecanismo de actuación con embellecedor envolvente

Todas las figuras de embellecedor envolvente

Elaboración propia

## 8.2. Carcasa superior muslo.

En la parte superior de la prótesis se ubica una carcasa con una forma similar a un muslo, que alberga los dispositivos que controlan y alimentan dicho actuador como son las baterías, el BMS, el controlador y el regulador de voltaje. Este conjunto va sujeta al tubo que se acopla al Socket (tubo visible en la parte superior de la carcasa).

Esta carcasa se ubica en la parte superior de la prótesis sujeta al tubo mediante un tornillo de cabeza hueca hexagonal. Tiene forma de muslo y una altura de unos 12 cm qué es el espacio qué queda entre la prótesis y el Socket de un usuario promedio.

Se compone de tres partes: la carcasa, la tapa y la cobertura superior.

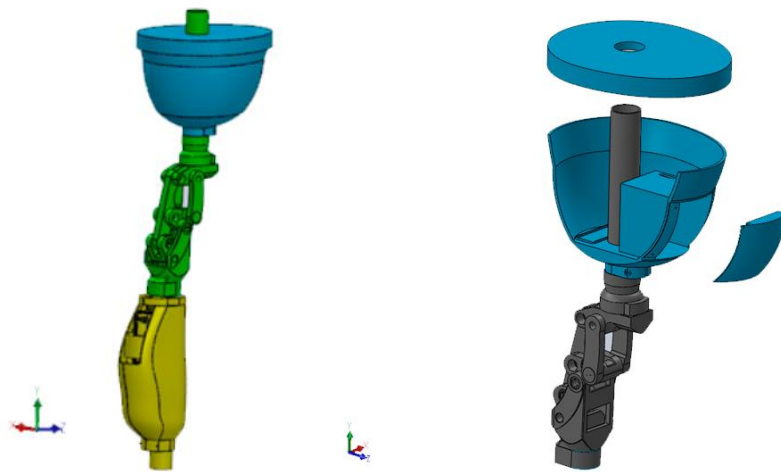


FIGURA 8.32: Carcasa superior muslo.

Elaboración propia

### 8.2.1. Carcasa

- Posee tres habitáculos bien diferenciados. El primero sirve para alojar las baterías que están unidas al BMS como un conjunto 50 x 40 x 66 mm (color rojo). El segundo orificio corresponde al que alberga el regulador de voltaje 19 x 5 x 25 mm (color azul) y el tercero, y más pequeño en altura, es un soporte para introducir por presión, la caja que porta el controlador del actuador y que ya viene en el pack de compra de este, con unas medidas de 54x 23 x 2 mm (color naranja).
- Este tornillo M3 que se encuentra en la parte inferior de la carcasa y presiona esta contra el tubo, manteniéndola sujeta a este, de la misma manera que lo hace el del embellecedor envolvente (FIGURA 8.34).

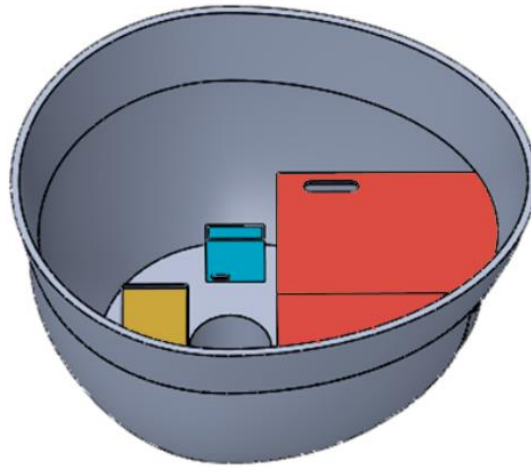


FIGURA 8.33: Habitáculos de carcasa superior muslo.

Elaboración propia

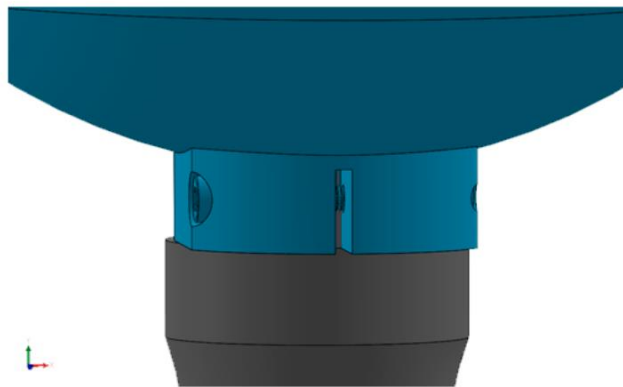


FIGURA 8.34: Sujeción carcasa superior muslo a la prótesis

Elaboración propia

### 8.2.2. Tapa.

- Tiene la misma forma que la parte que cubre de la carcasa.
- Posee 4 huecos para albergar imanes redondos de 2 x 1 mm, que facilitan la sujeción a la carcasa y una fácil extracción para realizar el cambio de baterías.
- En su parte superior se encuentran dos salientes que facilitan su extracción
- Se encuentra en la parte delantera de la carcasa de tal manera que para cambiar las baterías el usuario debe estar sentado.

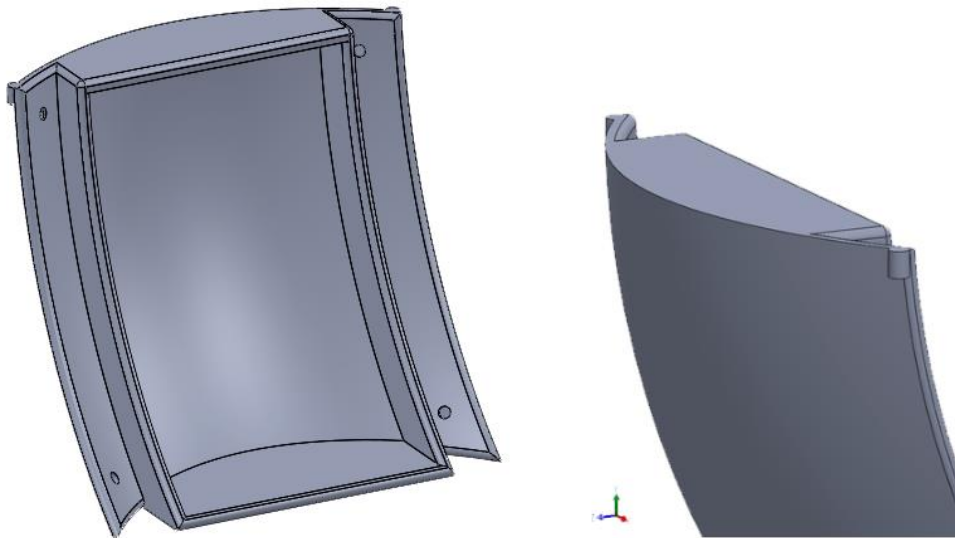


FIGURA 8.35: Tapa

Elaboración propia

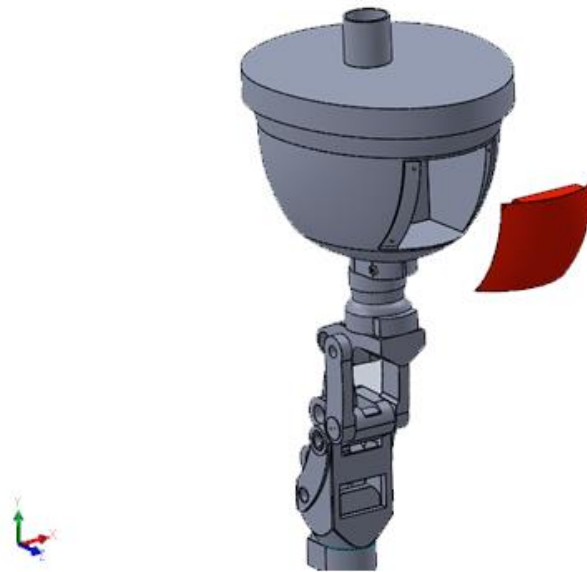


FIGURA 8.36: Posición de la tapa

Elaboración propia

### 8.2.3. Cobertura superior.

- Corresponde a la parte superior de la carcasa con forma del muslo y sirve para cubrir los elementos dentro de esta para protegerlos y que no estén visibles.
- La cobertura va bien sellada y se coloca a presión contra la carcasa, introduciendo el tubo que llega hasta el Socket por la ranura que esta tiene.

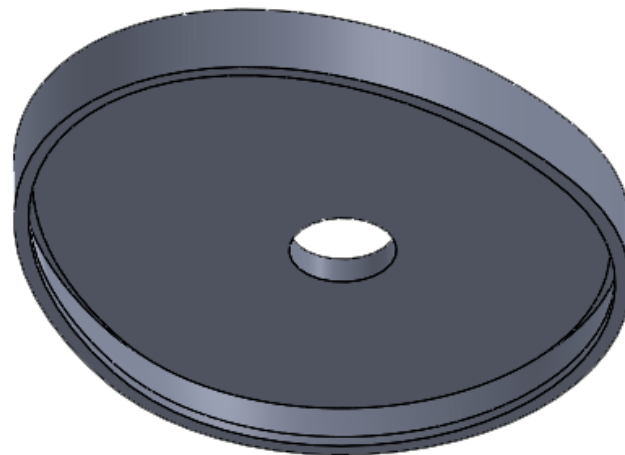


FIGURA 8.37: Tapa

Elaboración propia



FIGURA 8.38: Posición de la tapa

Elaboración propia

### 8.3. Recreación rodilla policéntrica Total Knee 1900.

Se realiza una recreación de la prótesis con la finalidad de entender mejor el funcionamiento de la prótesis y tener una visión más detallada de la colocación de las diferentes partes de la modificación. También servirá para el futuro diseño de un prototipo que ayude a constatar si el mecanismo de actuación realiza el trabajo solicitado de una manera adecuada.

No guardas el mismo criterio, imagen del conjunto en pequeño y luego solo la pieza de la que estás hablando en un lado... más grande...

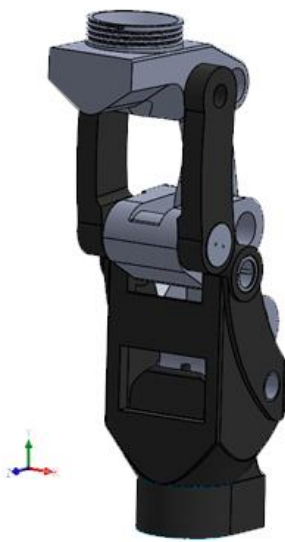


FIGURA 8.39: Recreación prótesis Total Knee 1900

Elaboración propia



FIGURA 8.40: Total Knee 1900

Fuente: [www.Össur.com](http://www.Össur.com)

## 8.4. Procesos de fabricación y tornillería.

Todas las piezas que conforman el mecanismo están fabricadas de diferentes procedimientos atendiendo a diferentes criterios como son peso, facilidad de fabricación, coste y robustez. Entre ellos se pueden destacar:

- **Mecanizado con fresadora:**
  - **Guía para movimiento lineal** (*Acero AISI 316*). Se utilizan una fresa frontal y va sujeto por dos tornillos de cabeza hexagonal hueca M3 x 16 ISO 4762 y un pasador elástico 4x12 ISO 8752
  - **Sujeción superior** (*Aluminio 6063*). Se utiliza la misma fresa frontal del mismo modo que la anterior y está sujeta al tubo mediante un tornillo de hendidura en cruz M3 x 10 ISO 7045.
  - **Tubo perforado** (*Aluminio 6063*). Se utiliza una fresa frontal de diámetro 12 para la ranura grande y otra de diámetro 6 mm para la ranura por donde se mete el destornillador para tensar el cable.
- **Mecanizado con torneado:**

- **Eje sujeción superior** (*Aluminio 6063*), se realiza con el torno debido a que es una pieza de revolución y puede confeccionarse de una manera más simple.
  - **Impresión en 3D**: Se utilizará en todas las piezas el policarbonato por sus buenas propiedades de dureza y resistencia al desgaste.
  
- **Sujeción del actuador**
- **Embellecedor envolvente** Se sujeta en la parte inferior con un tornillo de cabeza hueca hexagonal M3
- **Carcasa superior muslo**. Se sujeta en su parte inferior exactamente de la misma manera que el embellecedor.
- **Pieza de apoyo para tuerca**: Tiene que fabricarse para que el apoyo de la tuerca sea adecuado. Se le realiza una rosca ISO M3.
  - **Bronce autolubricado**: se le encarga esta pieza a la empresa Wisco Española S.A., que conforma las piezas de bronce según los planos del cliente.
  
- **Pieza empujada**. Alberga dos orificios de 4 mm de diámetro de los cuales uno de ellos tiene una rosca M4.



## 9. Desarrollo y procedimiento

El proyecto comienza recreando, mediante diseño en 3D asistido por ordenador, cada una de las piezas que conforman la prótesis Total Knee 1900 de Össur, a través del programa informático *SolidWorks*. Esto se realiza con la finalidad de tener una mejor perspectiva de esta y para la posterior construcción de un prototipo mediante tecnología FDM (Fusion Deposition Modeling), que consiste en una tecnología basada en filamentos en la que un cabezal controlado mediante temperatura extruye de forma precisa un material termoplástico capa a capa sobre una plataforma de construcción [9].

### 9.1. Modelos simplificados de cálculo.

A continuación, para entender mejor el funcionamiento prótesis es necesario realizar un análisis de las velocidades y los movimientos que ésta realiza, para determinar si la implementación del actuador es adecuada y mejora significativamente mecanismo de ayuda a la extensión.

Debido a que la prótesis es un mecanismo complejo, para realizar dicho análisis, se recurre a la utilización de un modelo simplificado que recrea los movimientos de la pierna mediante mecanismos de barras. Este modelo está compuesto por siete barras con las medidas reales (obtenidas con un calibrador), una barra que corresponde antepierna y otra a la pierna de 40 cm y 35 cm respectivamente, tal y como indican los requerimientos de diseño y, por último, tres barras correderas que representan a la cadera en la parte superior.

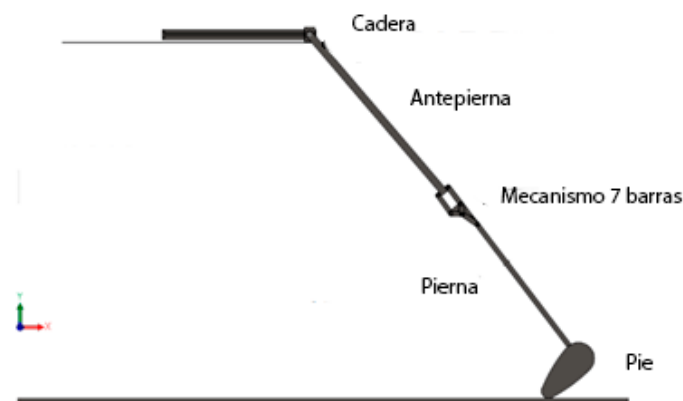


FIGURA 9.1: Mecanismo para simulación

Elaboración propia

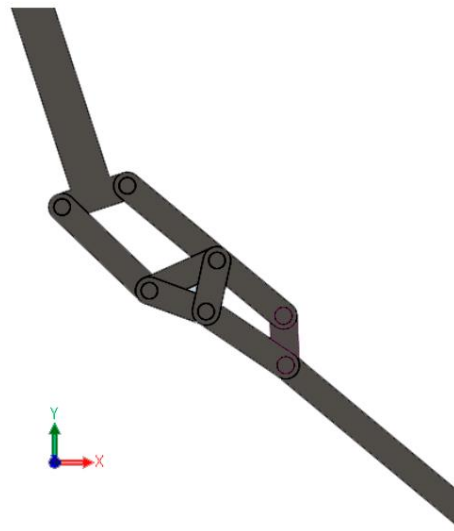


FIGURA 9.2: Mecanismo siete barras para simulación

Elaboración propia

La cadera está compuesta por un mecanismo de 3 barras correderas que se mueven de manera muy parecida a como lo haría la de un portador real. En dicha pieza, se tiene la barra A (color rojo) que está completamente fija y que guía el movimiento de la cadera hacia delante. Por otro lado, se encuentra la barra B (color azul) a partir de la cual se simula el movimiento con un actuador que se desplaza 20 cm hacia la izquierda (sentido negativo eje X). Por último, la barra C (color verde) que realiza el levantamiento del conjunto completo mediante un movimiento sinusoidal (en el mismo tiempo que B), lo que permite que el pie no tropiece con el suelo y pueda hacer caer al usuario, tal y como se levanta la cadera de cualquier persona al caminar.

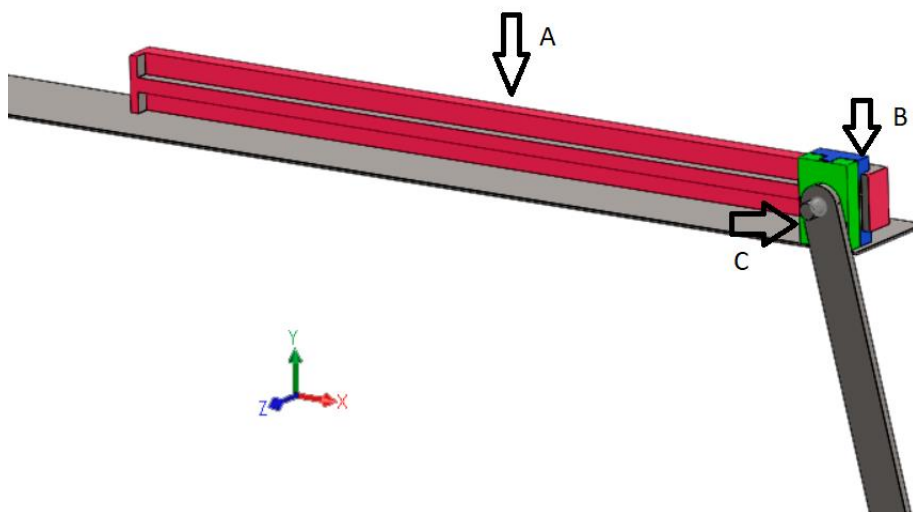


FIGURA 9.3: Mecanismo de cadera

Elaboración propia

Con esto desarrollado se procede a calcular las velocidades de marcha normales en un usuario con la finalidad de darle movimiento al modelo y ver si se comporta de una manera similar a la prótesis real. Con las velocidades de marcha (4-6 km/h), se calcula el tiempo que se tarda en avanzar un paso, a partir de la longitud de zancada. Con ese tiempo, se supone que la cadera tarda lo mismo en avanzar 20 cm que es lo que se desplaza. Luego estas velocidades se les aplican a las barras correderas para darle movimiento a todo el conjunto.

Vel. Paso (v) (km/h)	Vel. Paso (v) (m/s)	Long. Zancada (LZ) (m)	Long. Paso (LP) (m)	Vel. Lineal ( $V_L$ ) (m/s)	Tiempo paso (s)
4	1,11	1,53	0,76	0,56	1,357
5	1,39	1,53	0,76	0,69	1,101
6	1,67	1,53	0,76	0,83	0,915

Tabla 1: Velocidades de marcha.

Elaboración propia

Una vez comprobado que el modelo de la prótesis recrea perfectamente los movimientos de esta, se procede a la creación de otro modelo simplificado, basado en el anterior, introduciendo el actuador que realiza la impulsión de la pieza que tira del cable de acero, mencionado en los apartados anteriores. En este punto surge un problema que radica en que en este modelo simplificado resulta muy complicado introducir una pieza que traccione el cable de acero cuando es impulsada por el actuador, debido a la forma de las barras y a la complejidad de trasladar esto al programa *SolidWorks*. Por este motivo se recurre a la siguiente hipótesis:

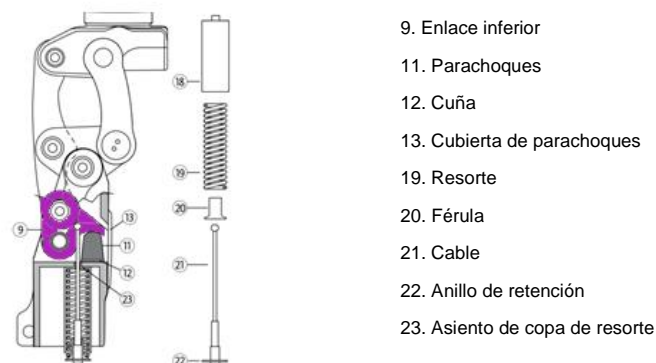


FIGURA 9.4. Sección prótesis real

Fuente: [www.Össur.com](http://www.Össur.com)

La prótesis original contiene una pieza llamada enlace inferior (mostrada en el apartado 7.2), la cual contiene una hendidura donde se coloca la bola presente en la parte superior del cable de acero y al producirse la flexión, lleva a cabo una rotación que comprime un resorte presente en el mecanismo.

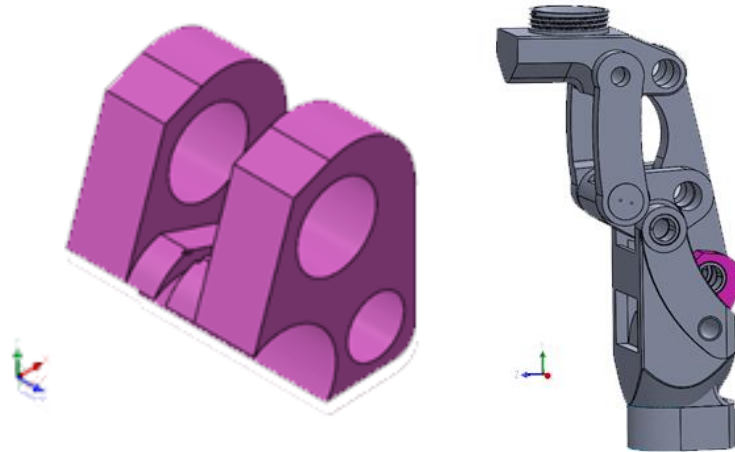


FIGURA 9.5: Enlace inferior recreado en SolidWorks

Elaboración propia

En el modelo simplificado de la prótesis dicha pieza corresponde a la que se muestra a continuación en la figura 10.6:

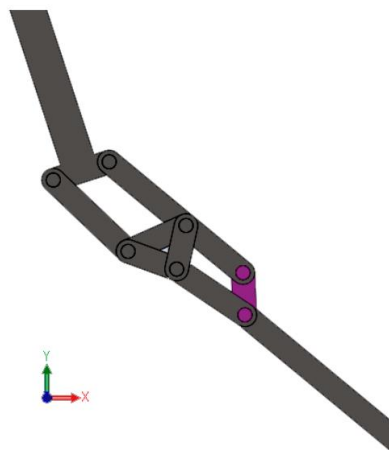


FIGURA 9.6: Enlace inferior en modelo simplificado

Elaboración propia

Con el fin de simplificar el modelo con el actuador, se considera que la distancia entre el eje de giro o Nodo A y el nodo B, es la misma que del nodo A hasta la posición de donde se tira del cable de tal manera que por igualación de momentos, la fuerza que se aplica hacia abajo tirando del cable por la misma que la que se obtiene empujando hacia arriba la pieza (FIGURA 10.7).

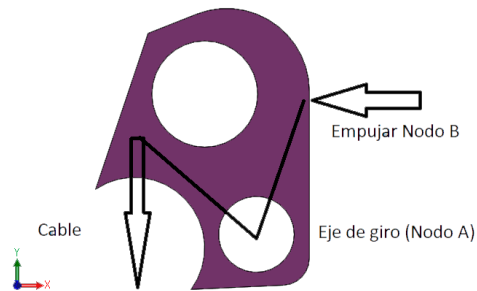


FIGURA 9.7: Distancias de simulación en enlace inferior

Elaboración propia

Utilizando lo comentado en el párrafo anterior, se continua con el diseño del modelo, empleando un actuador que aplica una fuerza sobre la pieza y por lo tanto ejerce un momento equivalente al que haría este mismo actuador invertido y traccionando el cable. Dicho actuador se implementa con una caja y un vástago que es el encargado de incidir sobre dicha pieza, propulsándola y acelerando el movimiento, en los modelos de cálculo.



FIGURA 9.8: Mecanismo siete barras con actuador

Elaboración propia

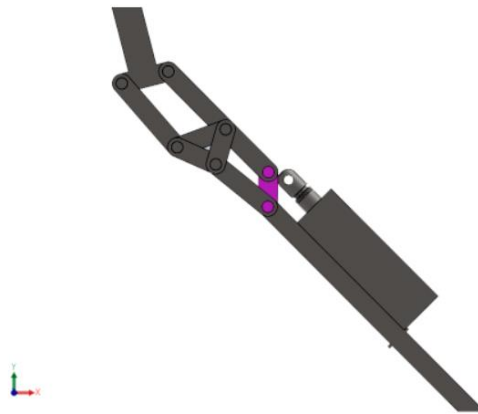


FIGURA 9.9: Mecanismo siete barras con actuador

Elaboración propia

A este modelo también se le otorgan los mismos movimientos con los diferentes ritmos de marcha que al modelo sin actuador mencionado antes y de esa manera se calculan las velocidades del conjunto

Por último, es necesaria la introducción de otro modelo simplificado con actuador, pero en el que, además, se ve reflejada la presencia de la carcasa superior con forma de muslo (nombrada en el apartado 9.2), pero de una manera simplificada y de los elementos que se encuentran en su interior cómo son las baterías, el BMS, el regulador de voltaje y el controlador del actuador y también se le inducen los movimientos a la cadera superior para calcular las velocidades.

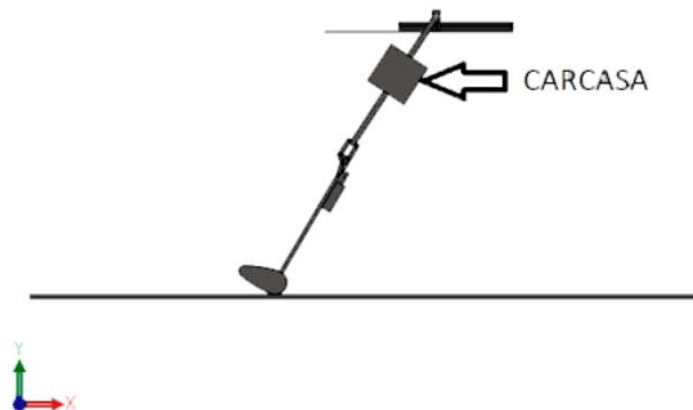


FIGURA 9.9: Prótesis con carcasa simulada

Elaboración propia

En los modelos donde está presente el actuador, (segundo y tercer modelo) se está ejerciendo una fuerza sobre la pieza que al ser impulsada aumenta la velocidad de desplazamiento del conjunto. Esta fuerza se puede calcular con el desplazamiento y el tiempo que está activo el actuador, cuando entra en contacto con el elemento (enlace inferior simplificado), mediante un apartado presente en el *SolidMotion*.



FIGURA 9.10: Actuador empujando pieza inferior

Elaboración propia

**SOLUCIÓN:** Las comparaciones de velocidades entre los distintos modelos revelan que la presencia del actuador modifica la velocidad de tal manera que el problema inercial inherente en la prótesis original queda solucionado. Por lo tanto, se considera que, el mecanismo de actuación propuesto en el apartado 8.1, es válido para realizar el trabajo para el que está solicitado, utilizando la hipótesis comentada con anterioridad en la pieza “enlace inferior”.

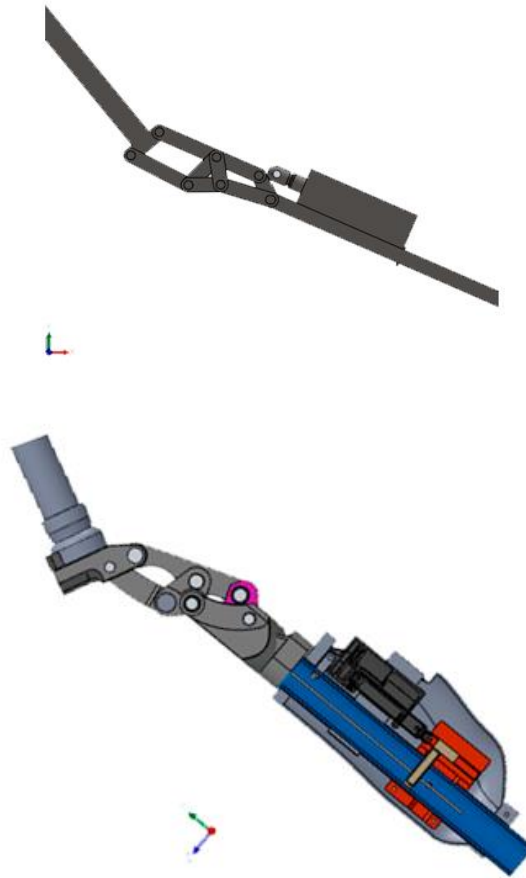


FIGURA 9.11: Comparación entre modelo simplificado y diseño final.

Elaboración propia

Mencionar también que todos los modelos se plantean con las masas reales de los elementos que los componen, con la finalidad de obtener unos resultados lo más cercanos a la realidad posible.

Todos los cálculos de velocidades, fuerzas y las masas de cada elemento, se encuentran desarrollados en el **ANEXO II: CÁLCULOS**.

### **9.1.1. Determinación de desplazamientos y velocidades:**

En este apartado se hace uso de los modelos simplificados para determinar el comportamiento de la pierna y para comparar las velocidades y los desplazamientos, utilizando el apartado *SolidMotion*. Con el rango de 4-6 km/h, tal y como especifican los



requisitos, se determina la velocidad del pie con respecto de la barra A de la cadera (barra fija).

En estos cálculos se utilizan los tres modelos mencionados en el apartado anterior: prótesis sin actuador, con actuador y, por último, con el actuador y la carcasa. Todos ellos se comparan para determinar si la utilización del actuador mejora el comportamiento de la `pierna y permite al portador caminar con mayor fluidez.

Los datos obtenidos están perfectamente especificados en el **ANEXO II: CÁLCULOS**.

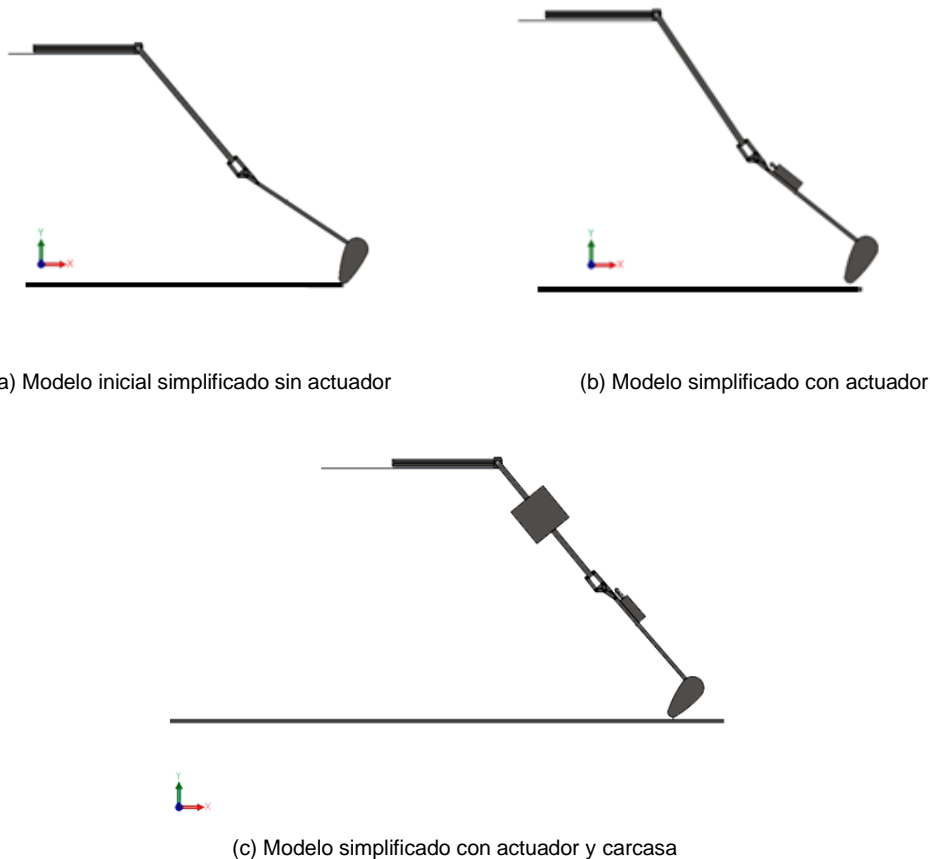


FIGURA 9.12: Modelos simplificados de cálculo

Elaboración propia

### 9.1.2. Cálculo de fuerza del actuador en modelos simplificados:

En el cálculo de fuerza se realiza con los modelos simplificados y lo que se hace es simular la presencia de un actuador mediante una caja y un vástago con una cabeza hueca. A este vástago se le asocian desplazamientos con respecto a tiempo. Cuando el

vástago se desplaza, contacta con la pieza “enlace inferior simplificada” y la empuja. Mediante iteraciones se realizan los desplazamientos del vástago, hasta alcanzar el resultado más representativo. Una vez se obtienen esas velocidades, el programa da la posibilidad de obtener la fuerza que está realizando. Estos cálculos se realizarán para calcular la fuerza que ejerce el actuador cuando está presente la carcasa y cuando no lo está.

Para realizar esta simulación lo que se hace es utilizar la distancia que se desplaza el nodo superior de la pieza empujada por el actuador. Esa distancia corresponde a un arco de circunferencia con centro en el nodo inferior y cuyo radio es de 19 mm (longitud de la pieza real). La barra correspondiente en la simulación puede formar un ángulo de hasta 45° con la horizontal (medidas tomadas en la prótesis real con un calibrador y un transportador). Cuando la pierna queda extendida, el ángulo con la horizontal es de 90°. Por lo tanto, los grados totales de circunferencia que avanza es de 45°. Se puede observar como cuando la pieza alcanza una angulación de 75°, el actuador pierde contacto con la pieza, pero esta ya ha sido impulsada.

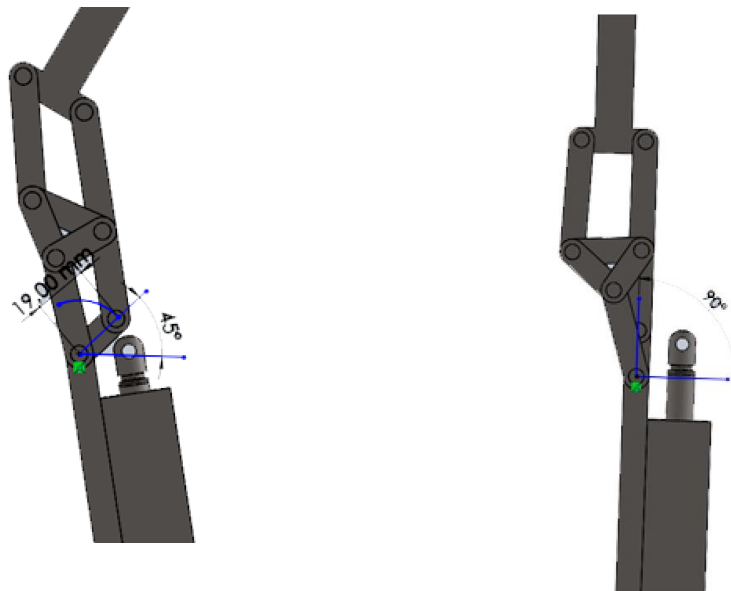


FIGURA 9.13: Trazado de arco, desplazamiento actuador

Elaboración propia

De esta suposición se obtiene que el desplazamiento es:

$$\text{Desplazamiento pieza} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 19 \text{ (mm)} \cdot 45^\circ}{360^\circ} = 18 \text{ mm}$$

Entonces, se comienza a iterar el tiempo en el que el vástago sale dicha distancia de 18 mm.

- **4 km/h** → **Recorre** 18 mm en 0,8 s →  $V = \frac{18}{0,8} = 22,5 \text{ mm/s}$
- **6 km/h** → **Recorre** 18 mm en 0,6 s →  $V = \frac{18}{0,5} = 30 \text{ mm/s}$

Con el actuador extrayendo el vástago a dichas velocidades, impulsan la pieza y con el contacto entre el vástago y el nodo superior, el programa informático permite obtener la fuerza con la que está empujándolo.

La fuerza que realiza el actuador cuando impulsa a 4 km/h es de 34 N y cuando el usuario se mueve a 6 km/h, la fuerza que ejerce el actuador es de 44N. Estos cálculos son iteraciones para determinar cual es la fuerza más representativa del modelo simplificado y determinar si la implementación del actuador es válida. A la hora de implementar el actuador real, es conveniente que, a partir de una misma fuerza, por ejemplo de 44 N (la fuerza mayor), se varíe la velocidad de extracción del vástago del actuador para cambiar la velocidad de marcha según las necesidades del portador.

Estos cálculos también se encuentran desarrollados en el **ANEXO II: CÁLCULOS**, comentado en el apartado anterior.

## 9.2. Selección del actuador

Determinada la fuerza y la velocidad con la que el actuador sale es necesario obtener un actuador con una carrera superior a dichos 18 mm. Una vez que se tienen todos esos datos calculados, se realiza la búsqueda del dispositivo más adecuado para la realización de este trabajo atendiendo a dos requisitos esenciales: que ocupe el menor espacio posible, pudiendo hacer el empuje de manera adecuada y que pueda ser programada para su extensión y retracción.

Se revisan numerosos catálogos de diferentes empresas y se observa que la empresa **Actuonix**, suministra este tipo de tecnología y dentro de esta, destaca la serie P16. Corresponden a unos actuadores lineales con dos opciones de configuración según el motor y la carrera que realiza el vástago.

P16 Specifications				
Gearing Option	22:1	64:1	256:1	
Peak Power Point	40N @26mm/s	80N @9mm/s	250N @2.5mm/s	
Peak Efficiency Point	25N @34mm/s	40N @14mm/s	150N @3.4mm/s	
Max Speed (no load)	46mm/s	18mm/s	4.8mm/s	
Max Force Lifted	50N	90N	300N	
Back Drive Force	75N	200N	>500N	
Stroke Option	50mm	100mm	150mm	200mm
Mass	95g	110g	125g	140g
Repeatability (-P & LAC)	0.3mm	0.4mm	0.6mm	0.8mm
Max Side Load	20N	15N	10N	4N
Closed Length hole to hole	97mm	147mm	197mm	247mm
Feedback Potentiometer	6k $\Omega$ ±50%	11k $\Omega$ ±50%	20k $\Omega$ ±50%	23k $\Omega$ ±50%
Feedback Linearity	Less than 2.00%			
Input Voltage	0-15 VDC. Rated at 12VDC.			
Stall Current	1000mA @ 12V			
Operating Temperature	-10°C to +50°C			
Audible Noise	62 dB @ 45cm			
Ingress Protection	IP-54			
Mechanical Backlash	0.3mm			
Limit Switches (-S)	Max. Current Leakage: 8uA			
Maximum Static Force	500N			
Maximum Duty Cycle	20%			

FIGURA 9.14: Opciones de configuración P16

Fuente: www. Actuonix.com

Para cumplir los requerimientos, se observa que sobra con una carrera de **50 mm** y es necesario un motor que pueda desplazar el vástago a una velocidad de 36 mm/s con una fuerza de al menos 50 N para tener un margen de seguridad. Este motor corresponde al **22:1** presente en la imagen superior.

El último paso es analizar las curvas de fuerza (N) y velocidad lineal (mm/s) del actuador y ver si entra dentro de los requerimientos. Entonces, se procede con la obtención de las baterías idóneas para el proceso.

Se observa que las velocidades y las fuerzas se encuentran dentro de la curva azul que facilita el fabricante de este actuador o sea que se considera válido para ayudar a la extensión.

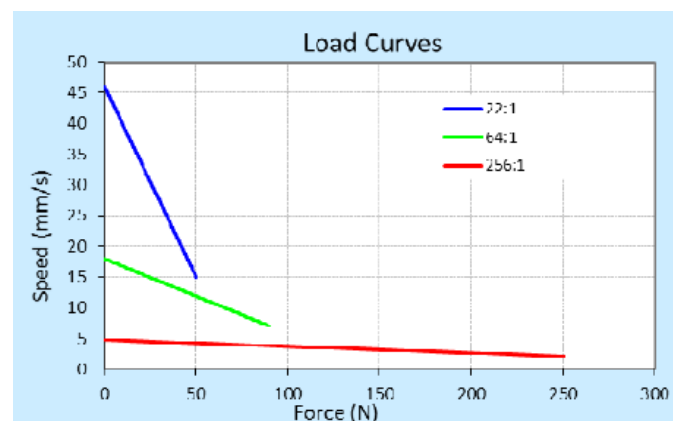


FIGURA 9.15: Curva motor 22:1 de actuador P16

Fuente: www. Actuonix.com

La empresa suministradora, ofrece un pack de compra en el que incluye el controlador y la caja para albergarlo, la sujeción, los finales de carrera, y los diferentes cables para conectar el programa de ordenador y el actuador.

Para la programación se debe solicitar que aplique la fuerza e inmediatamente se retraiga a máxima velocidad hasta el punto inicial para cuando sea necesario volver a producir el esfuerzo.

### 9.3. Selección de las baterías, el BMS y el regulador de voltaje.

En este apartado se muestran los diferentes elementos que aportan energía y controlan el movimiento del actuador y sus dimensiones para diseñar la carcasa con forma de muslo con las medidas adecuadas para poder albergarlos.

Con respecto al cálculo de las **baterías** se utilizan las baterías Samsung INR18650-25S



FIGURA 9.16: Batería Samsung 18650-25S

Fuente: [www.NKON.com](http://www.NKON.com)

2500mAh de 3,7 V y 2500 mAh, las cuales tienen unas dimensiones de 1,8 x 6,5 cm y un peso de 70 g aproximadamente.

El motor del actuador utilizado solicita una corriente de 1000 mA con 12 VDC. A partir de aquí se obtiene una potencia de 12 W. Si esa potencia se multiplica por los segundos que está activo (0,6 segundos) cuando el usuario se desplaza en el caso más desfavorable, o sea a 6km/h, se obtienen 6 J. Esta energía calculada corresponde a un paso y como se necesita una autonomía para 4000 pasos, se aproxima a una energía total de 24 KJ. A esto se le aplica un factor de seguridad de 2, es decir que:

$$\text{Energía total} = 48 \text{ KJ}$$

Por otro lado, cada pila suministra la energía que se calcula a continuación:

$$\text{Energía de una pila} = 3,7 \text{ V} \times 2500 \text{ mAh} \times 10^{-3} = 9,25 \text{ Wh}$$

Este último resultado se convierte a Julios y nos queda que cada pila suministra:

$$\text{Energía de una pila} = 33300 \text{ J} = 33,3 \text{ KJ}$$

Entonces se obtiene que el número total de pilas necesarias es de dos pilas a nivel energético. Pero el problema es que se necesitan 12 VDC y por tanto se necesitan 4 pilas conectadas en serie, lo que da un total de 14,8 VDC y una autonomía final de 16000 pasos.

Para completar la batería es necesario introducirle el BMS que soporte los 14,8 Voltios de las 4 pilas en serie. Por último, un regulador de voltaje para realizar las descargas a los 12 VDC que es lo que necesita nuestro actuador.

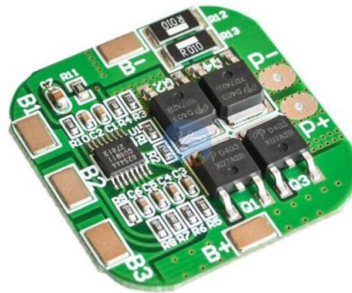


FIGURA 9.17: BMS 4S 14,8 V

Fuente: [www.Aliexpress.com](http://www.Aliexpress.com)

Las pilas se sueldan y se une correctamente y posteriormente se introducen en la carcasa superior con forma de muslo, formando un bloque y se le añade en la parte superior el BMS, sujetando y aislando todo el conjunto de manera adecuada.

Se adquieren dos conjuntos de batería y BMS para que el usuario una vez se descarguen las primeras, pueda intercambiar por la que está cargada y continuar la marcha, tal y como se indican en los requisitos de diseño.

## 10. Conclusiones

Una vez se ha determinado el diseño final de la modificación de la prótesis se pueden establecer diferentes conclusiones respecto al mismo. El mecanismo resulta efectivo para la extensión de la pierna y además se compone unas piezas que cumplen los diferentes requisitos de diseño.

Inicialmente se había pautado que la prótesis debía pesar menos de 3,5 kg. esto vemos que se cumple ya que el peso de la pierna sumando el mecanismo de actuación, la pierna, la antepierna y la carcasa con los elementos de control tiene una masa total de 2 kg.

Por otro lado, los cálculos de velocidades mostrados en el ANEXO II: CÁLCULOS indican que el mecanismo ayuda a la extensión de la pierna de manera adecuada para una velocidad de 4- 6 km por hora, cumpliendo así dicho requerimiento.

Todos los cálculos y el diseño de las piezas se han realizado teniendo en cuenta que la antepierna mide 40 cm y la pierna 35 cm, por lo cual se está cumpliendo otro de los requerimientos.

Otro requisito cumplido es de la autonomía de 4000 pasos, ya que se diseña un mecanismo alimentado por unas baterías que se ha sobredimensionado para que sean capaces de dar energía hasta los 16000 pasos.

Además, se cumple el requisito de la facilidad a la hora de intercambiar las baterías, puesto que se ha diseñado la carcasa superior con forma de muslo con una tapa de tal manera que para cambiar las baterías el usuario debe estar sentado con la prótesis flexionada.

Por último, Se observa que las deformaciones y esfuerzos a los que están sometidas las piezas que componen el mecanismo no suponen ningún riesgo de rotura para estas, ya que se encuentran en régimen elástico con un coeficiente de seguridad superiores a 2 en todos los casos. Además, el tubo perforado que es la pieza que soporta directamente el peso del usuario puede soportar una masa superior a 120 kg por lo que los requisitos de esfuerzos y masa máxima se cumplen perfectamente.

## 11. Referencias

### 11.1. Referencias

[1] N. L. Araujo Herrera (2012) Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral (Trabajo de fin de grado). Universidad Autónoma de Occidente Facultad de Ingeniería Departamento de Automática y Electrónica. Programa de Ingeniería Biomédica, Santiago de Cali

[2] J.A. Garcia Merino, C. E. Rodriguez Dávila (2012). Diseño de una prótesis transtibial amortiguada (proyecto de investigación). Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica , Unidad Zacatenco.

[3] L.A. García Chávez y S.A. Vargas Duque (2007). Diseño y simulación de un sistema controlado de amortiguación para la rodilla de la prótesis transfemoral (Proyecto de fin de grado) Universidad de La Salle Facultad de Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica, Bogotá

[4] A. Antonio Negro (2015) Diseño e impresión 3D de una prótesis para dedos de la mano (Trabajo de fin de grado). Universidad de Palermo, Cuerpo B del PG, Diseño Industrial y Diseño y Producción de Objetos, Espacios e Imágenes, Palermo..

[5] R. R. Torrealba Algarra (2009) Prótesis inteligente de rodilla para pacientes con amputación transfemoral (Tesis doctoral). Universidad Simón Bolívar, Decanato de estudios de postgrado coordinación de ingeniería mecánica y civil.

[6] U. R. Lanza Medina (2006). Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial (Trabajo de fin de grado). Universidad Simón Bolívar Decanato de Estudios Profesionales Coordinación de Ingeniería Mecánica, Sartenejas.

[7] Osteointegración [en línea]. [Fecha de consulta: 11 de Abril de 2020] Disponible en internet: <https://www.osseointegration.eu/>

[8] Nomenclatura chavetas normalizadas de ajuste [en línea]. [Fecha de consulta: 11 de Abril de 2020] Disponible en internet: <https://inevid.blogspot.com/>



[9] Tecnología FDM [en línea]. [Fecha de consulta: 11 de Abril de 2020] Disponible en internet: <https://www.materialise.com>

[10] J. Cámara. Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. Fisiología del ejercicio. Vol.7 No. 1, 2011 (Enero – Junio).

## 11.2. Internet

-P.-A. Willems, B. Schepens, and C. Detrembleur, “Marcha normal,” EMC – Kinesiterapia Med. Física, vol. 33, no. 2, pp. 1–29, 2012

-Amputación [en línea]. [Fecha de consulta: 6 de Mayo de 2020] Disponible en internet: <https://es.wikipedia.org>

-Física en las ciencias forestales. 2.1. Caminar, saltar y correr. [en línea]. [Fecha de consulta: 7 de Mayo de 2020] Disponible en internet: <https://es.slideshare.net>

- Linak [en línea]. [Fecha de consulta: 7 de Junio de 2020] Disponible en internet: <https://www.linak.es>

-SMC [en línea] . [Fecha de consulta: 10 de Junio de 2020] . Disponible en internet: <https://www.smc.eu>

-NKON [en línea] [Fecha de consulta: 13 de Junio de 2020] Disponible en internet: [www.nkon.nl](http://www.nkon.nl)

-BMS 4S 14,8 V 18650. [en línea] [Fecha de consulta: 13 de Junio de 2020] Disponible en internet: <https://es.aliexpress.com>

--Pegatinas aislantes [en línea] [Fecha de consulta: 13 de Junio de 2020] Disponible en internet: <https://www.amazon.es>

-Material termoretráctil [en línea] [Fecha de consulta: 13 de Junio de 2020] Disponible en internet: <https://www.amazon.es>

-Actuadores lineales P16 Autonix [en línea] [Fecha de consulta: 13 de Junio de 2020]  
Disponible en internet: [www.actuonix.com](http://www.actuonix.com)

-Regulador de voltaje LM2596s [en línea] [Fecha de consulta: 18 de Junio de 2020]  
Disponible en internet: <https://es.aliexpress.com>

-Amputation and Prosthetics [en línea] [Fecha de consulta: 19 de Junio de 2020]  
Disponible en internet: <http://library.thinkquest.org>



**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**ANEXO I: PRESUPUESTO**

**Trabajo fin de grado**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Autor**

David E. Cabello Cabrera



En este apartado se presenta un presupuesto estimado de los costes para realizar esta modificación dividiéndolo en 4 capítulos diferenciados como son las piezas fabricadas, las piezas compradas, la tornillería para ensamblar y por último, la mano de obra del ensamblador.

<b>CAPÍTULO 1: Piezas fabricadas</b>		<b>Cantidad</b>	<b>Nº horas</b>	<b>Medidas(m)</b>	<b>Precio unitario</b>	<b>Subtotal</b>
<b>TUBO PERFORADO</b>						
Materiales	<i>Tubo Aluminio 6063 (30x2)</i>	1		0,4	12,80 €/m	5,12€
Mano de obra	<i>Tornero fresador</i>		0,5		30,00 €/h	15,00€
<b>GUÍA DE MOVIMIENTO LINEAL</b>						
Materiales	<i>Acero AISI 316 macizo</i>	1		0,1x0,05x0,05	22,00	22,00€
Mano de obra	<i>Tornero fresador</i>		0,75		30 €/h	22,50€
<b>SUJECIÓN ACTUADOR</b>						
Materiales	<i>Policarbonato</i>	0,5		Bobina Filamento 1,75mm	30,00	15,00€
Mano de obra	<i>Refrent, roscado</i>		0,15		30,00 €/h	4,50€
<b>SUJECIÓN SUPERIOR</b>						
Materiales	<i>Aluminio 6063</i>	1		0,5*0,5*0,5 m3	17,50	17,50€
Mano de obra	<i>Tornero fresador</i>		0,25		30,00 €/h	7,50€
<b>EJE SUJECIÓN SUPERIOR</b>						
Materiales	<i>Aluminio 6063</i>	1			3,00	3,00€
Mano de obra	<i>Tornero fresador</i>		0,20		30,00 €/h	6,00€
<b>PIEZA PARA TUERCA</b>						
Materiales	<i>Policarbonato</i>	0,1		Bobina Filamento 1,75mm	30,00	3,00€
Mano de obra	Roscado		0,10		30,00 €/h	3,00€
<b>EMBELLECEDOR ENVOLVENTE</b>						
Materiales	<i>Policarbonato</i>	0,5		Bobina Filamento 1,75 mm	30	15€
Mano de obra	<i>Refrent, roscado</i>		0,15		30 €/h	4,5€
<b>CARCASA SUPERIOR MUSLO</b>						

Materiales	<i>Policarbonato</i>	1		Bobina Filamento 1,75 mm	30	30€
Mano de obra	<i>Refrent, roscado</i>		0,15		30 €/h	4,5€
					Subtotal:	163,12€
<b>CAPÍTULO 2: Piezas compradas</b>						
<b>ACTUADOR P16</b>						
Pack controlador, finales de carrera, sujeción, cables conexión		1			90	90€
<b>PIEZA EMPUJADA</b>						
WISCO Española S.A (bronce autolubricado)		1			30	30€
<b>CABLE DE ACERO</b>						
Direct Industry		1		1	15	15€
<b>BATERIAS SAMSUNG INR18650-25S 2500mAh</b>						
NKON		8			4,95	39,6€
<b>PEGATINAS AISLAMIENTO BATERIAS</b>						
Aliexpress	Pack 30 pegatinas	1			5	5€
<b>MATERIAL TERMORETRÁCTIL</b>						
Amazon (Sourcing Map)		1		5x0,70x0,70	7,71	7,71€
<b>BMS 4S 14,8 V</b>						
Aliexpress		2			1,19	2,38€
<b>REGULADOR DE VOLTAJE</b>						
LM2596s DC-DC		1			0,66	0,66€
<b>IMANES 2X1 mm</b>						
Imanes redondos 2mm diám, 1 mm espesor		5			0,24	1,20€
					Subtotal:	191,55€
<b>CAPÍTULO 3: Tornillería</b>						
Pasador elástico 4 x 12 mm		1			2,53	2,53€
Tornillo cabeza hueca hexagonal M3		4			0,37	1,48€
Tornillo de hendidura en cruz		2			0,30	0,60 €
Grapa circular de retención DIN 471 Diám eje: 4 mm		1			0,10	0,10€
Tornillo cabeza hueca hexagonal M2		2			0,35	0,70€
					Subtotal:	5,31 €

<b>CAPÍTULO 4: Ensamblaje</b>						
Mano de obra			0,33		20 €/h	6,60€
				Subtotal:		6,60€
				Total:		363,23€

o







**Universidad**  
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**ANEXO II: CÁLCULOS**

**Trabajo fin de grado**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Autor**

David E. Cabello Cabrera

## Índice Anexo II: Cálculos

<b>1. ESTUDIO DE MOVIMIENTO DE LA RÓTULA .....</b>	<b>58</b>
1.1. CÁLCULO DE VELOCIDADES DE PASO. ....	58
1.2. DESPLAZAMIENTO, VELOCIDADES Y ACELERACIONES RELATIVAS DE LAS ARTICULACIONES. ....	60
1.2.1. <i>Implementación de modelo en SolidWorks</i> .....	60
1.2.2. <i>Velocidad lineal del pie sin actuador</i> .....	63
1.2.3. <i>Velocidad lineal del pie con actuador</i> . ....	64
1.2.4. <i>Velocidad lineal del pie con actuador y carcasa</i> . ....	65
1.2.5. <i>Comparación de velocidades (4 km/h)</i> .....	66
1.2.6. <i>Comparación de velocidades (6 km/h)</i> .....	67
1.2.7. <i>Cálculo de fuerza del actuador</i> .....	68



# 1. ESTUDIO DE MOVIMIENTO DE LA RÓTULA

## 1.1. Cálculo de velocidades de paso.

Se evalúa el paso de una persona para un rango de velocidades lineales de paso: 4-6 km/h. Estas son velocidades de paso normales que realiza una persona a diario sin llegar a correr.

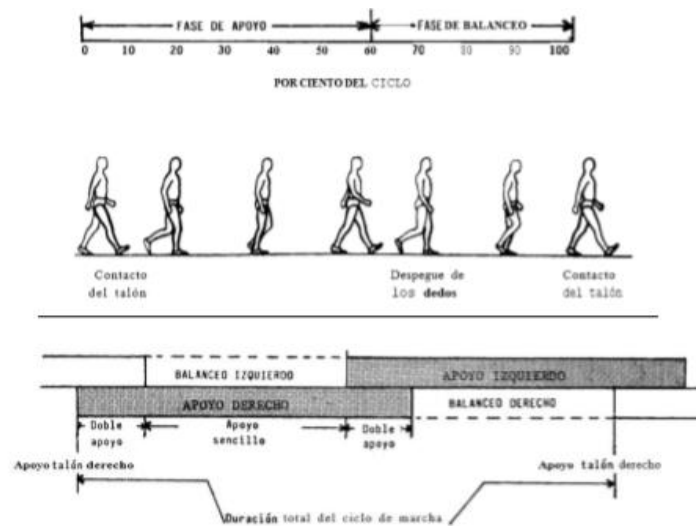


FIGURA I.1. Ciclo de marcha

Fuente: Marcha normal, EMC - Kinesiterapia

Durante el ciclo, son importantes algunas variables que inciden en el tipo de marcha que se está llevando a cabo. Estas se pueden definir como:

- Longitud de zancada (LZ)= longitud de paso derecho + longitud de paso izquierdo.
- Longitud de paso (LP)= distancia que recorre uno de los miembros
- Cadencia de pasos (CP)= cantidad de pasos que se dan en 1 minuto de tiempo.
- Velocidad de paso (V)= velocidad del ciclo de marcha que tiene el individuo en km/h.
- Velocidad lineal ( $V_L$ )=velocidad lineal de cada pierna, que corresponde a la mitad de V [10].

La longitud de zancada se calcula como medias aritméticas de los valores propuestos en la siguiente tabla:

<b>AUTOR</b>	<b>EDAD</b>	<b>CONDICIÓN DE CALZADO</b>	<b>LZ(m)</b>
<b>Murray (1964)</b>	20-65	Calzada (no especifica)	1,55-1,58
<b>Murray (1966)</b>	20-65	Calzada (no especifica)	1,56 (0,13)
<b>Kadaba (1990)</b>	18-40	Descalza	1,41
<b>Polio (1998)</b>	27,2(3,6)	Calzada (no especifica)	1,46(0,9)
<b>Mills (2001)</b>	24,9(0,9)	Calzada (no especifica)	1,7
<b>Gill (2003)</b>	22-43	Descalza	1,46 (0,08)
<b>Van Uden (2004)</b>	19-59	Calzada (no especifica)	1,55 (0,17)

Tabla 1. Longitud de zancada

Fuente Marcha normal, EMC - Kinesiterapia

Con la media aritmética se obtiene que, LZ= 1,53 m y por tanto la longitud de cada paso será la mitad en cada uno. Entonces, LP=0,76 m y de ahí se obtienen todos los demás datos necesarios hasta llegar a la velocidad de cada pierna con las fórmulas que aparecen a continuación:

$$CP = V \left( \frac{m}{s} \right) \cdot \frac{1}{LP} \quad (E.1)$$

$$V_L = \frac{V}{2} \left( \frac{m}{s} \right) \quad (E.2)$$

Utilizando las ecuaciones anteriores se consigue este resultado:

<b>Vel. Paso (v)</b> <b>(km/h)</b>	<b>Vel. Paso (v)</b> <b>(m/s)</b>	<b>Long. Zancada</b> <b>(LZ) (m)</b>	<b>Long. Paso</b> <b>(LP) (m)</b>	<b>Cad. Paso</b> <b>(CP)(pasos/min)</b>	<b>Vel. Lineal</b> <b>(V<sub>L</sub>) (m/s)</b>
<b>4</b>	1,11	1,53	0,76	87	0,56
<b>5</b>	1,39	1,53	0,76	109	0,69
<b>6</b>	1,67	1,53	0,76	131	0,83

Tabla 2: Velocidades en la marcha

Elaboración propia

## 1.2.Desplazamiento, velocidades y aceleraciones relativas de las articulaciones.

### 1.2.1. Implementación de modelo en *SolidWorks*.

El estudio del movimiento de la prótesis se realiza con tres modelos de simulación simplificados: sin actuador, con actuador y por último utilizando el actuador y la carcasa que alberga en la parte superior los dispositivos necesarios para el control y la alimentación de este.

Ahora bien, para que sea lo más representativo posible lo que se hace es añadir una densidad personalizada, de tal manera que con el volumen que tiene la pieza en la computadora y la masa real obtenida mediante una balanza (con la pierna real) sea posible simularlo con los pesos reales de cada elemento.

Entonces, la prótesis queda dividida en cuatro partes bien diferenciadas. La primera corresponde a la barra que va sujeta al muñón y enroscada con la rodilla (color azul). La segunda corresponde al mecanismo de siete barras y la barra que llega hasta el pie (color naranja); la tercera representa la masa del pie (color verde); por último, se introduce una representación simplificada del actuador y de todo el mecanismo que lleva a cabo el proceso (color rojo), con un peso aproximado.

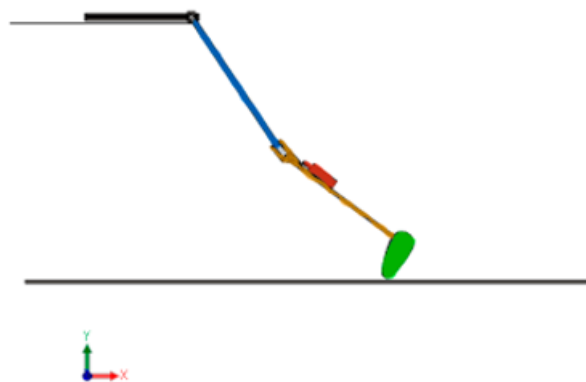


FIGURA I.2. Conjunto para simulación

Elaboración propia

A continuación, se procede a la representación de una tabla con las densidades que se introducen en el programa para obtener las masas deseadas.

	<b>MASA (kg)</b>	<b>VOLUMEN (mm<sup>3</sup>)</b>	<b>DENSIDAD (kg/cm<sup>3</sup>)</b>
<b>1</b>	0,340	19098.91	0,017802
<b>2</b>	0,750	33848.94	0,022157
<b>3</b>	0,500	42791.22	0,011684
<b>4</b>	0,100	127485.24	0,000784

Tabla 3. Cambio de densidades para Solidworks

Elaboración propia

Se incluye cada densidad en los materiales personalizados para cada conjunto y se realiza la simulación.

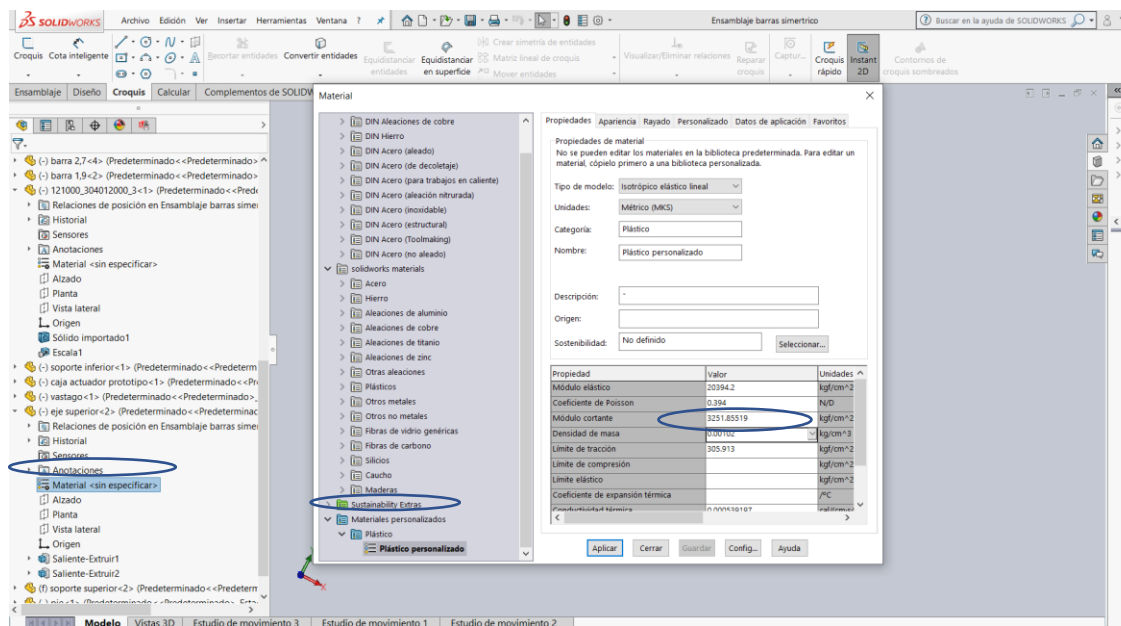


FIGURA I.3. Proceso de cambio de densidad

Elaboración propia

Una vez que se obtienen los datos de la pierna sin el actuador y con el actuador presente, se introduce en la parte superior una caja con una masa similar al que tendría el conjunto de la carcasa con forma de muslo incluyendo la carcasa, el conjunto de pilas, el controlador el BMS, etc.

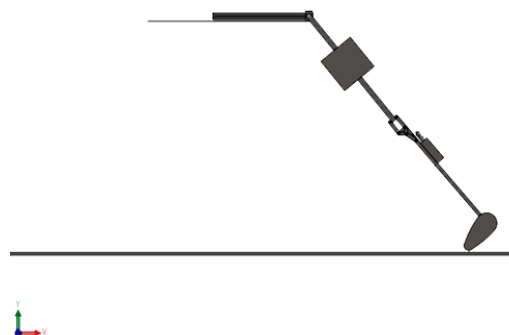


FIGURA I.4. Modelo simplificado con carcasa

Elaboración propia

	<b>MASA (kg)</b>	<b>VOLUMEN (mm<sup>3</sup>)</b>	<b>DENSIDAD (kg/cm<sup>3</sup>)</b>
<b>Carcasa</b>	0,300	42791.22	0,011684

Tabla 4. Densidad de la carcasa superior

Elaboración propia

Estos tres conjuntos son comparados en los siguientes apartados para determinar si el actuador es válido para el trabajo que se pretende obtener.

Las velocidades se toman como las resultantes del pie, referenciándolas a la parte fija del mecanismo de la cadera (barra A), o sea de la parte superior, la única parte que se mantiene fija.



**1.2.2. Velocidad lineal del pie sin actuador.**

Tiempo (seg)	VELOCIDAD PIE (mm/s)	
	4 km/h	6 km/h
0,00	0,00	0,00
0,04	64,09	97,47
0,08	183,94	186,68
0,12	393,55	451,03
0,16	618,36	764,19
<b>0,20</b>	<b>800,56</b>	<b>764,19</b>
0,24	935,08	1071,72
0,28	1032,90	1297,84
<b>0,31</b>	<b>1103,97</b>	<b>1474,65</b>
0,35	1155,72	1622,28
0,39	1194,25	1772,26
0,43	1224,12	1948,55
0,47	1252,03	2009,79
0,51	1289,99	2083,22
<b>0,55</b>	<b>1377,30</b>	<b>2139,91</b>
0,59	1499,90	1903,70
0,59	1499,90	1877,66
0,63	<b>1557,93</b>	1839,85
0,67	1179,27	1788,56
0,71	1152,17	1731,77
0,75	1131,66	1660,62
0,79	1113,08	1568,95
0,83	1089,02	1427,07
<b>0,86</b>	<b>1048,29</b>	<b>1201,99</b>
0,90	975,06	1201,99
0,94	1084,17	721,49
<b>0,98</b>	<b>1146,26</b>	<b>424,65</b>
0,99	1052,27	132,23

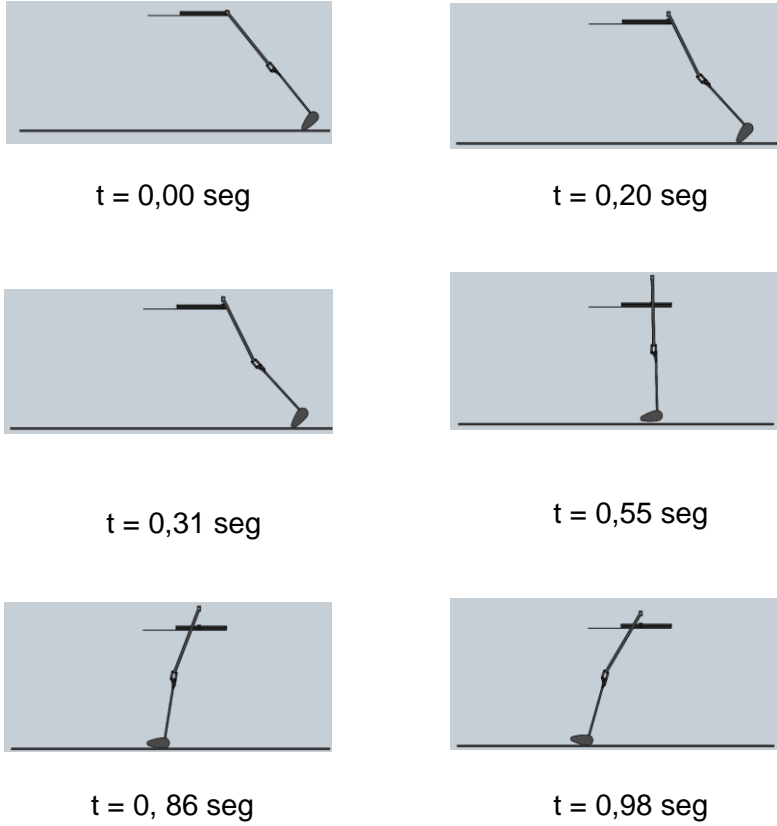
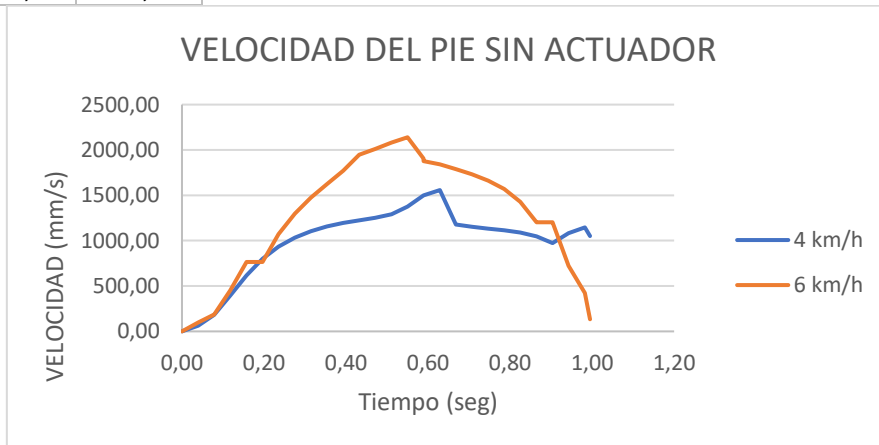


FIGURA I.5: Movimiento simulación 2D sin actuador

Elaboración propia

Tabla 5: Velocidad pie sin actuador

Elaboración propia



Gráfica I: Velocidades pie sin actuador

Elaboración propia

**1.2.3. Velocidad lineal del pie con actuador.**

Tiempo (seg)	VELOCIDAD PIE (mm/s)	
	4 km/h	6 km/h
0,00	0,00	0,00
0,04	68,14	113,93
0,08	197,18	191,38
0,12	418,10	451,31
0,16	651,45	767,09
<b>0,20</b>	<b>842,60</b>	<b>1068,00</b>
0,24	986,78	1305,06
0,28	1093,98	1492,86
<b>0,32</b>	<b>1173,97</b>	<b>1650,97</b>
0,36	1223,48	1749,77
0,40	1226,45	1780,37
0,44	1239,15	1962,98
0,47	1266,51	1962,98
0,48	1280,92	2056,47
0,52	1387,01	2107,11
<b>0,54</b>	<b>1469,70</b>	<b>2168,82</b>
0,56	1543,82	1817,03
0,57	1574,82	1808,73
0,58	1600,84	1800,47
0,60	1634,84	1785,49
0,64	1088,63	1759,84
<b>0,68</b>	<b>1095,68</b>	<b>1748,81</b>
0,72	1135,26	1748,81
0,76	1206,66	1657,82
0,80	1210,55	1628,46
0,81	1207,56	1495,12
0,84	1174,72	1380,97
0,88	1075,82	1243,26
<b>0,92</b>	<b>745,25</b>	<b>725,17</b>
0,96	658,39	436,72
1,00	1050,26	150,11

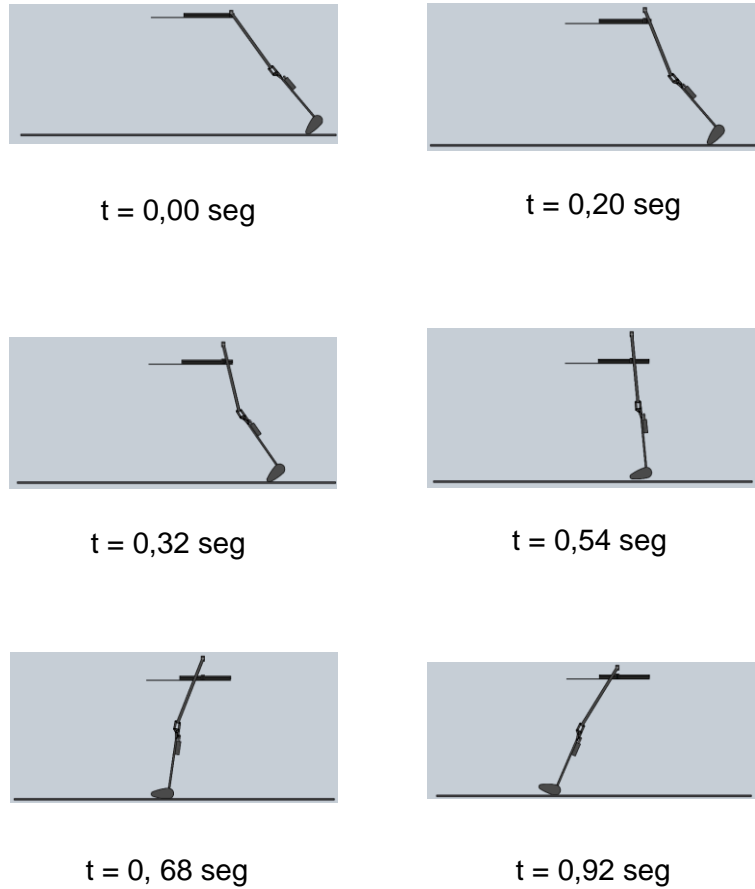
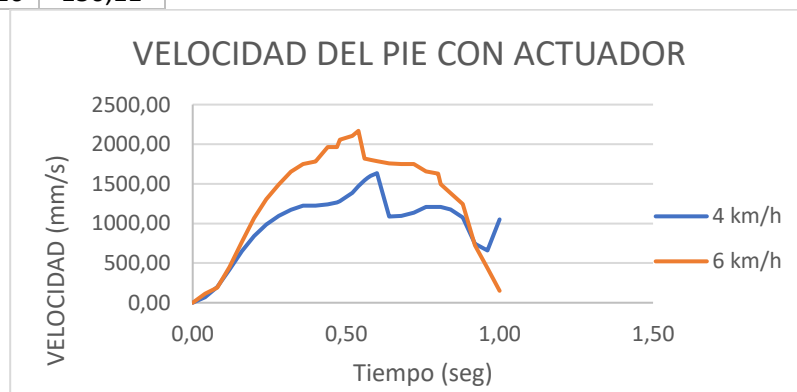


FIGURA I.6: Movimiento simulación 2D con actuador Elaboración propia

Tabla 6: Velocidad pie con actuador Elaboración propia



Gráfica 2: Velocidades pie con actuador

Elaboración propia

1.2.4. Velocidad lineal del pie con actuador y carcasa.

Tiempo (seg)	VELOCIDAD PIE (mm/s)	
	4 km/h	6 km/h
<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>
0,04	165,82	253,78
0,06	321,30	557,47
0,08	459,86	911,23
0,10	624,38	1270,78
0,12	825,70	1506,67
<b>0,16</b>	<b>1189,88</b>	<b>1719,20</b>
0,20	1517,41	1886,39
0,24	1815,24	2005,29
0,24	1820,73	2165,44
0,28	1864,86	2297,05
<b>0,32</b>	<b>2000,31</b>	<b>2324,90</b>
0,36	2184,45	2349,41
0,38	2275,91	2405,56
0,40	2319,74	1774,17
0,40	2319,74	1712,49
<b>0,44</b>	<b>2354,27</b>	<b>1660,47</b>
0,48	1620,64	1637,68
0,52	1570,72	1622,46
0,56	1571,09	1576,75
<b>0,60</b>	<b>1535,29</b>	<b>1541,85</b>
0,63	1476,74	1461,12
0,64	1444,15	1265,26
0,68	1295,65	704,82
<b>0,72</b>	<b>675,67</b>	<b>480,70</b>

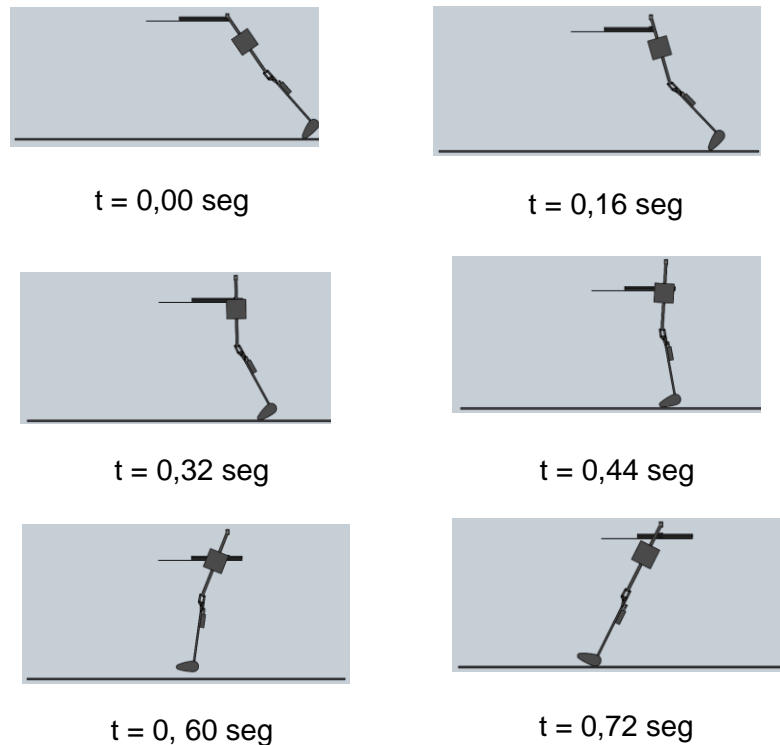
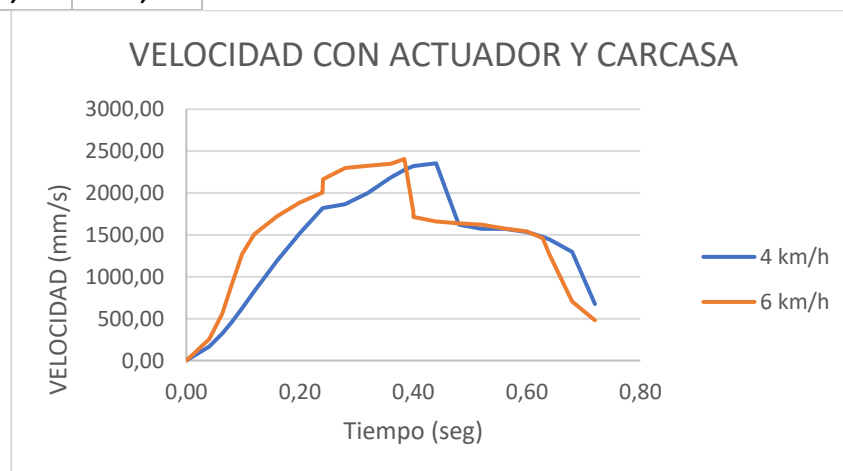


FIGURA 1.7: Movimiento 2D con actuador y carcasa Elaboración propia

Tabla 7: Velocidad pie con actuador y carcasa Elaboración propia



Gráfica 3: Velocidades pie con actuador y carcasa

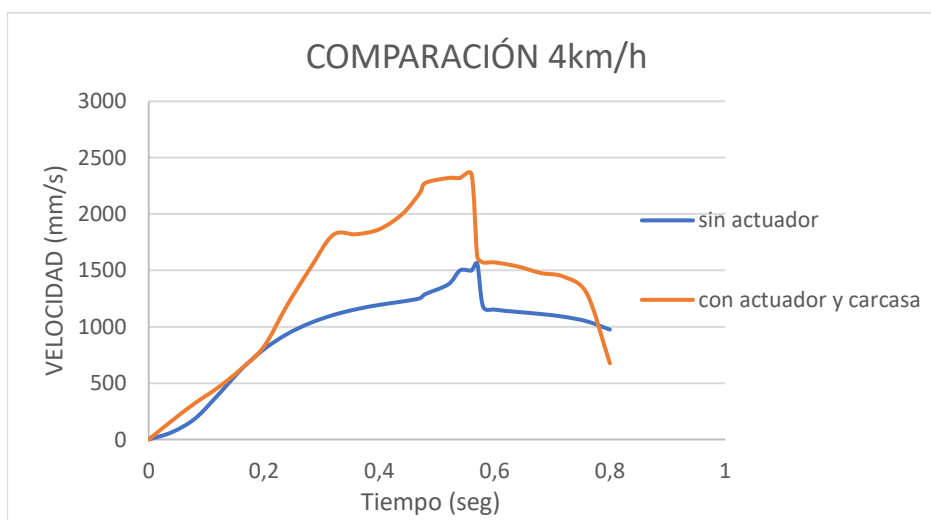
Elaboración propia

### 1.2.5. Comparación de velocidades (4 km/h).

Tiempo (seg)	VELOCIDAD PIE (mm/s)	
	SIN ACTUADOR	CON ACTUADOR Y CARCASA
0,00	0,00	0,00
0,04	64,09	165,82
0,08	183,94	321,30
0,12	393,55	459,86
0,16	618,36	624,38
0,20	800,56	825,70
0,24	935,08	1189,88
0,28	1032,90	1517,41
0,32	1103,97	1815,24
0,36	1155,72	1820,73
0,40	1194,25	1864,86
0,44	1224,12	2000,31
0,47	1252,03	2184,45
0,48	1289,99	2275,91
0,52	1377,30	2319,74
0,54	1499,90	2319,74
0,56	1499,90	<b>2354,27</b>
0,57	<b>1557,93</b>	1620,64
0,58	1179,27	1570,72
0,60	1152,17	1571,09
0,64	1131,66	1535,29
0,68	1113,08	1476,74
0,72	1089,02	1444,15
0,76	1048,29	1295,65
0,80	975,06	675,67

Tabla 8: Comparación de velocidades 4 km/h

Elaboración propia



Gráfica 4: Comparación de velocidades 4 km/h

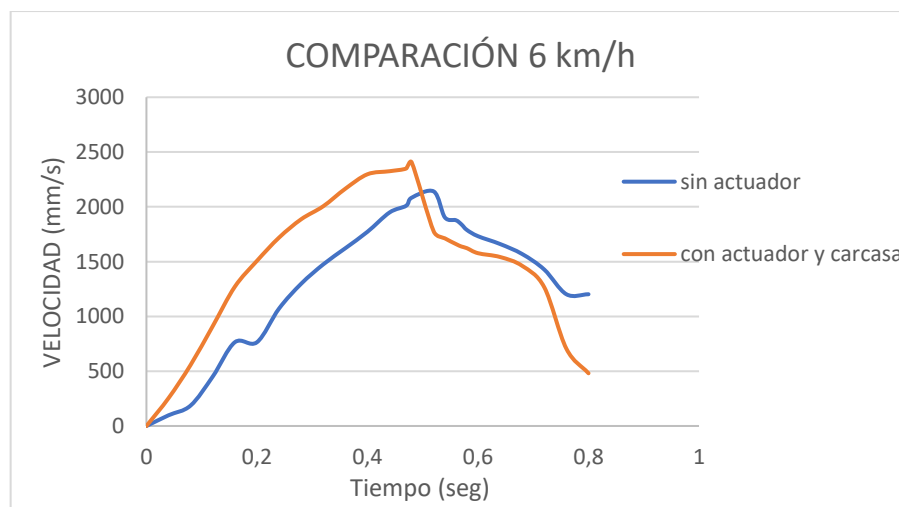
Elaboración propia

### 1.2.6. Comparación de velocidades (6 km/h).

Tiempo (seg)	VELOCIDAD PIE (mm/s)	
	SIN ACTUADOR	CON ACTUADOR Y CARCASA
0,00	0,00	0,00
0,04	97,47	253,78
0,08	186,68	557,47
0,12	451,03	911,23
0,16	764,19	1270,78
0,20	764,19	1506,67
0,24	1071,72	1719,20
0,28	1297,84	1886,39
0,32	1474,65	2005,29
0,36	1622,28	2165,44
0,40	1772,26	2297,05
0,44	1948,55	2324,90
0,47	2009,79	2349,41
0,48	2083,22	<b>2405,56</b>
0,52	<b>2139,91</b>	1774,17
0,54	1903,70	1712,49
0,56	1877,66	1660,47
0,57	1839,85	1637,68
0,58	1788,56	1622,46
0,60	1731,77	1576,75
0,64	1660,62	1541,85
0,68	1568,95	1461,12
0,72	1427,07	1265,26
0,76	1201,99	704,82
0,80	1201,99	480,70

Tabla 9: Comparación de velocidades 6 km/h

Elaboración propia



Gráfica 5: Comparación de velocidades 6 km/h

Elaboración propia

**Conclusión:** Para una velocidad de 4 km/h se puede observar perfectamente que cuando el actuador ejerce la fuerza, se produce un incremento de velocidad significativo y el punto de máxima velocidad es de 2355 mm/s con actuador y carcasa y de 1557 mm/s sin actuador.

Por otra parte, con 6 km/h se determina que cuando el actuador ejerce la fuerza, se produce un incremento de velocidad y el punto de máxima velocidad es de 2405 mm/s con actuador y carcasa y de 2140 mm/s sin actuador.

Con dichas comparaciones se puede determinar que el actuador ayuda al desplazamiento de la pierna de manera significativa y que resulta útil para la implementación de un mecanismo adecuado para acelerar el movimiento.

### 1.2.7. Cálculo de fuerza del actuador.

Para calcular las fuerzas se toman los datos que muestra el *SolidMotion* al colocar el vástago con las velocidades expresadas en la memoria. Se realizan directamente añadiéndola carcasa, que es modelo más similar a la pierna final que se quiere desarrollar.

Para la velocidad mínima:

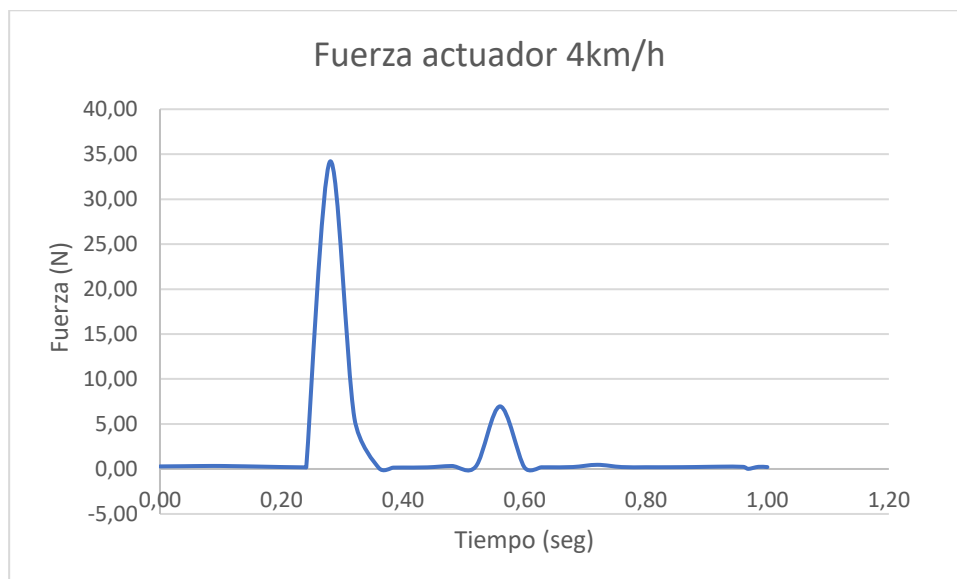
- **4 km/h** → **Recorre** 18 mm en 0,8 s →  $V_{nodo B} = \frac{18}{0,8} = 22,5 \text{ mm/s}$

Tiempo (seg)	Fuerza de actuador (N)
0,00	0,28
0,04	0,31
0,06	0,33
0,08	0,33
0,10	0,33
0,12	0,32
0,16	0,27
0,20	0,22
0,24	0,18
0,24	0,17
0,28	<b>34,19</b>
0,32	5,68
0,36	0,14

0,38	0,15
0,40	0,16
0,40	0,16
0,44	0,18
0,48	0,33
0,52	0,28
0,56	6,96
0,60	0,19
0,63	0,19
0,64	0,19
0,68	0,22
0,72	0,46
0,76	0,21
0,80	0,20
0,84	0,20
0,88	0,22
0,92	0,25
0,96	0,24
0,97	0,01
0,99	0,24
1,00	0,21

Tabla 10: Fuerza del actuador a 4 km/h

Elaboración propia



Gráfica 6: Fuerza del actuador a 4 km/h

Elaboración propia

Para la velocidad máxima:

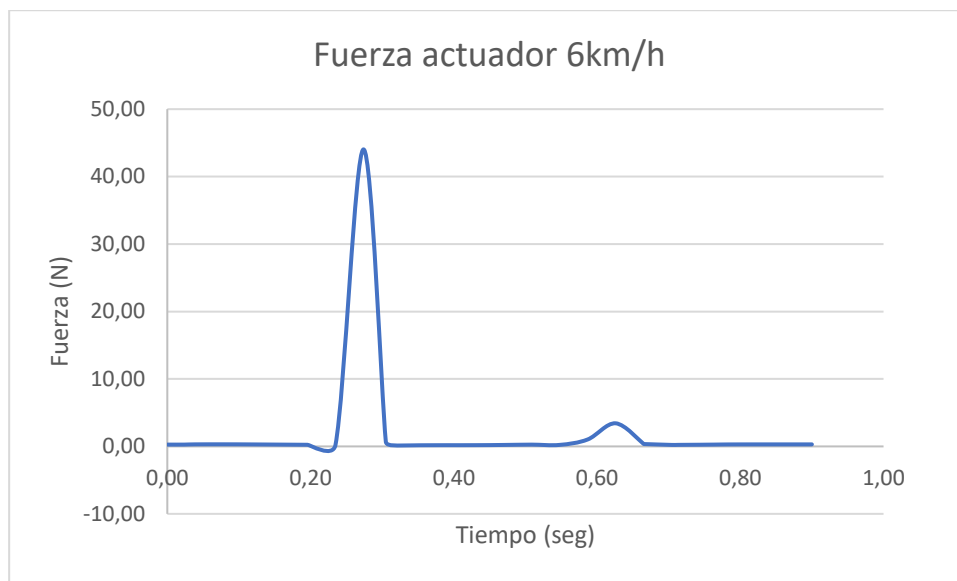
- **6 km/h** → **Recorre** 18 mm en 0,6 s →  $V_{nodo B} = \frac{18}{0,5} = 30 \text{ mm/s}$

Tiempo (seg)	Fuerza de actuador (N)
0,00	0,27
0,02	0,27
0,04	0,31
0,08	0,31
0,12	0,30
0,16	0,27
0,20	0,24
0,23	0,21
0,27	<b>44,04</b>
0,31	0,69
0,31	0,17
0,35	0,17
0,35	0,17
0,38	0,18
0,39	0,18
0,43	0,19
0,47	0,22
0,51	0,26
0,55	0,22
0,59	1,03
0,63	3,42
0,67	0,35
0,67	0,35
0,70	0,22
0,71	0,23
0,74	0,25
0,76	0,27
0,78	0,29
0,82	0,30
0,86	0,30
0,90	0,30

Tabla 11: Fuerza del actuador a 6 km/h

Elaboración propia





Gráfica 7: Fuerza del actuador a 4 km/h

Elaboración propia

**Conclusión:** Los resultados indican que el actuador empuja el nodo en el momento cercano a los 0,2 segundos aumentando la velocidad de la prótesis. Se considera que son válidos ya que están dentro del rango esperado y modifica las velocidades de una manera aceptable.





**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**ANEXO III: ESTUDIOS DE  
ESFUERZOS**

**Trabajo fin de grado**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Autor**

David E. Cabello Cabrera



En este apartado, se muestran los estudios de esfuerzos para las piezas tubo perforado, pieza empujada y sujeción superior ya que para el resto de piezas del mecanismo, los esfuerzos presentes son tan pequeños que se consideran despreciables.

## 1. Estudio de esfuerzos y desplazamientos

### 1.1. Tubo perforado

Se le realizan los correspondientes estudios al tubo de aluminio 6063 perforado, con tres orificios y con un espesor de 2 mm de pared.

- Cargas: se somete al tubo a una compresión simulando el peso de una persona de 120 kg, es decir con 1200N en sentido descendente del eje Y.
- Restricciones: se considera a la pieza sujeta en su parte inferior como si estuviese empotrada, es decir con geometría fija, simulando la presencia del pie en esa parte.
- Contactos: no existen contactos (pieza única).
- Mallado: el mallado se realiza fino para darle mayor precisión a los concentradores de tensión de las ranuras.

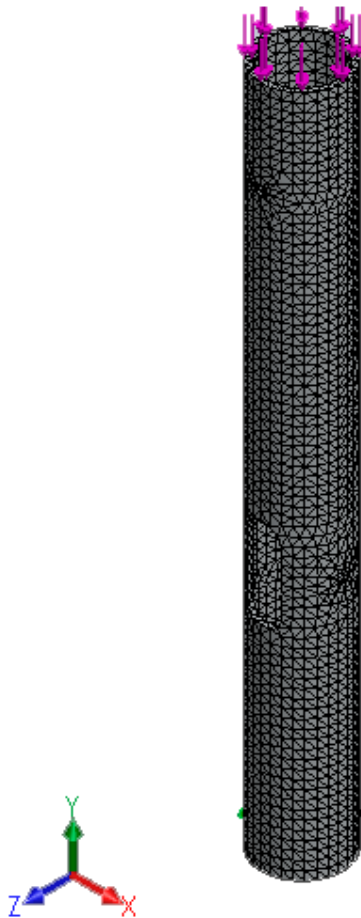


FIGURA I.7. Mallado de tubo perforado

Elaboración propia

**TENSIONES:** Como era de esperar, el tubo presenta las mayores tensiones en las ranuras que es donde se concentra esa mayor tensión. Sin embargo, se obtiene que la tensión de Von Mises tiene una máxima de 20,8 MPa y el límite elástico del material indica que, al ser 215 MPa, el tubo tiene un buen coeficiente de seguridad y no rompe con el peso del usuario.

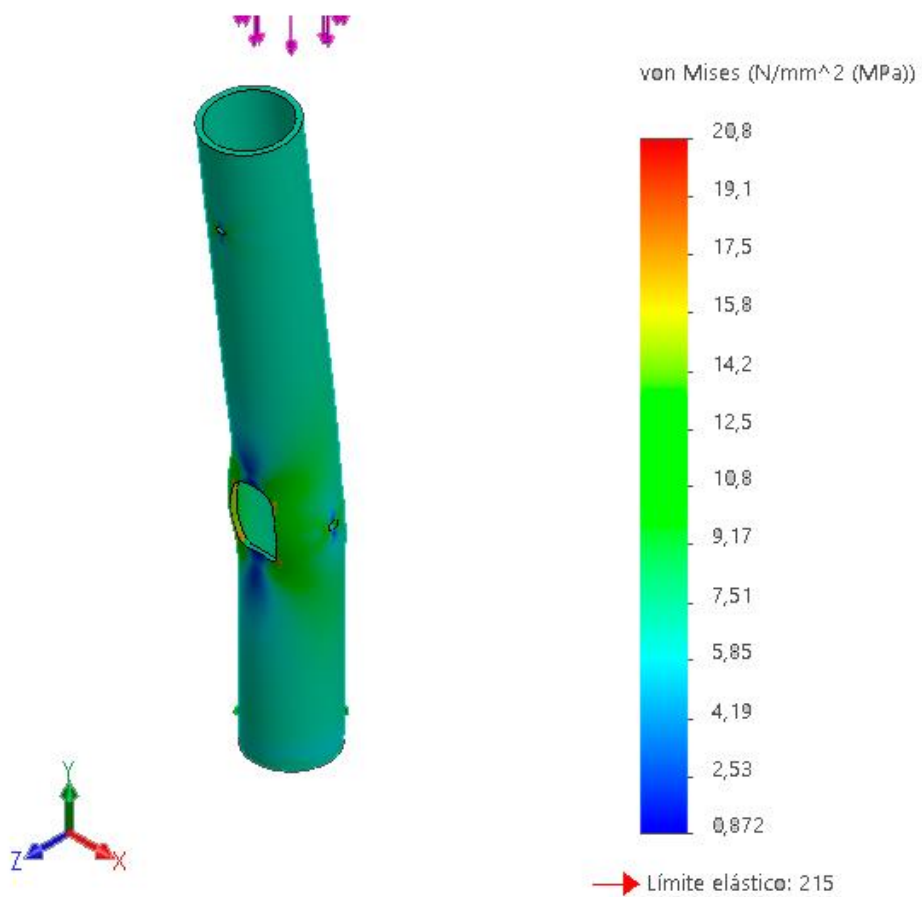


FIGURA I.8. Tensiones tubo perforado

Elaboración propia

**DESPLAZAMIENTOS:** Para el proyecto se considera que esta pieza puede tener un desplazamiento máximo de 1 mm y en este caso se observa que el desplazamiento máximo que presenta el tubo es en la parte superior y tiene un valor resultante de 0,0349 mm por lo que se determina que es un valor aceptable.

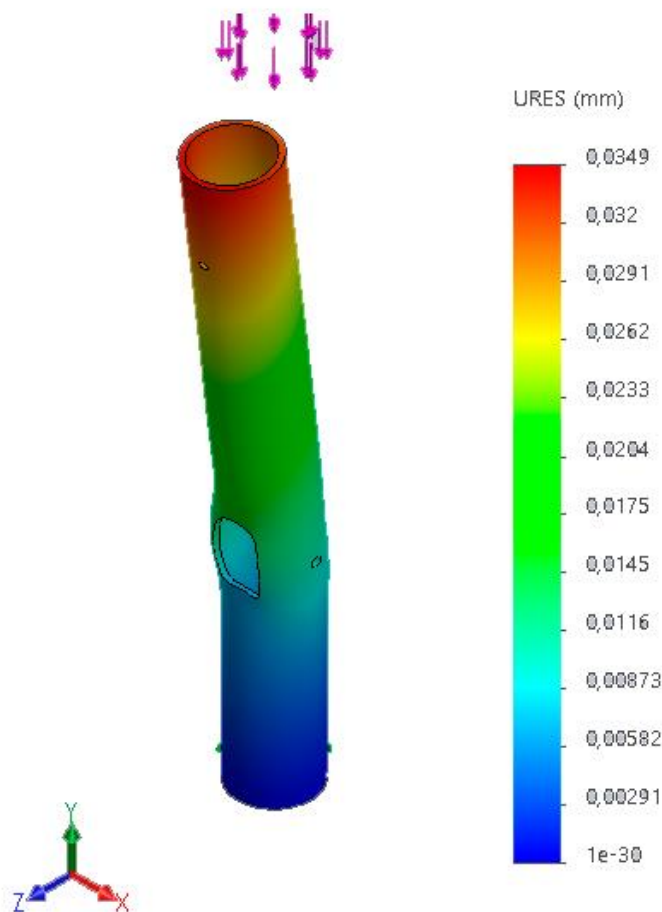


FIGURA I.9. Desplazamientos resultantes tubo perforado

Elaboración propia

**CONCLUSIONES:** esta pieza es capaz de soportar los esfuerzos a los que está sometida de una manera bastante holgada.

## 1.2. Pieza empujada



Esta pieza de bronce autolubricado, es sometida a los estudios con el material presente en *SolidWorks*, denominado Bronce comercial UNS C22000 (90-10 bronce). Con esto, se supone que el material que utiliza la empresa que nos suministra la pieza fabricada, tiene propiedades muy similares al que se utiliza para los cálculos.

- Cargas: se somete a la pieza a una carga de 60 N que tiene un coeficiente de seguridad de 1,36 con respecto a la mayor fuerza que genera el actuador durante el proceso (44 N) se le aplica en el punto donde el actuador la empuja.
- Restricciones: Se considera que la pieza está guiada por la cara que mide 2 cm de tal manera que no tiene reacciones y se puede desplazar libremente por el eje Z. En el orificio, la pieza está sujeta al cable y no se puede desplazar. Entonces se implementa dicha restricción en cara cilíndrica.
- Contactos: no existen contactos (pieza única)
- Mallado: el mallado se realiza fino para darle mayor precisión a los concentradores de tensión de las ranuras.

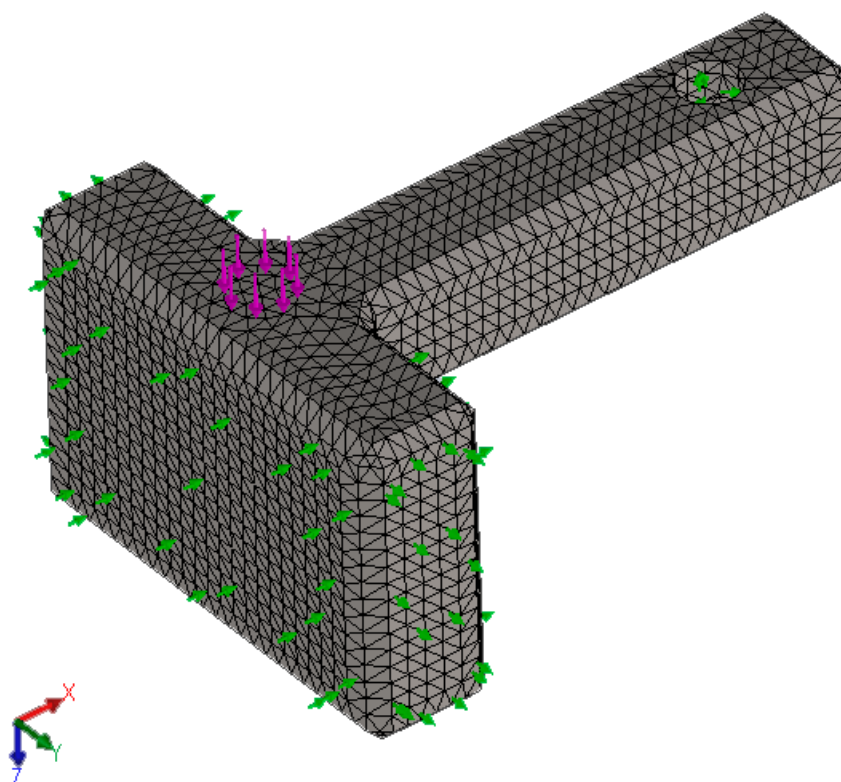


FIGURA I.10. Mallado de pieza empujada

Elaboración propia

**TENSIONES:** Los resultados indican que la máxima tensión que se produce es de 30,1 MPa y que tiene lugar en el orificio para el cable. Se obtiene un coeficiente de seguridad de 2,3, ya que el límite elástico de la pieza es de 69 Mpa, pero eso sumado al coeficiente que se le aplica al aplicar los 60 N.

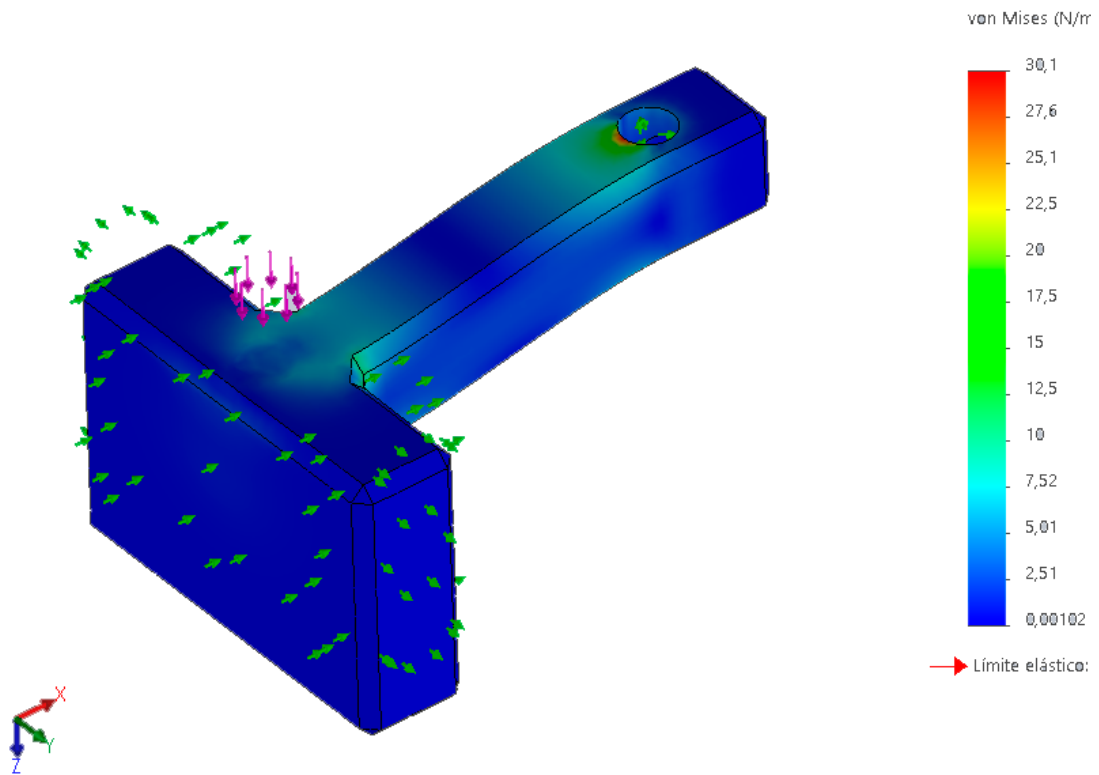


FIGURA I.11. Tensiones pieza empujada

Elaboración propia

**DESPLAZAMIENTOS:** Para el proyecto se considera que las piezas pueden tener un desplazamiento máximo de 0,5 mm y en este caso se observa que el máximo es de 0,00371 mm de módulo resultante.

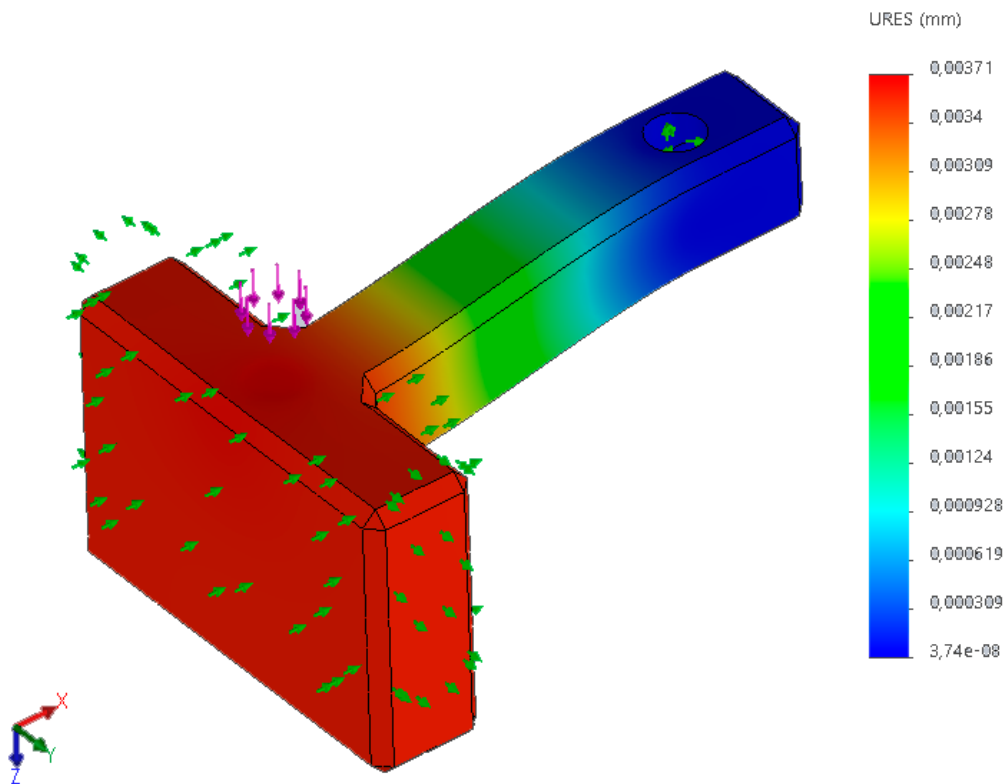


FIGURA I.12. Desplazamientos resultantes pieza empujada

Elaboración propia

**CONCLUSIONES:** esta pieza es capaz de soportar los esfuerzos a los que está sometida de una manera adecuada y sin provocar unos desplazamientos excesivos.

### 1.3. Sujeción superior

El siguiente elemento, viene en el pack de fábrica con el actuador, pero para el proceso que se quiere implementar, se requiere de una modificación con respecto al tamaño y al diseño. Es por eso por lo que se pretende estudiar los esfuerzos y desplazamientos, para verificar que la pieza sigue cumpliendo los requisitos. El material es el mismo que para el tubo, aluminio 6063.

- **Cargas:** se somete a la pieza a una carga de 60 N que tiene un coeficiente de seguridad de 1,36 con respecto a la mayor fuerza que genera el actuador durante el proceso. (44 N). Se aplica en sentido ascendente simulando la fuerza de

reacción que la pieza empujada transmite al actuador y este último a su sujeción superior a través del eje.

- Restricciones: se considera que la pieza está empotrada al tubo por un tornillo, e impide su desplazamiento.
- Contactos: no existen contactos (pieza única)
- Mallado: el mallado se realiza fino para darle mayor precisión a los concentradores de tensión de las ranuras.

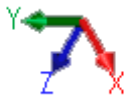
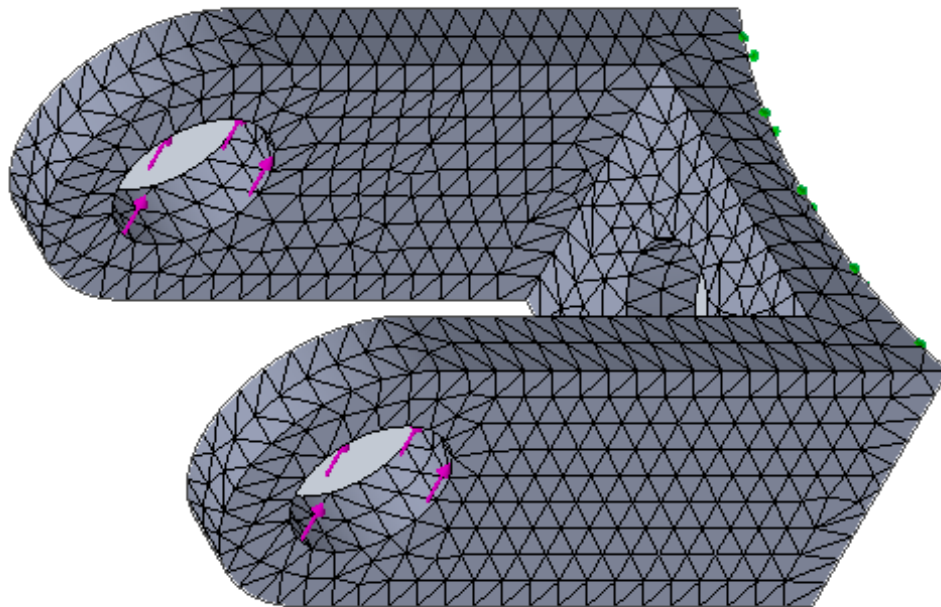


FIGURA I.13. Mallada sujeción superior

Elaboración propia

TENSIONES: Las mayores tensiones se encuentran en las esquinas aristas de la pieza. Sin embargo, dichas tensiones no son significativas ya que el límite elástico es de 215 MPa y la máxima es de 56,8 MPa. Eso quiere decir que se obtiene un coeficiente de seguridad de 3,8.

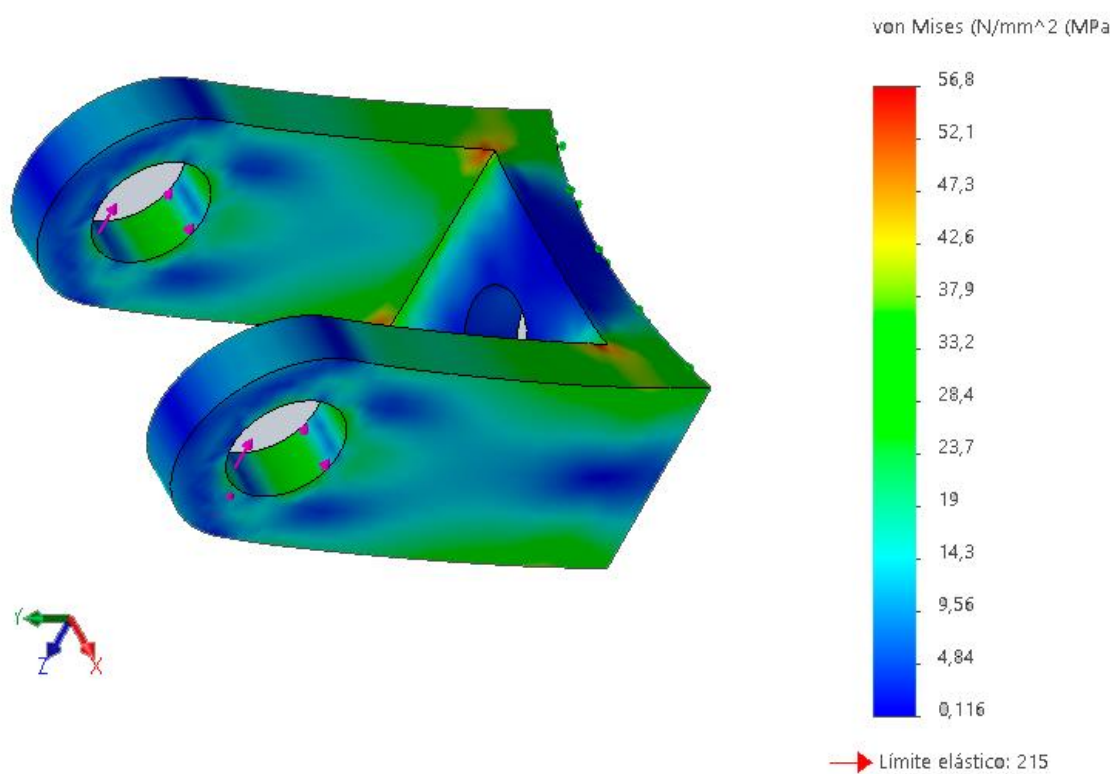


FIGURA I.14. Tensiones sujeción superior

Elaboración propia

**DESPLAZAMIENTOS:** Para el proyecto se considera que esta pieza puede tener un desplazamiento máximo de 0,5 mm y en este caso se observa que el máximo es de 0,0197 mm de módulo resultante.

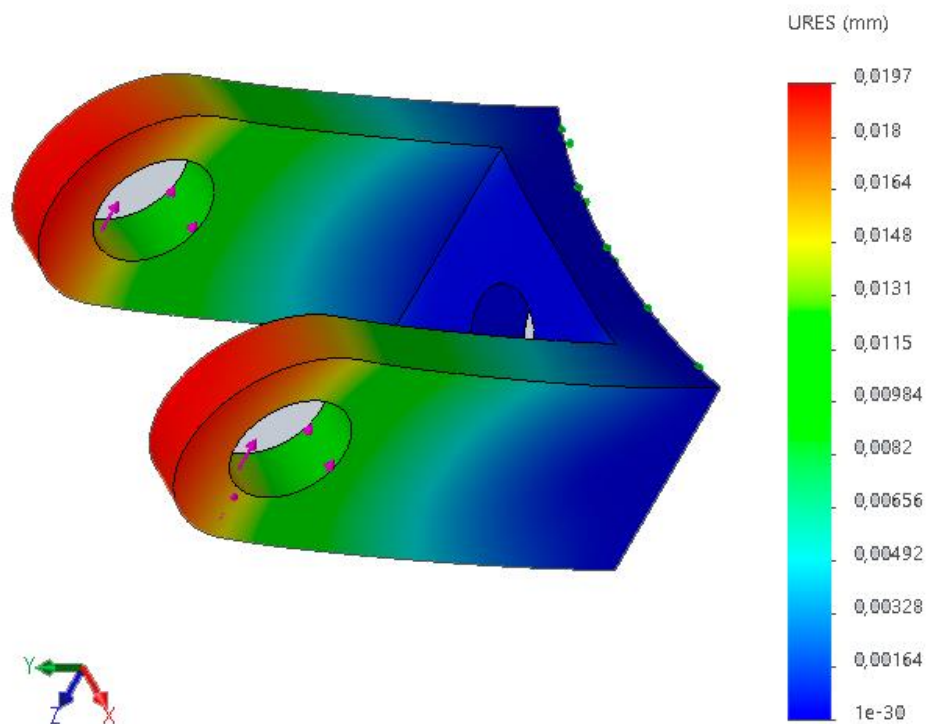


FIGURA I.15. Desplazamiento sujeción superior

Elaboración propia

CONCLUSIONES: esta pieza es capaz de soportar los esfuerzos a los que está sometida de una manera adecuada, con un coeficiente de seguridad significativo. Se podría barajar la posibilidad de utilizar otro material más económico.

## 1.4. Estudio de pandeo de tubo perforado.

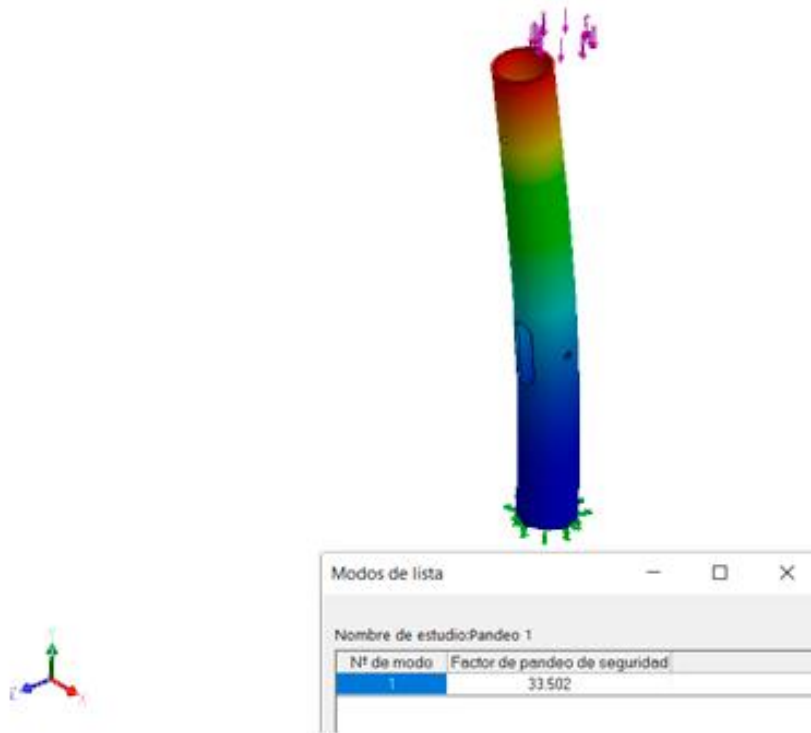


FIGURA I.16. Pandeo de tubo perforado

Elaboración propia

Al ser un elemento sometido a compresión, existe el riesgo de que sufra rotura por pandeo. Se realiza un estudio sometiendo al tubo a las mismas fuerzas, sujeciones y mallado que en el apartado 1.1 y se obtiene un coeficiente de seguridad de 33,5 a pandeo. Por ello se considera que el tubo tiene muy buena resistencia a la compresión a la que está siendo sometido.







**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**ANEXO IV: FICHA TÉCNICA DEL  
ACTUADOR**

**Trabajo fin de grado**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Autor**

David E. Cabello Cabrera



# Miniature Linear Motion Series · P16

Actuonix Motion Devices unique line of Miniature Linear Actuators enables a new generation of motion-enabled product designs, with capabilities that have never before been combined in a device of this size. These linear actuators are a superior alternative to designing your own push/pull mechanisms.

The P16 actuators are complete, self-contained linear motion devices with position feedback for sophisticated position control capabilities, or end of stroke limit switches for simple two position automation. Several gear ratios are available to give you varied speed/force configurations.

The parallel design makes the P16 significantly shorter than the same stroke length L16, but the most attractive feature of this model is its high cycle life. Premium components in this model include: large sealed stainless steel bearings, planetary gearbox, stainless steel lead screw, and glass re-enforced nylon housing.



P16 Actual Size

## Applications

- Robotics
- Consumer appliances
- Toys
- RC vehicles
- Industrial Automation
- Automotive

## P16 Specifications

Gearing Option	22:1	64:1	256:1	
Peak Power Point	40N @26mm/s	80N @9mm/s	250N @2.5mm/s	
Peak Efficiency Point	25N @34mm/s	40N @14mm/s	150N @3.4mm/s	
Max Speed (no load)	46mm/s	18mm/s	4.8mm/s	
Max Force Lifted	50N	90N	300N	
Back Drive Force	75N	200N	>500N	
Stroke Option	50mm	100mm	150mm	200mm
Mass	95g	110g	125g	140g
Repeatability (-P & LAC)	0.3mm	0.4mm	0.6mm	0.8mm
Max Side Load	20N	15N	10N	4N
Closed Length hole to hole	97mm	147mm	197mm	247mm
Feedback Potentiometer	6kΩ±50%	11kΩ±50%	20kΩ±50%	23kΩ±50%
Feedback Linearity	Less than 2.00%			
Input Voltage	0-15 VDC. Rated at 12VDC.			
Stall Current	1000mA @ 12V			
Operating Temperature	-10°C to +50°C			
Audible Noise	62 dB @ 45cm			
Ingress Protection	IP-54			
Mechanical Backlash	0.3mm			
Limit Switches (-S)	Max. Current Leakage: 8uA			
Maximum Static Force	500N			
Maximum Duty Cycle	20%			

## Basis of Operation

The P16 is designed to push or pull a load axially along its full stroke length. The speed of travel is determined by the load applied (See the Load Curves). Actuator speed can be reduced by lowering the drive voltage. When power is removed the actuator will hold its position, unless the applied load exceeds the back drive force. Repeated stalling or stalling for more than a few seconds will shorten the life of the actuator significantly. Actuators should be tested in each specific application to determine their effective life under those loading conditions and environment.

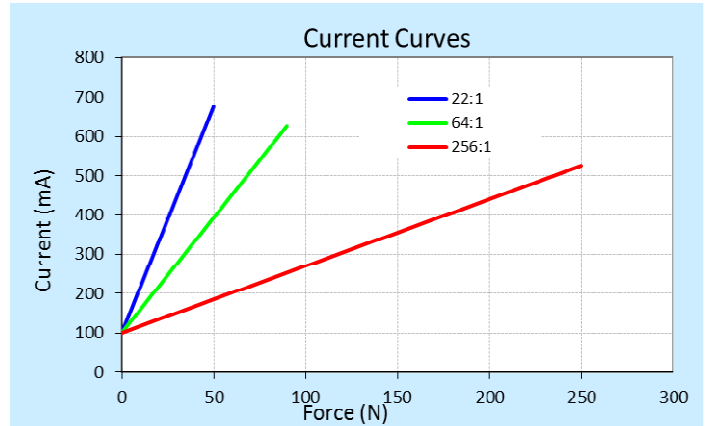
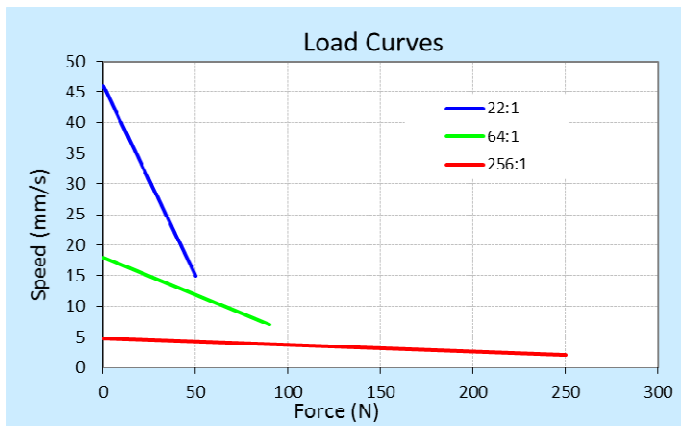
All data on this sheet is provided for information purposes only and is subject to change. Purchase and use of Actuonix Actuators is subject to our terms and conditions as posted here: <http://www.Actuonix.com/terms.asp>



Actuonix Motion Devices Inc  
580 Stirling Lane  
Victoria, BC, V9E 2A9  
Canada

1 (206) 347-9684 phone  
1 (888) 225-9198 toll-free  
1 (206) 347-9684 fax

sales@actuonix.com  
www.actuonix.com



### Model Selection

The P16 has 3 configuration choices: Stroke, Gear Ratio and Controller. P16 options are identified according to the following model numbering scheme:

### P16-SS-GG-VV-C

Feature	Options
<b>SS:</b> Stroke	<b>50, 100, 150, 200</b> (mm)
<b>GG:</b> Gear reduction ratio (refer to load curves above)	<b>22, 64, 256</b> :1 (lower ratios are faster but push less force, and vice versa)
<b>VV:</b> Voltage	<b>12</b> Volts DC
<b>C:</b> Controller	<b>P</b> Potentiometer Feedback <b>S</b> Limit Switches

### P16 Controller Options

#### Option S – End of Stroke Limit Switches

WIRING: (see last page for pin numbering)

- 1 - Red – Motor V+ (12V)
- 2 – Black – Motor V- (Ground)

–S actuators are ideal for manually controlled applications and simple two position automated mechanisms. The –S actuators have limit switches that will turn off power to the motor when the actuator reaches within 0.5mm of the end of stroke. Internal diodes allow the actuator to reverse away from the limit switch. The limit switches cannot be moved once the actuator is manufactured. While voltage is applied to the motor power pins, (1 & 2) the actuator extends. Reverse the polarity and the actuator retracts. This can be accomplished manually with a DPDT switch or relay, or using an H-Bridge. The –S model cannot be used with the LAC control board.

### Ordering

Small quantity orders can be placed directly online at [www.Actuonix.com](http://www.Actuonix.com). Purchase orders, volume quotes, and custom order requests can be sent to [sales@Actuonix.com](mailto:sales@Actuonix.com). MOQ for custom strokes, cables or connectors is typically 500pcs. Each actuator ships with two mounting brackets and #8-32 mounting hardware. The cable length is approximately 300mm and connector is a 0.1" pitch female socket connector. The thread in the end of the round aluminum shaft is M8x1.25.

#### Option P – Potentiometer Position Feedback

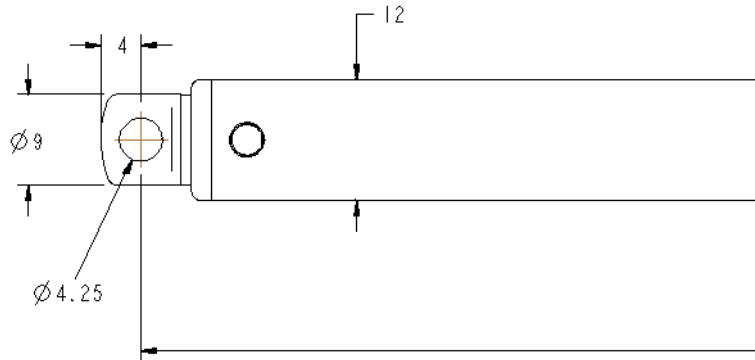
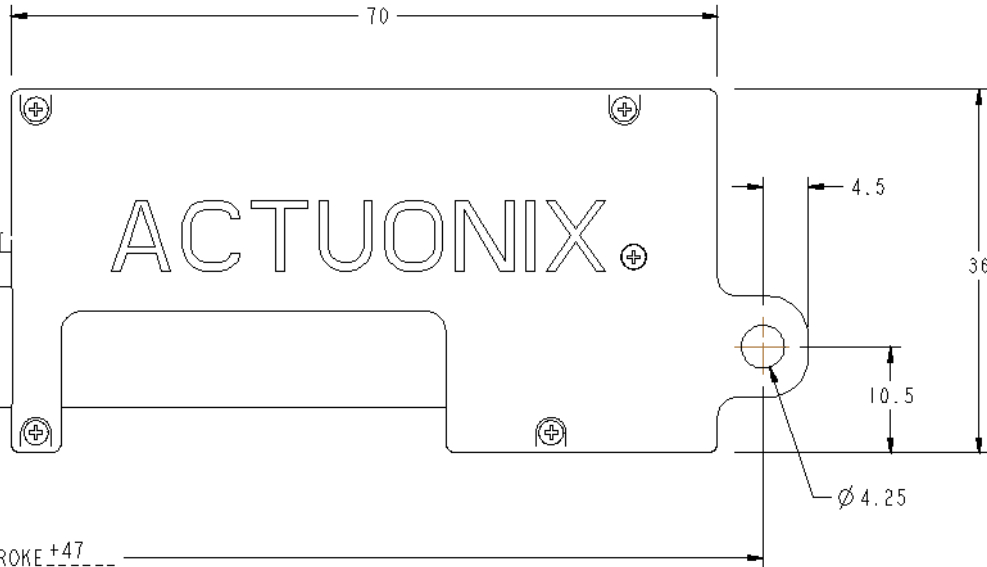
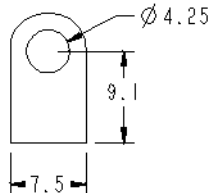
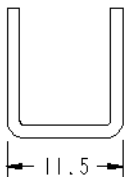
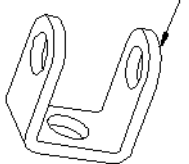
WIRING: (see last page for pin numbering)

- 1 - Orange – Feedback Potentiometer negative reference rail
- 2 - Purple – Feedback Potentiometer wiper
- 3 - Red – Motor V+ (12V)
- 4 - Black – Motor V- (Ground)
- 5 - Yellow – Feedback Potentiometer positive reference rail

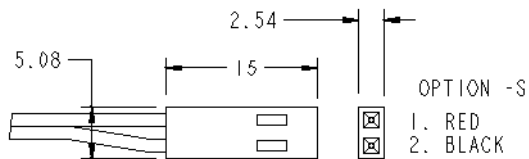
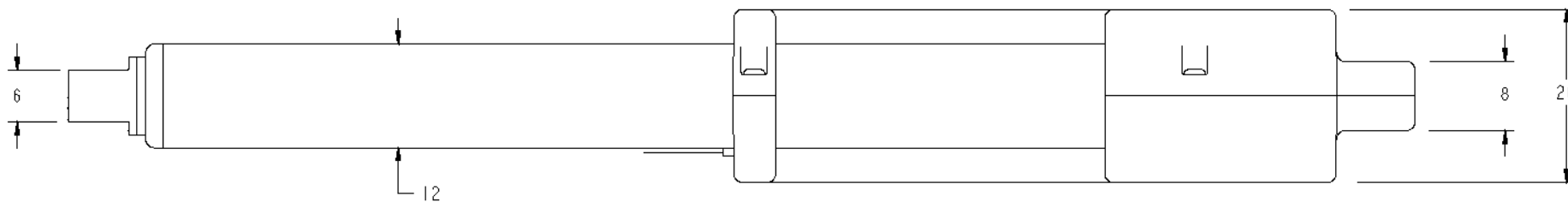
–P actuators are suited to automatically controlled positioning systems, but they can also be driven manually. The –P actuators have no built in controller, but do provide an analog position feedback signal that can be input to an external closed loop controller. While voltage is applied to the motor power pins, (3 & 4) the actuator extends. Reverse the polarity and the actuator retracts. This can be accomplished manually with a DPDT switch or relay, or using an H-Bridge circuit. Position of the actuator stroke can be monitored by providing any stable low and high reference voltage on pins 1 & 5, then reading the position signal on pin 2. The voltage on pin 2 will vary linearly between the two reference voltages in proportion to the position of the actuator stroke.

The P16 –P actuator can be used as a linear servo by connecting the actuator to an external controller such as the LAC board offered by Actuonix. This control board reads the position signal from the P16, compares it with your input control signal then commands the actuator to move via an on-board H-bridge circuit. The LAC allows any one of the following control inputs: Analog 0-3.3V or 4-20mA, or Digital 0-5V PWM, 1-2ms Standard RC, or USB. The RC input effectively transforms your P16 into a linear servo, which is a direct replacement for any common hobby servo used in RC toys and robotics. Refer to the LAC datasheet for more details.

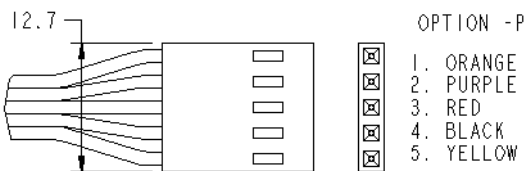
MOUNTING BRACKET



STROKE +47



OPTION -S  
 1. RED  
 2. BLACK



OPTION -P  
 1. ORANGE  
 2. PURPLE  
 3. RED  
 4. BLACK  
 5. YELLOW

NOTES:

- 1) WHEN CHANGING ROD ENDS, EXTEND SHAFT COMPLETELY AND HOLD THE ROUND SHAFT WHILE UNSCREWING THE OLD END, AND REPLACING THE NEW END WITH MAXIMUM TIGHTENING TORQUE OF 6 IN LBS
- 2)  $\varnothing 4.25$  MOUNTING HOLES WILL FIT M4 OR UN #8 SIZE SCREWS
- 3) STANDARD LEAD WIRE LENGTH IS 300MM, 26AWG STRANDED RIBBON WIRE. CONNECTORS ARE 2.54MM PITCH FEMALE HEADER CONNECTORS



SIZE	SCALE	PART NUMBER	REV
B	2:1	P16 DIMENSIONS	B
FILE	P16_ASSM	SHEET 1 OF 1	



Actuonix Motion Devices Inc  
 580 Starling Lane  
 Victoria, BC, V9E 2A9  
 Canada

1 (206) 347-9684 phone  
 1 (888) 225-9198 toll-free  
 1 (206) 347-9684 fax

sales@actuonix.com  
 www.actuonix.com

Copyright 2016 © Actuonix Motion Devices Inc.

All data on this sheet is provided for information purposes only and is subject to change. Purchase and use of Actuonix Actuators is subject to our terms and conditions as posted here: <http://www.Actuonix.com/terms.asp>





**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍA**

**Departamento de Ingeniería Industrial**

Grado en Ingeniería Mecánica

**ANEXO V: PLANOS**

**Trabajo fin de grado**

**MODIFICACIÓN DE MECANISMO DE  
EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE  
RODILLA POLICÉNTRICA**

**Autor**

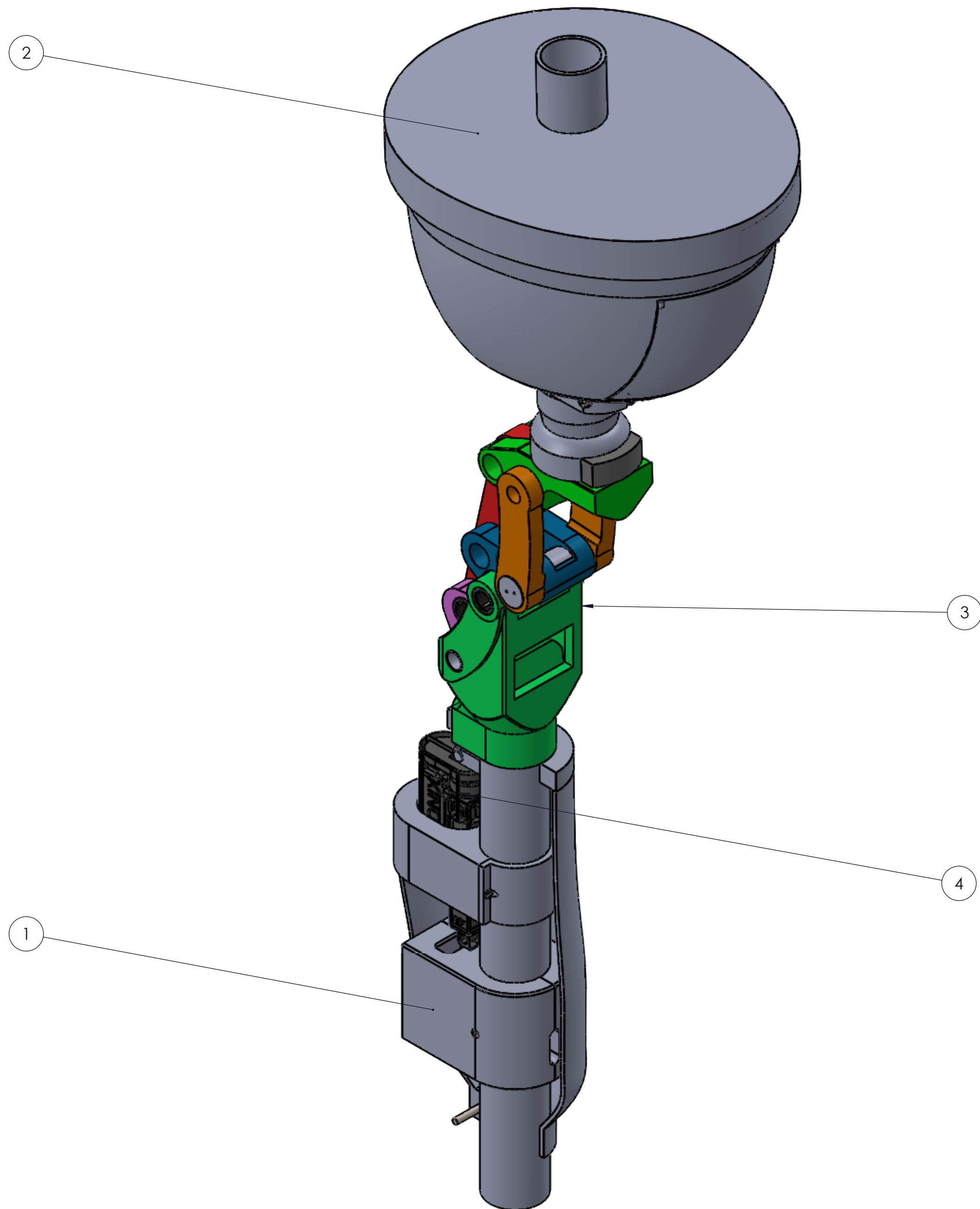
David E. Cabello Cabrera



# Índice de planos

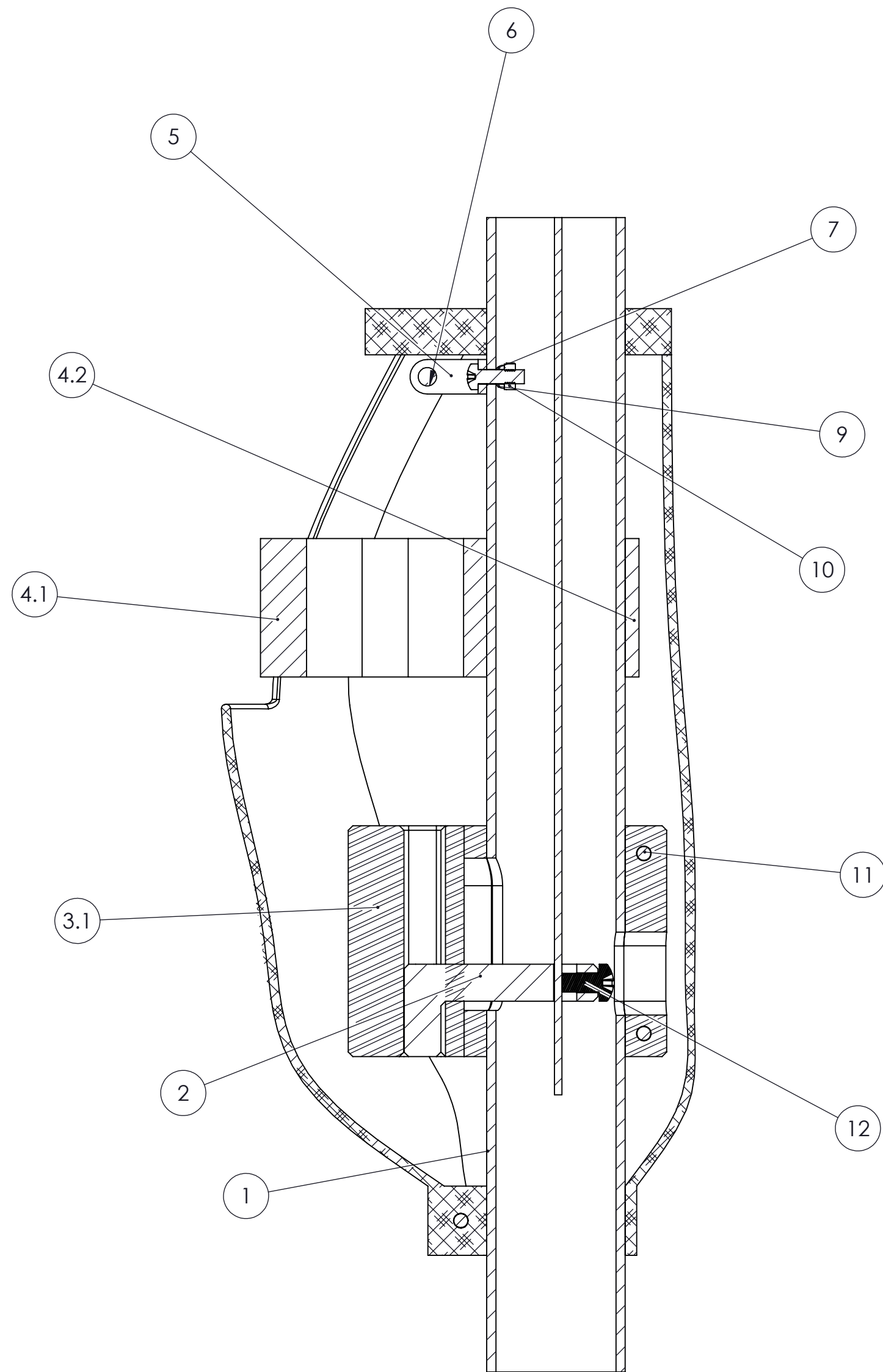
<b>1. Plano de conjunto prótesis de rodilla modificada .....</b>	<b>87</b>
<b>1.1 Subconjunto 1: Mecanismo de actuación (plano subconjunto).....</b>	<b>88</b>
<b>1.2 Subconjunto 1: Mecanismo de actuación (vista explosionada).....</b>	<b>89</b>
1.2.1 Tubo perforado .....	90
1.2.2 Eslabón conducido .....	91
1.2.3 Guía de movimiento lineal	
1.2.3.1 Parte I .....	92
1.2.3.2 Parte II.....	93
1.2.4 Sujeción actuador	
1.2.4.1 Parte I.....	94
1.2.4.2 Parte II.....	95
1.2.5 Sujeción superior.....	96
1.2.6 Eje sujeción superior .....	97
1.2.7 Pieza apoyo tuerca.....	98
1.2.8 Embellecedor envolvente .....	99
<b>1.3 Subconjunto 2: Carcasa superior muslo (plano subconjunto).....</b>	<b>100</b>
<b>1.4 Subconjunto 2: Carcasa superior muslo (vista explosionada).....</b>	<b>101</b>
1.4.1 Tapa .....	102
1.4.2 Carcasa.....	103
1.4.3 Cobertura superior .....	104



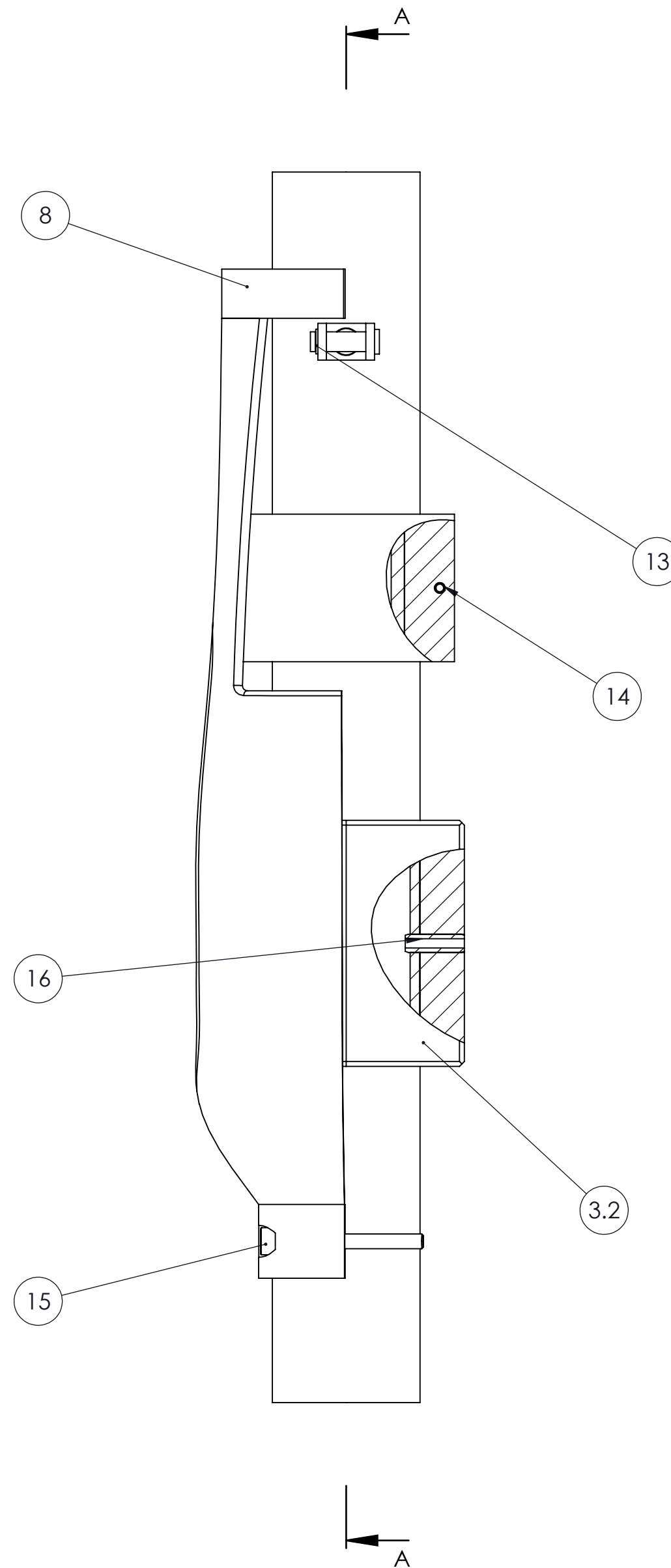


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Subensamblaje 1: Mecanismo de actuación	1
2	Subensamblaje 2: Carcasa superior muslo	1
3	Prótesis de rodilla Total Knee 1900. Reproducida en 3D	1
4	Actuador P16- 50mm Actuonix	1

TRABAJO FIN DE GRADO			
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha: 21/05/2020		ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor: DAVID E. CABELLO CARRERA		
Id. s. normas	Fol. no indicados UNE-EN 22768-m		
ESCALA: 2:3	MODIFICACIÓN MECANISMO DE EXTENSIÓN DE PRÓTESIS DE RODILLA	Conjunto N°:	1.0.0
	TÍTULO: PLANO DE CONJUNTO	Plano N°:	1.0.0



SECCIÓN A-A

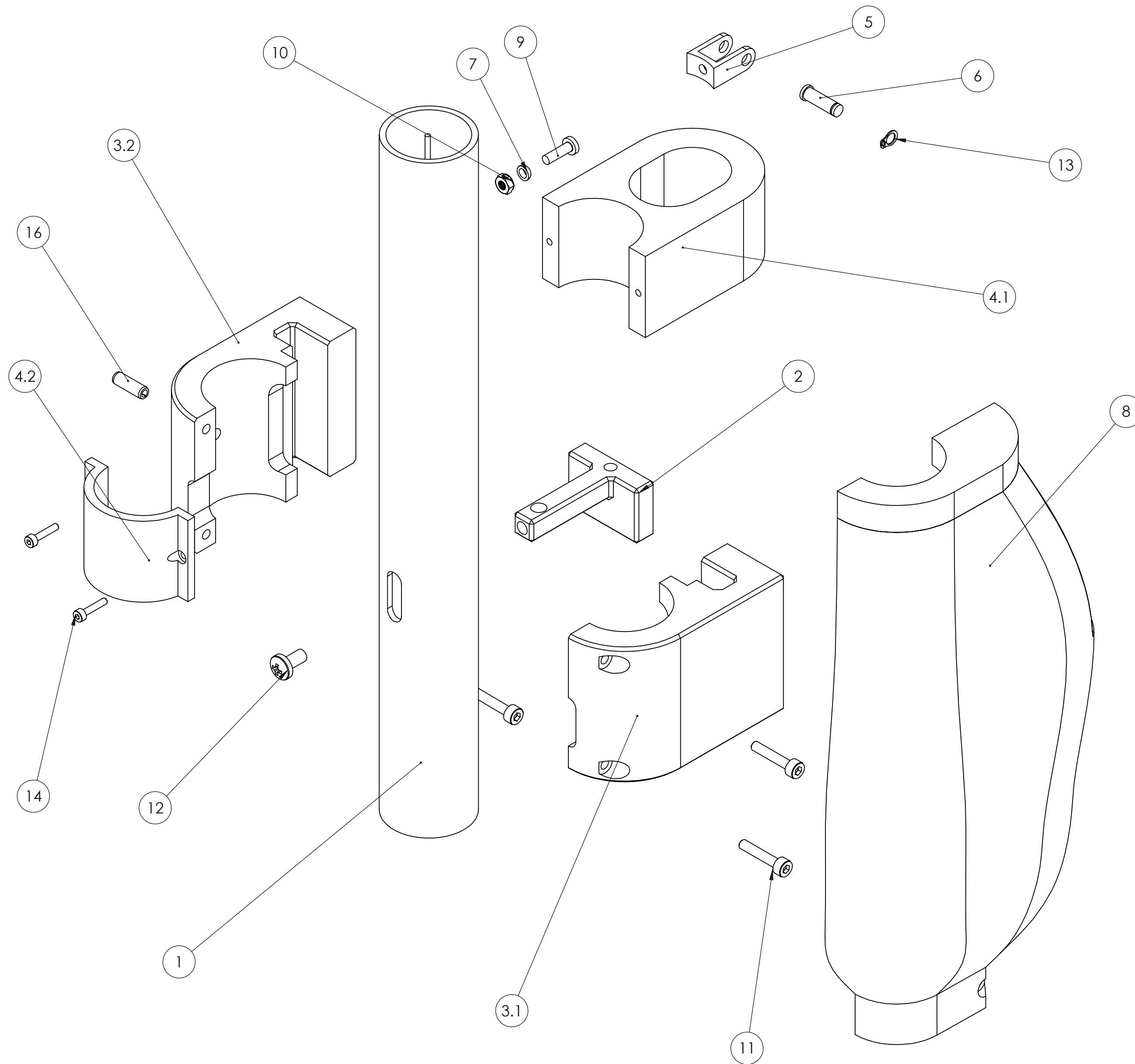


N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
1	1	Tubo perforado	EN-AW 6063	Aluminio
2	1	Eslabón conducido		Bronce autolubricado
3.1	1	Guía movimiento lineal. Parte I	AISI 316	Acero
3.2	1	Guía movimiento lineal. Parte II	AISI 316	Acero
4.1	1	Sujeción actuador. Parte I		Polycarbonato
4.2	1	Sujeción actuador. Parte II		Polycarbonato
5	1	Sujeción superior	EN-AW 6063	Aluminio
6	1	Eje sujeción superior	EN-AW 6063	Aluminio
7	1	Pieza de apoyo para tuerca		Polycarbonato
8	2	Embellecedor envolvente		Polycarbonato
9	1	Tornillo de ranura en cruz con cabeza cilíndrica	ISO 7045	M3 x 10
10	1	Tuerca hexagonal	ISO - 4032	M3 - W - S
11	2	Tornillo cabeza hexagonal hueca	ISO 4762	M3 x 16
12	1	Tornillo de ranura en cruz con cabeza cilíndrica	ISO 7045	M3 x 8
13	1	Circlip	DIN 471	4 x 0.4
14	2	Tornillo cabeza hexagonal hueca	ISO 4762	M2,5 x 10
15	1	Tornillo cabeza hexagonal hueca	ISO 4762	M3 x 30
16	1	Pasador elástico	ISO 8752	4 x 12 - St

TRABAJO FIN DE GRADO

El embellecedor envolvente está formado por dos partes simétricas. Se coloca una para visualizar mejor el conjunto

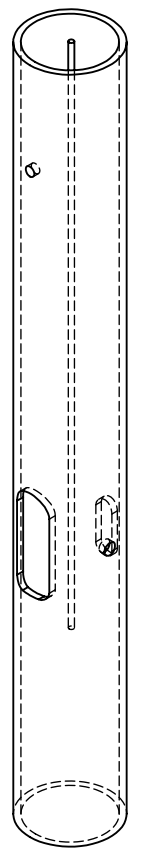
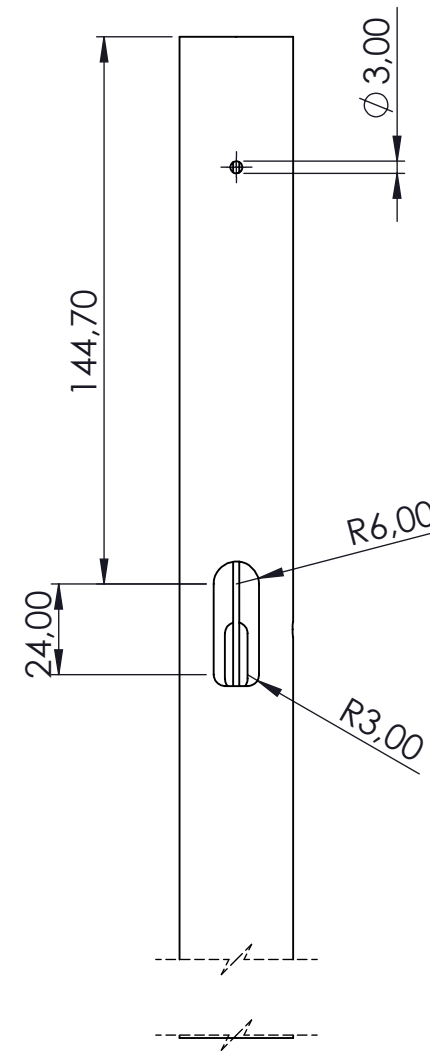
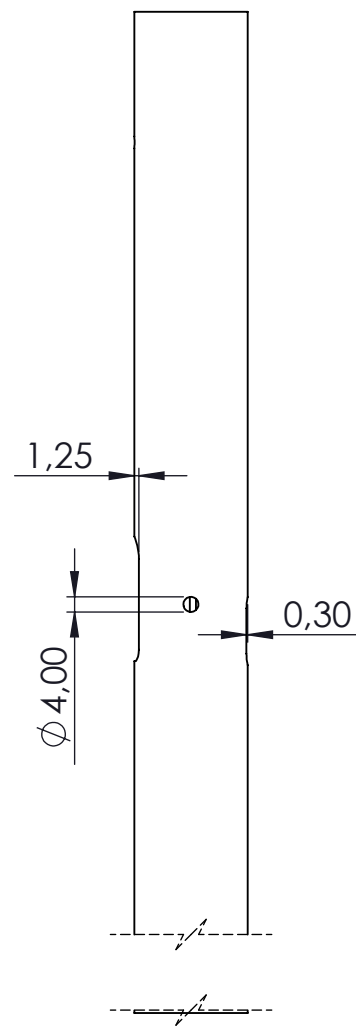
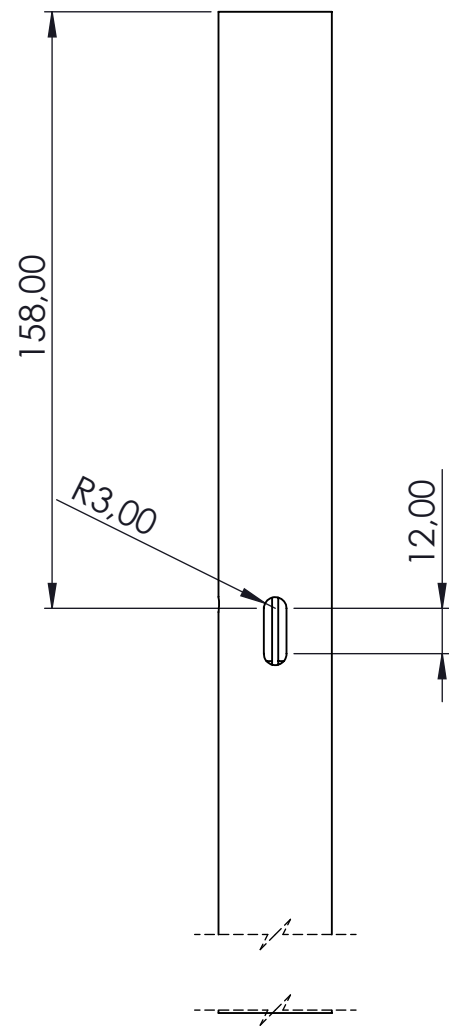
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha: 21/05/2020		ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor: DAVID E. CABELLO CARRERA		
Id. s. normas	Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m		
ESCALA: S/E	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN	Conjunto N°:	1.1.0
	TÍTULO: PLANO DE CONJUNTO	Plano N°:	1.1.0



N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
1	1	Tubo perforado	EN-AW 6063	Aluminio
2	1	Eslabón conducido		Bronce autolubricado
3.1	1	Guía movimiento lineal. Parte I	AISI 316	Acero
3.2	1	Guía movimiento lineal. Parte II	AISI 316	Acero
4.1	1	Sujeción actuador. Parte I		Polycarbonato
5	1	Sujeción superior	EN-AW 6063	Aluminio
6	1	Eje sujeción superior	EN-AW 6063	Aluminio
7	1	Pieza de apoyo para tuerca		Polycarbonato
8	2	Embellecedor envolvente		Polycarbonato
9	1	Tornillo de ranura en cruz con cabeza cilíndrica	ISO 7045	M3 x 10
10	1	Tuerca hexagonal	ISO - 4032	M3 - W - S
11	2	Tornillo cabeza hexagonal hueca	ISO 4762	M3 x 16
12	1	Tornillo de ranura en cruz con cabeza cilíndrica	ISO 7045	M3 x 8
13	1	Circlip	DIN 471	4 x 0.4
14	2	Tornillo cabeza hexagonal hueca	ISO 4762	M2,5 x 10
15	1	Tornillo cabeza hexagonal hueca	ISO 4762	M3 x 30
16	1	Pasador elástico	ISO 8752	4 x 12 - St

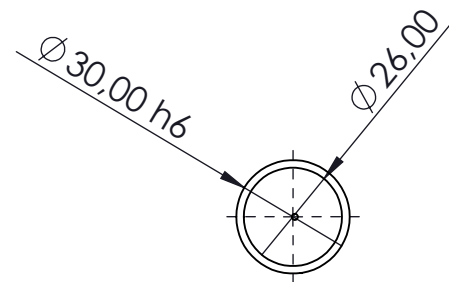
El embellecedor envolvente está formado por dos partes simétricas. Se coloca una para visualizar mejor el conjunto

TRABAJO FIN DE GRADO				
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020		ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CARRERA		
Id. s. normas	Fol. no indicados UNE-EN 22768-m			
ESCALA: S/E	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN	Conjunto N°:	1.1.0	
	TÍTULO: VISTA EXPLOSIONADA	Plano N°:	1.1.0*	



La zona inferior se alarga hasta llegar al soporte del pie, dependiendo de la altura de cada usuario

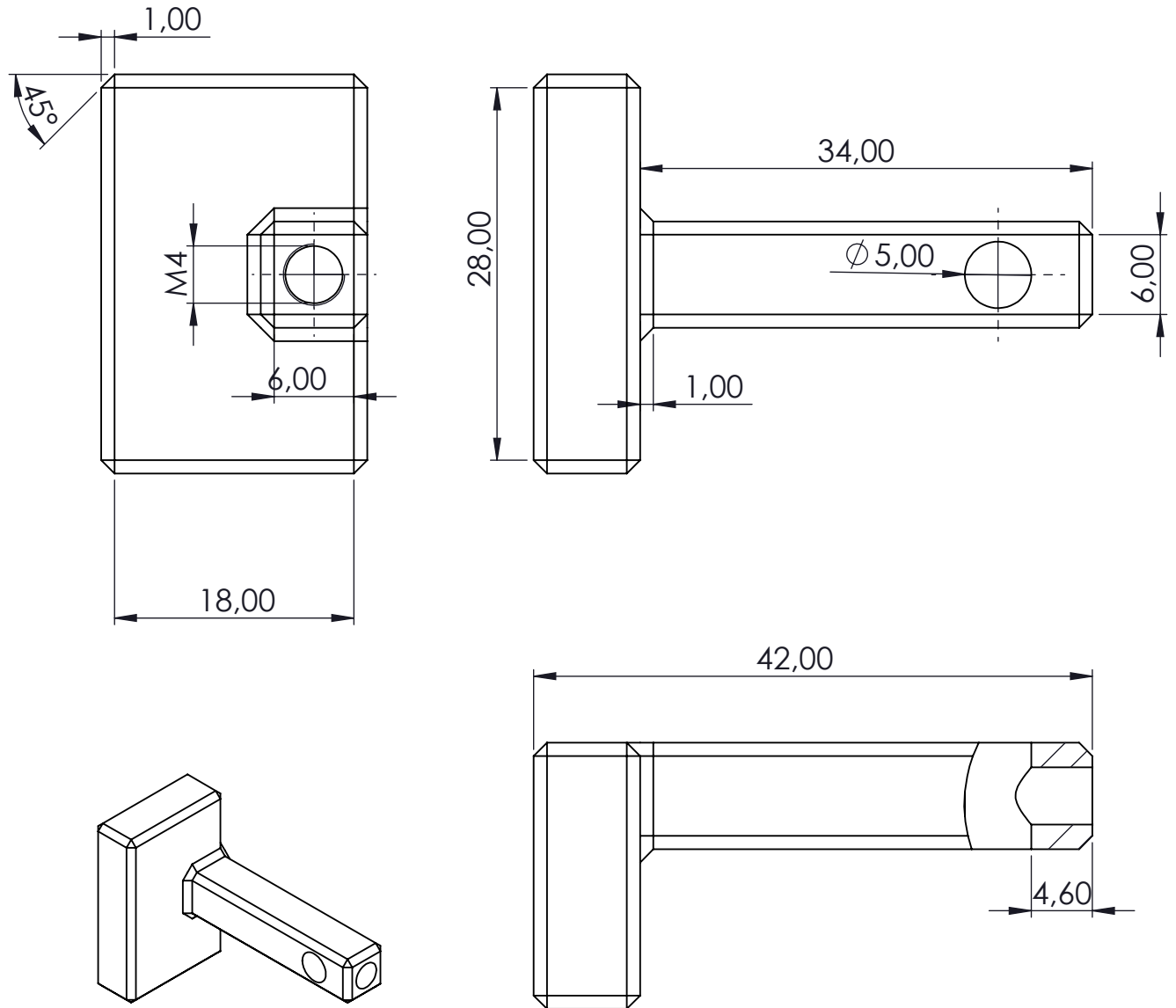
N6 en todas las superficies ranuradas



N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
1	1	Tubo perforado	EN-AW 6063	Aluminio

TRABAJO FIN DE GRADO

Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha: 21/05/2020		ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna	
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor: DAVID E. CABELLO CABRERA			
Id. s. normas	Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m	ESCALA: 1:2 SURCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN		Conjunto N°: 1.1.0
		TÍTULO: TUBO PERFORADO		Plano N°: 1.1.1

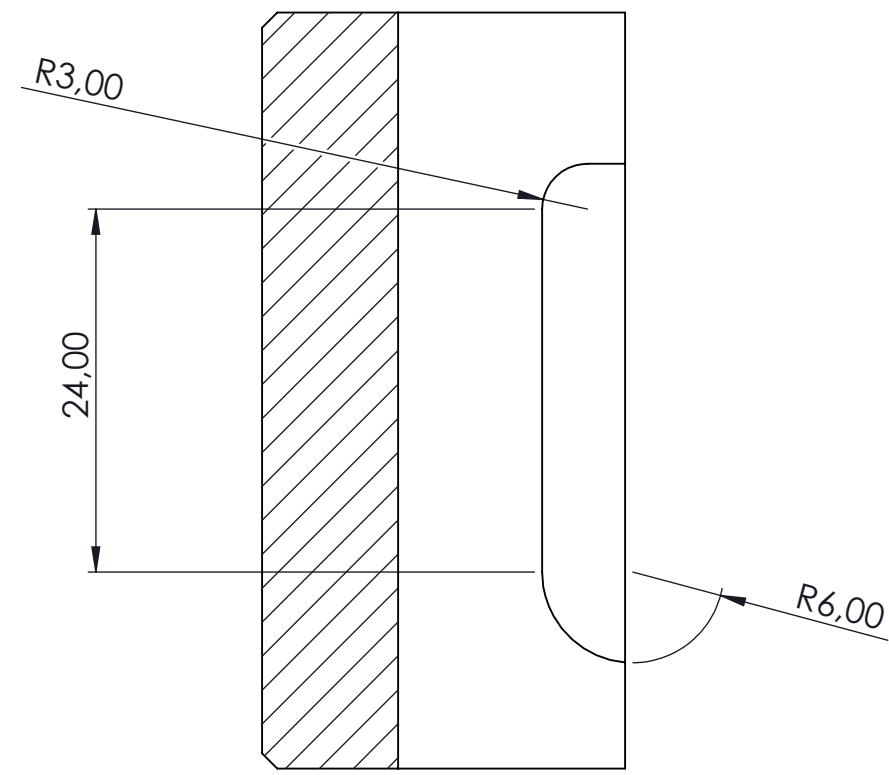


Todos los chaflanes tienen la misma medida realizada con la fresadora

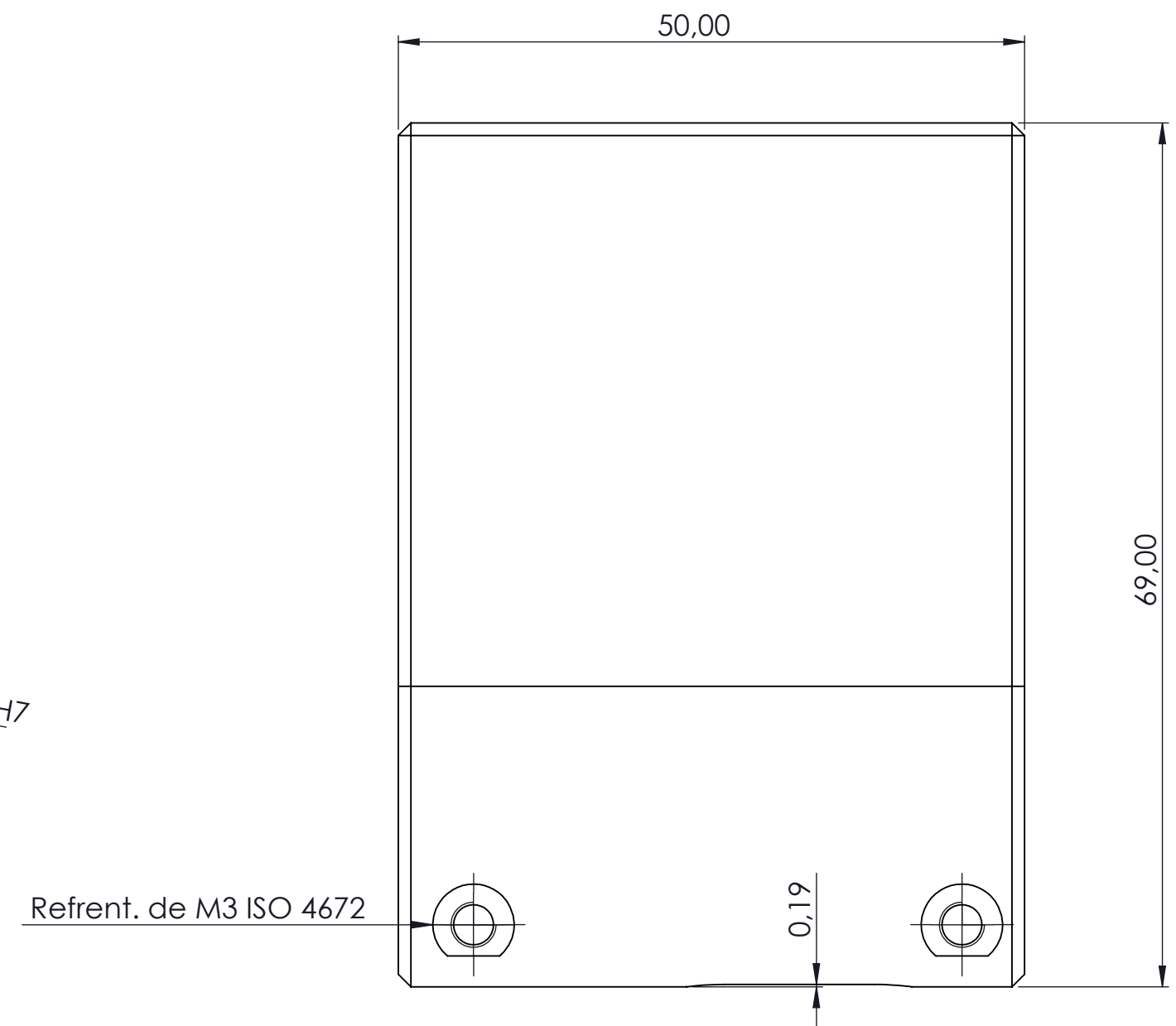
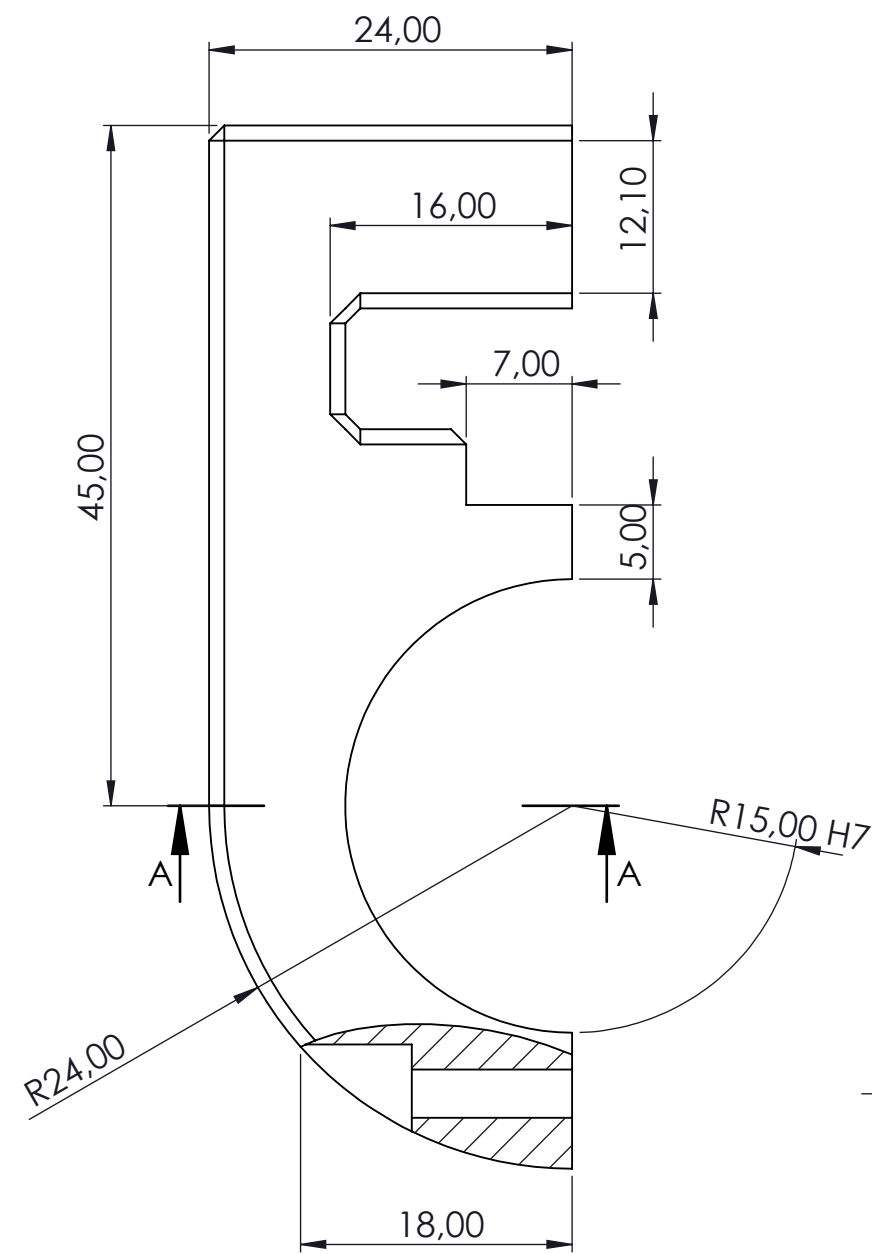
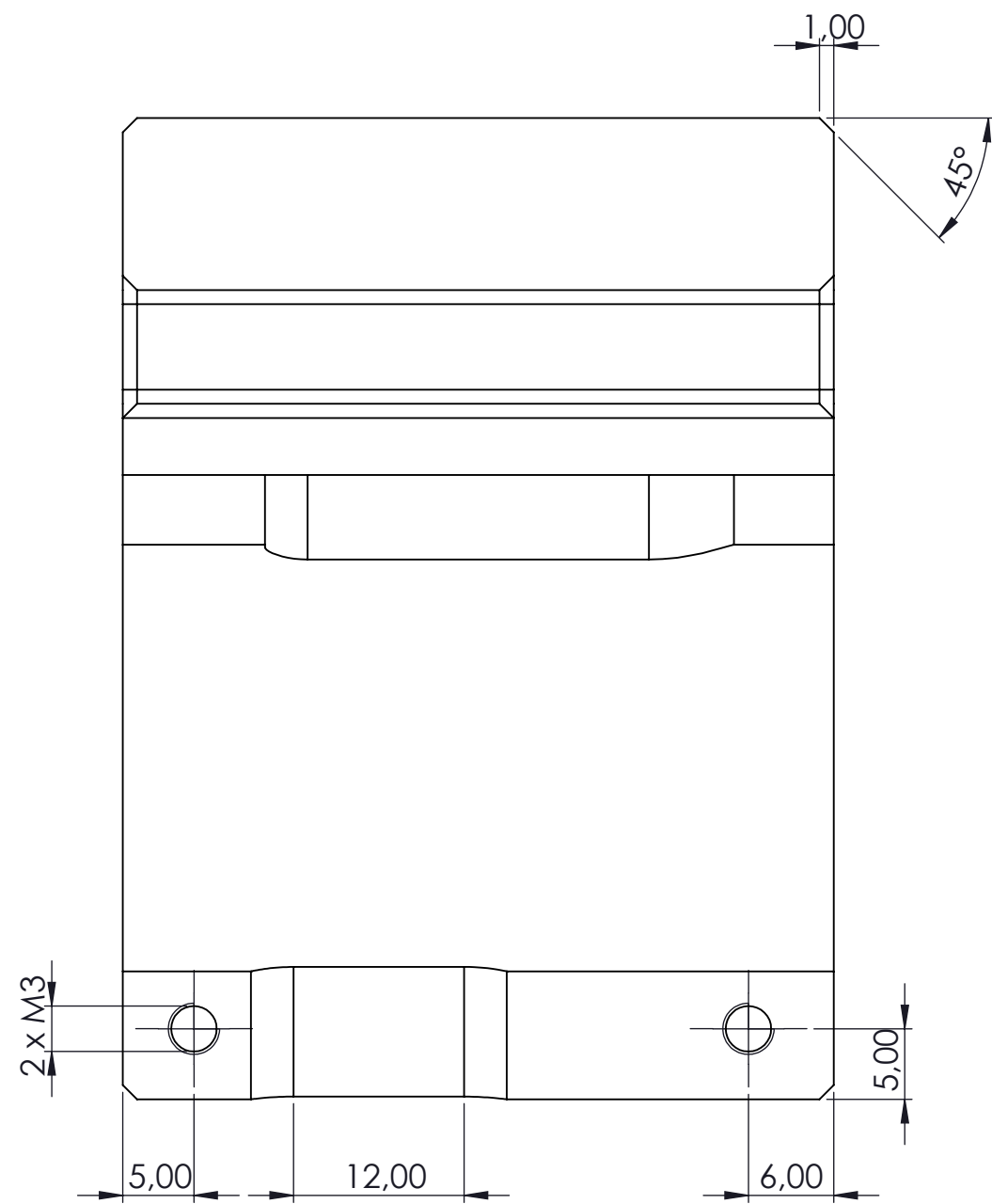
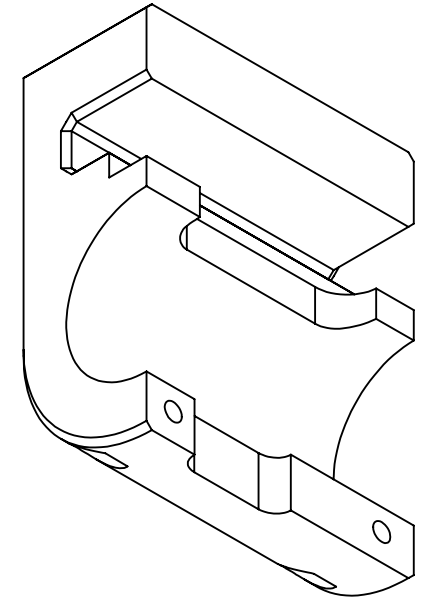
N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
2	1	Eslabón conducido		Bronce autolubricado

### TRABAJO FIN DE GRADO

Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020		<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna	
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CABRERA			
Id. s. normas	Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m				
ESCALA: 2:1	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN		Conjunto N°:	1.1.0	
	TÍTULO: PIEZA EMPUJADA		Plano N°:	1.1.2	



SECCIÓN A-A

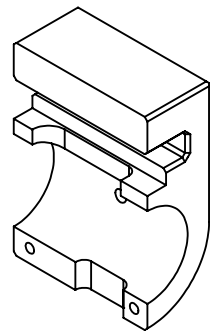
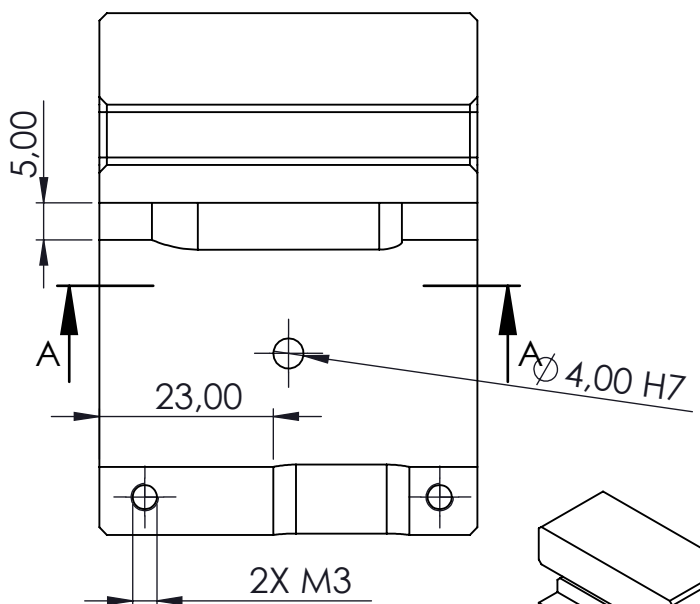
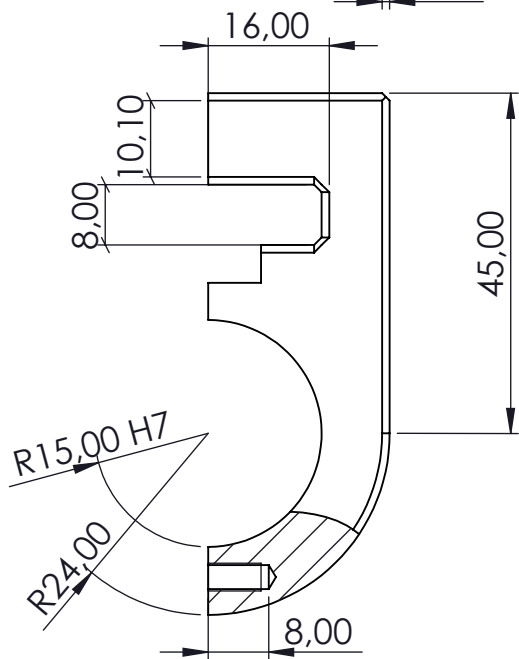
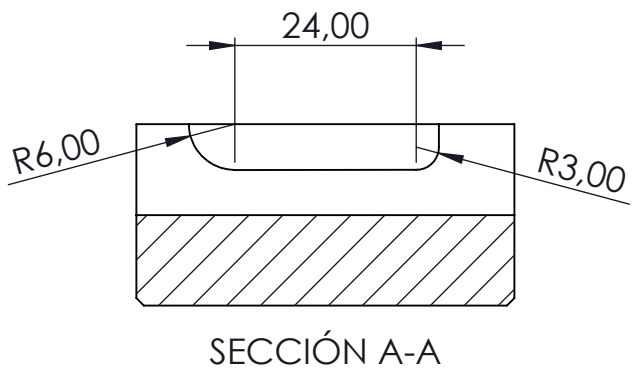
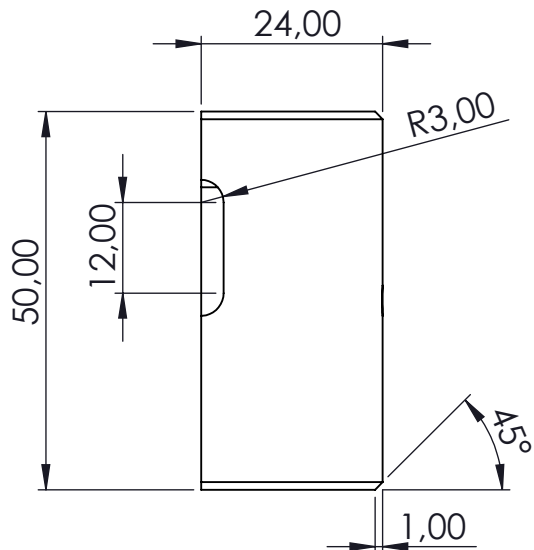


N6/ en todas las superficies de la pieza

Todos los chaflanes realizados con la fresa, tienen la misma medida de 1 mm x 45°

N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA	
3.1	1	Guía de movimiento lineal. Parte I	AI SI 316	Acero	
<b>TRABAJO FIN DE GRADO</b>					
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020	 ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna		
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:				DAVID E. CABELLO CARRERA
Id. s. normas	Fol. no indicados UNE-EN 22768-m				
ESCALA: 2:1	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN		Conjunto N°:	1.1.0	
	TÍTULO: GUÍA DE MOVIMIENTO LINEAL. PARTE I		Plano N°:	1.1.3.1	





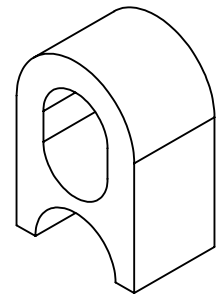
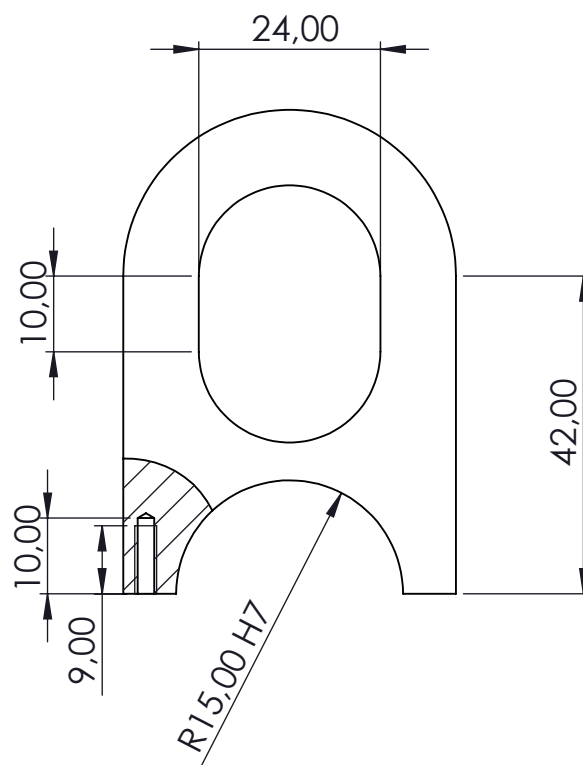
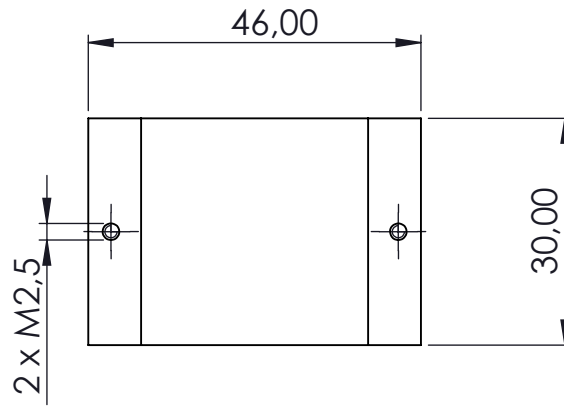
Todos los chaflanes realizados con la fresa, tienen la misma medida de 1 mm x 45°

$\nabla N6$  en todas las superficies fresadas

N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
3.2	1	Guía de movimiento lineal . Parte II	AISI 316	Acero

### TRABAJO FIN DE GRADO

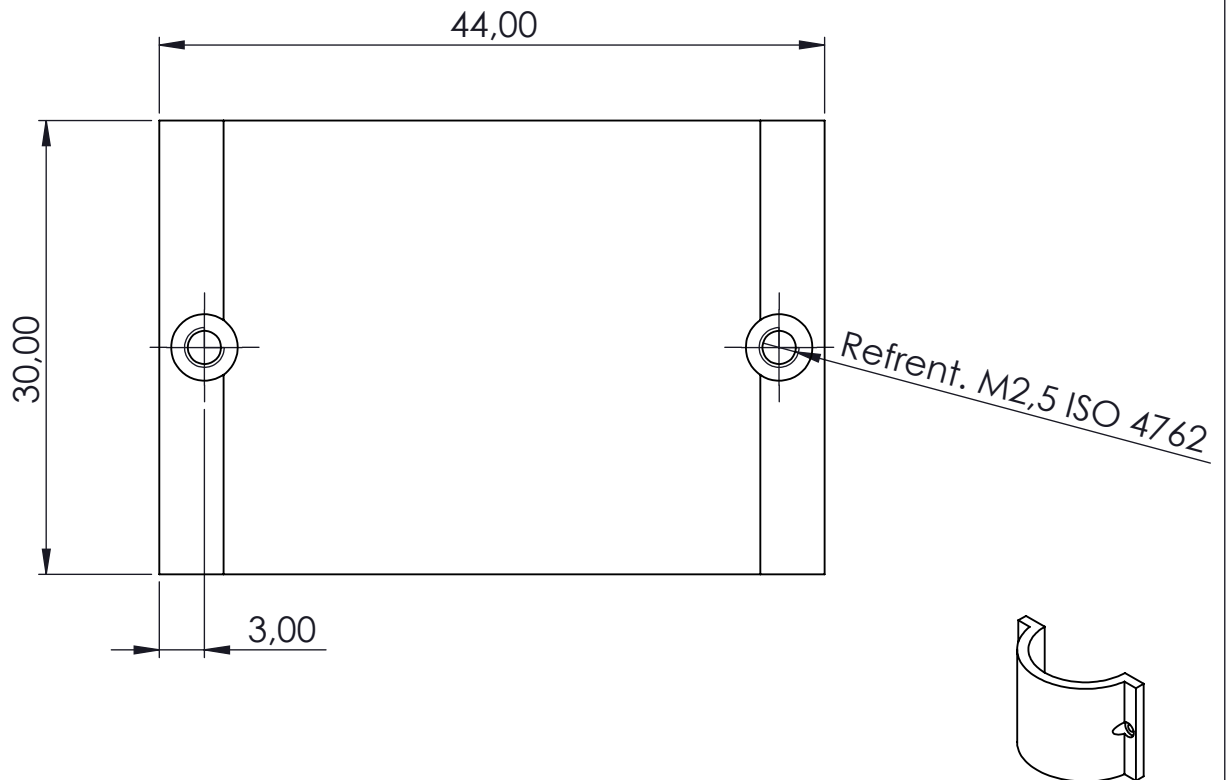
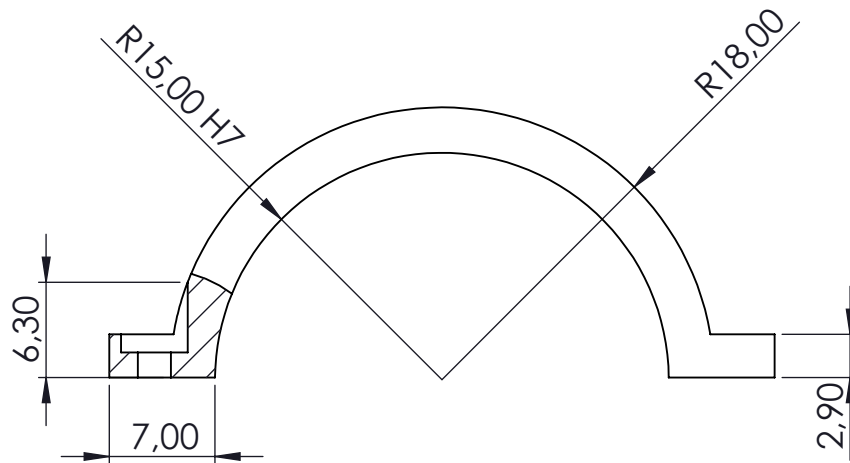
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020		ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA	
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor: DAVID E. CABELLO CABRERA			Grado en Ingeniería Mecánica	
Id. s. normas	Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m			Universidad de La Laguna	
ESCALA: S/E	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN		Conjunto N°:	1.1.0	
	TÍTULO: GUÍA DE MOVIMIENTO LINEAL. PARTE II		Plano N°:	1.1.3.2	



N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
4.1	1	Sujeción actuador. Parte I		Policarbonato

### TRABAJO FIN DE GRADO

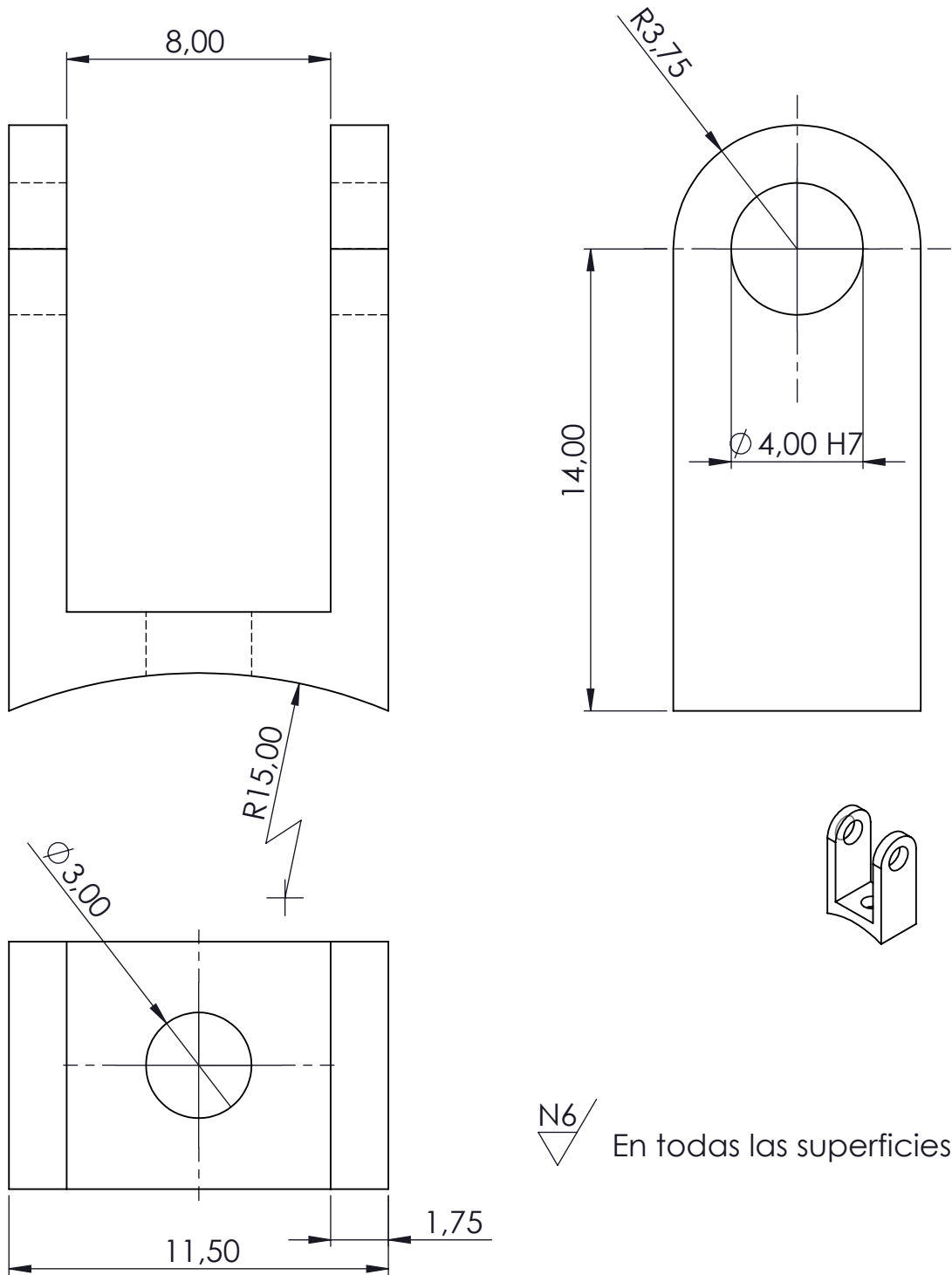
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020		<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna			
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:					DAVID E. CABELLO CABRERA	
Id. s. normas	Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m						
ESCALA: S/E	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN			Conjunto N°:	1.1.0		
	TÍTULO: SUJECIÓN ACTUADOR. PARTE I			Plano N°:	1.1.4.1		



N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
4.2	1	Sujeción actuador. Parte II		Policarbonato

### TRABAJO FIN DE GRADO

Prof: JOSE. A VALIDO		Fecha	21/05/2020		<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO		Autor: DAVID E. CABELLO CABRERA			
Id. s. normas		Tel. no indicadas UNE-EN 22768-m			
ESCALA: 2:1	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN			Conjunto N°:	1.1.0
	TÍTULO: SUJECIÓN ACTUADOR. PARTE II			Plano N°:	1.1.4.2

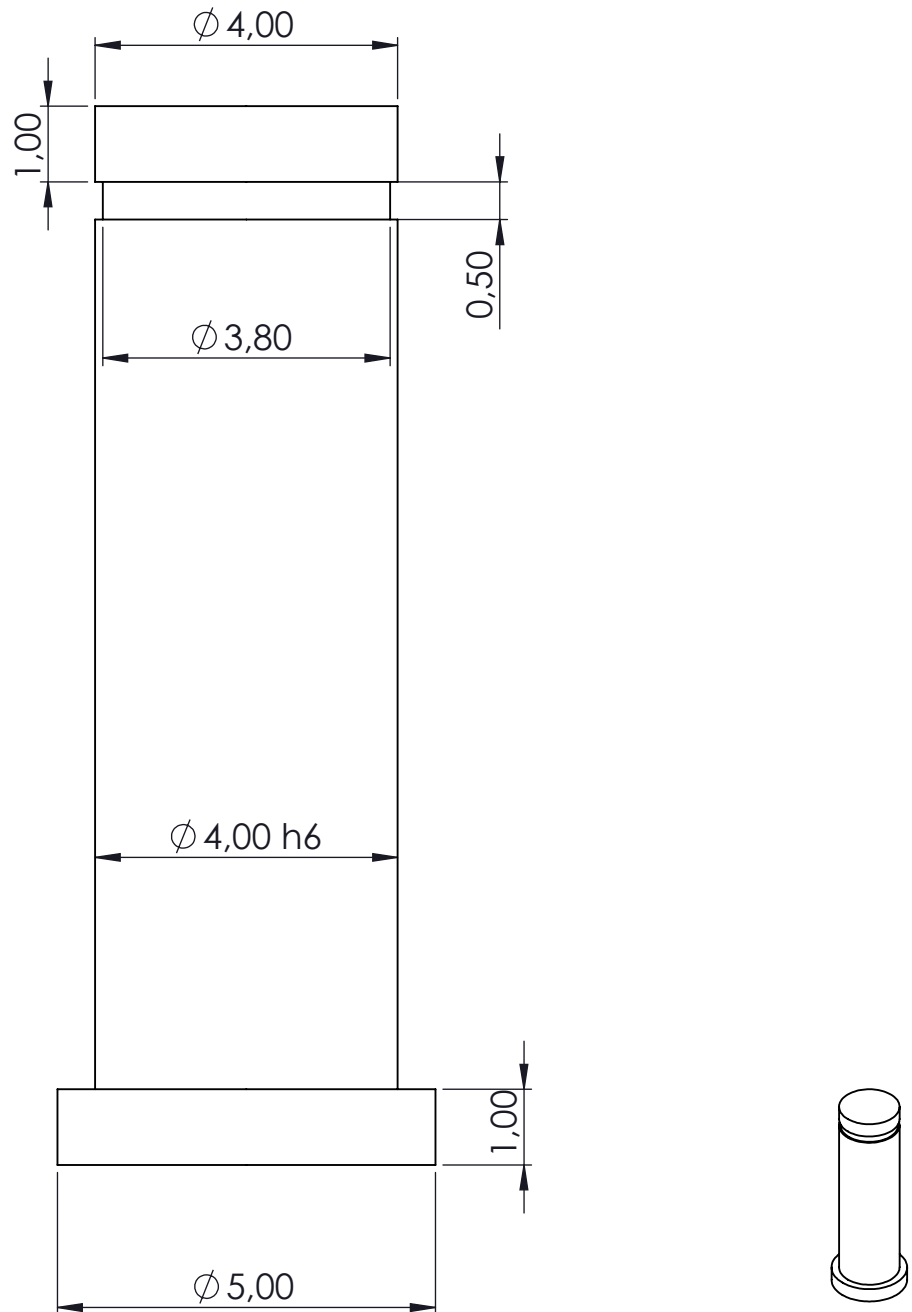


N6 En todas las superficies

N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
5	1	Sujeción superior	EN-AW 6063	Aluminio

### TRABAJO FIN DE GRADO

Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020		<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna	
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CABRERA			
Id. s. normas	Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m				
ESCALA: 5:1	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN		Conjunto N°:	1.1.0	
	TÍTULO: SUJECIÓN SUPERIOR		Plano N°:	1.1.5	

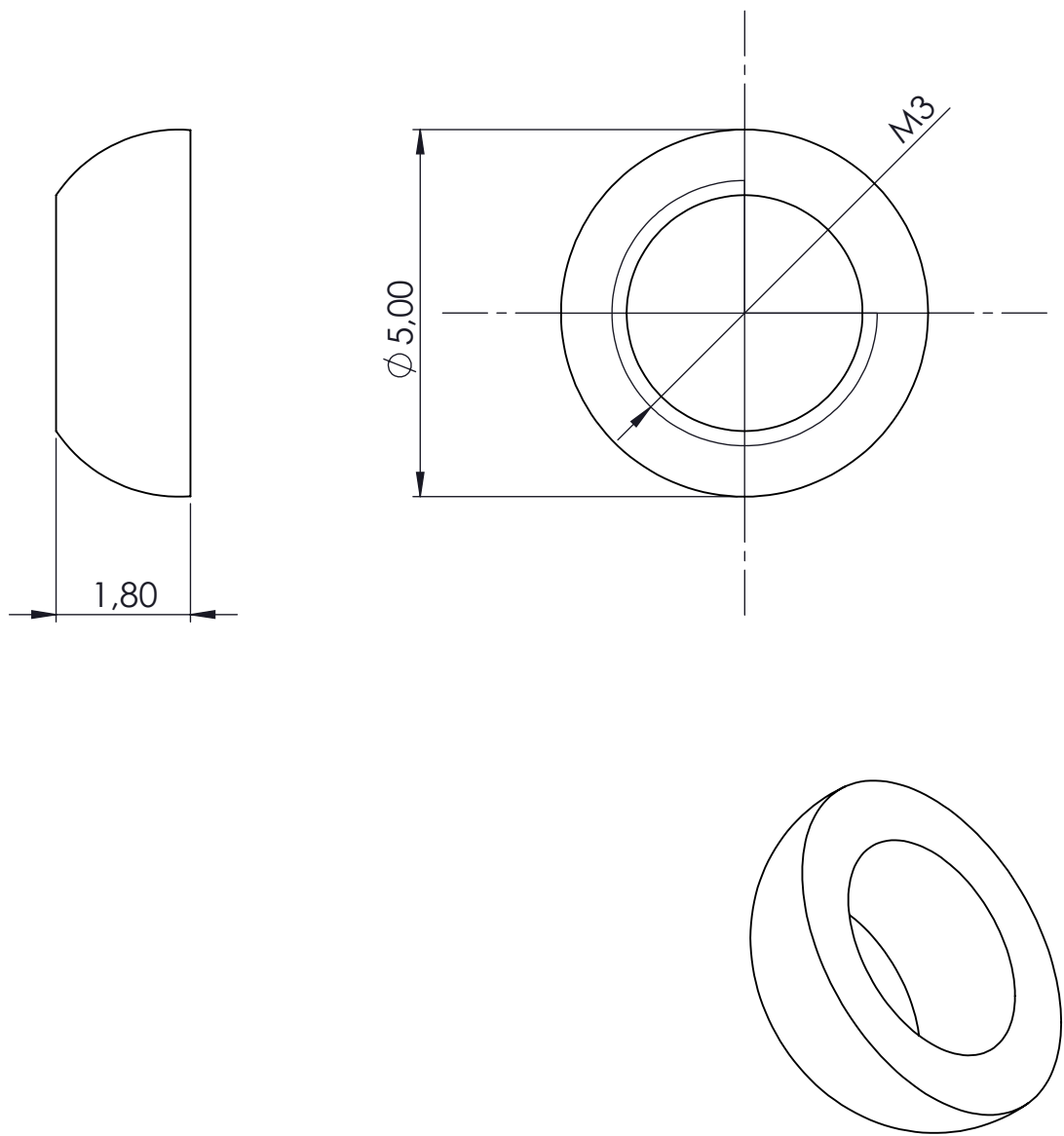


$\nabla N6$  En todas las superficies de la pieza

N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
6	1	Eje sujeción superior	EN-AW 6063	Aluminio

TRABAJO FIN DE GRADO

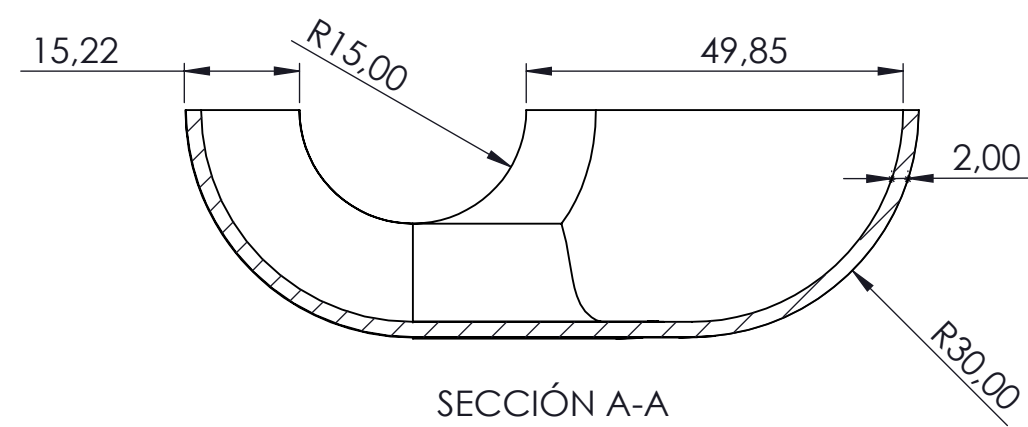
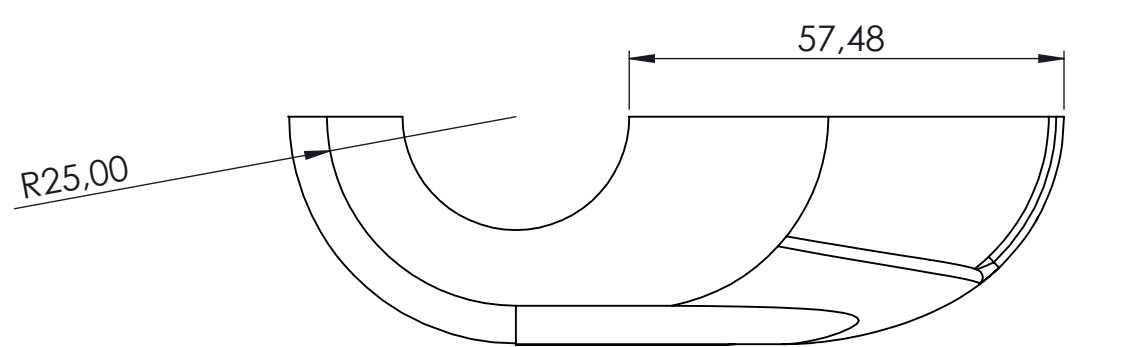
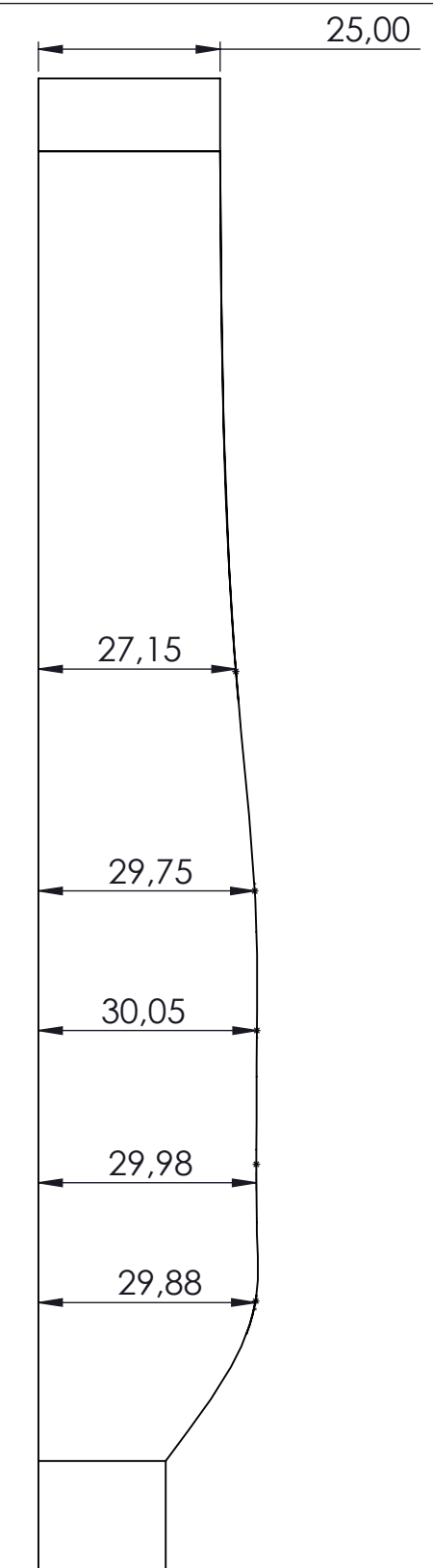
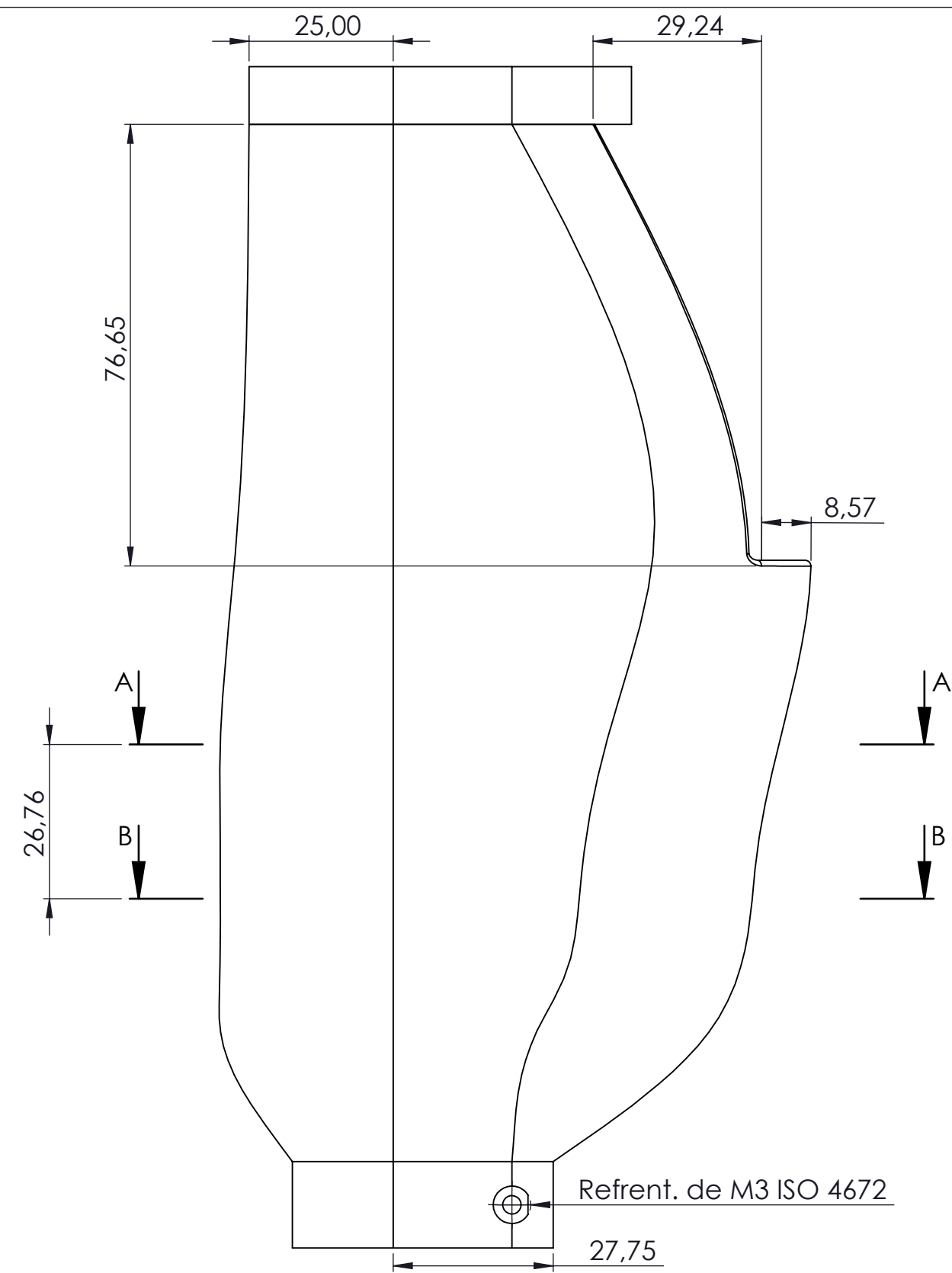
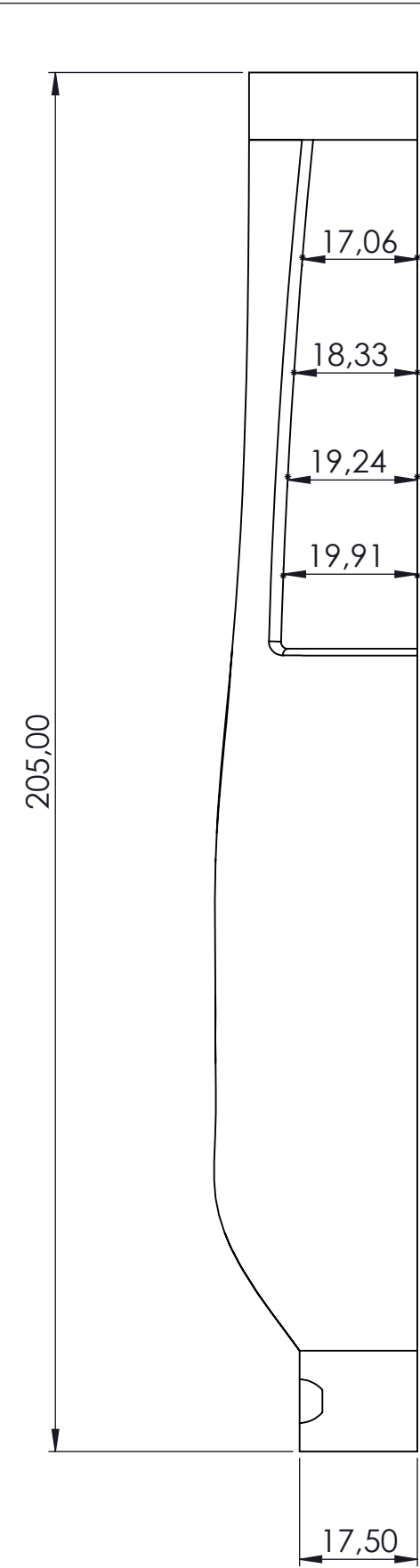
Prof: JOSE. A VALIDO		Fecha	21/05/2020	 <b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO		Autor: DAVID E. CABELLO CABRERA		
Id. s. normas		Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m		
ESCALA: 10:1	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN		Conjunto N°:	1.1.0
	TÍTULO: EJE SUJECIÓN SUPERIOR		Plano N°:	1.1.6



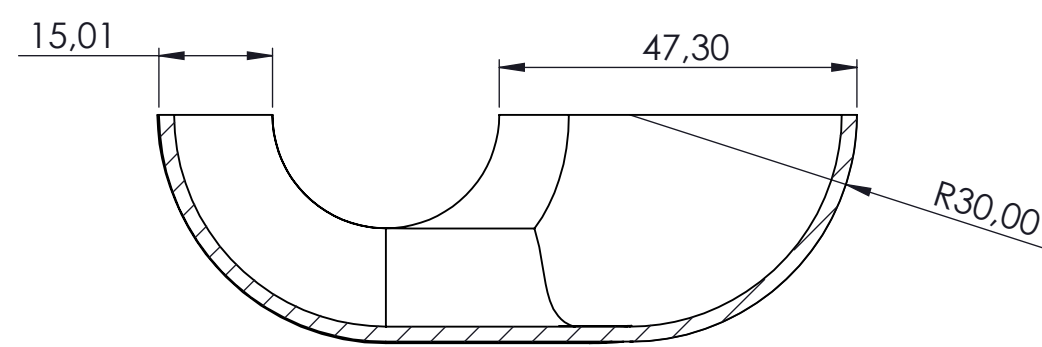
N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
7	1	Pieza de apoyo para la tuerca		Policarbonato

### TRABAJO FIN DE GRADO

Prof: JOSE. A VALIDO		Fecha	21/05/2020		<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO		Autor: DAVID E. CABELLO CABRERA			
Id. s. normas		Tel. no indicadas UNE-EN 22768-m			
ESCALA: 10:1	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN			Conjunto N°:	1.1.0
	TÍTULO: PIEZA DE APOYO PARA TUERCA			Plano N°:	1.1.7

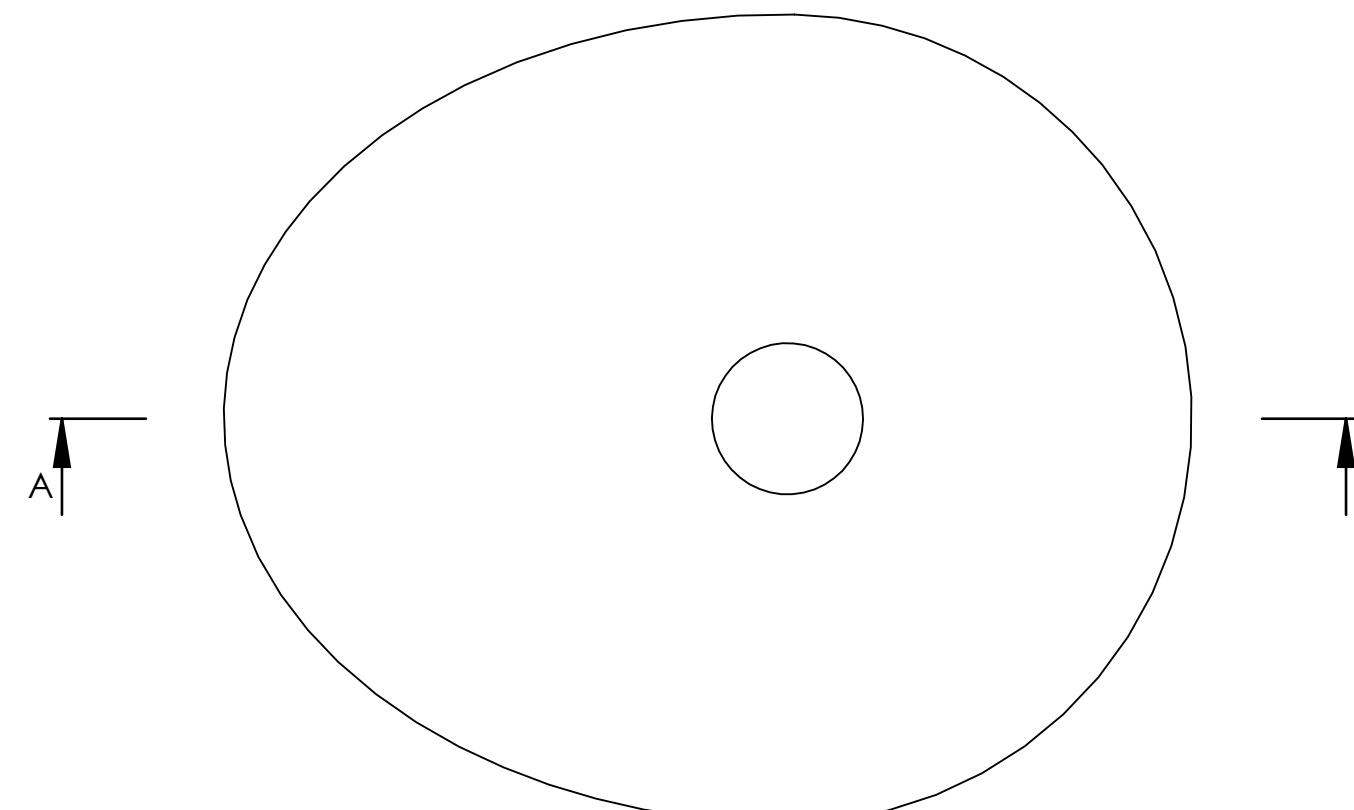
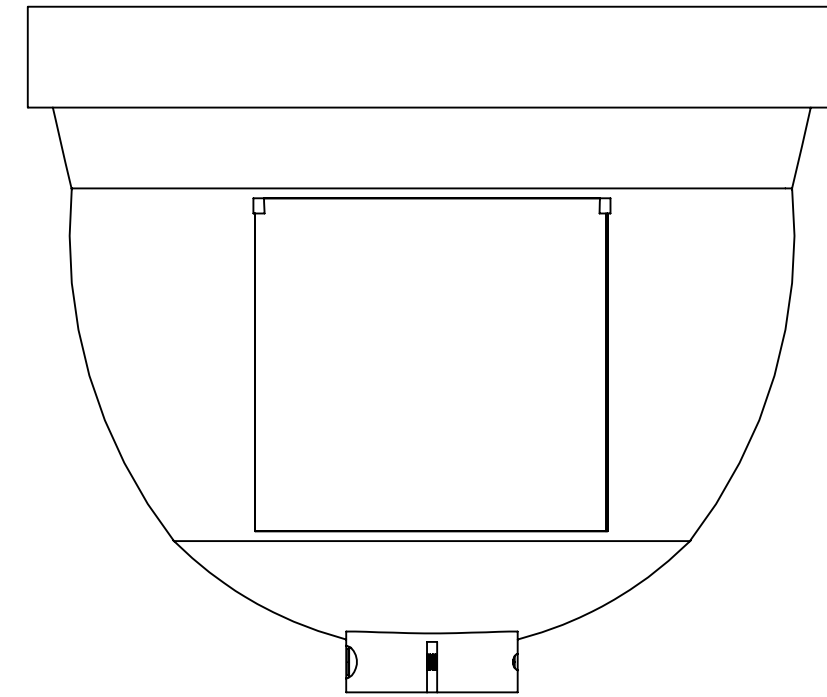
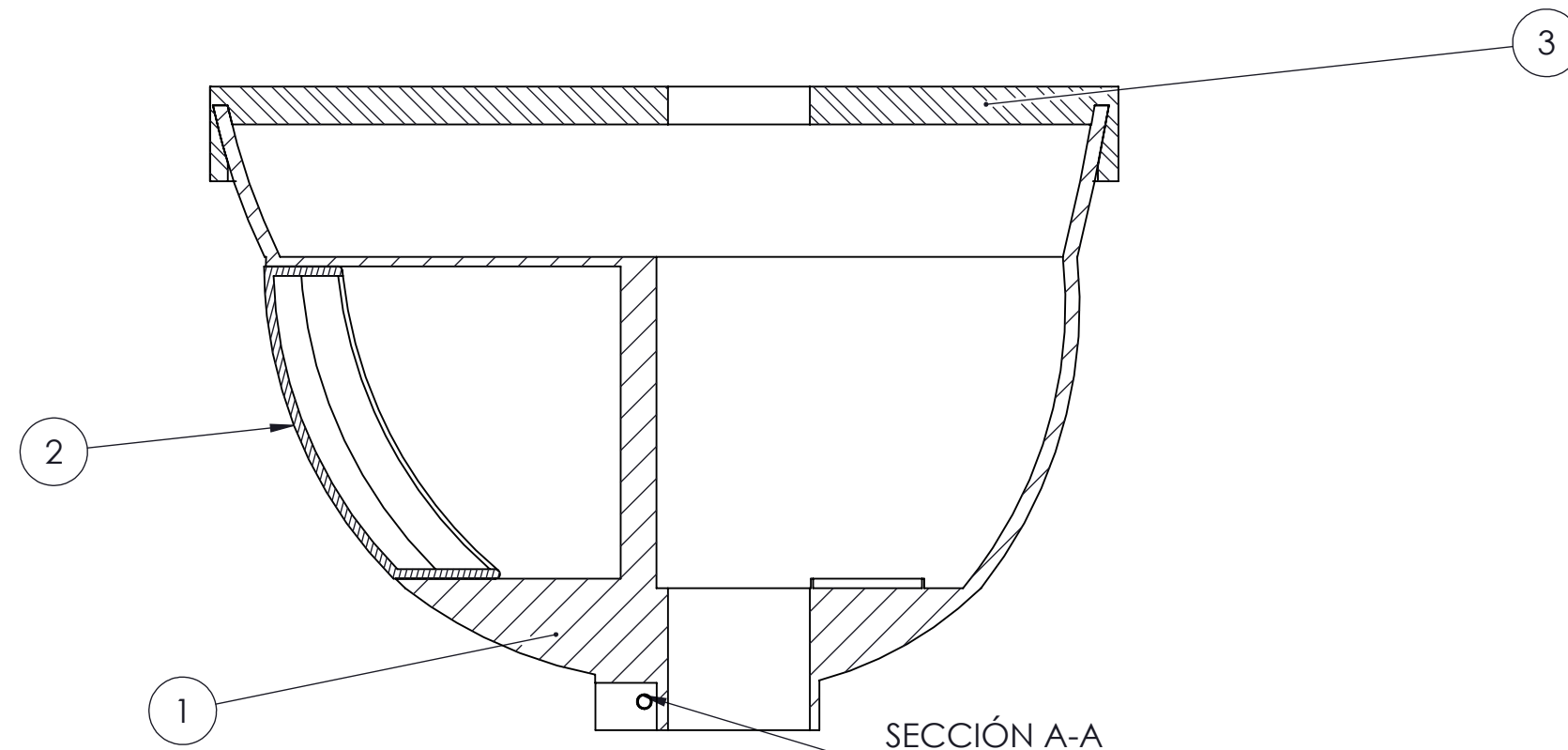


SECCIÓN A-A



SECCIÓN B-B

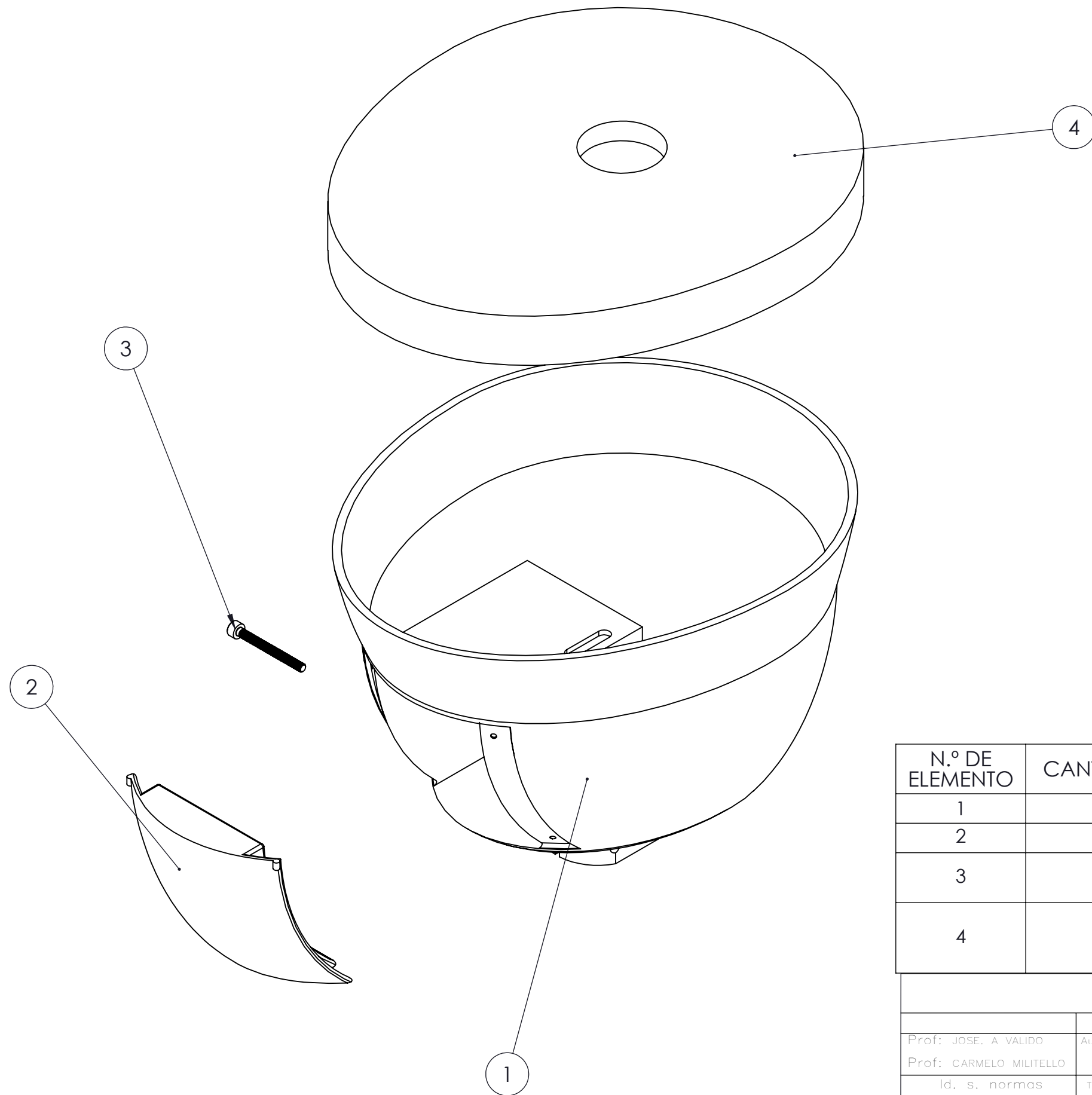
N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
8	2	Embelecedor envolvente		Policarbonato
<b>TRABAJO FIN DE GRADO</b>				
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020	 <b>Universidad de La Laguna</b>	ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CARRERA		Grado en Ingeniería Mecánica
Id. s. normas	Tol. no indicadas	UNE-EN 22768-m		Universidad de La Laguna
ESCALA: S/E	SUBCONJUNTO: MECANISMO DE ACTUACIÓN		Conjunto N.º:	1.1.0
	TITULO:	EMBELLECEDOR ENVOLVENTE	Plano N.º:	1.1.8



N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
1	1	Carcasa		Polycarbonato
2	1	Tapa		Polycarbonato
3	1	Cobertura superior		Polycarbonato
4	1	Torn. cabeza ranurada hexagonal	ISO 4762	M3 x 30 - 30S

TRABAJO FIN DE GRADO				
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020	 <b>Universidad de La Laguna</b>	<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CABRERA		
Id. s. normas	Tol. no indicadas	UNE-EN 22768-m		
ESCALA: 2:3	SUBCONJUNTO: CARCASA SUPERIOR MUSLO		Conjunto N°:	1.2.0
	TÍTULO: PLANO DE CONJUNTO		Plano N°:	1.2.0

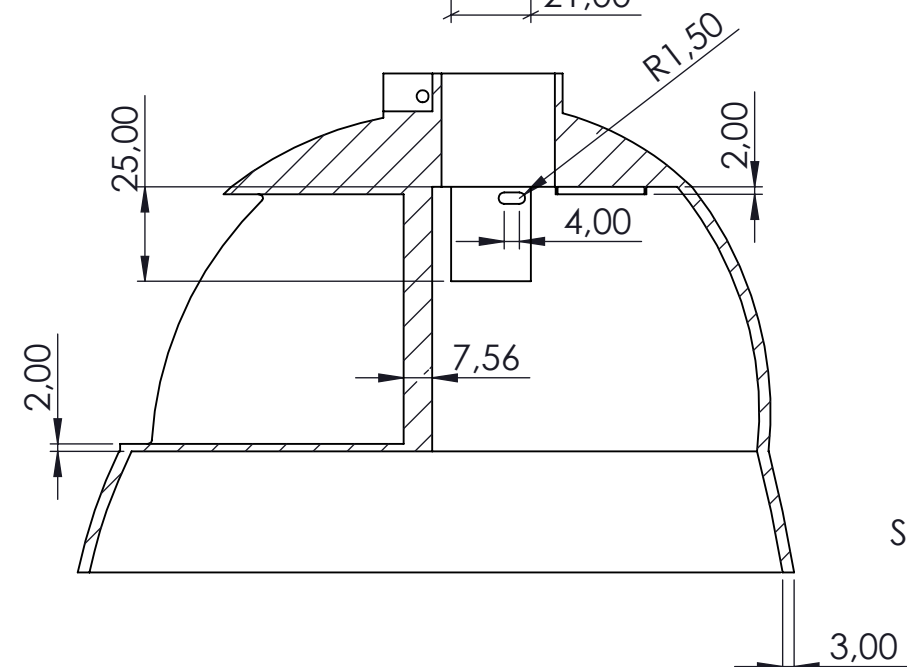
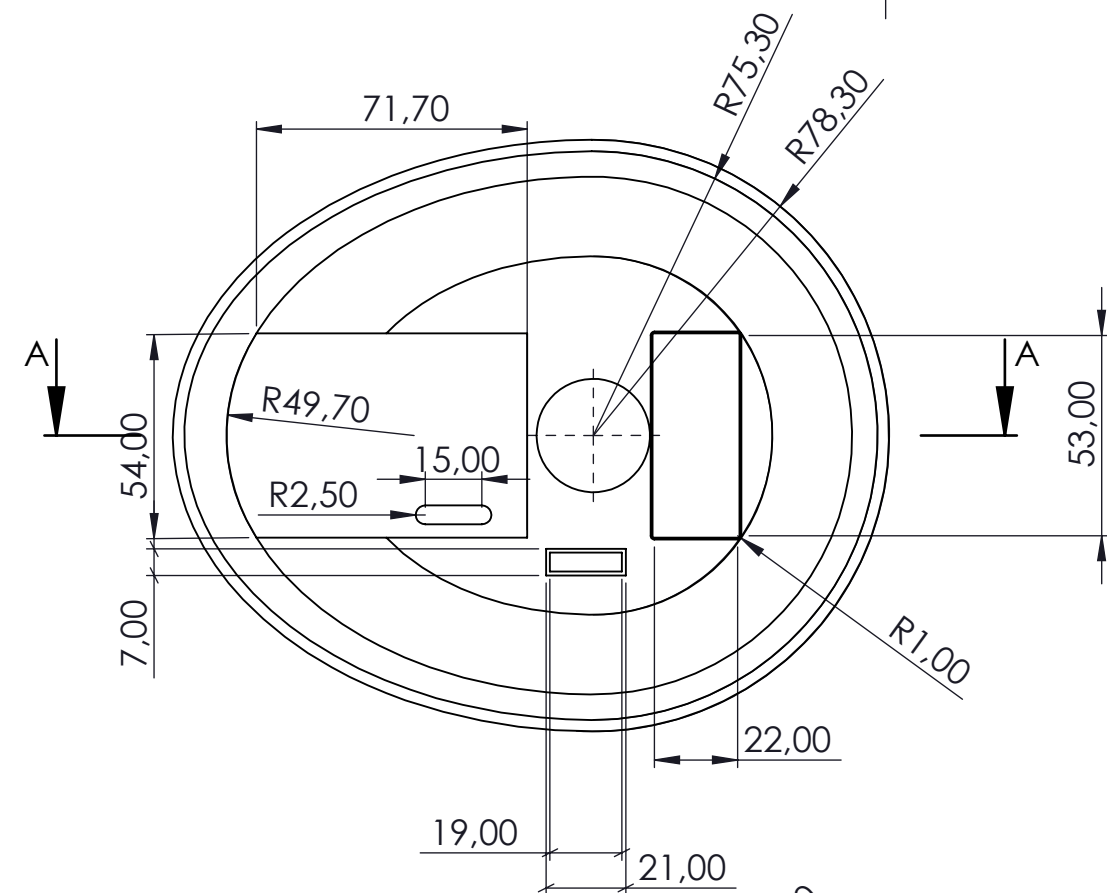
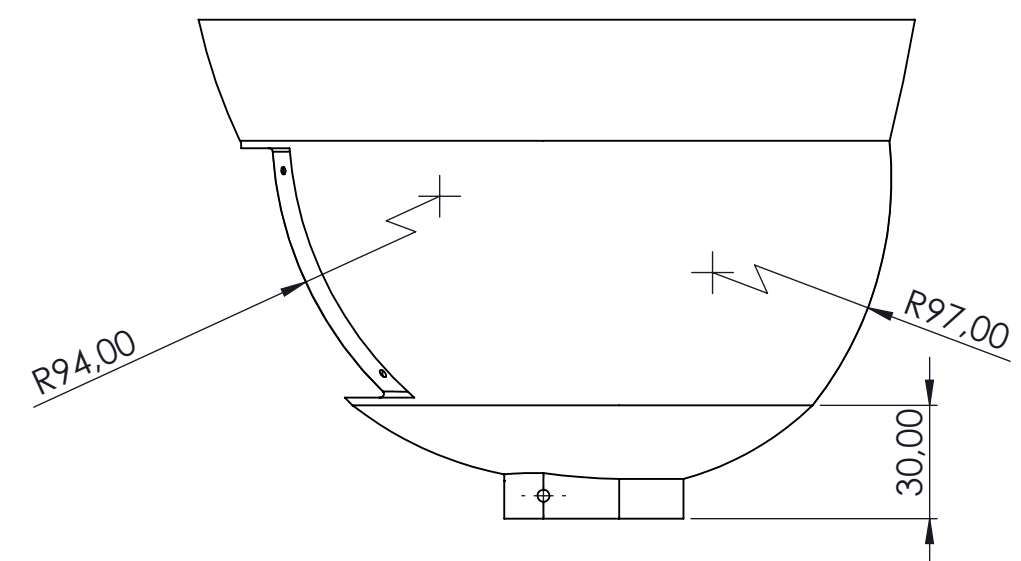
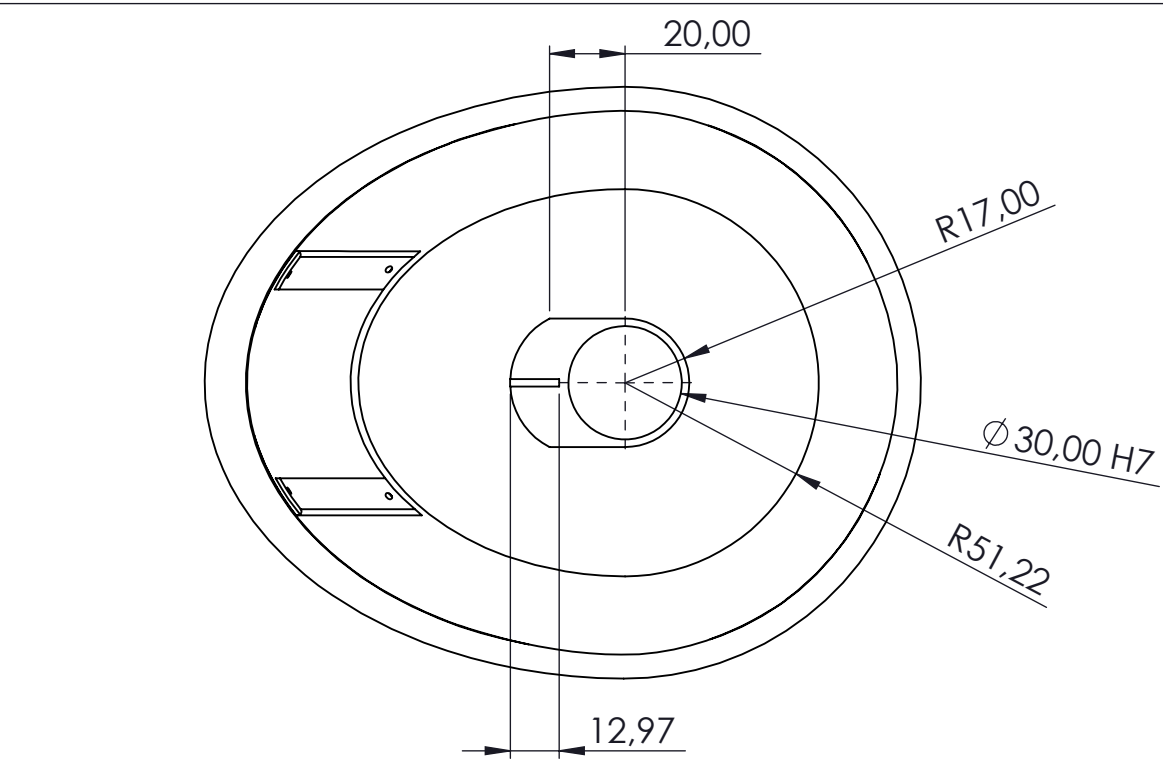




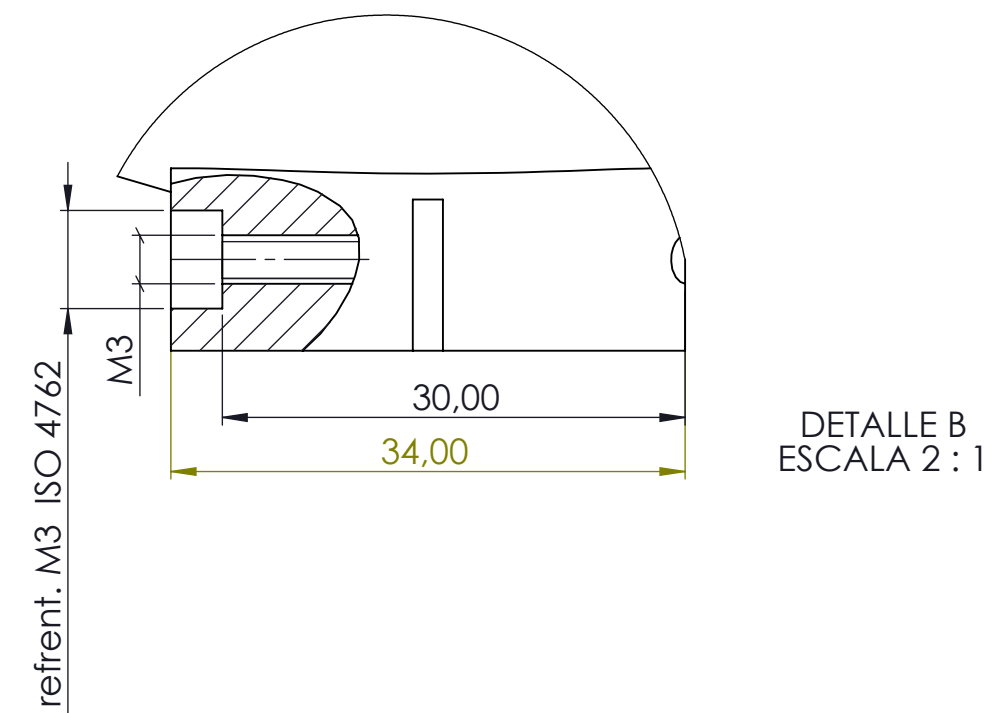
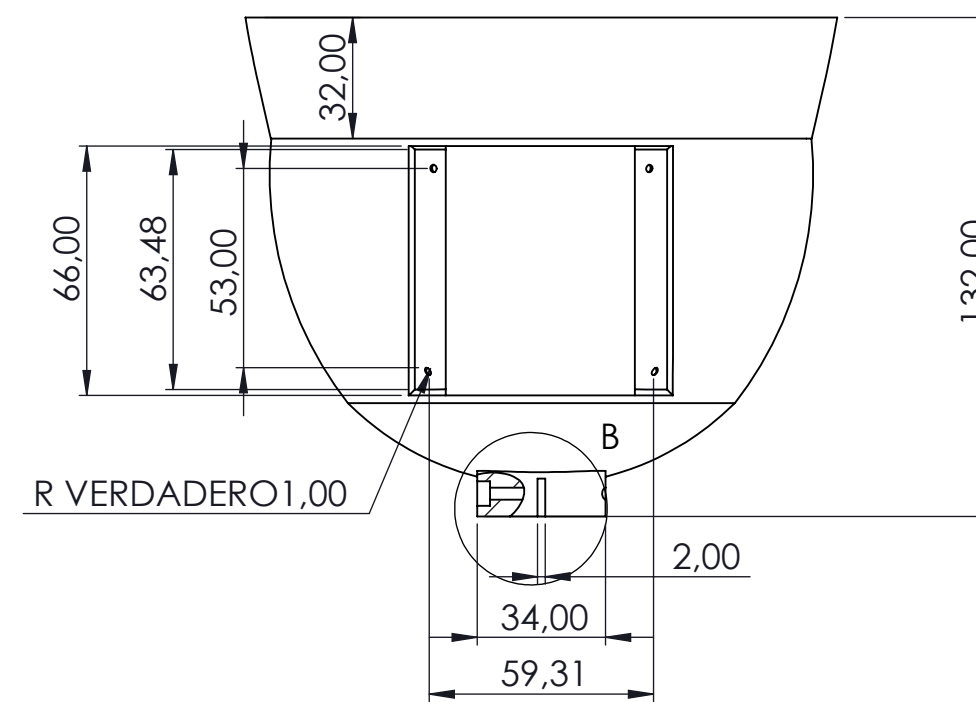
N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
1	1	Carcasa		Polycarbonato
2	1	Tapa		Polycarbonato
3	1	Cobertura superior		Polycarbonato
4	1	Torn. cabeza ranurada hexagonal	ISO 4762	M3 x 30 - 30S



TRABAJO FIN DE GRADO

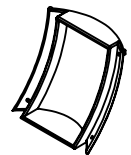
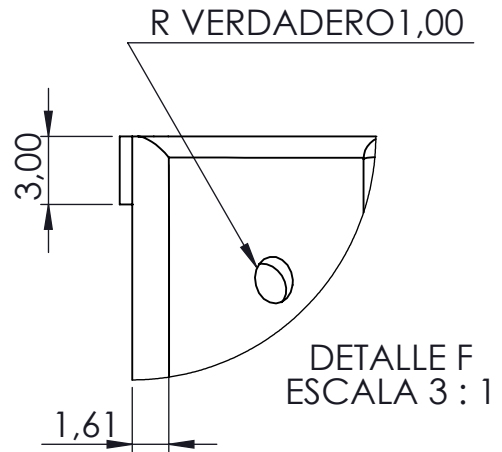
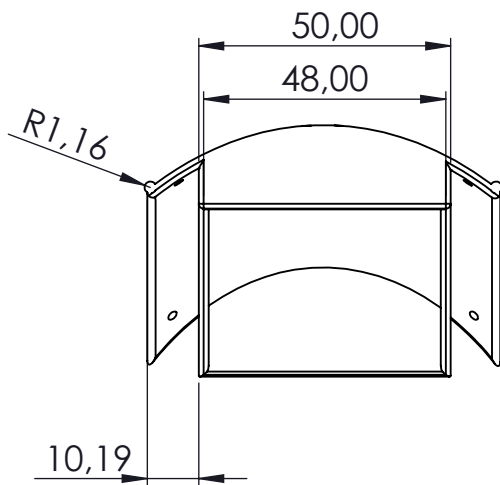
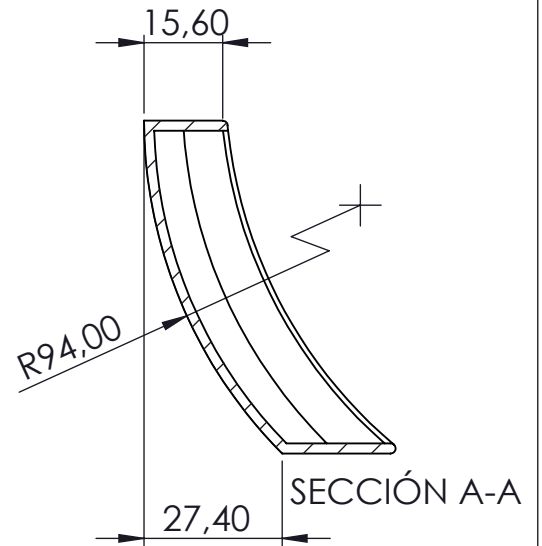
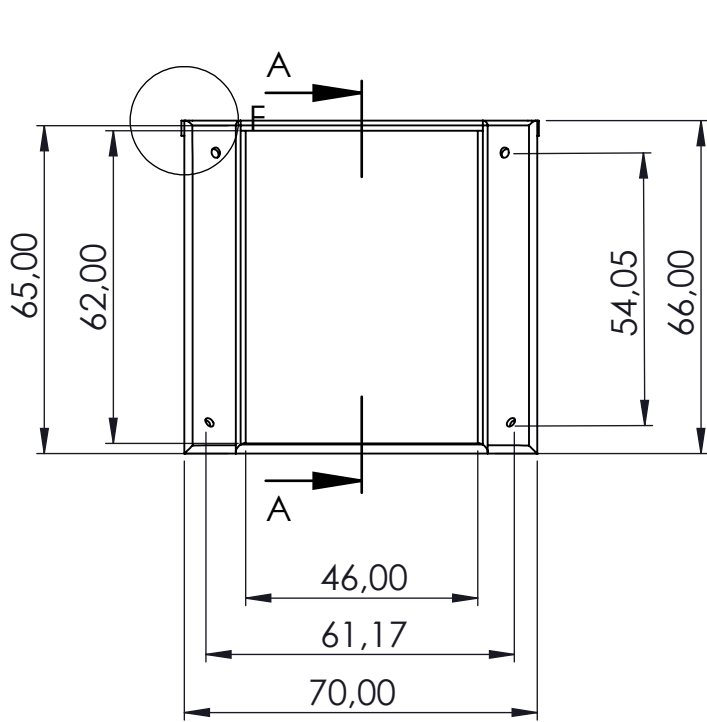
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020	 <b>Universidad de La Laguna</b>	<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna	
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CABRERA			
Id. s. normas	Tol. no indicadas	UNE-EN 22768-m			
<b>ESCALA:</b>	1:2	<b>SUBCONJUNTO:</b> CARCASA SUPERIOR MUSLO		Conjunto N°:	1.2.0
		<b>TÍTULO:</b>	VISTA EXPLOSIONADA	Plano N°:	1.2.0*



SECCIÓN A-A



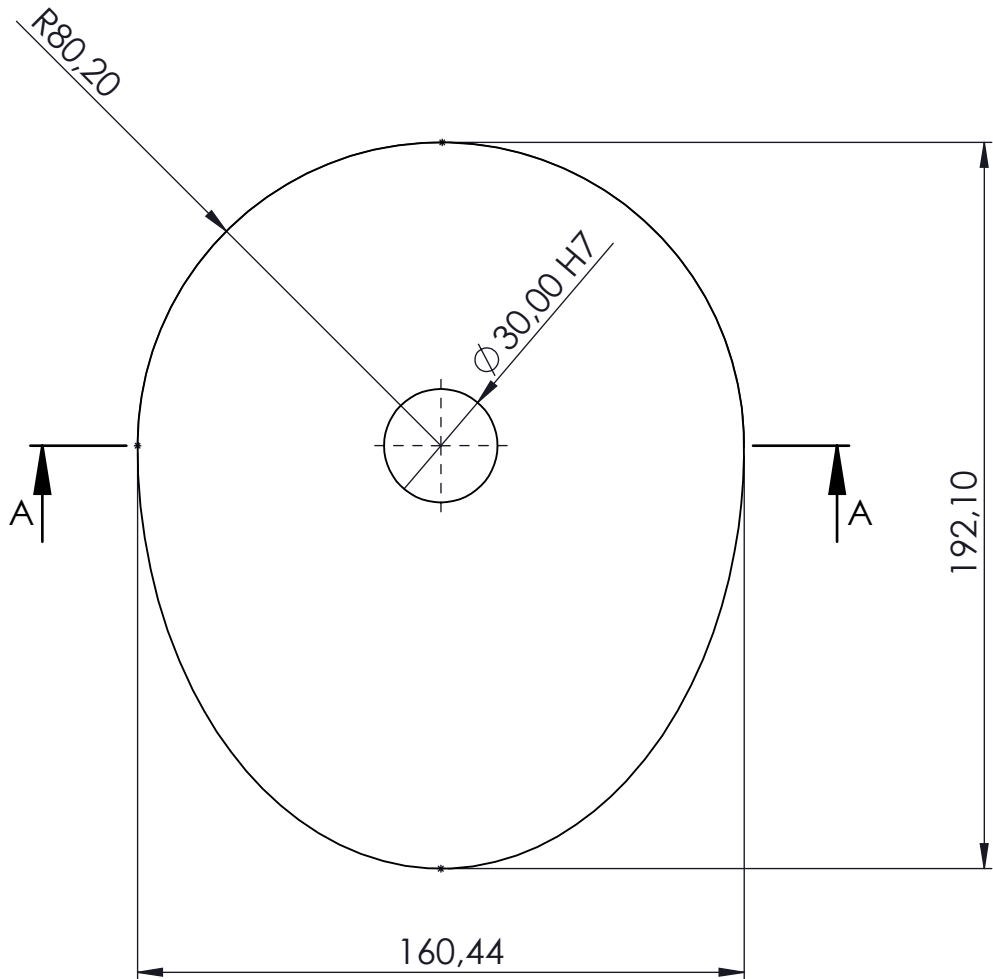
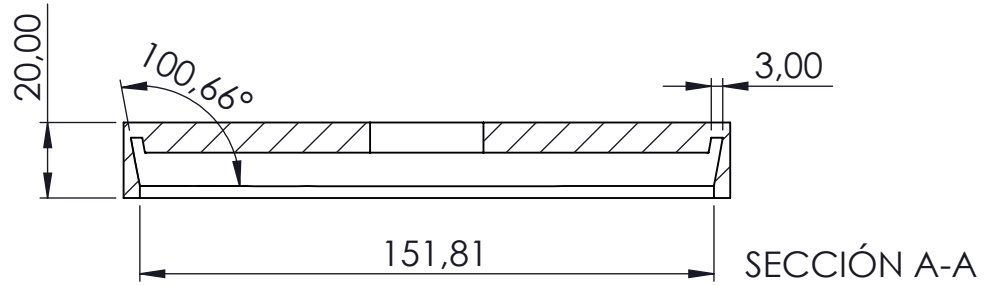
N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	MATERIAL Y MEDIDA
1	1	Carcasa		Policarbonato
<b>TRABAJO FIN DE GRADO</b>				
Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020	 ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna	
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CARRERA		
Id. s. normas	Fol. no indicados UNE-EN 22768-m			
ESCALA: 1:2	SUBCONJUNTO: CARCASA SUPERIOR MUSLO	Conjunto N.º:	1.2.0	
	TITULO: CARCASA	Plano N.º:	1.2.1	



N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
2	1	Tapa		Polycarbonato

**TRABAJO FIN DE GRADO**

Prof: JOSE. A VALIDO	Fecha	21/05/2020		<b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna	
Prof: CARMELO MILITELLO	Autor:	DAVID E. CABELLO CABRERA			
Id. s. normas	Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m				
ESCALA: 2:3	SUBCONJUNTO: CARCASA SUPERIOR MUSLO		Conjunto N°:	1.2.0	
	TÍTULO: TAPA		Plano N°:	1.2.2	



N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD	N.º DE PIEZA	NORMA	CANTIDAD MATERIAL Y MEDIDA
3	1	Cobertura superior		Polycarbonato

**TRABAJO FIN DE GRADO**

Prof: JOSE. A VALIDO		Fecha	21/05/2020	 <b>ESCUELA SUPERIOR INGENIERÍA Y TECNOLOGIA</b> Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Prof: CARMELO MILITELLO		Autor: DAVID E. CABELLO CABRERA		
Id. s. normas		Tol. no indicadas UNE-EN 22768-m		
ESCALA: 1:2	SUBCONJUNTO: CARCASA SUPERIOR MUSLO			Conjunto N°: 1.2.0
	TÍTULO: COBERTURA SUPERIOR			Plano N°: 1.2.3