



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

TRABAJO FINAL DE GRADO

MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

Autor: Añaterve Oval Trujillo

Tutores:

Carmelo Militello Militello

Jose Antonio Valido García

INDICE GENERAL

1. Abstrac.....	1
2. Memoria.....	3
3. Anexo I: Planos de piezas.....	52
4. Anexo II: Cálculos.....	67
5. Anexo III: Presupuesto.....	92
6. Anexo IV: Estudio Antropológico del Paso.....	96
7. Anexo V: Renders. Visualizaciones 3D	108



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

PROYECTO FINAL DE GRADO

MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

ABSTRAC

Abstract

This document shows the process of designing the mechanism to aid the extension for orthopedic leg.

This mechanism will allow the user to walk at a speed higher than that fixed by the orthopedic leg. It's placed on the upper part of the orthopedic prosthesis. By moving a cam driven by an electronically controlled motor, it would displace a wire coupled to the lower of the prosthesis. Which, develops an additional force to the natural movement of the prosthesis, at the time of extension.

Through anatomical studies, mechanical studies and theoretical calculations, the mechanism were designed. Using the data obtained in the studies and the results of the calculations, the necessary parts for the mechanism were designed. An anatomical study was also carried out, with the help of an orthopedist, who contrasted the calculations made.



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

PROYECTO FINAL DE GRADO

MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

MEMORIA

INDICE MEMORIA

1.	Objetivos	1
2.	Alcance	2
3.	Especificaciones	3
4.	Introducción	4
5.	Análisis de soluciones.....	6
6.	Estudio de viabilidad	8
6.1.	Cálculo de tiempo y velocidad	8
7.	Antropología del paso	11
8.	Cálculo de fuerza requerida	13
9.	Desarrollo del diseño elegido.....	16
9.1.	Cálculo del motor y batería	16
9.1.1.	MOTOR	16
9.1.2.	BATERÍA.....	21
9.2.	Piezas diseñadas.....	22
9.2.1.	LEVA.....	22
9.2.2.	CAJA SEGUIDORA	26
9.2.3.	SEGUIDOR.....	27
9.2.4.	CARCASA.....	27
9.2.5.	GUÍAS DEL CABLE	30
9.3.	Fabricación	31
9.4.	Elementos de compra	32
9.5.	Acoplamiento y montaje	33
9.6.	Estudio de esfuerzos y desplazamientos.....	36
9.6.1.	ESTUDIO DE LA LEVA	36
9.6.2.	ESTUDIO DEL SOPORTE SEGUIDOR	38
9.6.3.	ESTUDIO DE LA CARCASA INFERIOR.....	40
9.6.4.	ESTUDIO DE LA CARCASA	43
9.6.5.	ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA SUPERIOR.....	44
9.6.6.	ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA INFERIOR.....	46
9.7.	Estudio de Pandeo.....	48
10.	Conclusion	49
11.	Bibliografía	50

1. Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es el desarrollo de un mecanismo que sirva de apoyo a la extensión de una pierna ortopédica.

Las piernas ortopédicas básicas, es decir, las de menor coste, simplemente se componen de los elementos mecánicos que permiten al usuario caminar cómodamente. Sin embargo, estas piernas tienen un límite de velocidad de avance regido por el propio diseño y peso. Implementando el mecanismo que se describe en esta memoria, el usuario podrá caminar a mayores velocidades (sin llegar a velocidad de trote).

Realizamos este trabajo partiendo de una pierna de amputado transfemoral de muñón corto con rodilla policéntrica. Estas permiten, frente a las monocéntricas, corregir el acorte de cadera producido durante el paso, de igual manera el sistema policéntrico permite un bloqueo de la pierna cuando el peso de la persona esté sobre la prótesis y, permite una gran estabilidad en la fase de apoyo.



Figura 1: Prótesis de partida (Total Knee200)

Fuente: Propia

2. Alcance

En este trabajo:

- Se diseñan las distintas piezas que permitirán el funcionamiento del mecanismo de apoyo a la extensión.
- Se calcula el Motor-Reductora necesario para el mecanismo.
- Se calcula la batería necesaria para el movimiento del motor, de manera que se tenga de referencia su tamaño a la hora de diseñar.
- No se calcula la parte electrónica necesaria para el sistema, sin embargo, se tendrá en cuenta el espacio que ocuparía.

3. Especificaciones

Para el diseño del mecanismo se tuvo en cuenta:

- Diseño para amputados de pierna con muñón corto.
- Partimos de la pierna ortopédica Knee1900 (rodilla policéntrica).
- Se tendrá en cuenta el acoplamiento de equipo electrónico y batería a la hora del diseño.
- Diseñar el mayor número de piezas con el fin de obtenerlas mediante impresión 3D.
- Facilidad de reparación y armado.

Requisitos de diseño especificados por ortopedas [4]

- a. Rango de flexión entre 0-105°.
- b. Soporte las cargas estructurales de un paciente de 100 Kg (**ISO 10328, 2006**).
- c. Permita posición 90°.
- d. Angulación estándar de rodilla al caminar es de 45°.

4. Introducción

En España hay 59000 amputados de miembro inferior, esto sin contar a todo aquel que va por sanidad privada. Una prótesis de rodilla de última generación ronda los 33.000€, en cuanto a una de menor calidad, básica ronda los 3.000€.

Debido a la demanda de prótesis ortopédicas de nuestro país, y a la falta de recursos monetarios por parte de los ciudadanos, se nos presenta este proyecto, Mecanismo para Pierna Ortopédica. El proyecto también se presenta como una solución paraa abaratar costes. Se propone un diseño que permita dotar a la pierna más económica, de cualidades semejantes o que se equiparen con una pierna de mayor nivel. No se busca llegar a características de pierna biónica.

Este mecanismo o sistema dará la posibilidad de, realizar la caminata a una velocidad superior a la que la propia pierna ortopédica es capaz de desarrollar por sí sola. Este conjunto irá alojado de manera adicional en la pierna.

Hemos de realizar un breve recorrido por la evolución, tipos, de piernas ortopédicas para amputados transfemoral. Encontramos una alta variedad, dentro de la que podemos destacar piernas básicas de rodillas monocéntricas, piernas de rodillas policéntricas básicas, rodillas neumáticas, piernas biónicas.



Figura 2: Total Knee 2000 (rodilla Policéntrica)

Fuente: Össur[1]

El avance hacia las piernas neumáticas y biónicas, han permitido la adaptabilidad a cada usuario, así sea su estilo de paso, su velocidad, también permitiendo la ayuda a la extensión y la amortiguación del paso. Las biónicas, las piernas más avanzadas, son electrónicamente controlables, lo que permite un aprendizaje autónomo de la propia pierna, dotando de una adaptabilidad eficaz al estilo de caminar, al paso, a la velocidad, de igual manera permitir vencer obstáculos con comodidad, como es la subida y bajada de escaleras.



Figura 3: Genium (rodilla Biónica)

Fuente: Ottobock[2]

Por último, hemos de identificar dos tipos de amputados transfemoral

- Amputados transfemoral de **muñón corto**. Estos poseen un acople adicional entre muñón y sistema de rodilla.
- Amputados transfemoral de **muñón largo**. En estos pacientes, el muñón es acoplado de manera directa a la prótesis en la zona de la rodilla.



Figura 4: Muñón medio (GarcíaFérriz)

Fuente: G.F[3]

5. Análisis de soluciones

Para el desarrollo del proyecto, se han planteado varias ideas de estudio:

IDEA 1: Este mecanismo consiste en, mediante un resorte de compresión alojado entre la parte superior de la prótesis y la parte móvil inferior, utilizar la energía adquirida en la compresión (flexión de la prótesis) del resorte para liberarla cuando el pie pierde el contacto con el suelo.

IDEA 2: Mediante el uso de un motor, dotar de movimiento a una leva. La leva a su vez actuará sobre una caja guía que tirará de un cable, ayudando de este modo la extensión.

La introducción de la leva permitiría:

- Control del movimiento.
- Control de la velocidad.
- Adaptabilidad.
- Facilidad de acoplamiento y reparación.

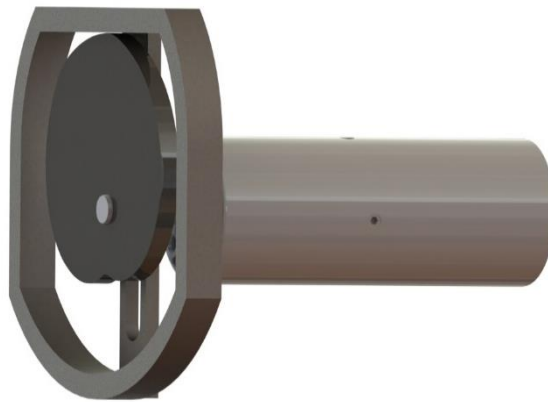


Figura 5: Sist. con resorte (Propuesta 2)

Fuente: Propia

Comparativa entre las ideas 1 y 2.

<u>IDEA 1</u>
A FAVOR:
<ul style="list-style-type: none">• Fácil instalación• Diseño simple
EN CONTRA:
<ul style="list-style-type: none">• Respuesta única• No es regulable• Una única velocidad adicional

Tabla 1: Resumen Idea 1

<u>IDEA 2</u>
A FAVOR:
<ul style="list-style-type: none">• Controlable electrónicamente• Regulable• Mayor rango de velocidades• Respuesta continua
EN CONTRA:
<ul style="list-style-type: none">• Mayor dificultad de instalación• Diseño de mayor tamaño

Tabla 2: Resumen Idea 2

Enfrentando las ventajas de ambas ideas, se ha elegido el desarrollo de la idea 2. Ésta nos permitirá tener un mayor control de la respuesta del movimiento. También se nos presenta como un *sistema en evolución*, es decir, al tratarse de un mecanismo controlable, se podrán realizar avances notables, tras el primer prototipado, acorde con el desarrollo tecnológico.

6. Estudio de viabilidad

En un primer lugar, se realizaron unos cálculos elementales de manera que, con los valores obtenidos, poder determinar la viabilidad de continuar con el proyecto o tomar otra vertiente de diseño.

Los cálculos que se realizaron para ello fueron los siguientes:

6.1. Cálculo de tiempo y velocidad

Se calcula el tiempo y velocidad de la pierna, en el momento de la extensión (momento de patada).

Para ello se recurrió a *la teoría de péndulo simple*, donde la unión pierna-rodilla hará de péndulo. La aproximación de la realidad a esta teoría nos permitirá utilizar las ecuaciones para la obtención de unos primeros valores de partida y comparación.

A continuación, añadimos el procedimiento de cálculo.

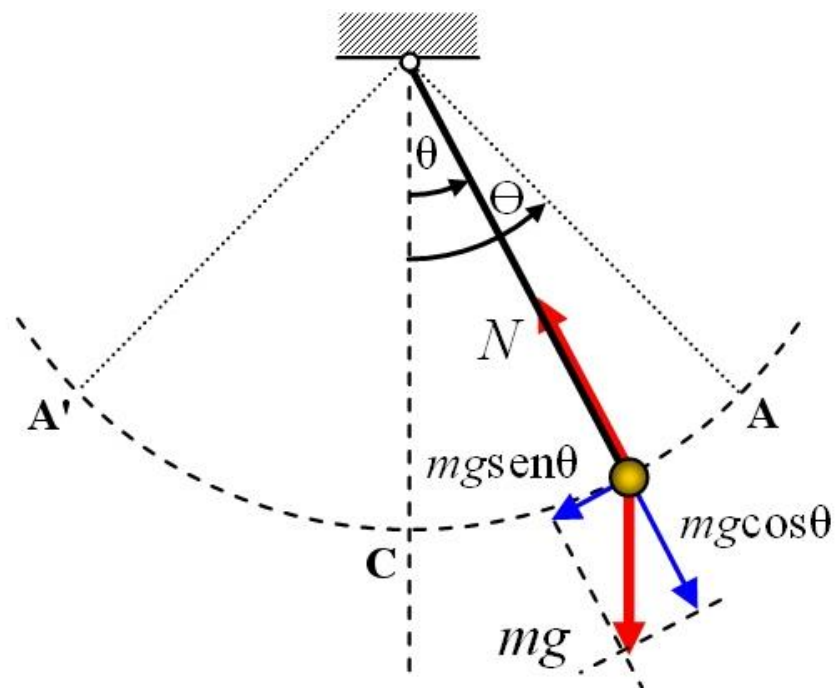


Figura 6: Péndulo Simple

Fuente: [5]

Donde:

- $m = 0,675 \text{ kg}$
- $L = 0,52\text{m}$
- $\theta \equiv \text{Áng. De barrido} = 45^\circ$
- $\theta_{Máx} \equiv \text{Áng. Máximo} = 45^\circ$

$$T(\theta) = T_0 \left[1 + \left(\frac{1}{2}\right)^2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)^2 + \left(\frac{1 \cdot 3}{2 \cdot 4}\right)^2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)^4 + \left(\frac{1 \cdot 3 \cdot 5}{2 \cdot 4 \cdot 6}\right)^2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)^6 + \dots \right]$$

$$T(\theta) = T_0 \left[\sum_{n=0}^{\infty} \left(\frac{(2n)!}{2^{2n}(n!)^2} \right)^2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)^{2n} \right] \quad (6.1)$$

Cálculo del periodo/Tiempo de “patada”. Se calcula a partir de la integración de la ecuación del movimiento, y sin aplicar la aproximación de ángulo pequeño, pues el ángulo de trabajo establecido para nuestro estudio es de 45° , ecuación (6.1).

$$T = 1,5504s$$

- Puesto que la extensión de la pierna (movimiento de patada) se produce desde el punto de máxima extensión hasta el primer paso por ángulo 0° , y el periodo calculado recoge el tiempo en realizar el movimiento completo de péndulo: desde 45° a 0° , de 0° a -45° , de -45° a 0° y, por último, de 0° a 45° . Es por ello por lo que el tiempo de Extensión será:

$$T. Ext = \frac{T}{4} = 0,388s$$

Cálculo de la velocidad lineal/ Velocidad del paso. Partiendo de la ecuación del movimiento, calculamos la velocidad lineal del paso.

$$V = \sqrt{2 \cdot g \cdot L \cdot (\cos 0 - \cos \theta)} \quad (6.2)$$

$$V.paso = 1,01 \frac{m}{s} = 3,65 \text{ km/h}$$

Conclusión de cálculo: Según la teoría, la velocidad máxima a la cual permitirá ir la pierna es de 3,7Km/h, el mecanismo de diseño ha de permitir aumentar esta velocidad de paso.

- Una vez obtenidos los tiempos anteriores, debemos realizar un cálculo de viabilidad para identificar que haya motores que trabajen en el rango de velocidades requeridos para este mecanismo.

Para ello, calculamos las revoluciones necesarias para el movimiento.

$$n = \frac{1 \text{ rev}}{2 \times T.Ext} \quad (6.3)$$

$$n = \frac{1 \text{ rev}}{2 \cdot 0,388s \cdot \frac{1min}{60s}} = 77,3rpm$$

Las revoluciones necesarias para el motor entran dentro del marco comercial de motores, por lo que, en principio, es viable continuar con el diseño del mecanismo.

7. Antropología del paso

Para realizar un estudio preciso y acorde con la anatomía del paso, es necesario la recopilación de información por parte de los expertos en dicho campo. Las distintas especificaciones se expusieron en el apartado 3.

Una de las partes más importantes del estudio, es el análisis de tiempos durante la caminata, para ello nos apoyaremos de la documentación de referencia [6].

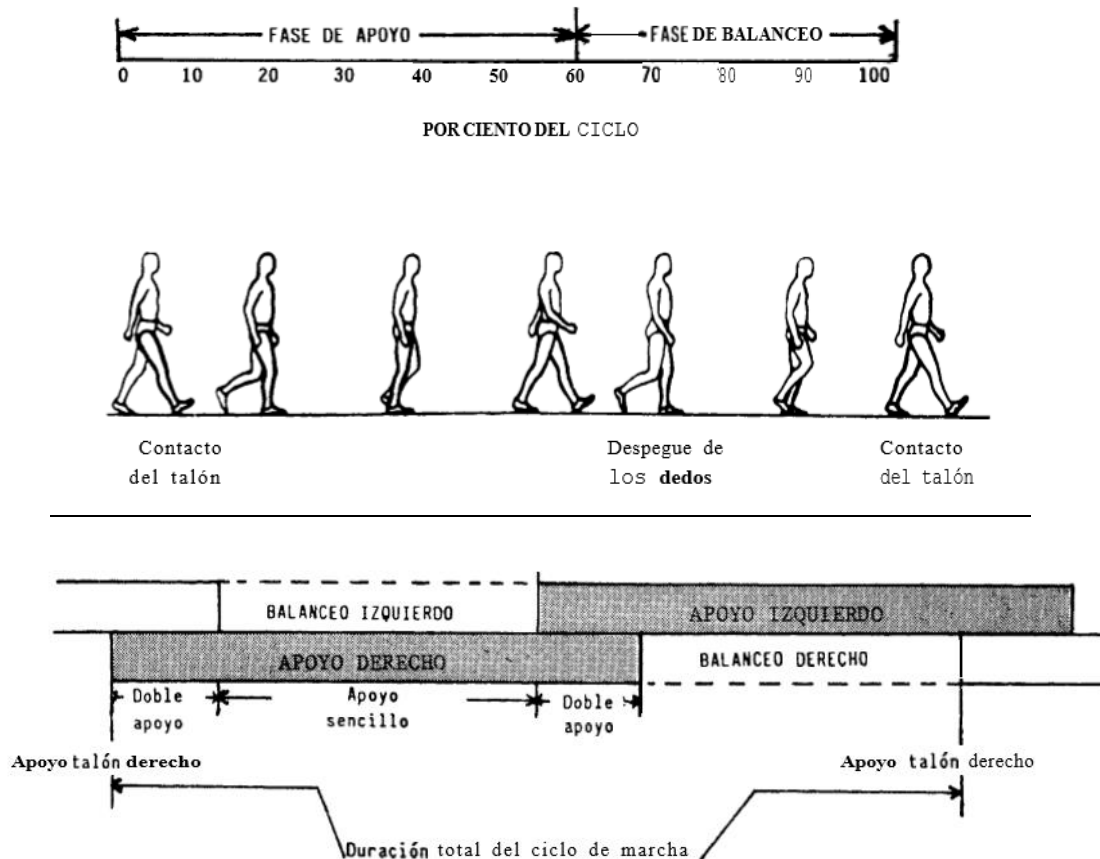


Figura 7: Ciclo de la Marcha

Fuente: [6]

A partir de la imagen anterior, identificamos que el ciclo de la marcha se compone por Fase de Apoyo, Fase de Balanceo y Doble Apoyo. Cada una de estas fases tiene asociado un porcentaje de tiempo dentro de la duración del ciclo. Esta premisa la utilizaremos a la hora de calcular los distintos tiempos del Movimiento de Extensión (Patada) para cada velocidad de marcha.

1. Fase de apoyo: **60%** del ciclo
2. Fase de balanceo: **40%** del ciclo
3. Doble apoyo: **20%** del ciclo

Por otro lado, a partir de un artículo referido al estudio de la salud (*Salud: El número exacto de pasos [...]*)[7], se pudo obtener un valor de velocidad relacionado con los pasos dados por minuto (**4,3km/h son 100 pasos/min**).

Utilizando este dato, calculamos el número de pasos por minuto para cada velocidad y, a su vez, calcular el tiempo desempeñado en cada ciclo.

$$T. \text{ ciclo} = \frac{2 \frac{\text{pasos}}{\text{ciclo}} \cdot 60 \frac{\text{s}}{\text{min}}}{\frac{V}{4,3 \text{ km/h}} \cdot 100 \frac{\text{pasos}}{\text{min}}} \quad (7.1)$$

A partir de esta ecuación, se calculan los tiempos requeridos por ciclo para cada velocidad deseada de marcha. Y, de este modo, calculamos la velocidad de la Leva y Motor.

8. Cálculo de fuerza requerida

Para el desarrollo de la idea, requeriremos de un esfuerzo adicional que permita dotar a la prótesis de un movimiento de mayor velocidad. Para ello se presenta a continuación el cálculo desarrollado de esta fuerza requerida.

Para el cálculo de la fuerza partiremos de la Ecuación de la dinámica de rotación suponiendo un movimiento sin amortiguación:

$$\sum M = I \cdot \ddot{\theta} \quad (8.1)$$

Para el desarrollo de la expresión, debemos identificar los momentos influyentes en el movimiento. Estos son:

1. Momento generado por el peso propio de la pierna:

$$M_P = m \cdot g \cdot \sin \theta \cdot d_{CG} \quad (8.2)$$

2. Debido al diseño del mecanismo, se generará un momento desde el punto de apoyo del cable (Fuerza de cálculo) al centro de giro. Este momento se verá modificado en función del tamaño de la protuberancia diseñada para el conjunto:

$$M_{\text{Cable}} = F \cdot H \quad (8.3)$$

Donde:

- $m \equiv$ Masa del conjunto de la pierna = 0,675 kg
- $g \equiv$ Aceleración de la gravedad = 9,81 m/s²
- $\theta(t) \equiv$ Áng. De barrido
- $\ddot{\theta}(t) \equiv$ Aceleración angular en función del tiempo
- $I_{eq} \equiv$ Inercia del conjunto (pie [Horma] + tubo [Tibia – Peroné])
- $d_{CG} \equiv$ Distancia del pto de giro (rodilla) al C. de gravedad del conj. = 0,35m
- $F \equiv$ Fuerza que ejerce la Leva/Cable al tirar de la pierna
- $H \equiv$ Distancia del pto de giro del conjunto, al pto de paso del cable = 0,03m

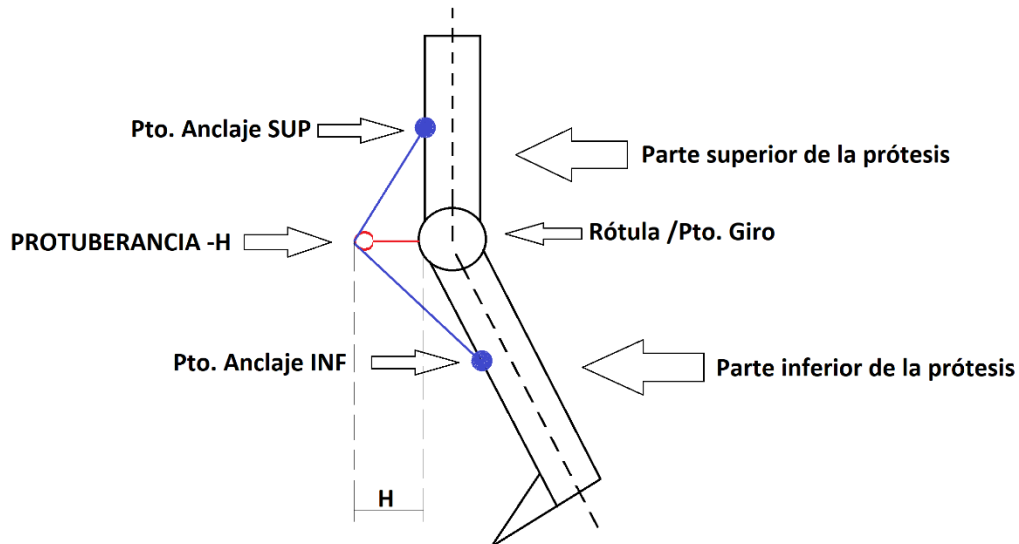


Figura 8: Péndulo Simple

Fuente: Propia

RESOLUCIÓN: Para el cálculo de la fuerza, partiremos de dos ecuaciones generales. Una primera donde aún no se ha instalado el mecanismo del cable, y una segunda ecuación general donde ya actúa el mecanismo del cable, utilizando las ecuaciones 8.1, 8.2, 8.3.

a. **Sin cable:** $I \cdot \ddot{\theta}_s = m \cdot g \cdot \sin \theta \cdot d_{CG}$

b. **Con cable:** $I \cdot \ddot{\theta}_c = m \cdot g \cdot \sin \theta \cdot d_{CG} + F \cdot H$

Una vez expuestas las ecuaciones, pasaremos al desarrollo y explicación del proceso de cálculo. Desde la premisa de que la Aceleración es la derivada de la expresión de la velocidad, podemos deducir que un factor multiplicador de la velocidad será también un factor multiplicador de la aceleración. Por ello establecemos que, para aumentar la velocidad inicial de la pierna un factor X , conllevará un aumento de la aceleración un factor X .

Sin embargo, inicialmente tenemos una expresión del movimiento diferente a la final, pues en el inicio el Mecanismo no actuará, la pierna se moverá según su propio peso, es al final, cuando queremos aumentar la velocidad un factor X , cuando la expresión cambiará, entra a funcionar el Mecanismo de diseño.

Utilizaremos esta relación de velocidades y aceleraciones para calcular la expresión de la fuerza en función del ángulo, aplicaremos las expresiones anteriores:

Donde:

- $X = \left[1 + \frac{\%}{100}\right]$: % = Porcentaje de aumento de velocidad

$$\begin{array}{|l|l|} \hline X \cdot \dot{\theta}_s = \dot{\theta}_c & \\ \hline X \cdot \ddot{\theta}_s = \ddot{\theta}_c & (8.4) \\ \hline \end{array}$$

A partir de la expresión 7.4 procedemos al desarrollo del cálculo:

$$X \cdot \left[\frac{m \cdot g \cdot \sin \theta(t)}{I} \right] = \frac{m \cdot g \cdot \sin \theta(t) \cdot d_{CG} + F \cdot H}{I}$$

$$X \cdot \left[\frac{m \cdot g \cdot \sin \theta(t)}{I} \right] = \frac{m \cdot g \cdot \sin \theta(t) \cdot d_{CG} + F \cdot H}{I}$$

$$X \cdot (m \cdot g \cdot \sin \theta(t) \cdot d_{CG}) - (m \cdot g \cdot \sin \theta(t) \cdot d_{CG}) = F \cdot H$$

$$(X - 1) \cdot [m \cdot g \cdot \sin \theta(t) \cdot d_{CG}] = F \cdot H$$

$$F = (X - 1) \cdot \frac{m \cdot g \cdot \sin \theta(t) \cdot d_{CG}}{H}$$

$$F = \frac{m \cdot g \cdot \sin \theta(t) \cdot d_{CG}}{H} \cdot \left[\frac{\%}{100} \right] \quad (8.5)$$

La fuerza mayor se requerirá en el momento en que la angulación es máxima, que en nuestro caso se encuentra a los 45°. A continuación, se adjunta una tabla en la que se recogen los distintos valores de Fuerza para diferentes velocidades calculados a partir de la ecuación anterior 8.5.

	Velocidad (km/h)	Fuerza (N)	Valor de %
Valor Máximo Sin Mecanismo (Consigna)	3,7	0	0
	4,5	8,6	16
Velocidad al caminar de un humano promedio.	5	15,1	28
	5,5	21,6	40
Velocidad al trotar de un humano promedio.	6	28	53

Tabla 3: Fuerza/Velocidad

9. Desarrollo del diseño elegido

Con los resultados obtenidos del estudio de viabilidad, determinamos la existencia de motores que permitan el desarrollo del mecanismo de diseño.

Entrando en el desarrollo de la idea, cabe exponer un resumen general del diseño:

El mecanismo consiste en, un cable que une la parte inferior de la pierna ortopédica con una Caja Seguidora en la que se encuentra un palpador/seguidor, este se moverá en función del giro de una leva. La leva está diseñada según los desplazamientos y tiempos requeridos para lograr la fuerza que consigue el aumento de velocidad en la extensión.

La leva es accionada por un Motor de corriente continua que se encuentra girando a la velocidad estimada para lograr la velocidad deseada por el usuario.

La variación de velocidad de marcha se conseguirá actuando sobre la velocidad del Motor, y, por consiguiente, variando la velocidad de giro de la Leva.

A continuación, entraremos más en profundidad en el diseño del mecanismo, y en el trabajo y función desarrollada por cada pieza constituyente.

9.1. Cálculo del motor y batería

9.1.1. MOTOR

El cálculo del motor lo hemos de dividir en dos partes, una primera que permita determinar la velocidad requerida por el sistema, y una segunda parte que permita determinar el Par-Motor requerido para desarrollar la fuerza necesaria para el correcto funcionamiento.

9.1.1.1. Rango de velocidad de trabajo.

Para determinar el rango de velocidad, recurrimos a dos procesos de cálculo.

El primer proceso consiste en, a partir del dato experimental obtenido del artículo de Salud, y que fue utilizado en el apartado 6 de este documento, calcular los tiempos de ciclo para distintas velocidades de marcha, haciendo uso de la expresión 7.1.

Dato: velocidad relacionada con los pasos dados por minuto (**4,3km/h son 100 pasos/min**). [7]

$$T. ciclo = \frac{2 \frac{\text{pasos}}{\text{ciclo}} \cdot 60 \frac{\text{s}}{\text{min}}}{\frac{V}{4,3\text{km/h}} \cdot 100 \frac{\text{pasos}}{\text{min}}} \quad (7.1)$$

La velocidad del motor se calculará estableciendo que, una vuelta de la Leva, es decir, una vuelta del Motor ha de satisfacer un ciclo de marcha. Por lo cual, este deberá realizar una revolución en el tiempo estimado para el ciclo.

$$n = \frac{2\pi \text{ rad}}{T. ciclo} \cdot \frac{1 \text{ rev}}{2\pi \text{ rad}} \cdot \frac{60 \text{ s}}{1 \text{ min}} = \frac{60}{T. ciclo} \text{ rpm} \quad (9.1)$$

- Expuestas las expresiones para el cálculo, recogemos los resultados en una tabla comparativa, donde se presentan las velocidades requeridas para el motor en función de las velocidades de marcha del usuario.

Velocidad (km/h)	Tiempo de CICLO según 7.1		Velocidad LEVA (rad/s)	Velocidad LEVA (rpm)
4,3	1,200	s	5,236	50,00
5	1,032	s	6,088	58,14
6	0,860	s	7,306	69,77
7	0,737	s	8,524	81,40
4,0	1,297	s	4,844	46,26

Tabla 4: Velocidad del Motor en función de la veloc. de marcha

CONCLUSIÓN. Las velocidades de trabajo del Motor se encuentran en un rango de entre 40rpm a 80rpm.

CABE REALIZAR UNA COMPROBACIÓN DE LOS CÁLCULOS. Debido a que nos encontramos en un estudio crítico de tiempos de marcha, nos apoyamos en la ayuda de un especialista, ortopeda. Así se pudo realizar un estudio guiado de la marcha de un amputado con prótesis de rodilla (*El paciente fue el cotutor Jose Antonio Valido*). Los datos recogidos en el estudio permiten comparar el proceso de cálculo utilizado frente al transcurso real de la marcha.

Se llevó al paciente al límite de caminata autónoma con prótesis (4km/h).

- Recogemos los valores obtenidos a continuación y los comparamos con los calculados.

Resultados del estudio (4km/h)	
<i>Total zancadas registradas</i>	7.00
<i>Porcentaje de balanceo</i>	41.76 %
<i>Porcentaje de apoyo</i>	58.24 %
<i>Tiempo de balanceo</i>	0.54 seg
<i>Duración de zancada</i>	0.76 seg
<i>Duración de paso</i>	0.55 seg
<i>Longitud de zancada</i>	0.02 m
<i>Longitud de paso</i>	-0.02
<i>Altura máxima de talón</i>	0.29 m

Tabla 5: Resultados Estudio Ortopeda (Anexo IV)

Resultados Método Próprio (4km/h)	
<i>Porcentaje de balanceo</i>	40%
<i>Porcentaje de apoyo</i>	60%
<i>Tiempo de balanceo</i>	0,52
<i>Tiempo de apoyo</i>	0,778
<i>Duración de zancada/CICLO</i>	1,297

Tabla 6: Resultados Mediante Método Propio

CONCLUSIÓN. Tal y como vemos, los resultados anatómicos del estudio corresponden, con un bajo nivel de error, con los valores obtenidos mediante el proceso de cálculo seleccionado. Por lo que es viable el método resolutivo llevado a cabo.

9.1.1.2. PAR-MOTOR requerido por el mecanismo.

Ya obtenido el rango de velocidades del Motor, pasaremos al cálculo de Par-Motor requerido.

Para este cálculo, debemos estudiar el comportamiento de la leva frente a los esfuerzos que debe vencer. Para ello haremos uso de las ecuaciones que se muestran a continuación.

Se realiza un balance de fuerzas que actúan sobre la leva, de tal modo que podamos obtener la fuerza normal a la leva, pudiendo así obtener el valor del Par-Motor necesario.

Donde:

- *Fuerza requerida por el cable para el movimiento a la velocidad de consigna.* Se partirá del valor más crítico de fuerza, correspondientes a la velocidad de 6km/h =28N
- $\beta \equiv \text{Áng. De presión.}$ Se calculará para las zonas más desfavorables donde $\beta = 29^\circ$
- $\mu \equiv \text{Coef. de rozamiento entre seguidor y leva} = 0,1$
- $d_{pto} \equiv \text{Distancia del centro de la Leva al pto. de estudio (m)}$

$$-F + N \cdot \cos \beta - \mu \cdot N \cdot \sin \beta = 0$$

$$N = \frac{F}{\cos \beta - \mu \cdot \sin \beta} \quad (9.2)$$

$$Q = N \cdot \sin \beta \quad (9.3)$$

$$M_{Motor} = N \cdot d_{pto} \cdot \sin \beta + \mu \cdot N \cdot d_{pto} \cdot \cos \beta \quad (9.4)$$

Aplicando las ec. 9.2, 9.3 y 9.4


Fuerza Máx. a soportar (N)	Ángulo de presión β (°)	Coef. Rozamiento entre superficies de contacto (Leva/Seguidor)	Distancia CentroLeva-PtoEstudio (m)	N (N)	Q (N)	M_{motor} (N·m)
28	28,3	0,1	0,0129	34,63	16,43	0,34
28	24,4	0,1	0,0137	33,14	13,69	0,34
28	21,3	0,1	0,0145	32,16	11,68	0,35
28	20,0	0,1	0,0153	31,79	10,87	0,35

Tabla 7: Cálculo del Par-Mptor / Zonas de ángulos de presión críticos


9.1.1.3. Discusión de resultados y elección del motor.

Ya realizado los cálculos pertinentes, requerimos de un motor capaz de trabajar en un rango de velocidades de entre 40 y 80 rpm, y entregarnos un Par-Motor de 35N-cm a 70rpm. También se deberá tener en cuenta que se trate de un motor silencioso.

- En consistencia con lo anterior, se ha optado por la elección del siguiente Motor-Reductora. **G 30.2 //PLG 30 H Low Noise**- Del fabricante **Dunkermotoren**.



24558703

G 30.2	8861506532	
PLG 30	8885001106	

Motor-Gearbox Combination	
Nominal Speed	80.6 rpm
Nominal Torque	29.2 Ncm
Stall Torque	87.5 Ncm
Torque Constant	67.7 Ncm/A
Speed Constant	682.3 Ncm/1k
Output Diameter	6 mm
Output Shaft Length	20 mm
UL Mark	No
CE Mark	No

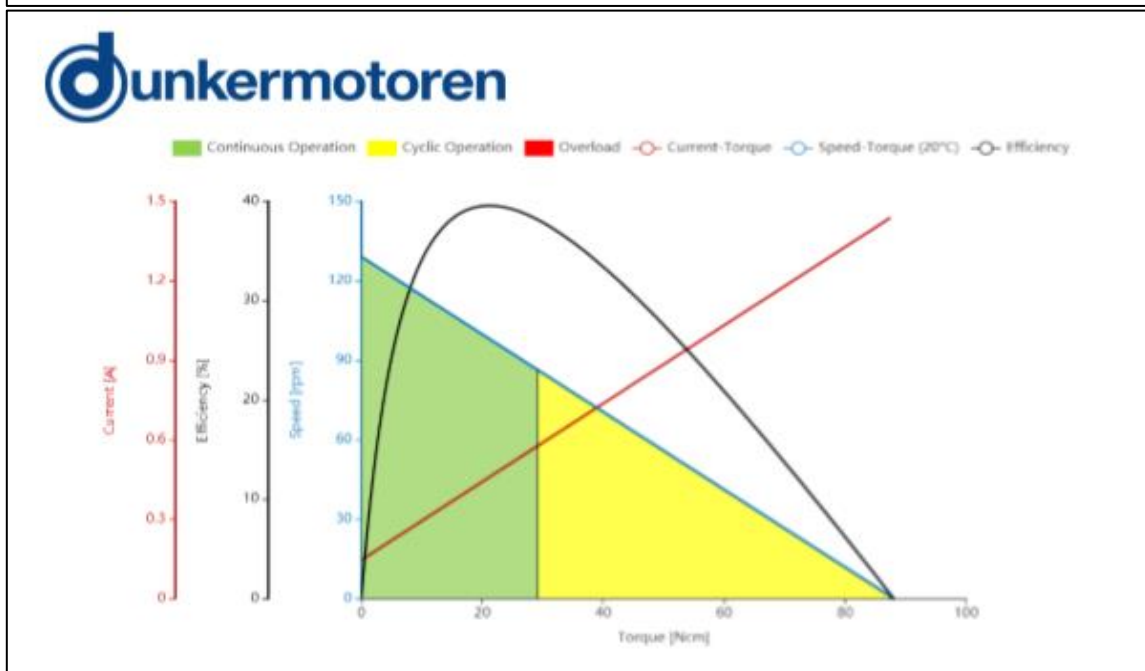


Figura 9: G30.2 – PLG 30 Low Noise // Dunkermotoren

Fuente: Dunkermotoren fuente oficial

9.1.2. BATERÍA

Para determinar la batería que necesitamos, hemos de tener en cuenta los requerimientos del motor para su perfecto funcionamiento, y el tiempo que deducimos de autonomía (tiempo de caminata). Por ello se necesita una batería que cumpla con lo siguiente:

- Voltaje (V): 12V
 - Intensidad (I): 1A
 - Autonomía: 1h
 - Requerimiento de 1Ah.
- Se elige por lo tanto la siguiente batería:

Descripción general

Detalles rápidos

Lugar del origen:	Guangdong, China (Mainland)	Marca:	Howell/OEM
Número de Modelo:	HW-4F1	Capacidad nominal:	1ah
Voltaje nominal:	12V	Tipo:	Fosfato de hierro de litio
Palabras clave:	LiFePO4 batería	Ciclo de Vida:	CE, UL, RoHS.
Tensión de corte ...	9.2 V	Tensión de corte ...	14.6 V
Material de la car...	ABS + PC	Carga estándar:	0.2C corriente de carga
Capacidad:	1Ah	Temperatura de fu...	-10 ~ 60 °C
Corriente de desc...	1C o personalizado	OEM::	Sí
Talla:	Personalizado		

Figura 10: Batería 1Ah/1C

Fuente: Howell Energy CO., LTD[8]

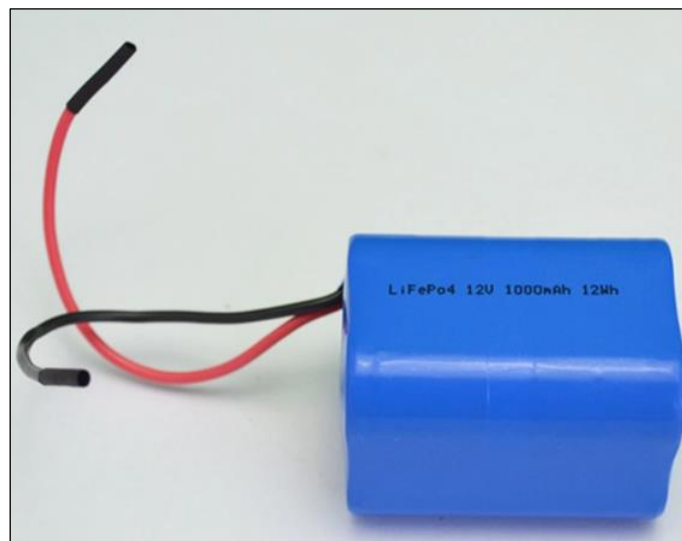


Figura 11: Batería 1Ah/1C

Fuente: [8]

9.2. Piezas diseñadas

9.2.1. LEVA

Siendo una de las piezas más determinantes a la hora del movimiento de la pierna, se tuvo que realizar un estudio exhaustivo del comportamiento del paso y ciclo de caminata. Ello permitiría la identificación de los desplazamientos requeridos por el cable, y por consiguiente de la caja seguidora.

Los desplazamientos solicitados por el conjunto determinan el tamaño de la leva para cada punto de rotación de esta.

Para calcular el acortamiento/alargamiento del cable, partimos del modelo recreado en SolidWorks, y tomando mediciones de la posición y longitud de cable para cada instante de ángulo, determinamos la dimensión que debe tener la Leva para lograr el acortamiento/alargamiento del cable.

Partiendo de lo expuesto, debemos calcular la longitud de cable para el movimiento descrito por la pierna:

- De la posición de máxima flexión a la posición de extensión: **45° - 0°**
- Momento de apoyo y espera: **0° - 0°**
- De la posición de extensión a la posición de máxima flexión: **0° - 45°**

Para definir de manera exacta el momento dedicado al apoyo y a la espera, recurrimos al estudio anatómico expuesto anteriormente, donde se establece la siguiente consigna:

- Doble apoyo: **20%**
- Apoyo: **60%**
- Balanceo: **40%**

Por lo consiguiente se dividió la angulación de la leva en grados, y aplicando los porcentajes anteriores, obtener la angulación determinada para cada fase del paso:

	40% x Revolución	20%/2 x Revolución	(60%-20%/2) x Revolución
Leva (°)	144	36	180
Pierna (°)	45-0	0-0	0-45

Tabla 8: Movimiento Caja Seguidora/Leva

NOTA: En el caso del doble apoyo hemos de dividirlo entre dos, puesto que existen dos doble apoyos en el ciclo.

RESULTADOS. Se obtiene que, la leva estará en fase de extensión desde los 0° hasta los 144°, donde luego desde los 144° hasta los 180° entrará en fase de espera, y desde los 180° a 360° realizará la fase de flexión.

- Calculamos el tamaño de la leva según la posición del seguidor. Sabiendo que su recorrido corresponderá con la diferencia entre Long. De Cable Máx. y la Long. De Cable para cada Ángulo.

Esto último se debe a que, en la posición de máximo alargamiento de cable (máxima angulación -Flexión) la caja seguidora deberá estar en la parte inferior (INICIO DEL MOVIMIENTO), correspondiente con un recorrido del seguidor de 0m. Una vez que empieza el movimiento, la leva aumentará su tamaño llevando la caja seguidora al pto. Máximo de acortamiento del cable (Recorrido seguidor = Longitud máx. de acortamiento de cable).

- Cálculo de los acortamientos de cable y tamaño de LEVA.

Pierna (°)	Leva (°)	Alargamiento (cm)	Posición Seguidor (cm)
45	0	2,55	0
40	15	2,36	0,19
35	30	2,15	0,4
30	50	1,92	0,63
25	65	1,67	0,88
20	80	1,39	1,16
15	95	1,07	1,48
10	110	0,78	1,77
5	130	0,45	2,1
0	145	0	2,55
0	180	0	2,55
5	200	0,45	2,1
10	220	0,78	1,77
15	240	1,07	1,48
20	260	1,39	1,16
25	280	1,67	0,88
30	300	1,92	0,63
35	320	2,15	0,4
40	340	2,36	0,19
45	0	2,55	0

Tabla 9: Cálculo de tamaño de Leva

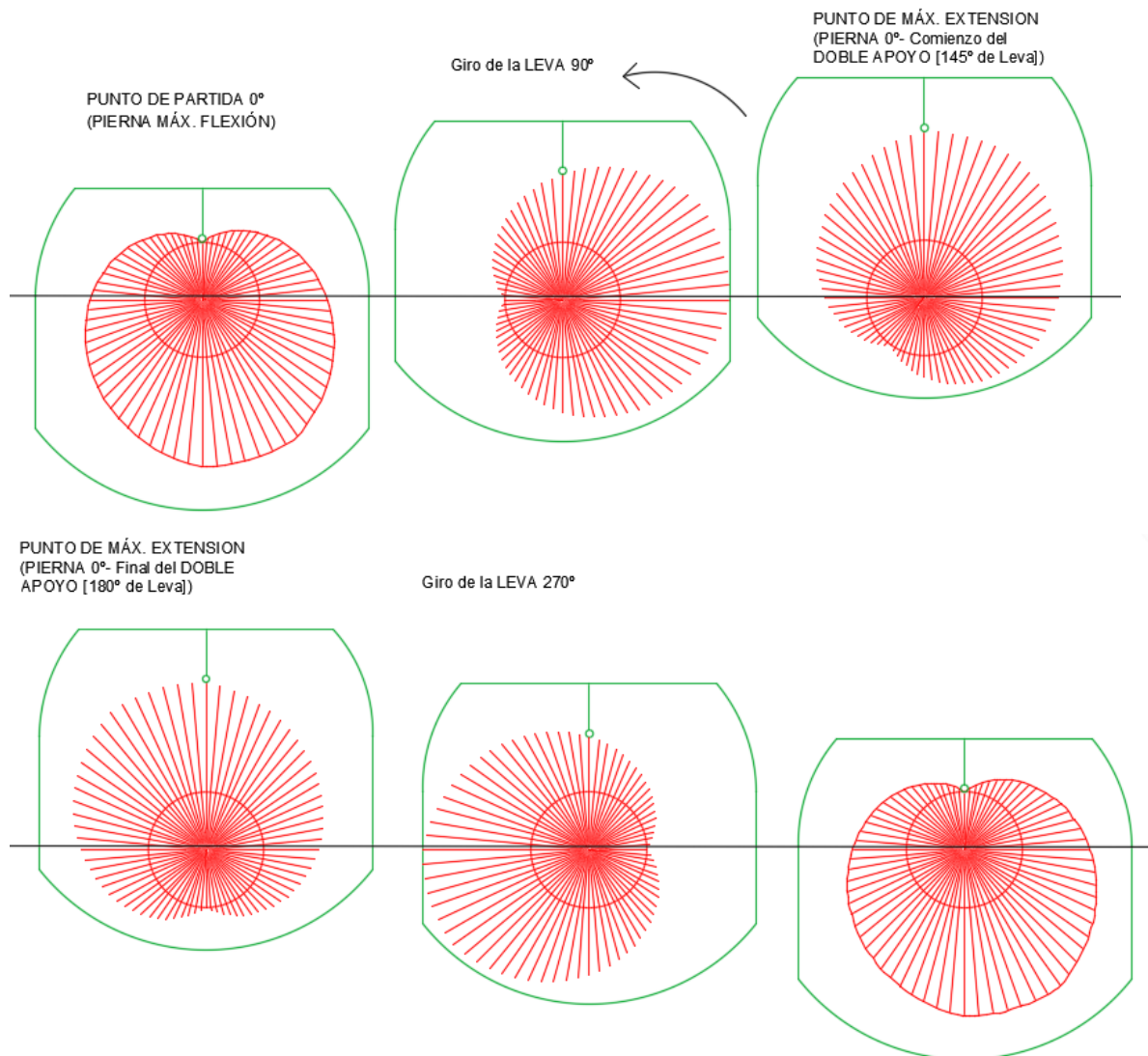


Figura 12: Movimiento Caja Seguidora/Leva

Fuente: Propia

CONCLUSIÓN DE DISEÑO. Concluyendo el diseño de la Leva, hemos de tener en cuenta unos últimos parámetros recogidos por las referencias sobre diseño de levas, en los que se expone lo siguiente:

- El **ángulo de presión** existente debe ser inferior a 30° [9], de este modo no se introducirán ni momentos ni fuerzas latentes importantes en el seguidor.
- Los **cambios en la curvatura** de la leva han de ser discretos y suaves, evitando “jalones” en la Leva-Seguidor.

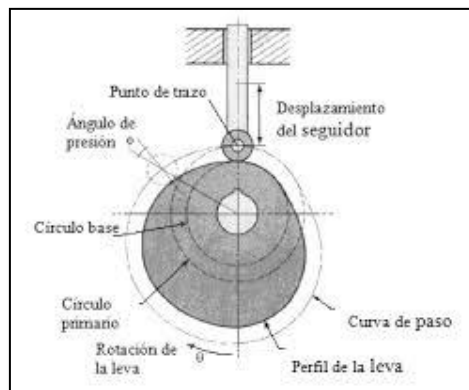


Figura 13: Áng. De Presión

Fuente: [10]

Teniendo en cuenta lo expuesto y los resultados, se opta por una Leva de diámetro central de 25mm (a mayor diámetro se logra disminuir el ángulo de presión, se obtienen valores de 29° de presión, dándolos como validos). La leva será de acero y de un espesor de 5mm. Obtenemos así nuestro diseño de Leva:

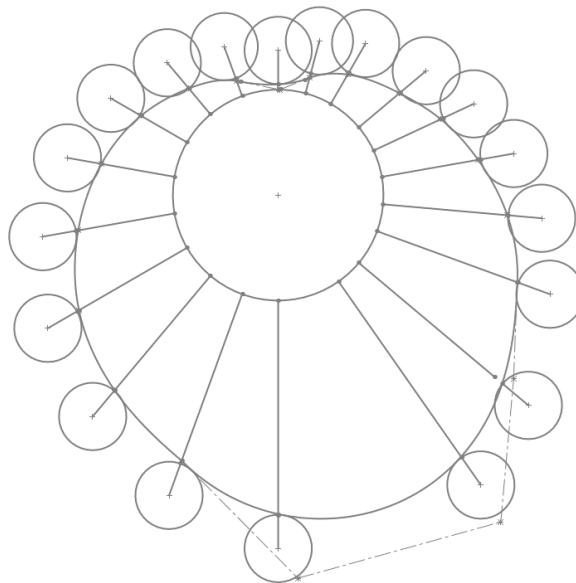


Figura 14: Diseño de Leva

Fuente: Propia

9.2.2. CAJA SEGUIDORA

Esta pieza es la encargada de transmitir el movimiento y esfuerzo desde la Leva/Motor hasta el cable. Consiste en una caja en forma de U donde irá alojado el seguidor que estará en contacto con la Leva, y el inicio del cable.

Esta Caja ha de permitir el movimiento, en su interior, de la leva, por ello debiera tener un tamaño tal que no existiera un contacto indeseable entre Leva-Caja.

Para poder realizar el seguimiento lineal del movimiento transmitido, este constará de dos guías paralelas compuestas por dos bujes de bronce autolubricados cada una, las cuales estarán conducidas por dos ejes de acero (se consigue así un bajo nivel de fricción). De este modo obtenemos un movimiento guiado de manera longitudinal, erradicando todo posible movimiento indeseable en la transmisión de la fuerza.

Por otro lado, para su diseño debemos tener en cuenta el alojamiento del seguidor en la caja, al igual que el proceso de desarme y arme del conjunto del mecanismo. Es por ello por lo que, se han practicado dos aligeramientos en la parte superior del elemento de 5mm de diámetro, permitiendo el acoplamiento del seguidor, y, también, se realizaron aberturas laterales de manera que se puedan utilizar para el desacople del subconjunto Leva-Motor.

- El diseño final tomado por la caja, según expuesto es el siguiente:



Figura 15: Caja Seguidora

Fuente: Propia

9.2.3. SEGUIDOR.

Este elemento tendrá la función de un seguidor de leva, en él se alojarán 2 rodamientos de 8x5x2.5mm que estarán en contacto con la superficie de la Leva. Esta pieza es unida mediante apriete a la Caja Seguidora.

Debido a que es una pieza propensa a romper por fatiga, debido al esfuerzo de flexión fluctuante al que se ve sometida, la pieza se calculó a fatiga, obteniendo también un valor de $181,97 \cdot 10^6$ Ciclos de vida (Vida infinita).

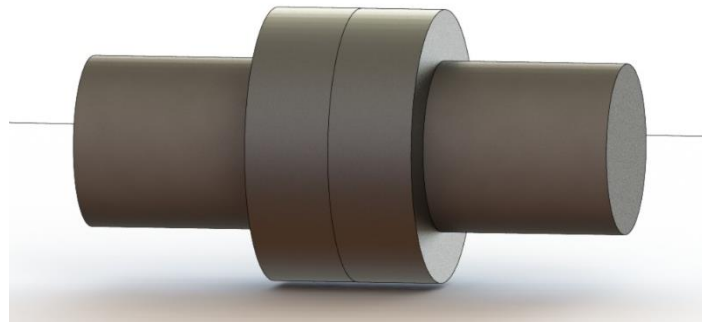


Figura 16: Seguidor

Fuente: Propia

9.2.4. CARCASA

Es la pieza en la que se alojarán los elementos descritos anteriormente, junto al motor, batería y una zona destinada a la electrónica. Se compone de dos partes una Carcasa Superior y otra Inferior, unidas entre sí por medio de 8 tornillos de M5 y longitud 16mm. Esta configuración permitirá tener un armado y desmontado fácil del conjunto que se aloja en su interior.

El conjunto deberá ser lo suficientemente alto y grande como para albergar los componentes mencionados y también, permitir el correcto movimiento de la Caja Seguidor.

La carcasa irá alojada entre el muñón y el mecanismo de la rodilla, para su acoplamiento se utilizarán tubos comerciales de aluminio e irán unidos por medio de los elementos estructurales exigidos por los propios ortopedas, denominados Pilonos y Acoples.

Los pilonos y acoples[11]. Los pilonos son elementos que actúan mecánicamente transfiriendo el peso del usuario. Los acoples son los elementos de unión de los extremos del pilón con la rodilla y el pie, se fijan mediante tornillos prisioneros.



Figura 17: Carcasa

Fuente: Propia

9.2.4.1. CARCASA SUPERIOR

Esta parte tiene la función de tapa, dejando a la vista o tapando el conjunto mecánico interior. En la parte superior interna existen dos protuberancias con dos aligeramientos cilíndricos donde irán colocadas los ejes de acero del subconjunto Caja Seguidor.

9.2.4.2. CARCASA INFERIOR

Es uno de los elementos que requiere un mayor diseño, en él se alojarán el motor, guías de acero, conjunto Caja Seguidor, batería y sistema electrónico. Para ello se tiene en cuenta:

- Ergonomía de su interior.
- Hacer uso de simetrías para evitar la generación de momentos indeseables debido a cargas asimétricas.
- Acoplamiento de los elementos.
- Motor de 74mm de longitud (sin contar eje de giro).
- Resistencia de la Carcasa sometida a todos los esfuerzos existentes (compresión, torsión, flexión), generados por los elementos alojados.
- Consideración del montaje y desmontaje.

DISEÑO INTERIOR

- **SOPORTE-MOTOR:** Para el acoplamiento del motor se ha dispuesto una pared central. Su altura viene determinada por la posición definida para la Leva y la Caja Seguidor. Se le practican distintos aligeramientos de manera que se pueda atornillar el motor a esta, al igual que se permita pasar el eje de rotación a través de ella. De manera que la pared resista eficientemente los esfuerzos debidos al Motor y Leva (torsión, flexión, cortante), se coloca un nervio estructural en la pared como elemento de refuerzo a la resistencia estructural.
- **SOPORTE GUÍAS:** Al igual que la Carcasa Superior, hemos de colocar también dos protuberancias de encaje, para las guías de acero.
- **ALOJAMIENTO BATERÍA Y SIST. ELECTRÓNICOS:** Estos dos elementos se han tenido en cuenta a la hora de diseñar el nervio del soporte-motor, pues será a ambos lados donde irán fijados, repartiendo así la carga entre ambas partes.

Se ha diseñado de manera que exista un espacio adicional para el acoplamiento de un mayor número de baterías, disposición de sensores o medidores, y otros usos futuros.



Figura 18: Carcasa Inferior

Fuente: Propia

9.2.5. GUÍAS DEL CABLE

9.2.5.1. GUÍA SUPERIOR

Es uno de los elementos críticos del conjunto, este elemento nos permitirá conseguir la protuberancia necesaria para lograr la fuerza requerida (*Distancia del pto de giro del conjunto, al pto de paso del cable = 0,03m \equiv H*), al igual que servirá de guía para el cable de trabajo. Irá alojada entre la Carcasa Inferior y el mecanismo de rodilla. Se compone de dos partes que se unirán mediante tornillería M5 y longitud 16mm.

El cable irá guiado mediante un rodamiento acanalado de 4x13x7mm, por lo que este elemento deberá tener sitio para alojar el rodamiento al igual que poseer aligeramientos para insertar el pasador al que irá sujeto.

Este elemento deberá ser robusto, debido a las cargas que deberá soportar, de tal manera que las deformaciones y desplazamientos generados por ellas no sean significantes.

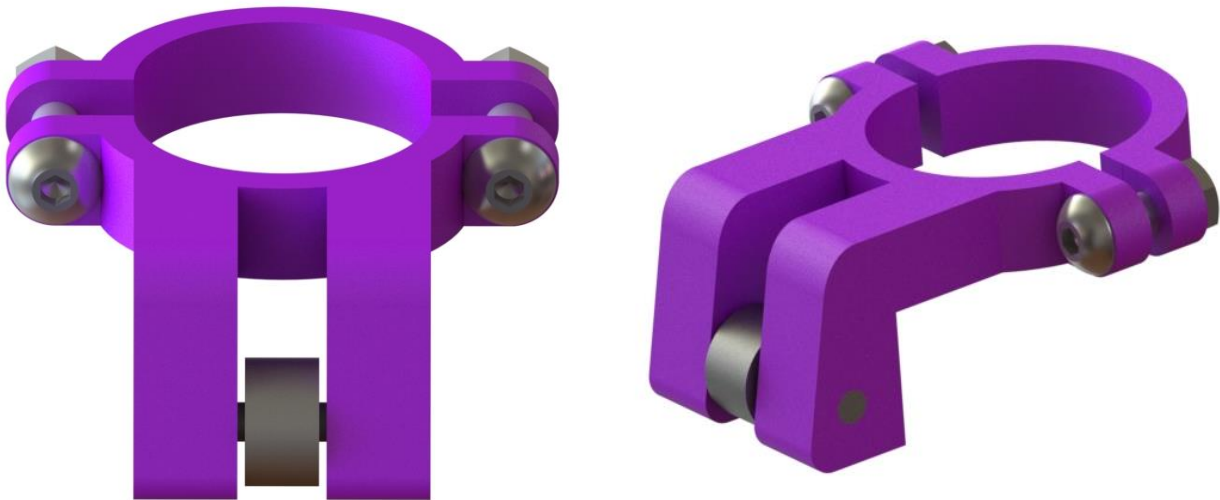


Figura 19: Guía Inferior

Fuente: Propia

9.2.5.2. GUÍA INFERIOR

Es otro de los elementos críticos del conjunto, es en este elemento donde irá sujeto el cable a la parte inferior. Por este motivo, deberá ser resistente evitando la rotura por la carga de trabajo a la que estará sometido.

Al igual que la Guía Superior se compone de dos partes que se unirán mediante tornillería M5 y longitud 16mm.

Es una pieza con un diseño peculiar, donde se le ha practicado una abertura en la zona central del agarre para poder introducir el cable, a la vez que él tiene un hueco lateral para la introducción del prisionero que agarra el cable, de esta manera, el prisionero no podrá perder su posición de manera indeseada. Garantizaremos así un acoplamiento estable y seguro.

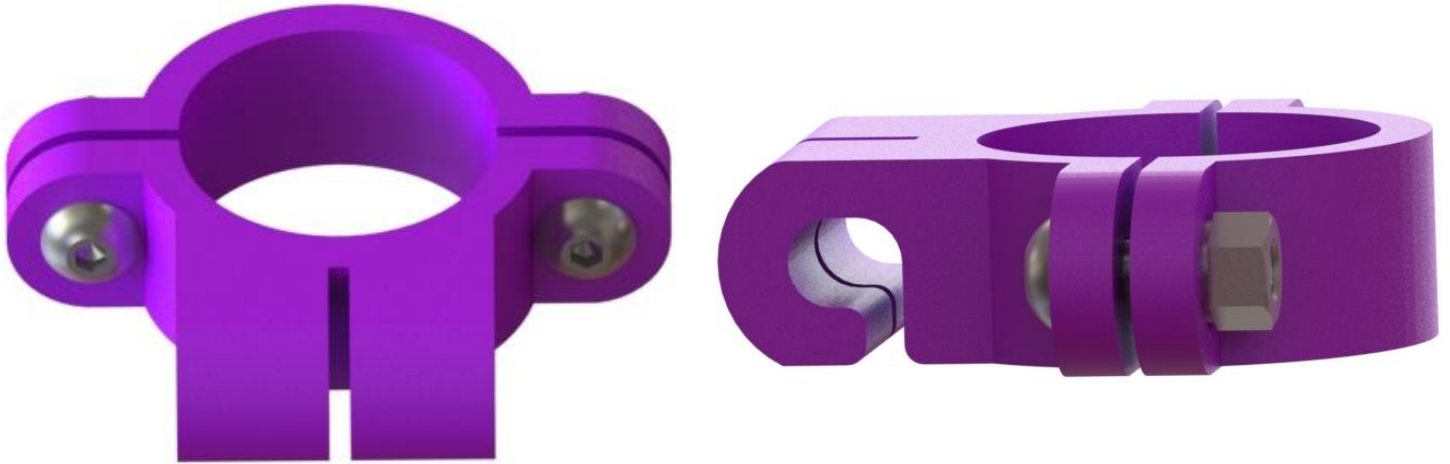


Figura 20: Guía Superior

Fuente: Propia

9.3. Fabricación

En este apartado se muestra el tipo fabricación y el material de cada una de las piezas diseñadas:

- A.** La mayoría de las piezas serán fabricadas de policarbonato mediante impresión 3D.
 - Carcasa.
 - Guía Superior.
 - Guía Inferior.

- B.** Las otras serán hechas de acero, donde mediante procesos de mecanizado se confeccionará su forma.
 - Leva. (AISI 1040)
 - Caja Seguidor. (AISI 1020)
 - Seguidor. (AISI 1040)

9.4. Elementos de compra

Para completar el ensamble total del Mecanismo Total, hay algunos elementos que hemos de comprar e instalar. Debido a ello se expone a continuación una lista de artículos que requerirán compra.

1. Varillas rectificadas de acero (F-114/h7) [12]. Son las guías por las que se deslizará la Caja Seguidor, se requerirán 2 de 5mm de diámetro y una longitud de al menos 17cm.
2. Rodamiento Guía[13]. Es el rodamiento acoplado a la Guía Superior. Rodamiento SHR con referencia LFR50/4NPP. Diámetro int. de 4mm, un diámetro ext. de 13mm y un ancho de 7mm.
3. Rodamientos Seguidor[14]. Conjunto de 2 rodamientos de bolas acoplados en el Seguidor. Se encontrarán en contacto con la Leva. Tienen unas dimensiones de 8mm de diámetro exterior y 5mm de diámetro interior y ancho 2,5mm.
4. Buje de bronce. Se requerirán 4 bujes de bronce alojados en las guías de la Caja Seguidor. Estos serán de 5mm de diámetro interior, 8 de diámetro exterior y una longitud de 1cm. Son autolubricados, lo que favorecerá el movimiento.
Se recomiendan bujes de bronce autolubricados AMES TipoA[15].
5. Tornillería de sujeción.
 - **4x** Socket button head screw ISO 7380 M5 x 16 -16C
 - **8x** Socket head cap screw ISO 4762 M5 x 16 -16C
 - **12x** Hex nut ISO 4033 M5 – W – C
6. Prisionero para cables[16]. Se requieren dos para las terminaciones del cable de trabajo. Para ello se utilizarán prisioneros con 2 taladros pasantes y tornillos de fijación, con una longitud de 16,6mm y un diámetro de 6mm.
7. Cable de acero[17]. Será el cable que realiza el trabajo de transmisión de fuerza. Se utilizará cable de acero trenzado de 1,2mm (utilizado también en bicicletas).

9.5. Acoplamiento y montaje

En este apartado se mostrará el proceso de armado del conjunto del mecanismo.

1. En primer lugar, colocaremos tanto la Guía Superior como la inferior. Irán fijados mediante la tornillería descrita en apartados anteriores.



Figura 21: Paso 1 Fuente: Propia

2. Pasando al armado del interior de la Carcasa, atornillaremos adecuadamente con los tornillos aportados por el fabricante, el Motor al Soporte Motor.
3. Pasamos al armado de la Caja Seguidora, donde colocaremos el extremo del cable de trabajo, el eje del Seguidor y los 2 rodamientos.



Figura 22: Paso 2 y 3 Fuente: Propia

4. Posteriormente, y ya colocados a presión mediante martilleo los bujes de bronce en los orificios de la Caja, colocamos en su interior la Leva. Acoplamos mediante presión la Leva al eje del Motor.



Figura 23: Paso 4

Fuente: Propia

5. Realizado el paso 4, colocamos las guías de acero en su posición. Al igual que el resto de los componentes adicionales alojados en la cavidad interior.
6. Hacemos coincidir la Carcasa Superior con las guías y atornillamos la Carcasa.



Figura 24: Paso 5 y 6

Fuente: Propia

7. Una vez armada la Carcasa, pasaremos a unirlo a la estructura final, para ello se utilizarán los elementos mencionados apartados atrás (Pilotes y acoples -En la imagen no se ven debido a que se tratan de elementos adicionales ortopédicos) la unión se realizaría mediante prisioneros, unión aluminio-carcasa.
8. Por último, el cable saliente por la parte inferior de la carcasa, lo uniremos mediante un prisionero de cables, al Soporte Guía Inferior.



Figura 25: Paso 7 y 8

Fuente: Propia

9.6. Estudio de esfuerzos y desplazamientos

En este apartado se recogerán los distintos estudios de esfuerzos de cada una de las piezas diseñadas. En ellos se expondrán las cargas a las que ha sometido el elemento, el tipo de mayado, las restricciones, los contactos entre elementos si los hubiere, y los resultados obtenidos en el estudio.



Para el Estudio de Esfuerzos y Desplazamientos se utilizará el método de cálculo matricial de elementos finitos, a partir del Simulador **SolidWorks 2018**. Los resultados de las simulaciones de manera más extendida, al igual que las imágenes de los resultados, se encuentran en Anexo II (Cálculos: Resultados de Simulaciones).



9.6.1. ESTUDIO DE LA LEVA

Estudio de cargas existente en la leva de 25mm, realizado en el punto más crítico.

- Cargas: Se aplicará una carga de 40N, correspondiente a la carga crítica existente en la Leva, con un coef. De seguridad.

Para la colocación de la carga:

- Carga más crítica existente en la leva (suponiendo un coef. de seguridad)
 - La carga es aplicada Normal a la superficie de contacto entre rodamiento (seguidor) y la leva.
- Restricciones: Restringimos totalmente la leva, en la superficie de acoplamiento del eje del Motor. Este no permitirá su movimiento en ningún grado de libertad.
 - Contactos: Estudio de pieza única, no existe contacto.

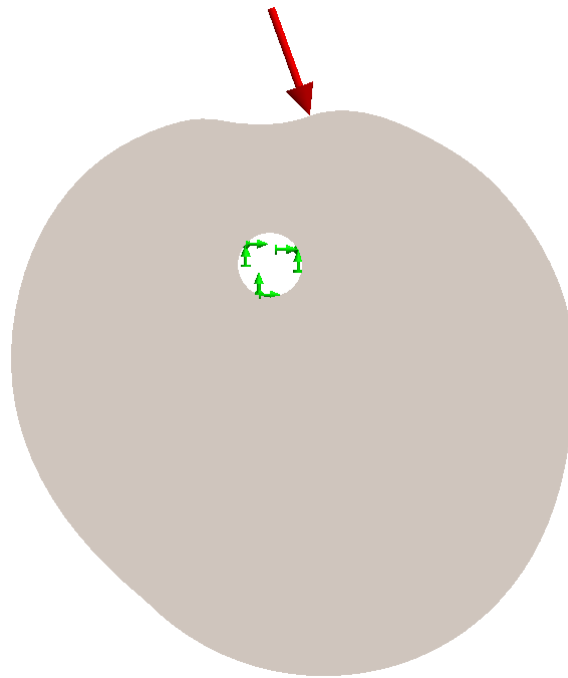


Figura 26: Cargas y Restricciones LEVA

Fuente: Propia

- Mallado: Se opta por realizar un control de mayado en las zonas de aplicación de cargas y restricciones (zonas críticas).

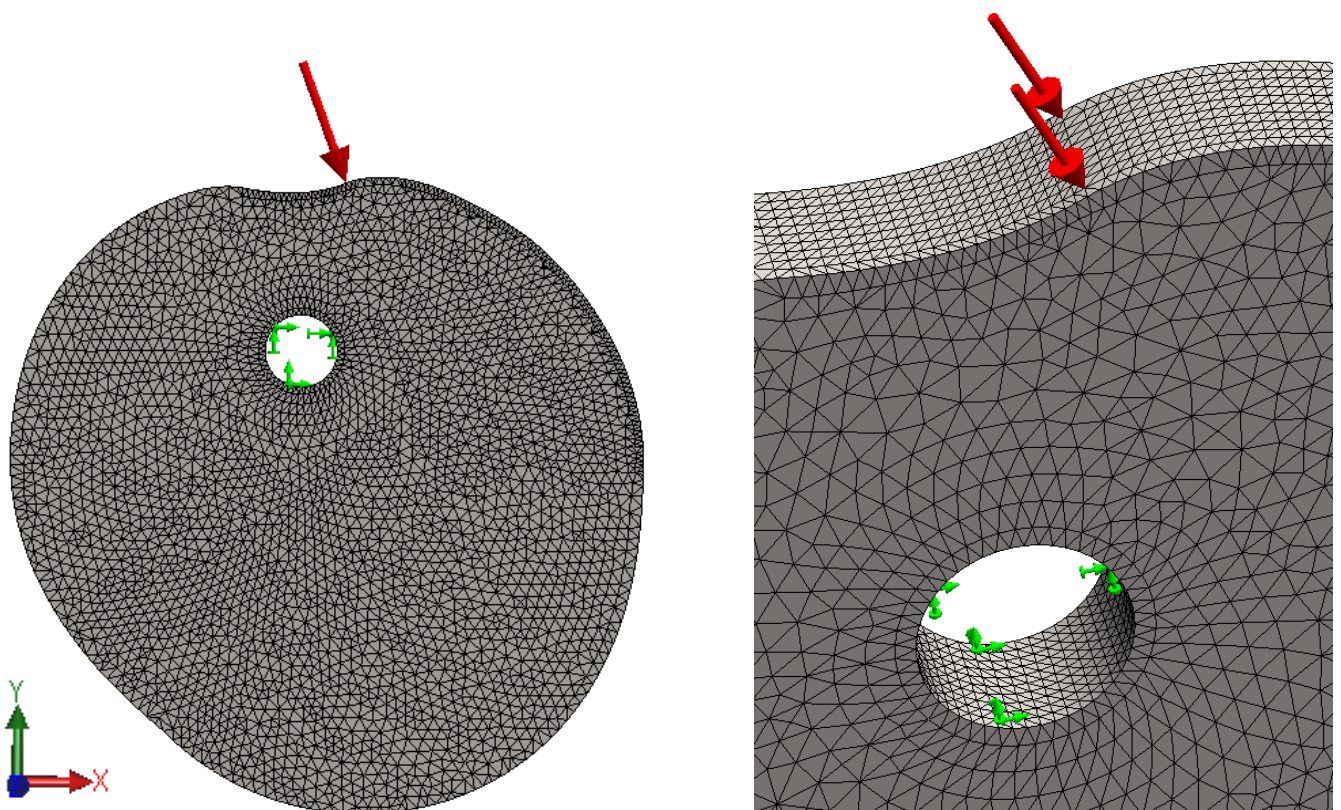


Figura 27: Malla LEVA

Fuente: Propia

Resultados:

Tensión (MPa)	72.8 Mpa
Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.792e-04 mm
X	2.069e-04 mm
Z	7.250e-05 mm

Tabla 10: Resultados LEVA

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, sin provocar desplazamientos ni tensiones notables que dañen el funcionamiento del mecanismo.

9.6.2. ESTUDIO DEL SOPORTE SEGUIDOR

Estudio de cargas existentes en el conjunto Seguidor-Caja Móvil, esto nos permitirá identificar y comprobar las tensiones y desplazamientos que se generarán en los elementos diseñados.

- **Cargas:** Se aplicará una carga de 40N, correspondiente a la carga crítica de trabajo, con un coef. De seguridad.

Para el desarrollo del estudio suponemos que:

- La carga de la Leva se efectúa sobre los Rodamientos (seguidores)
 - Longitud de contacto de los Rodamientos sobre el eje: 5mm
 - La carga se aplica sobre el eje, en la mitad del cilindro inferior (manera adecuada de contacto de rodamiento)
- **Restricciones:** Se restringe totalmente el conjunto en la parte donde irá sujeto el cable de trabajo. También se restringirá, los aligeramientos de las guías de la Caja Seguidora, utilizando una restricción cilíndrica.
 - **Contactos:** Debido a que se trata de un estudio de conjunto, existirán contactos. Se tratará de una unión sin penetración.

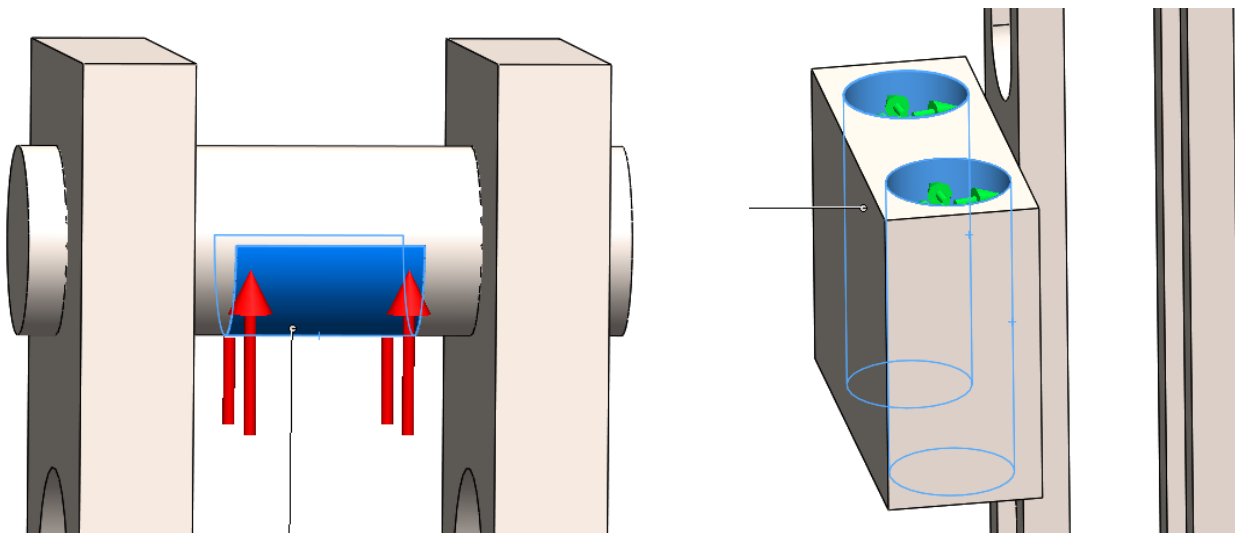


Figura 28: Cargas y Restricciones Caja Seguidora

Fuente: Propia

- **Mallado:** Se opta por realizar un control de mayado en las zonas de aplicación de cargas, restricciones y uniones de elementos (zonas críticas).

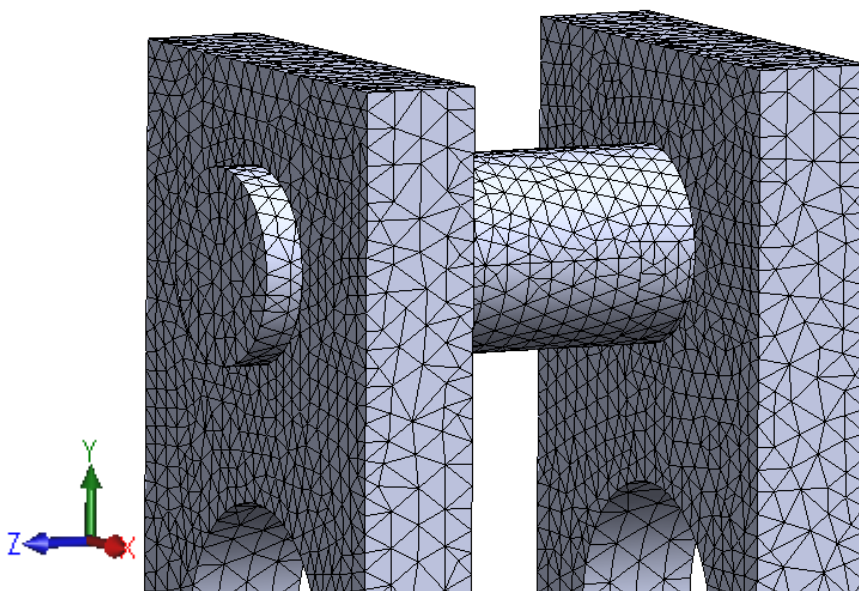


Figura 29: Malla Caja Seguidora

Fuente: Propia

Resultados:

Tensión (Mpa)	14.16 MPa
Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	7.821e-04 mm
X	1.760e-04 mm
Z	9.813e-04 mm

Tabla 11: Resultados Desplazamientos CAJA SEGUIDOR

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, sin provocar desplazamientos notables que dañen el funcionamiento del mecanismo.

9.6.3. ESTUDIO DE LA CARCASA INFERIOR.

Estudio de cargas del elemento diseñado Caja Inferior, donde se alojará el Motor junto al conjunto de Leva y Seguidor.

○ Cargas.

Las cargas a las que se verá sometida esta parte de la Carcasa son:

- Torsor generado por Motor (con un coef. seguridad): 0,6Nm
- Peso del Motor: 5N
- Esfuerzo de compresión. En el contacto con la Carcasa Superior, y corresponde con el peso a soportar por la prótesis: $1000N + CS=1200N$
- Momento Esfuerzo Flector. Debido al esfuerzo de la Leva. Se colocará como carga remota respecto a la posición de la Leva: 30N

○ Restricciones: El elemento de estudio se restringirá totalmente en la zona que actuarán los prisioneros del soporte.

○ Contactos: Estudio de pieza única, no existe contacto.

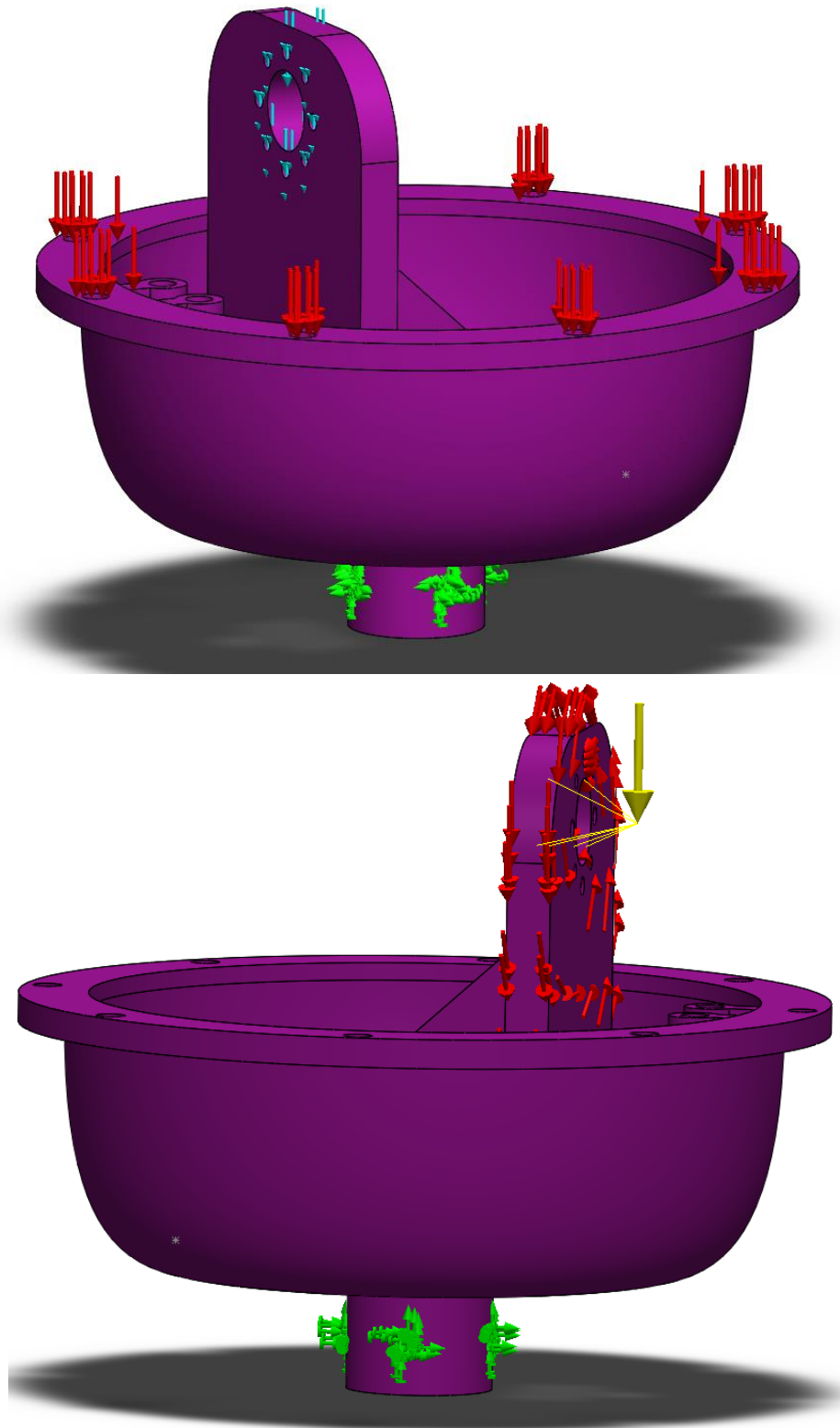


Figura 30: Cargas y Restricciones Carcasa INF

Fuente: Propia

- Mallado: Se realiza un control de malla do en las zonas más críticas. Estas zonas se localizan en los puntos de aplicación de las cargas de Motor y Leva.

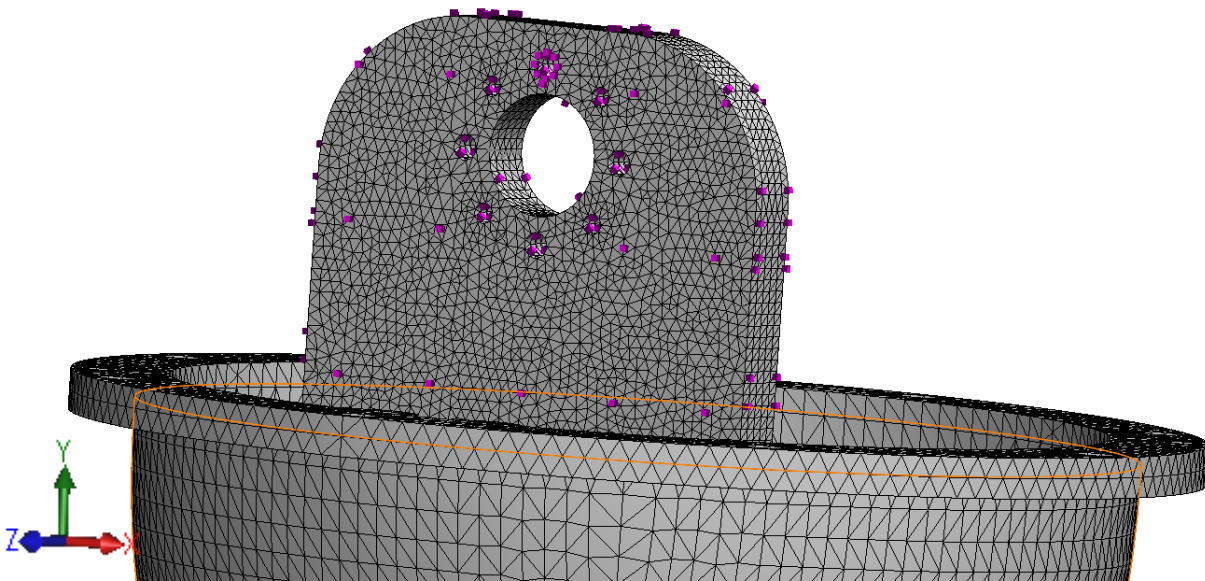


Figura 31: Malla Carcasa INF

Fuente: Propia

- Resultados:

Tensión (MPa)	58,5 Mpa
Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.94 mm
X	1.5 mm
Z	2.5e-01 mm

Tabla 12: Resultados Desplazamientos CARCASA INF

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, provocando desplazamientos de como máximo 2mm, despreciables para que dañen el funcionamiento del mecanismo.

9.6.4. ESTUDIO DE LA CARCASA

Estudio del comportamiento del conjunto de la Carcasa frente a la compresión recibida a efecto del peso del usuario.

○ Cargas:

Las cargas a las que se verá sometida la Carcasa son:

- Esfuerzo de compresión. Corresponde con el peso a soportar por la prótesis: $1000N + CS=1200N$

○ Restricciones: El elemento de estudio se restringirá totalmente en la zona que actuarán los prisioneros del soporte. De igual manera que el estudio anterior.

○ Contactos: Unión rígida entre ambas partes de la Carcasa.

○ Mallado: Se realiza un fino mallado general.

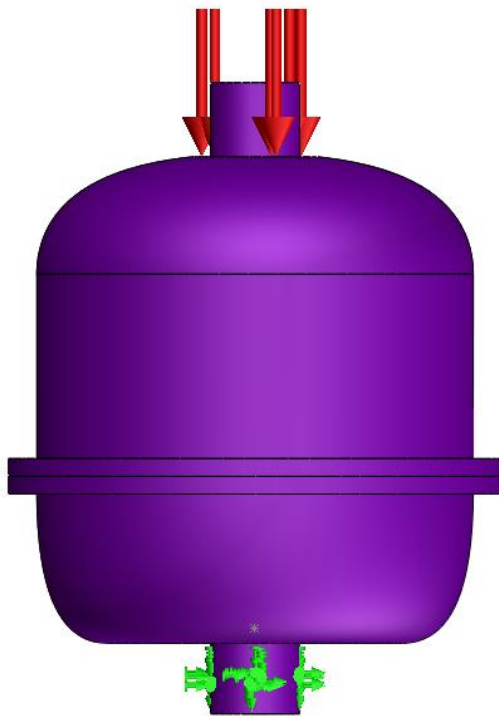


Figura 32: Cargas y Restricciones Carcasa

Fuente: Propia

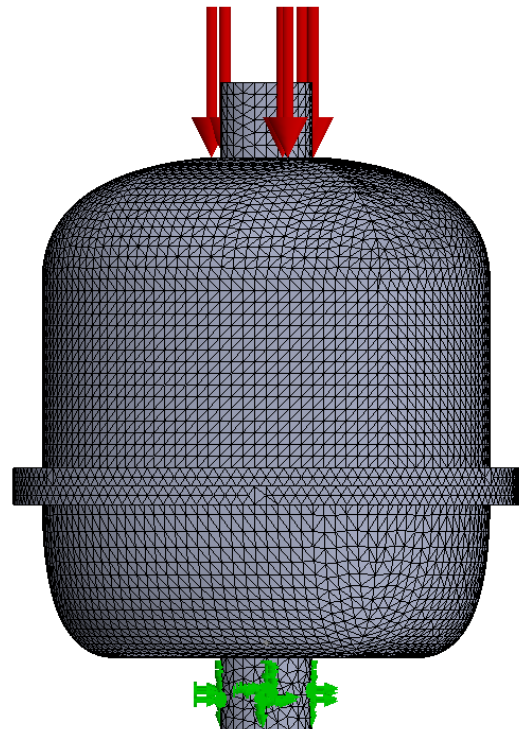


Figura 33: Malla Carcasa

Fuente: Propia

○ Resultados:

Tensión (MPa)	33.8 Mpa
Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.89 mm
X	1.7e-01 mm
Z	1.269 mm

Tabla 13: Resultados Desplazamientos CARCASA

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, provocando desplazamientos de como máximo 2mm, despreciables para que dañen el funcionamiento del mecanismo.

9.6.5. ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA SUPERIOR.

Este soporte es crítico, estará sometido a la carga de trabajo del cable, pues servirá de soporte para el mismo.

○ **Cargas:**

Las cargas a las que se verá sometida este Soporte SUP son:

- Esfuerzo de tensión del cable. En la dirección 1: 40N
- Esfuerzo de tensión del cable. En la dirección 2: 40N

○ **Restricciones:** El elemento está restringido totalmente en la superficie de contacto entre el soporte y el tubo, al igual que por la unión atornillada a la otra mitad del soporte.

○ **Contactos:** Estudio de pieza única, no existe contacto.

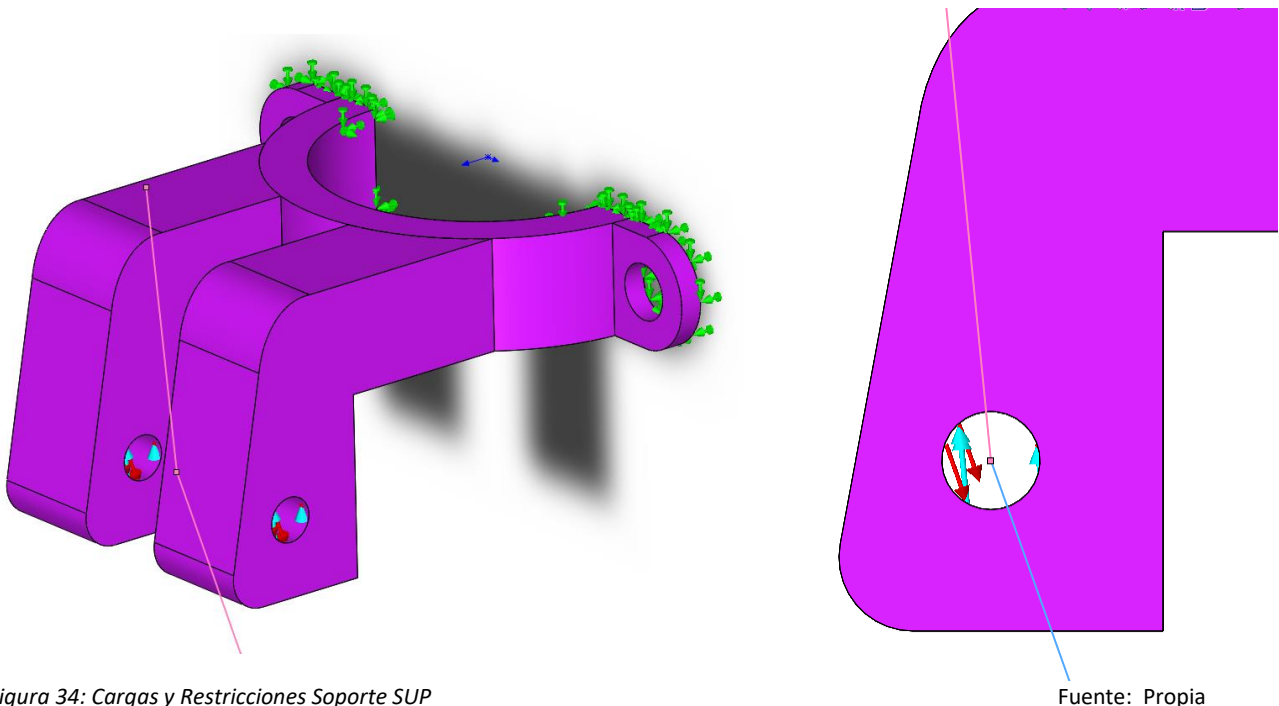


Figura 34: Cargas y Restricciones Soporte SUP

Fuente: Propia

- Mallado: Se realiza un control de mallado de la zona propensa a romper, de este modo obtener resultados representativos del estudio.

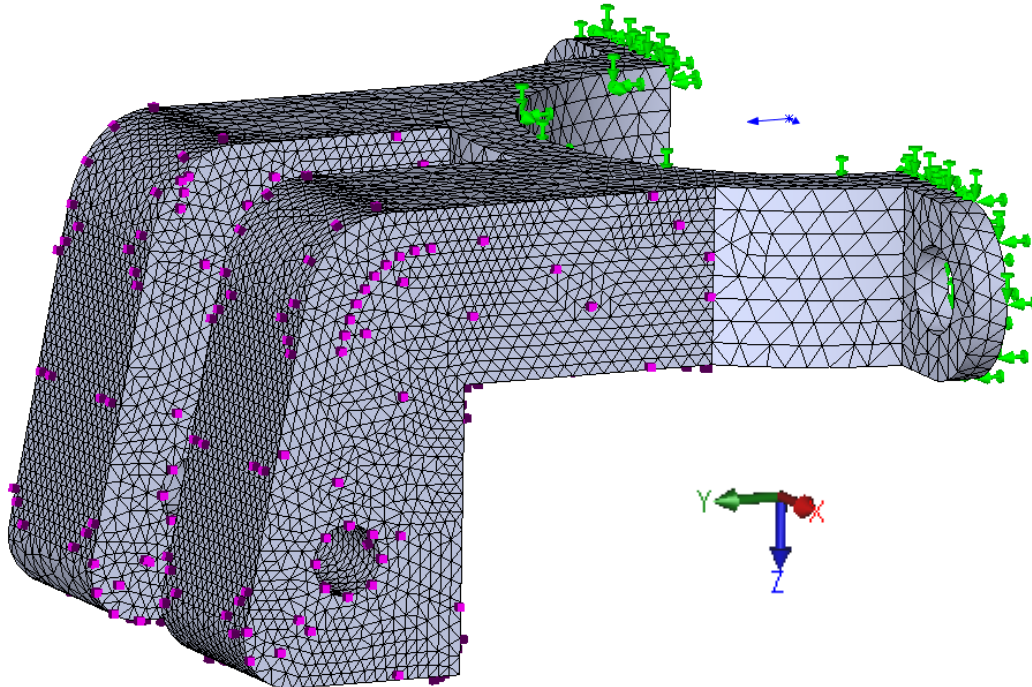


Figura 35: Malla Soporte SUP

Fuente: Propia

- Resultados:

Tensión (MPa)	2,19 Mpa
Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	2.5e-02 mm
X	1.61e-03 mm
Z	1.87e-02 mm

Tabla 14: Resultados Desplazamientos SOPORTE SUP

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida a pesar de tratarse de una zona de riesgo por rotura.

9.6.6. ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA INFERIOR

Este soporte es crítico, estará sometido a la carga de trabajo del cable, pues es donde se encontrará acoplado el extremo final del cable, y donde se aplicará la carga necesaria para el movimiento.

○ Cargas:

Las cargas a las que se verá sometida este Soporte INF son:

- Esfuerzo de tensión del cable. Actuará sobre la superficie cilíndrica interior de la pieza, donde estará el contacto con el prisionero del cable.

En la dirección 1: 40N

- Restricciones: El elemento está restringido totalmente en la superficie de contacto entre el soporte y el tubo, al igual que por la unión atornillada a la otra mitad del soporte.

- Contactos: Estudio de pieza única, no existe contacto.

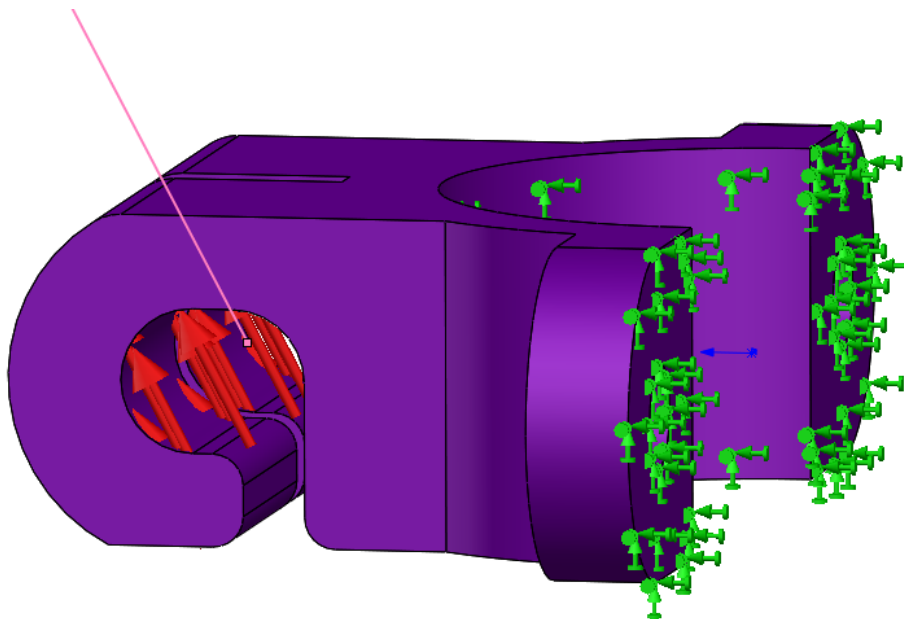


Figura 36: Cargas y Tensiones Soporte INF

Fuente: Propia

- Mallado: Se realiza un control de mallado de la zona propensa a romper, de este modo obtener resultados representativos del estudio.

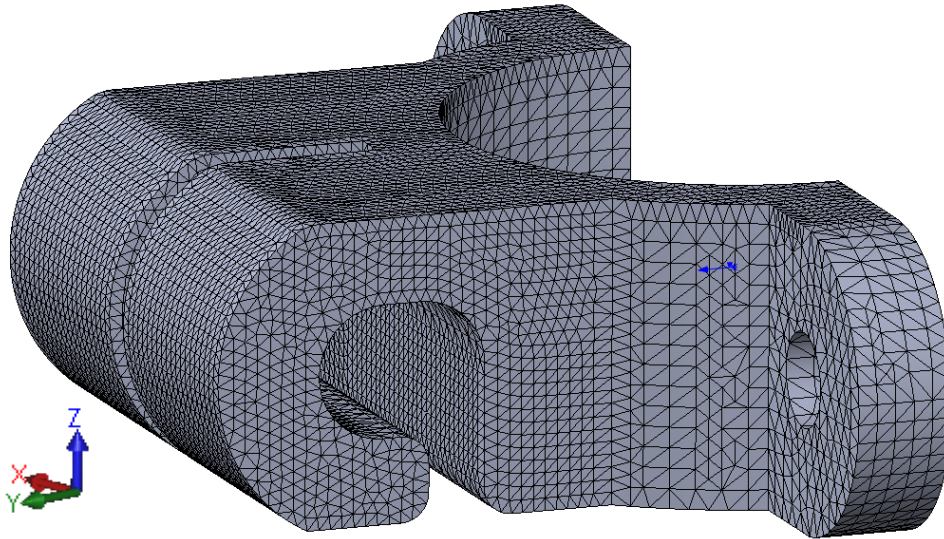


Figura 37: Cargas y Tensiones Soporte INF

Fuente: Propia

- Resultados:

Tensión (MPa)	8,35 Mpa
Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.11e-01 mm
X	4.62e-03 mm
Z	1.07e-01 mm

Tabla 15: Resultados Desplazamientos SOPORTE INF

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida a pesar de tratarse de una zona de riesgo por rotura. Incluso con desplazamientos mínimos.

9.7. Estudio de Pandeo

Debido a que nuestra Carcasa va a estar sometida a compresión y se trata de un elemento estructural, debemos realizar un estudio de Pandeo. Para el estudio se llevará a cabo el mismo proceso de cargas, restricciones y uniones, que las presentadas en el apartado 9.6.4.

Realizado el estudio de Pandeo, debemos comprobar que el valor del Factor de Pandeo de Seguridad sea adecuado.

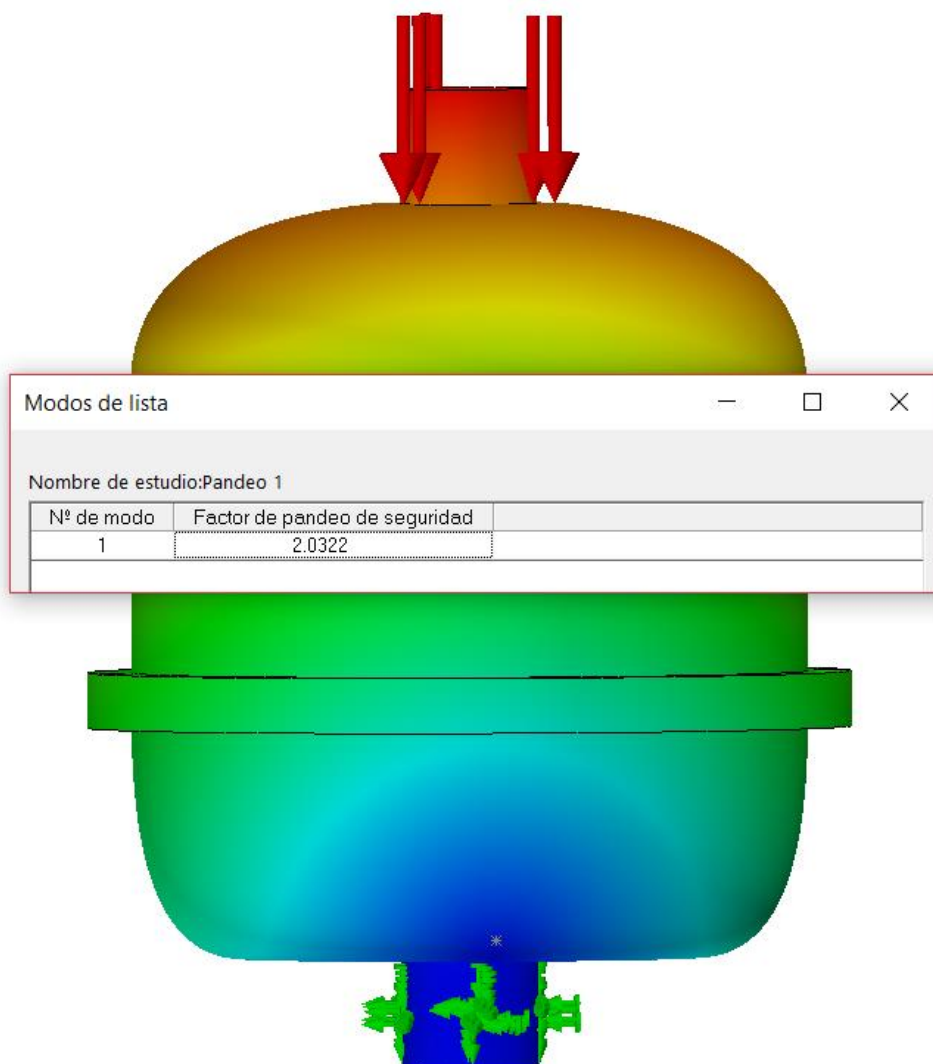


Figura 38: Pandeo Carcasa

Fuente: Propia

CONCLUSIÓN. Obteniendo un valor de 2.03 de Factor de Pandeo de Seguridad, se dará por válido pues la carga aplicada en el estudio ya se encontraba mayorada, es decir, con un Coef. De Seguridad inicial. Damos este resultado por válido.

10. Conclusion

A prototype has been developed that solves the problem posed for this Final Degree Project.

This mechanism meets the objectives set for this work. It will allow the user to walk at a higher speed.

Through anatomical study coupled with mechanical thinking, a mechanism was designed that is placed on the upper part of the orthopedic prosthesis. By moving a cam driven by an electronically controlled motor, it would displace a wire coupled to the lower of the prosthesis. Which, develops an additional force to the natural movement of the prosthesis, at the time of extension.

The different elements of the system were analyzed and studied, where through test and error they took their final form.

This prototype is presented as a prosthetic solution to the expensive orthopedic articles. As every prototype should be physically tested.

11. Bibliografía

- [4] E. D. Fonseca Rojas, "DISEÑO DE PRÓTESIS ACTIVADA DE RODILLA CON ACTUADOR DE RIGIDEZ VARIABLE," 2017.
- [6] P.-A. Willems, B. Schepens, and C. Detrembleur, "Marcha normal," *EMC - Kinesiterapia - Med. Física*, vol. 33, no. 2, pp. 1–29, 2012.
- [9] H. (Hamilton H. Mabie and C. F. Reinholtz, *Mecanismos y dinámica de maquinaria*. Limusa, Noriega Editores, 1998.
- [11] N. L. Araujo Herrera, "Diseño de una prótesis para amputación transfemoral," 2012.
- [15] E. Permanente, "Silenciadores y Filtros y Filtros." .

Página web

- [1] "Total Knee 2000." [Online]. Available: <https://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/dynamic-solutions/total-knee-2000>. [Accessed: 29-Jun-2019].
- [2] "Prótesis de rodilla Genium X3 | Ottobock ES." [Online]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/genium-x3/>. [Accessed: 29-Jun-2019].
- [3] "Prótesis para Amputación Transfemoral - Ortopedia García Ferriz." [Online]. Available: <http://ortopediagarciaferriz.es/productos/protesis-amputacion-transfemoral/>. [Accessed: 29-Jun-2019].
- [5] "Péndulo Simple - Wikipedia, la enciclopedia libre." [Online]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Péndulo_simple.
- [7] E. Zamorano, "Salud: El número exacto de pasos que debes dar por minuto para adelgazar," *03/07/2018 09:52*, 2018. [Online]. Available: https://www.elconfidencial.com/alma-corazon-vida/2018-07-03/pasear-caminar-ejercicio-esta-forma_1586782/. [Accessed: 02-Apr-2019].
- [8] "Shenzhen Howell Energy Co., Ltd. - LiFePO4 battery, Lithium ion battery." [Online]. Available: https://howellbattery.en.alibaba.com/?spm=a2700.md_es_ES.deiletai6.1.113d5d49ObnJp8&tracelog=product_detail_cp. [Accessed: 28-Jun-2019].
- [10] E. C. D. L. C. P. C, "No Title," 2009. [Online]. Available: https://pirhua.udep.edu.pe/bitstream/handle/11042/1280/IME_144.pdf?sequence=1&isAllowed=y. [Accessed: 28-Jun-2019].
- [12] "BARRA CROMADA F-114 CK45 TOL.F7 - Randrade." [Online]. Available: <https://www.randrade.com/barra-rectificada-y-o-cromada-f-114h7-f-114h8-f-114f7-f-125f7/65-barra-cromada-f-114-ck45-tolf7.html>. [Accessed: 28-Jun-2019].

-
- [13] "Shanghai Shengyue Bearing Co., Ltd. - ball Bearing, Roller bearing." [Online]. Available: https://shr-bearing.en.alibaba.com/?spm=a2700.md_es_ES.deiletai6.1.4dcc130aYuhrc5&tracelog=product_detail_cp. [Accessed: 28-Jun-2019].
- [14] "Rodamientos MR85 ZZ - JVL-Europe." [Online]. Available: https://shop.jvl-europe.com/epages/61425996.sf/es_ES/?ObjectPath=/Shops/61425996/Products/MR85zz. [Accessed: 02-Jul-2019].
- [16] "Prisionero para cable acero cromo :: Koala Components." [Online]. Available: <https://www.koalacomponents.com/catalogo/a/prisionero-para-cable-acero-cromo>. [Accessed: 28-Jun-2019].
- [17] "Cables y Fundas de cambio y freno para bicicletas." [Online]. Available: <https://dbikerstore.es/cables-fundas-56>. [Accessed: 28-Jun-2019].



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

PROYECTO FINAL DE GRADO

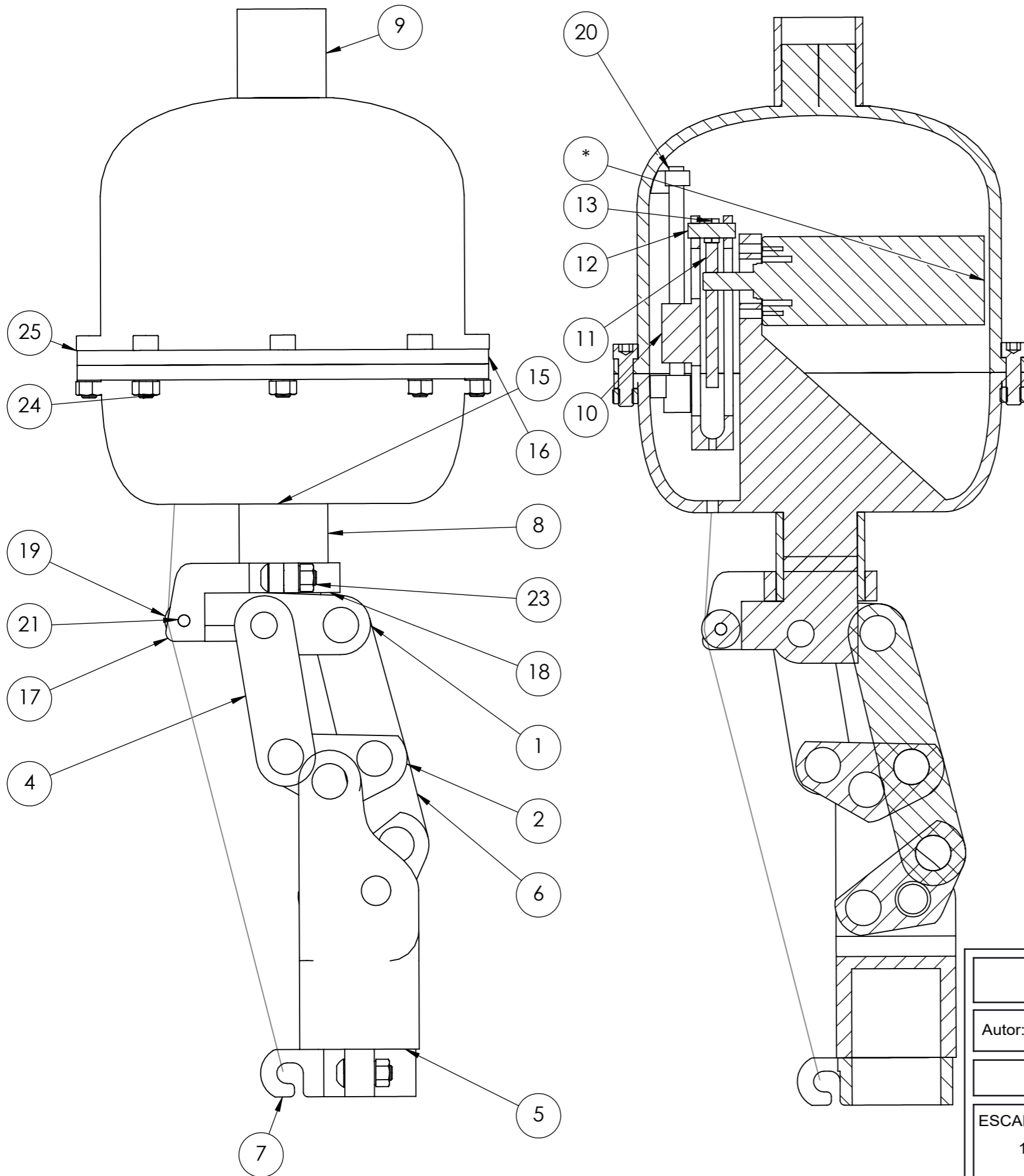
MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

ANEXO I: PLANOS DE PIEZAS

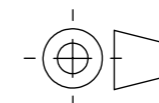
ANEXO I: Planos de Piezas


INTRODUCCIÓN

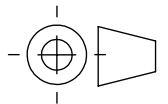
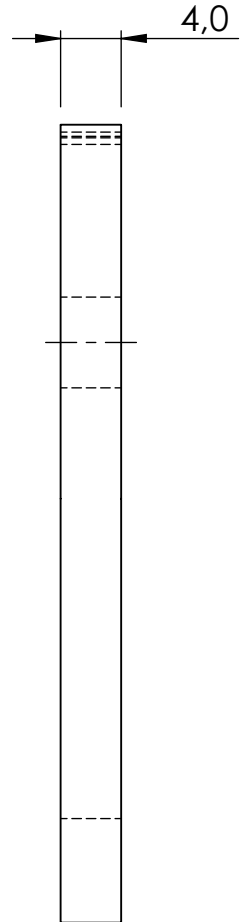
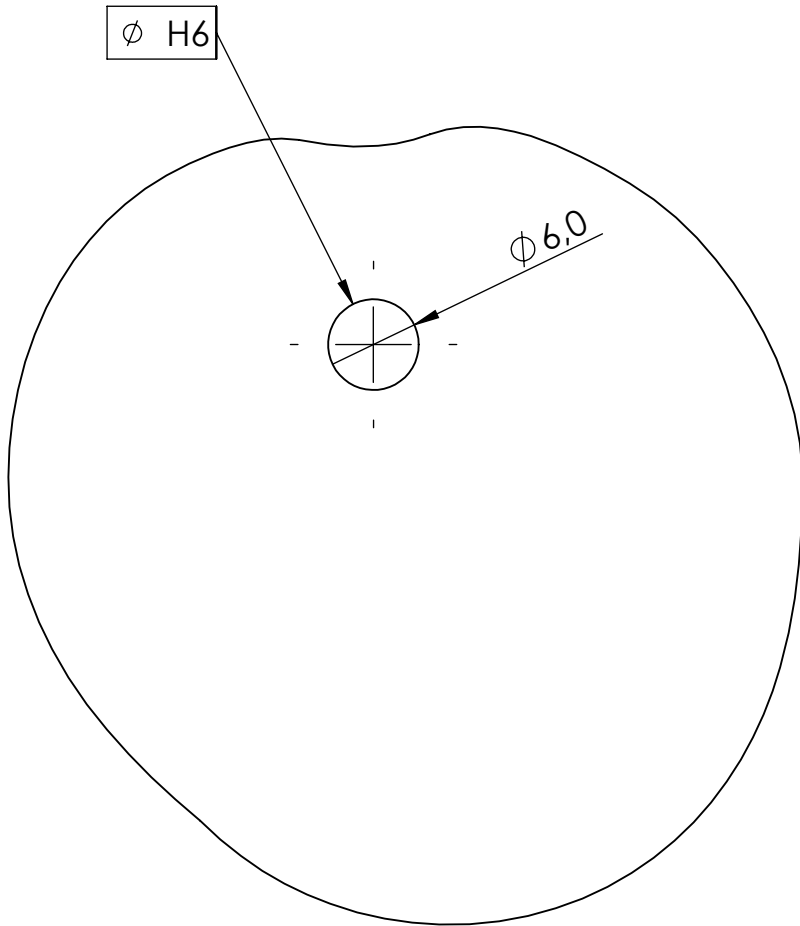
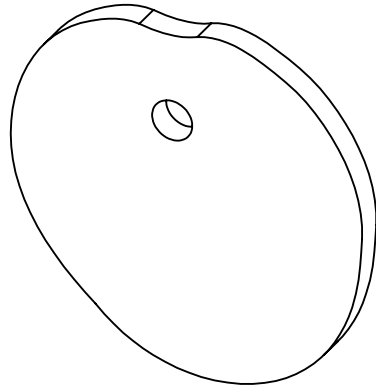
En este documento se recogen los distintos **planos** para la fabricación de las distintas piezas diseñadas.



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Union_Rigida_SUP	1
2	Triángulo	2
3	Tubo_INF	1
4	Union_Doble	2
5	Union_Rigida_INF	1
6	Union_Triple	1
7	Soporte Cable INF	1
8	2Tubo_INF_caja	1
9	2Tubo_SUP_caja	1
10	Caja Seguidor	1
11	LEVA_25	1
12	Seguidor	1
13	Rodamientos	2
*	MOTOR_REDUCTORA	1
15	Carcasa Inferior	1
16	Carcasa Superior	1
17	1_Soporte_GUÍA_Cable	1
18	2_Soporte_GUÍA_Cable	1
19	Cojinete13mm	1
20	VarillaRectificadah7_5mm	2
21	EjeRodamiento_4mm	1
22	Buje_5x8mm	4
23	ISO 7380 - M5 x 16 - 16C	4
24	ISO - 4033 - M5 - W - C	12
25	ISO 4762 M5 x 16 - 16C	8



PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo		Id. s. normas: UNE-EN-DIN	 ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
TFG			
ESCALA: 1:2	CONJUNTO		Nº PLANO: 1.00



PIERNA ORTOPÉDICA

Autor: Añaterve Oval Trujillo

Id. s. normas:
UNE-EN-DIN



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado Ingeniería Mecánica
Universidad de La Laguna

TFG

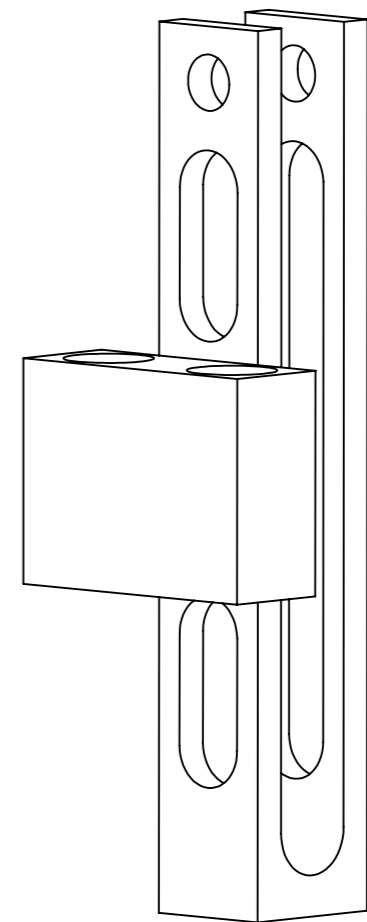
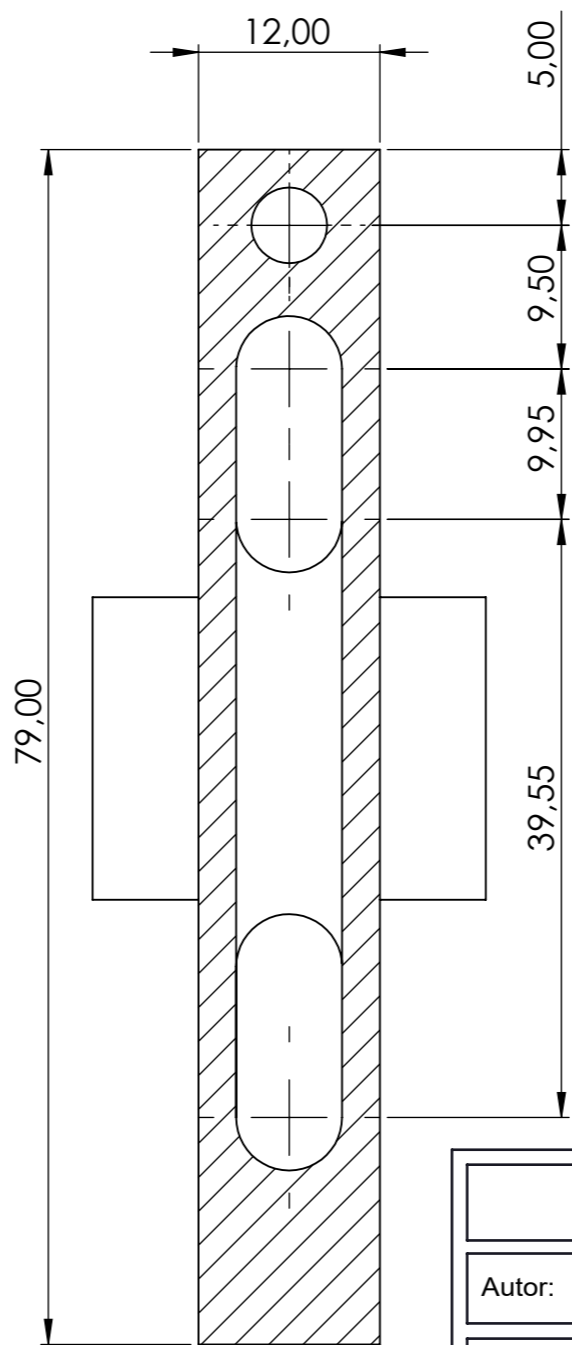
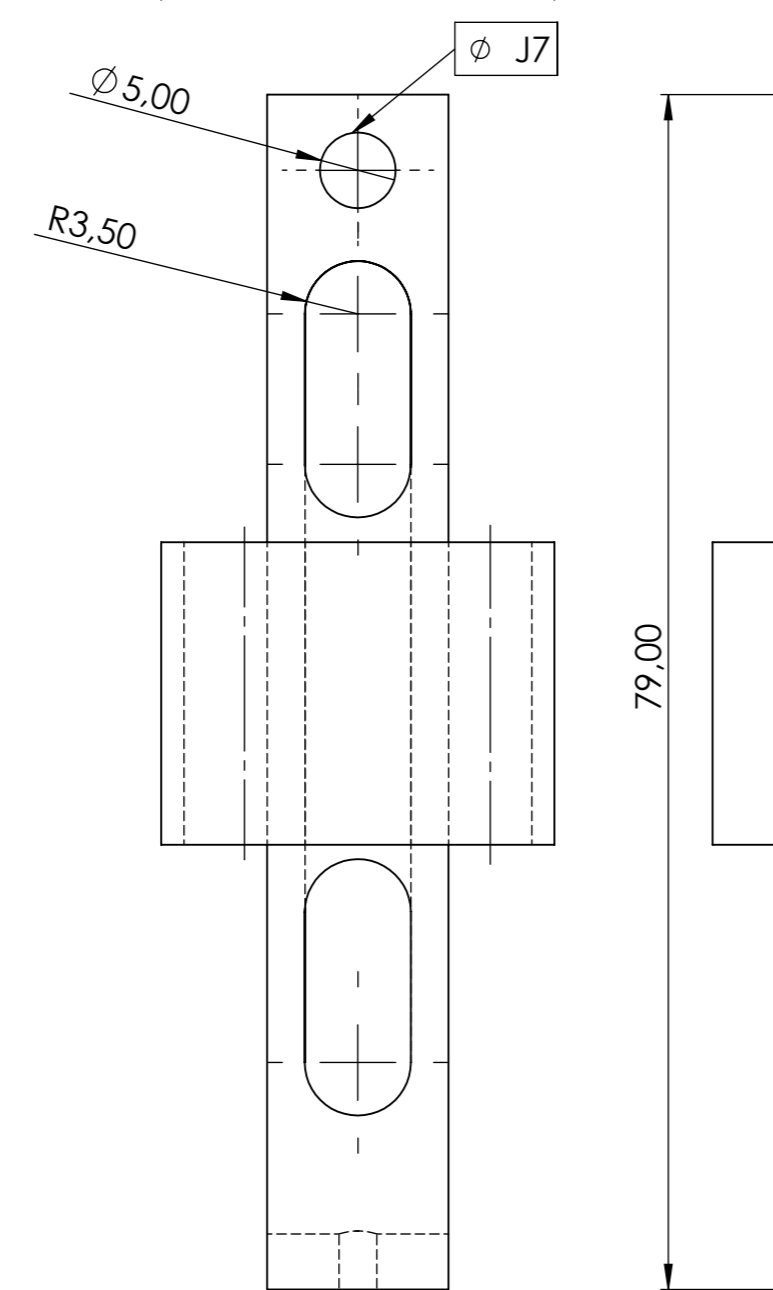
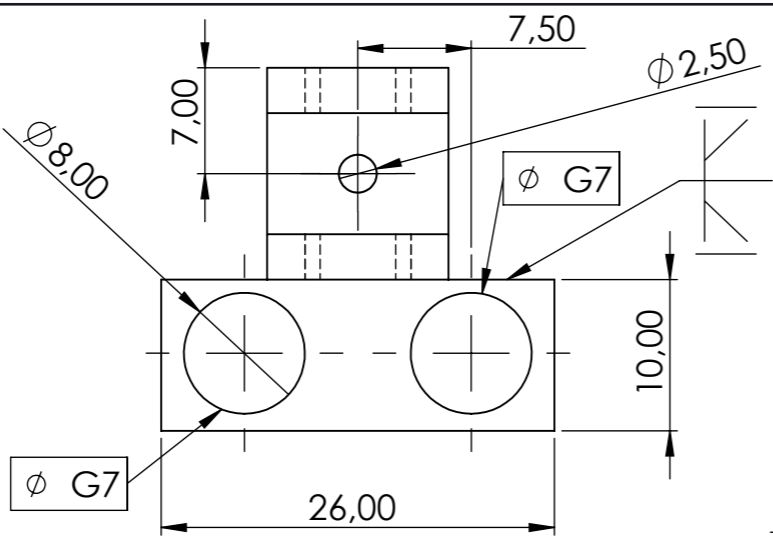
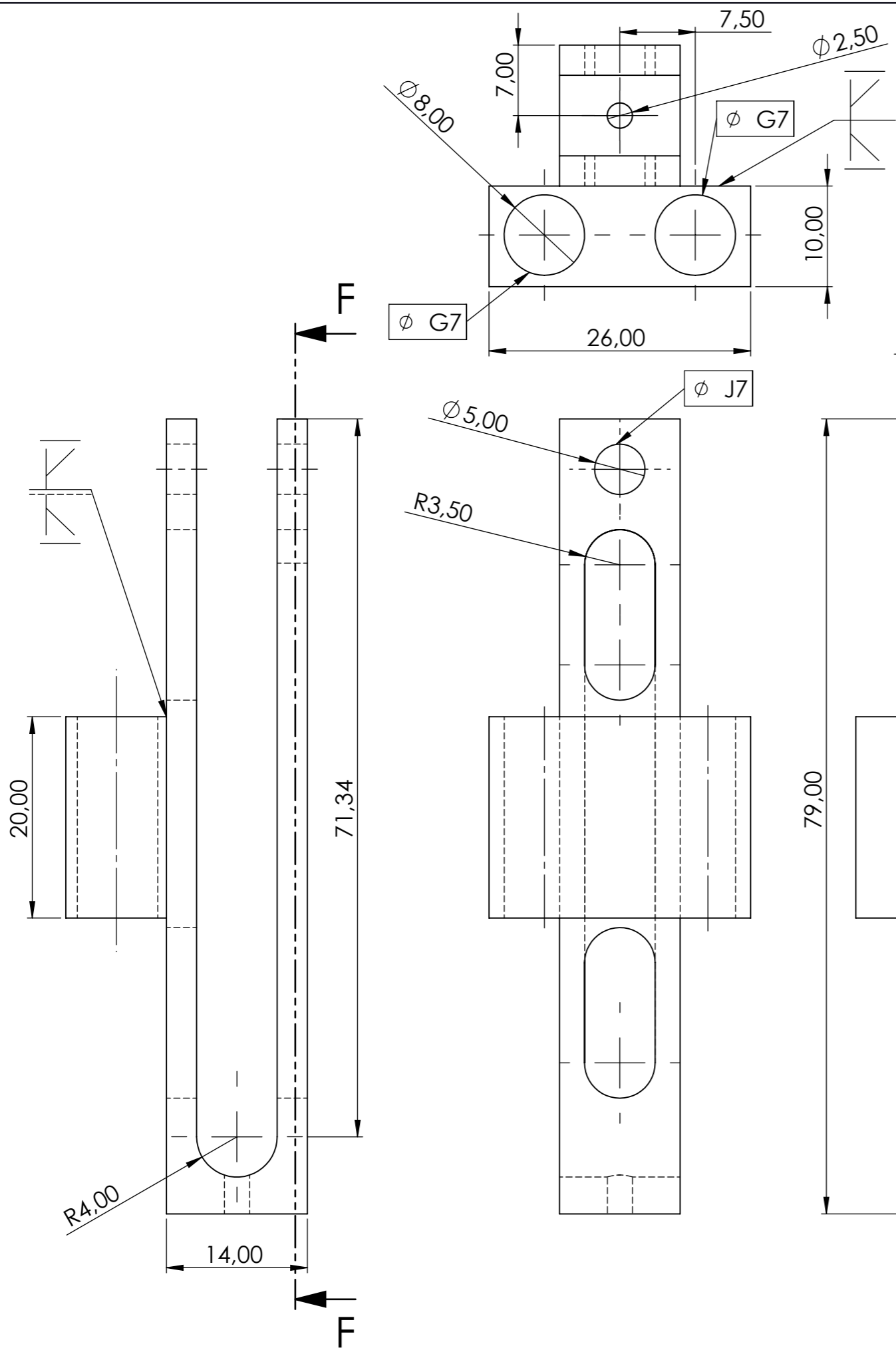
ESCALA:

2:1

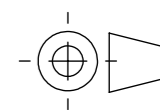
LEVA


Nº PLANO:

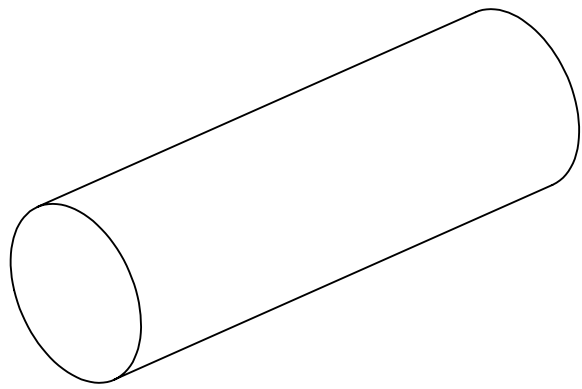
1.01



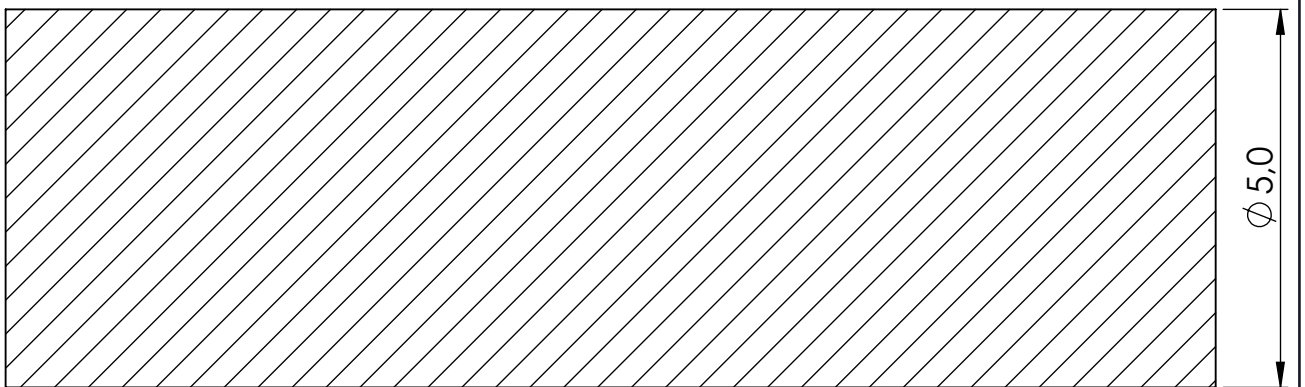
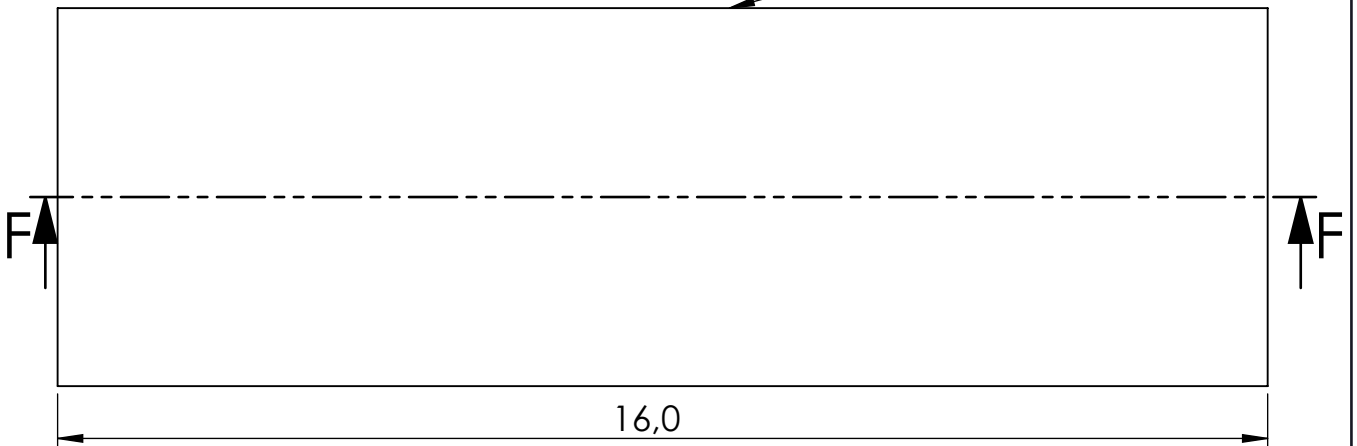
SECCIÓN F-F
ESCALA 2 : 1



PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo	Id. s. normas: UNE-EN-DIN	 Universidad de La Laguna	ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
TFG	Caja SEGUIDOR		Nº PLANO: 1.02
ESCALA: 2:1			

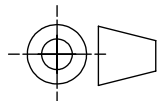


ϕ h6



SECCIÓN F-F

ESCALA 10 : 1



PIERNA ORTOPÉDICA

Autor: Añaterve Oval Trujillo

Id. s. normas:
UNE-EN-DIN



**ESCUELA SUPERIOR DE
INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**

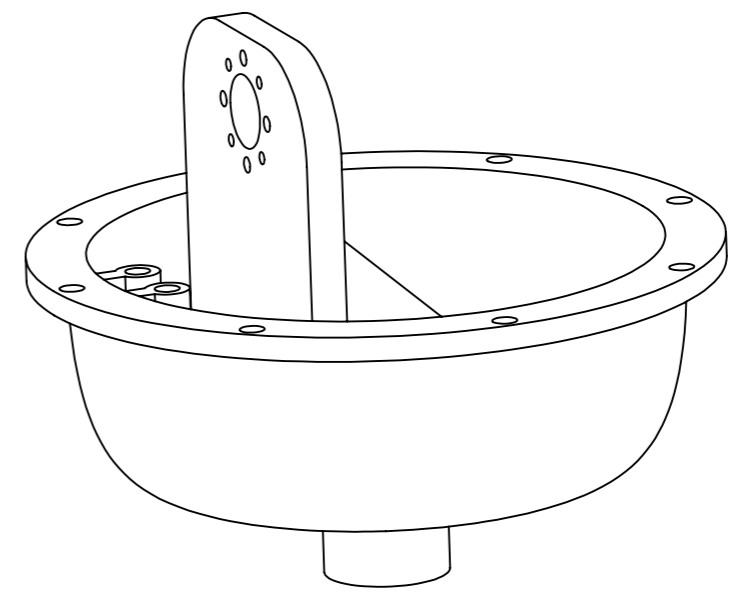
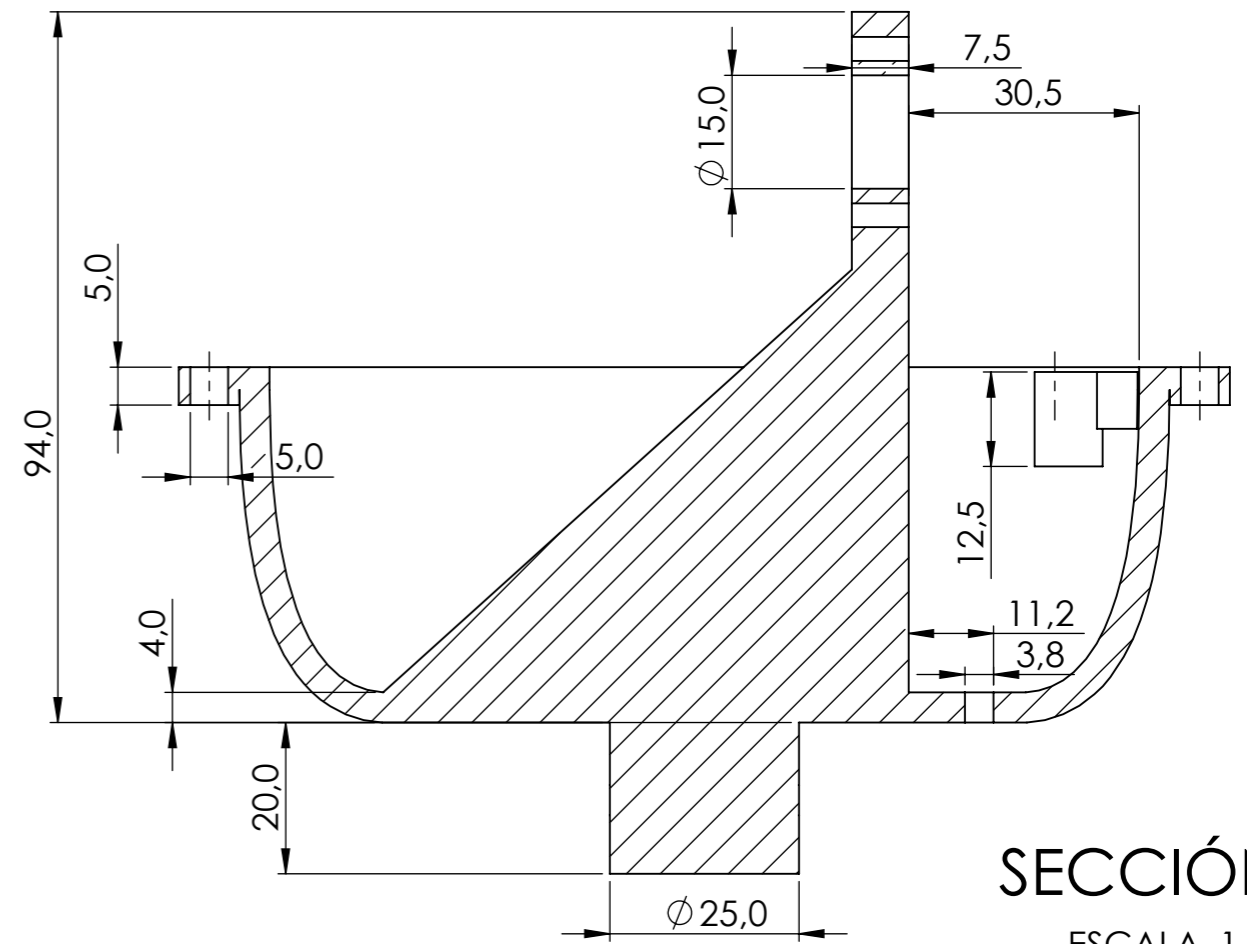
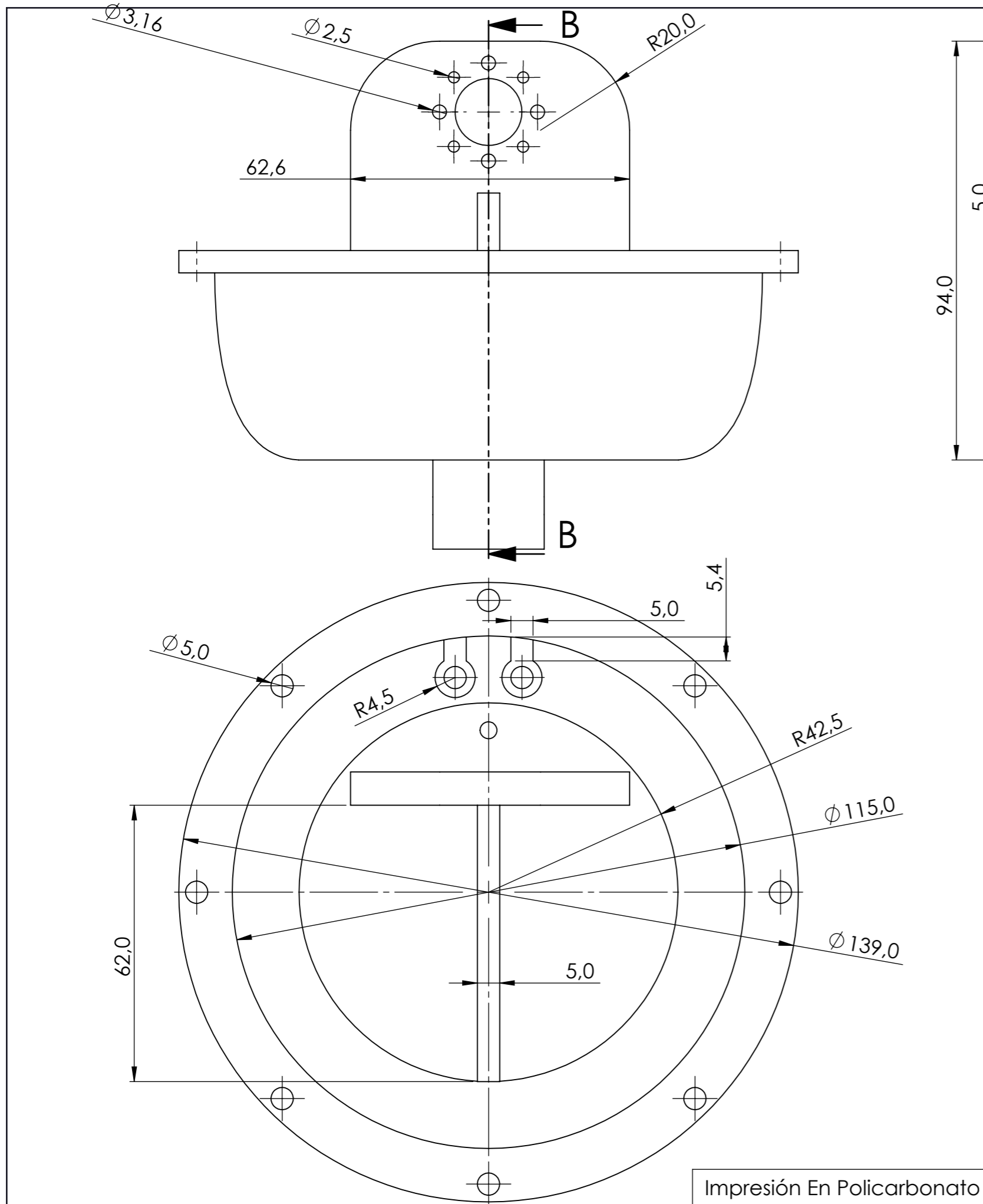
Grado Ingeniería Mecánica
Universidad de La Laguna


TFG

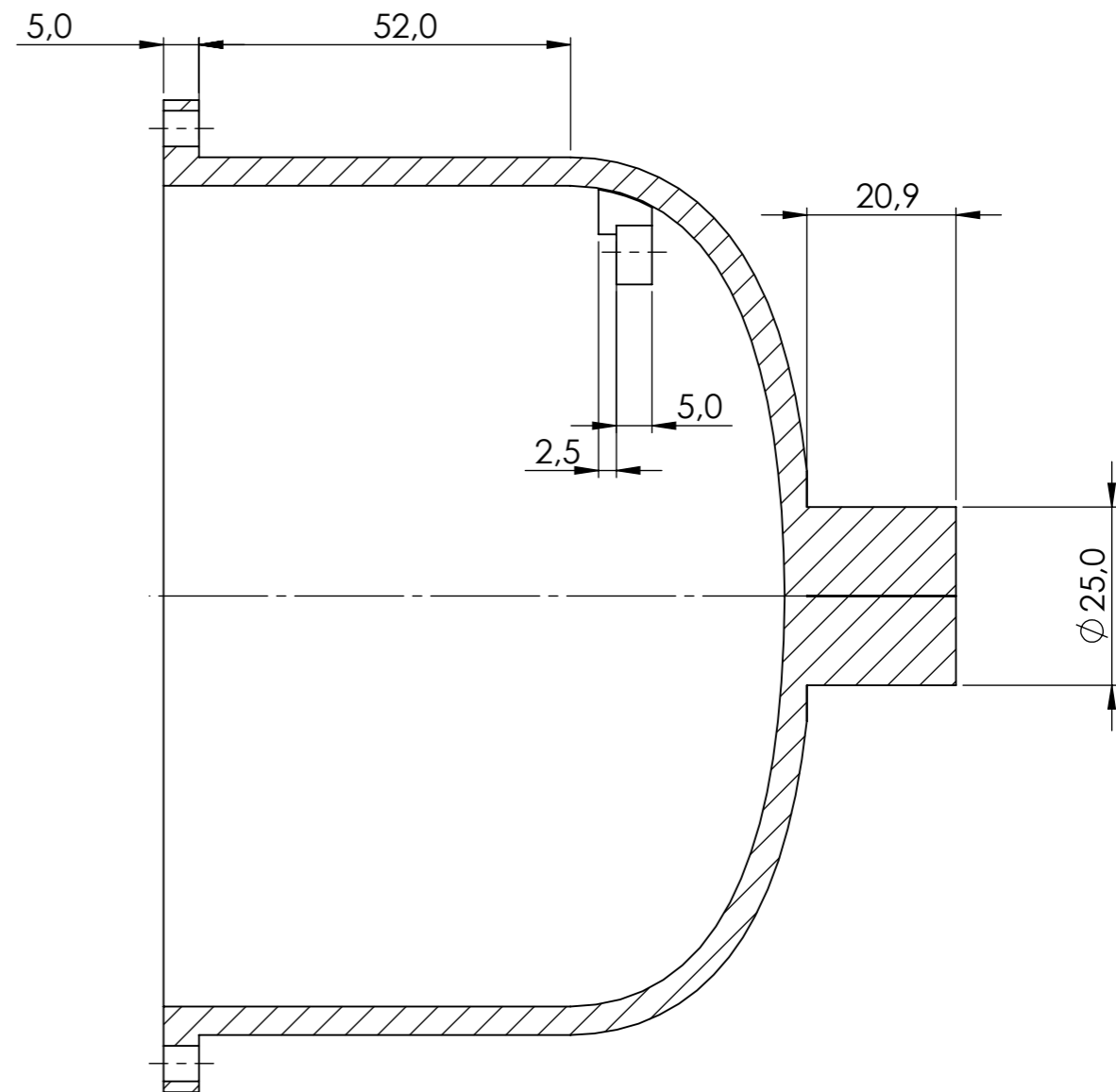
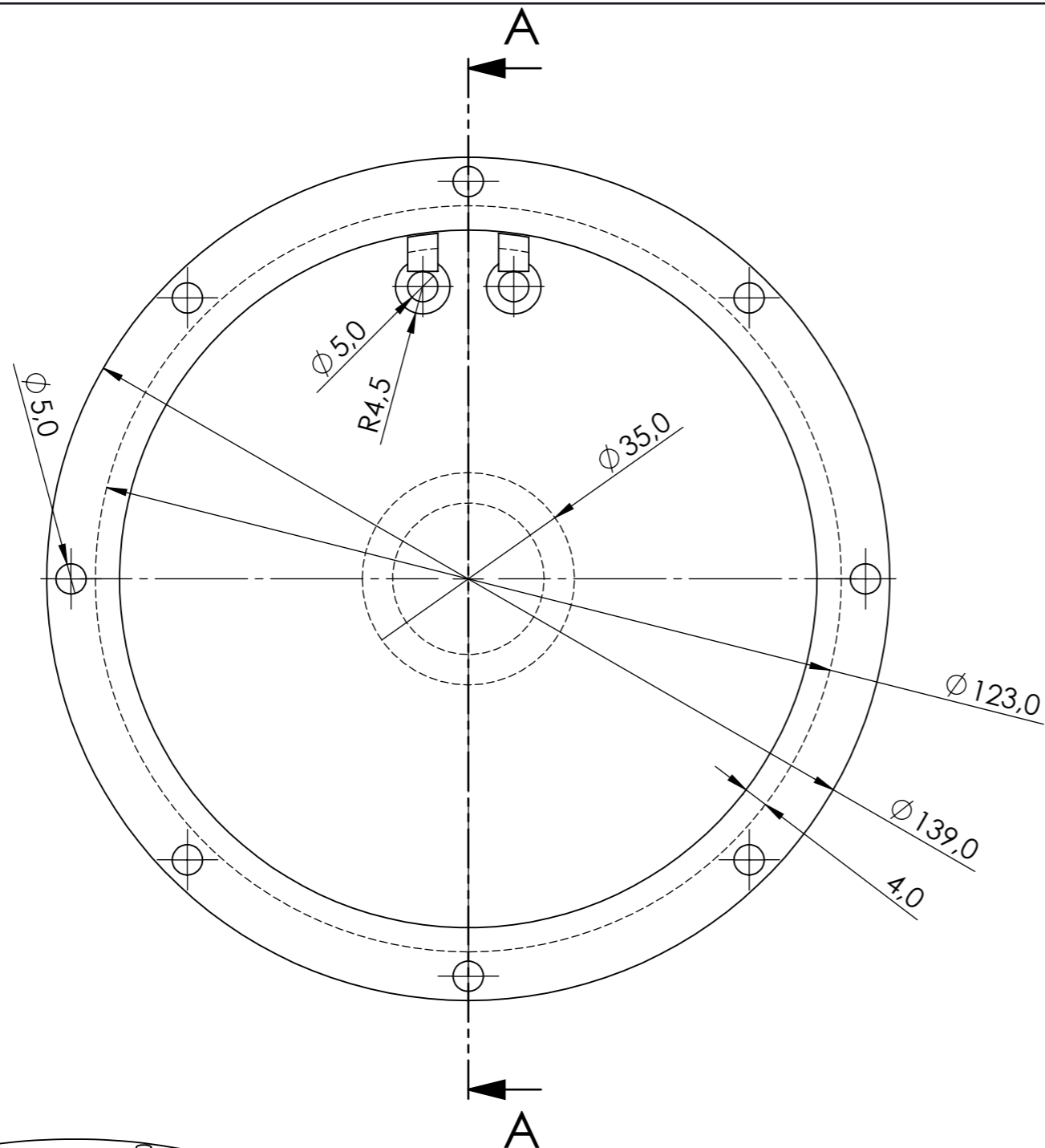
ESCALA:
10:1

Seguidor

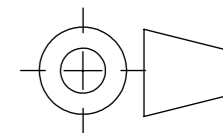
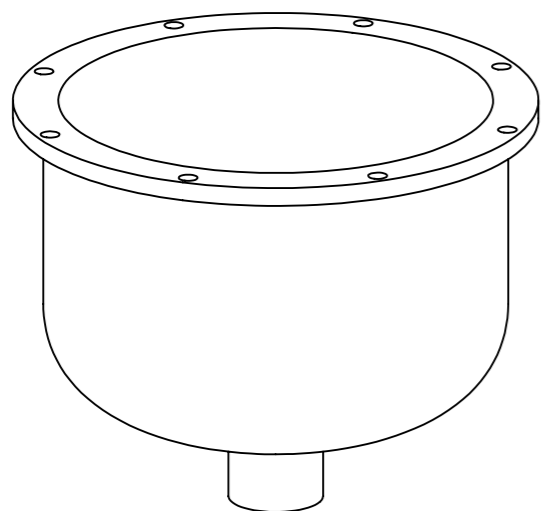
Nº PLANO:
1.03




PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo	Id. s. normas: UNE-EN-DIN	 Universidad de La Laguna	ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
TFG	Carcasa Parte INFERIOR		Nº PLANO: 1.04
ESCALA: 1:1			

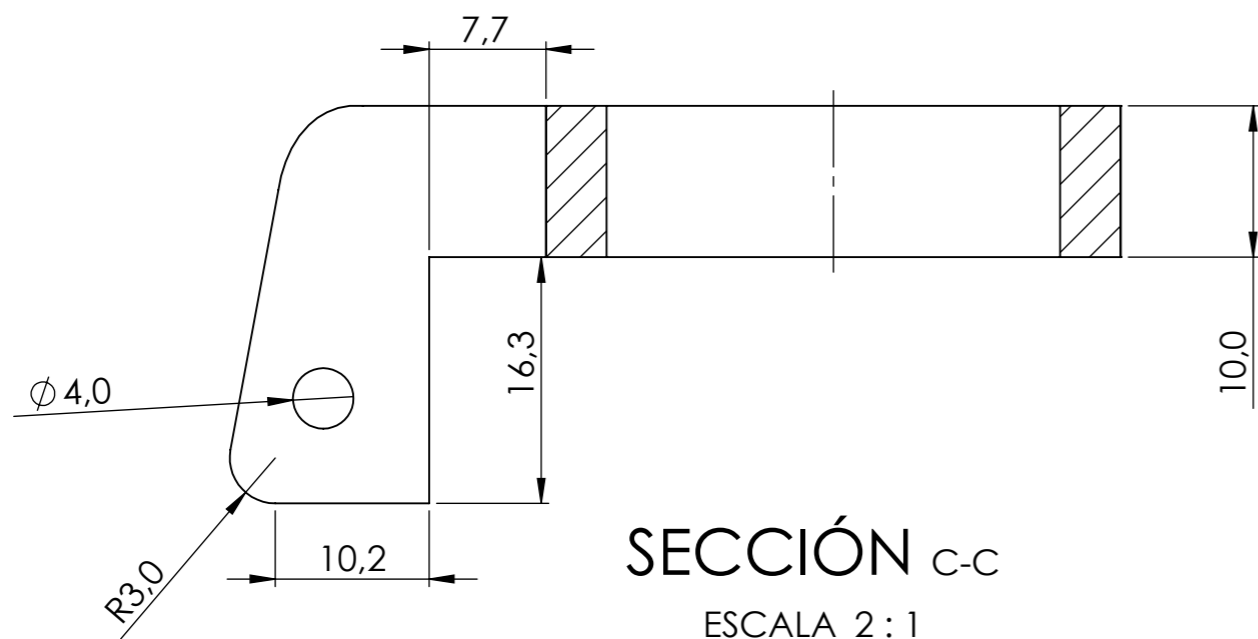
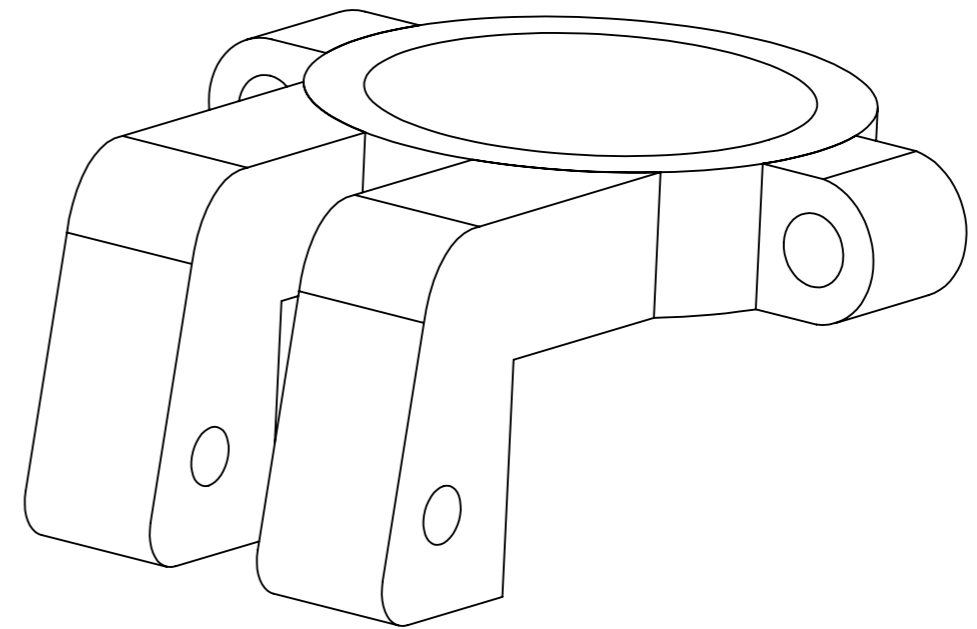
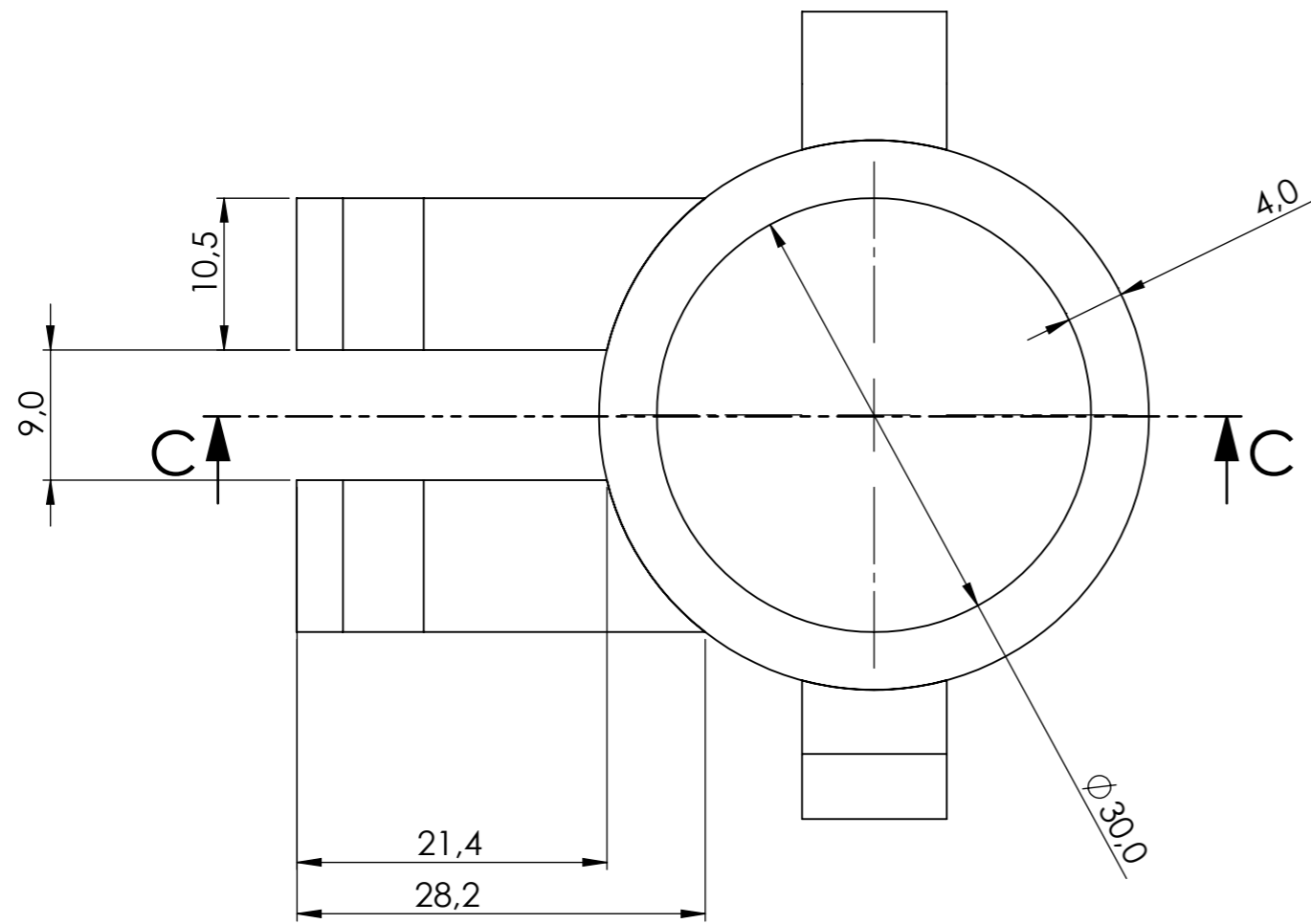


SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1

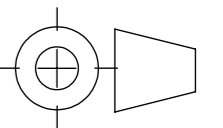



Impresión En Policarbonato

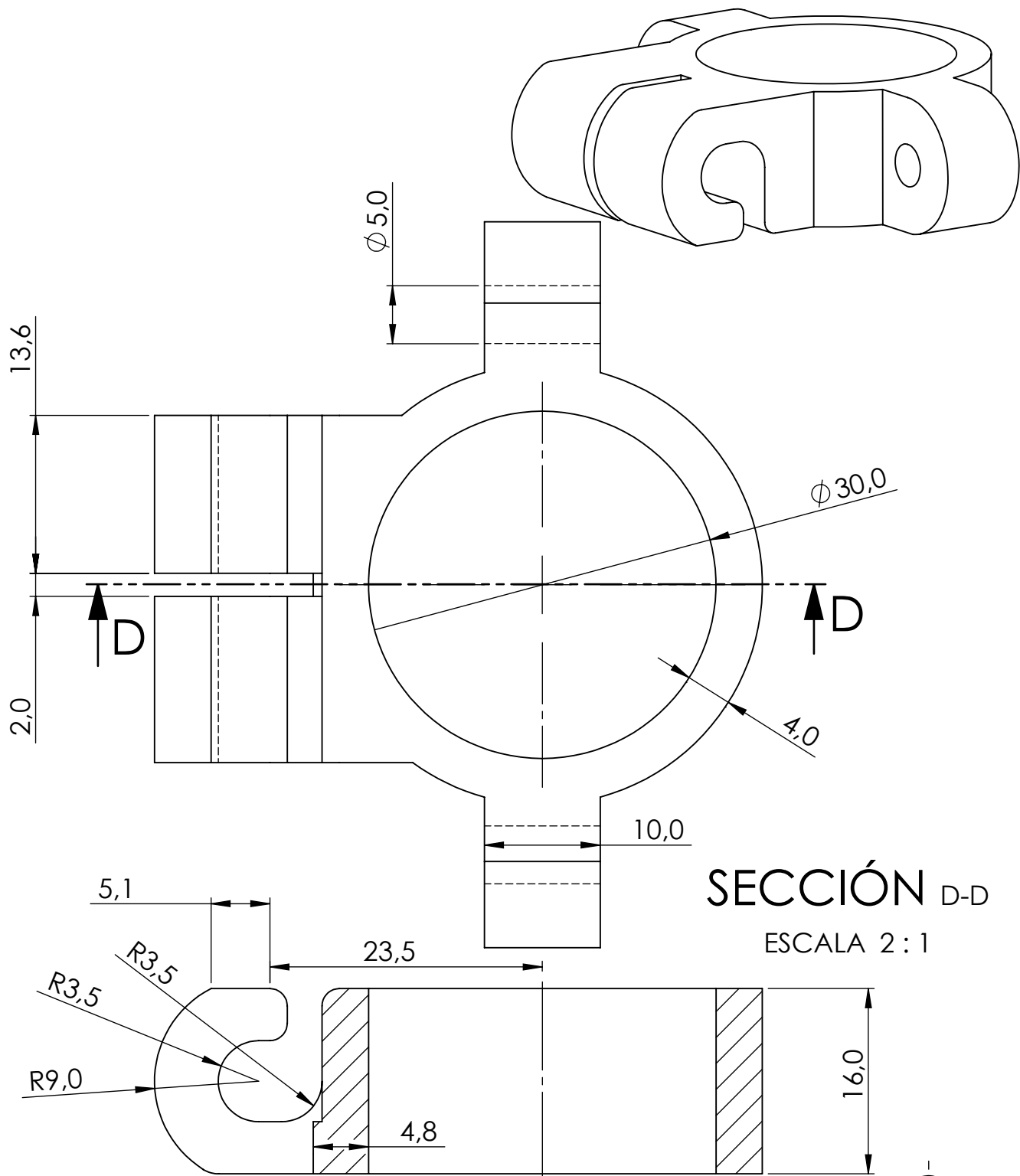
PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo	Id. s. normas: UNE-EN-DIN	 Universidad de La Laguna	ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
TFG	Carcasa Parte SUPERIOR		Nº PLANO: 1.05
ESCALA: 1:1			



SECCIÓN C-C
ESCALA 2 : 1

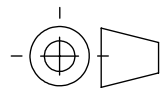


Impresión En Policarbonato			
PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo	Id. s. normas: UNE-EN-DIN	 Universidad de La Laguna	ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
TFG	Soporte Cable SUPERIOR		Nº PLANO: 1.06
ESCALA: 2:1			



SECCIÓN D-D
ESCALA 2:1

Impresión En Policarbonato



PIERNA ORTOPÉDICA

Autor: Añaterve Oval Trujillo

Id. s. normas:
UNE-EN-DIN



**ESCUELA SUPERIOR DE
INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**

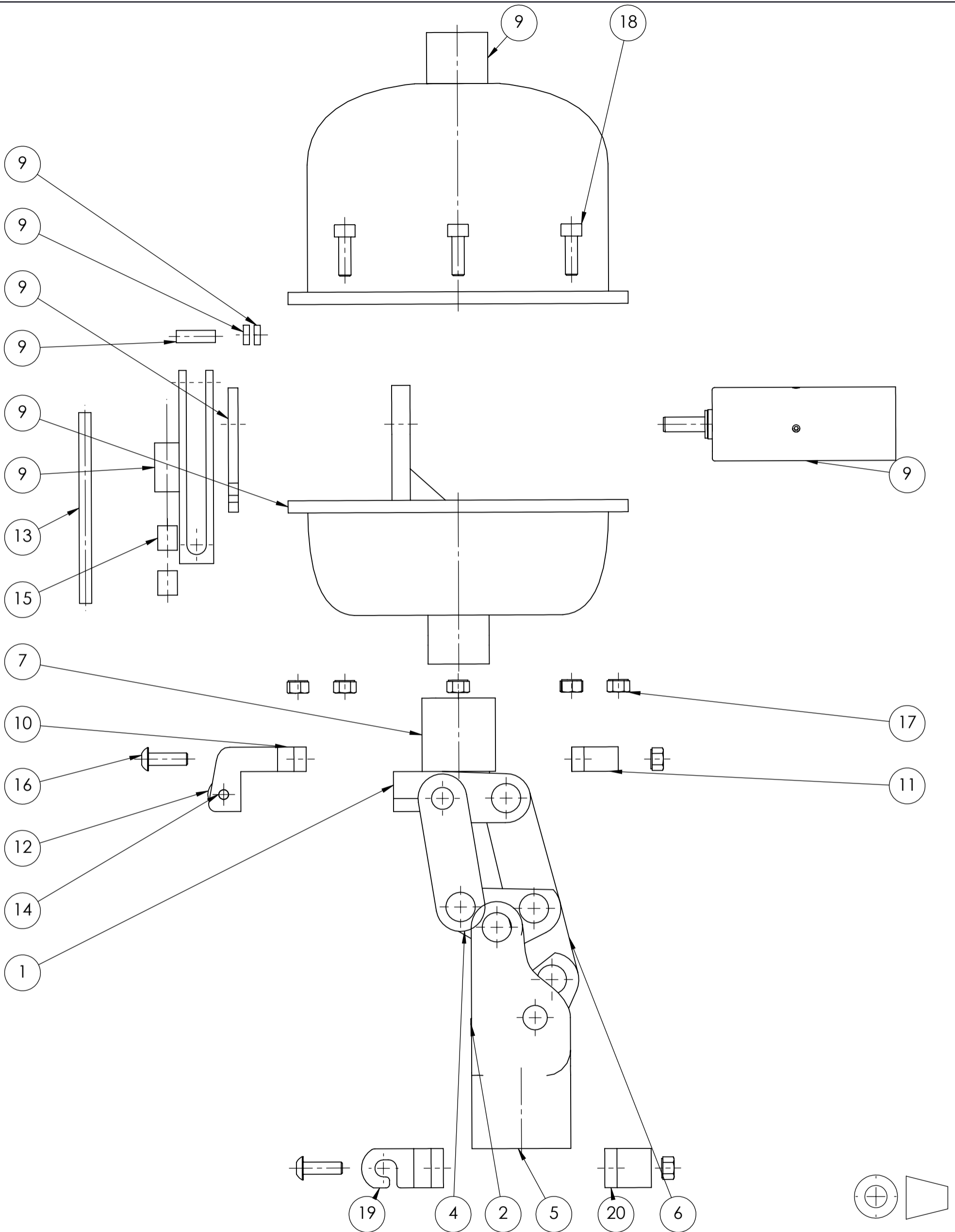
Grado Ingeniería Mecánica
Universidad de La Laguna

TFG

ESCALA:
2:1

Soporte Cable INFERIOR

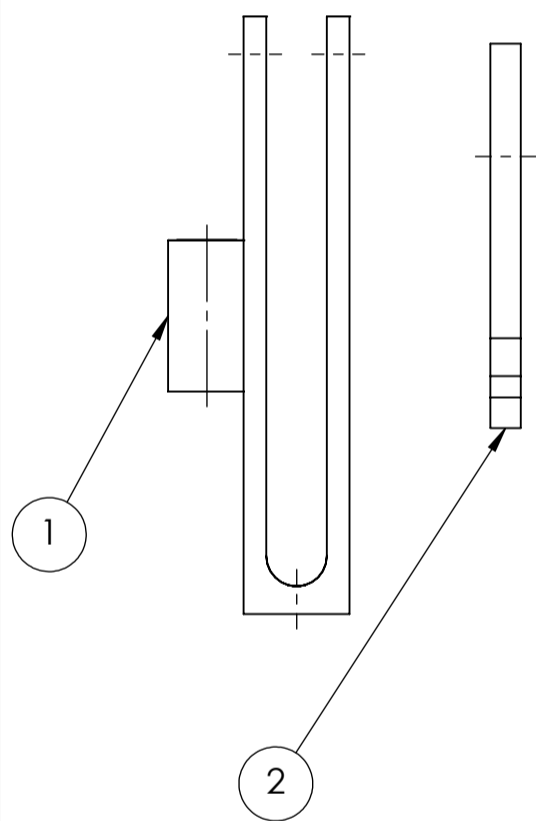
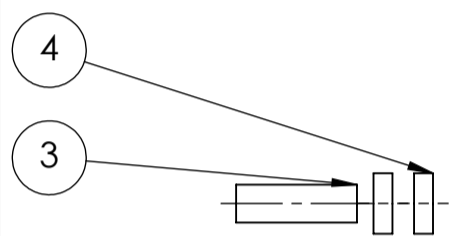
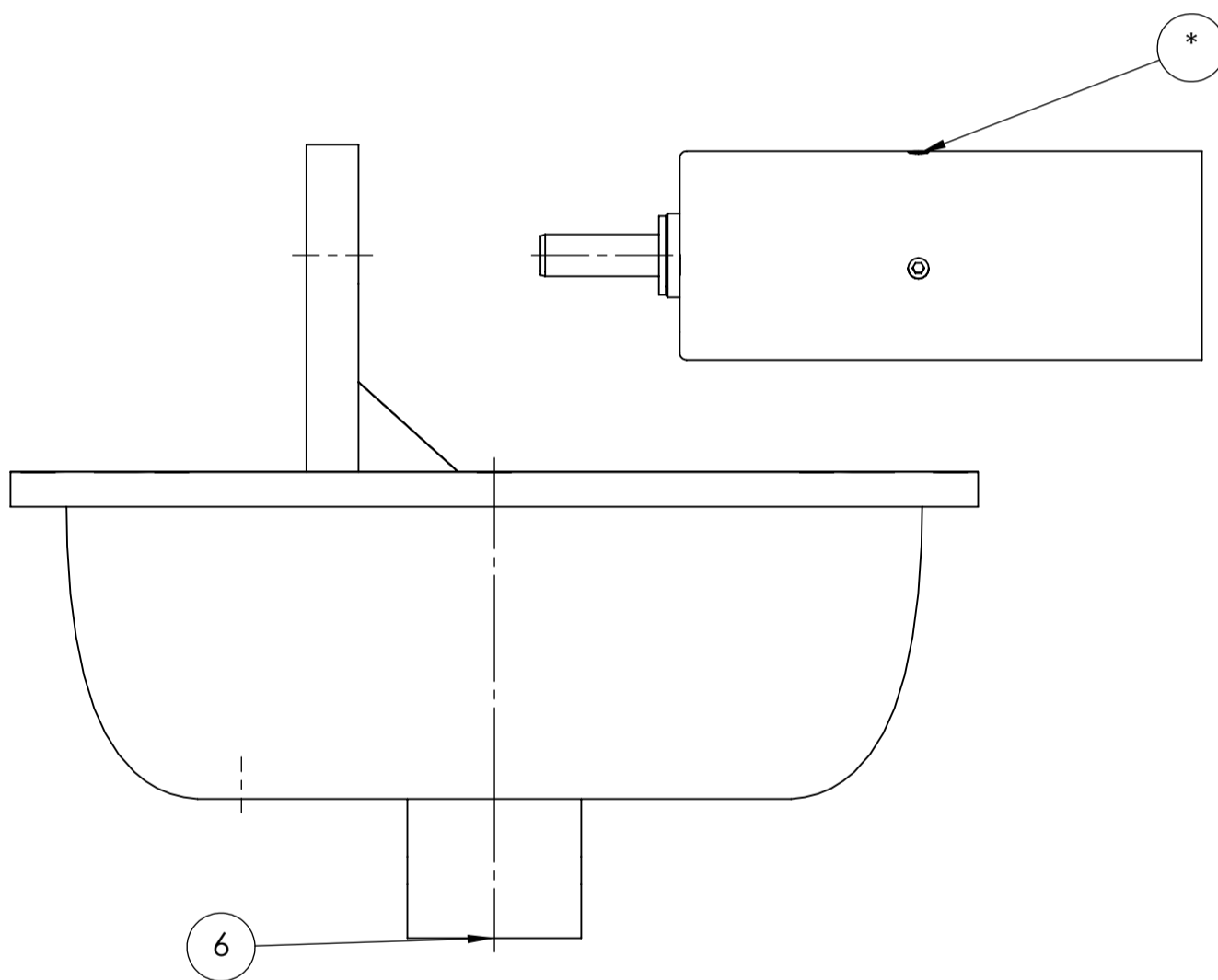
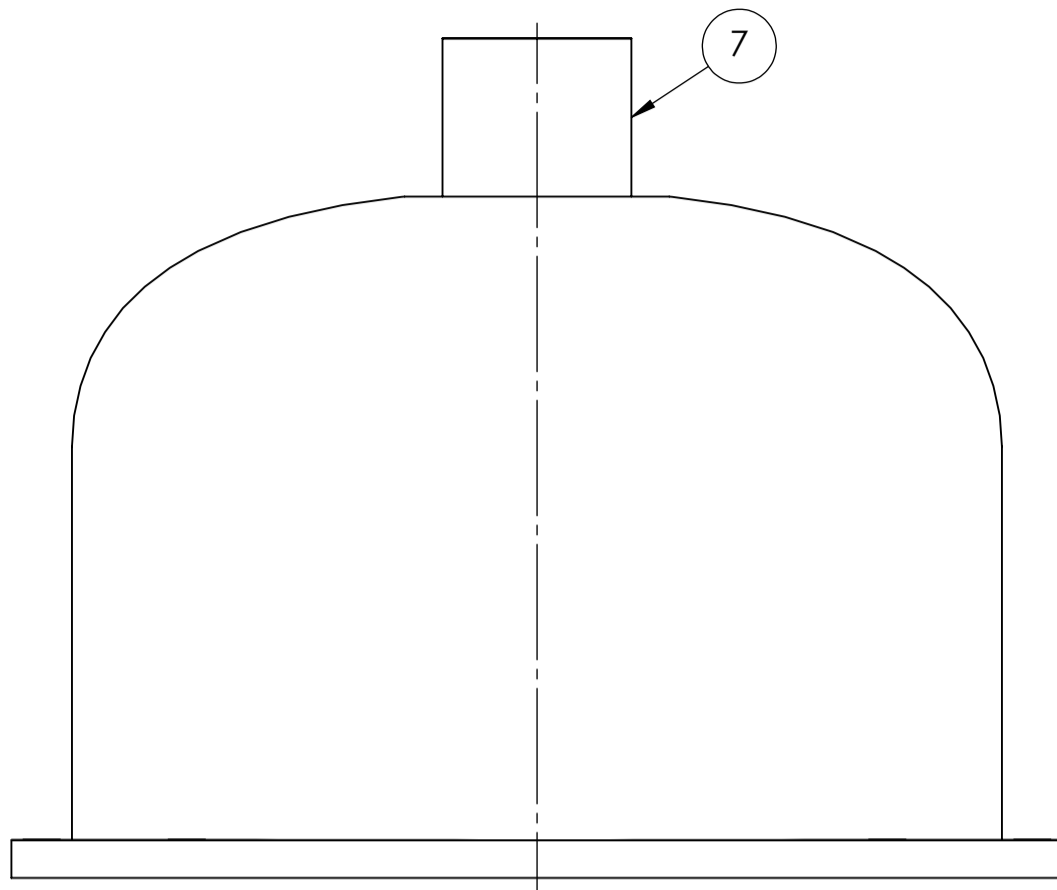
Nº PLANO:
1.07



PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo	Id. s. normas: UNE-EN-DIN	 Universidad de La Laguna	ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
TFG			
ESCALA: 2:3	Explosionado del conjunto		Nº PLANO: 2.00

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Union_Rigida_SUP	1
2	Triángulo	2
3	Tubo_INF	1
4	Union_Doble	2
5	Union_Rigida_INF	1
6	Union_Triple	1
7	2Tubo_INF_caja	1
8	2Tubo_SUP_caja	1
9	CAJA_SEGUIDOR_ENSAMBLE	1
10	1_Soporte_GUÍA_Cable	1
11	2_Soporte_GUÍA_Cable	1
12	Rodamiento Guía13mm	1
13	VarillaRectificadah7_5mm	2
14	EjeRodamiento_4mm	1
15	Buje_5x8mm	4
16	ISO 7380 - M5 x 16 - 16C	4
17	ISO - 4033 - M5 - W - C	12
18	ISO 4762 M5 x 16 - 16C	8
19	1_Soporte_Cable_INF	1
20	2_Soporte_Cable_INF	1

PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo		Id. s. normas: UNE-EN-DIN	 ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA Grado Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
TFG			
ESCALA:	Explosionado del conjunto		Nº PLANO: 2.00



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Caja Seguidor	1
2	LEVA_25	1
3	Seguidor	1
4	Rodamiento 8x5x2.5mm	2
*	MOTOR_REDUCTORA	1
6	Carcasa Inferior	1
7	Carcasa Superior	1

PIERNA ORTOPÉDICA

Autor: Añaterve Oval Trujillo

Id. s. normas:
UNE-EN-DIN



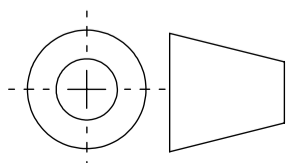
**ESCUELA SUPERIOR DE
INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**
Grado Ingeniería Mecánica
Universidad de La Laguna

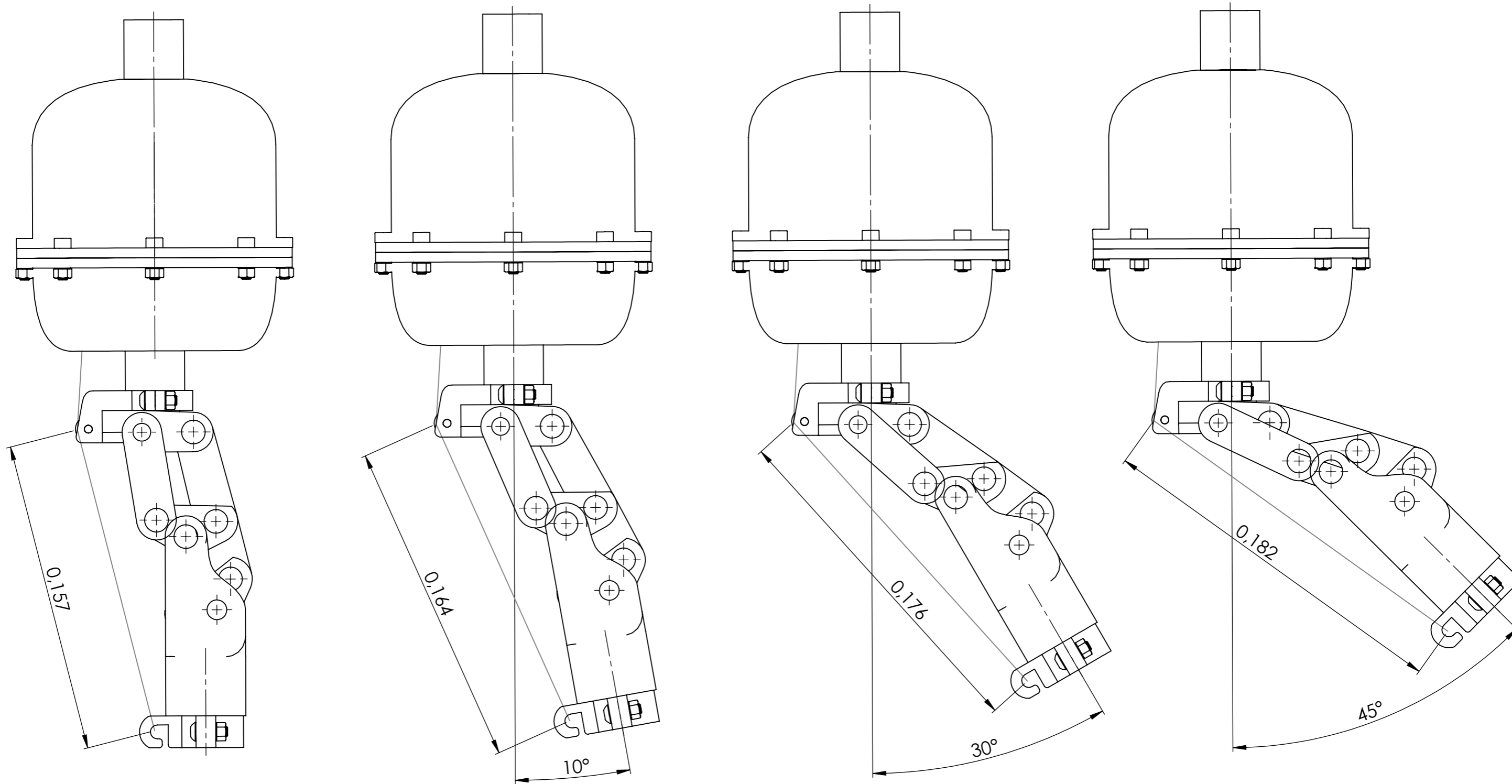
TFG

ESCALA:
1:1


Explosionado ENSAMBLE CAJA

Nº PLANO:
3.00





En este plano se representa el **movimiento de la pierna ortopedica** en fase de flexión.
 Como podemos ver, el acortamiento y alargamiento del cable **corresponde con los calculados** y correspondientes al desplazamiento de la **Leva**.

PIERNA ORTOPÉDICA			
Autor: Añaterve Oval Trujillo		Id. s. normas:	 Universidad de La Laguna
TFG		UNE-EN-DIN	
ESCALA:	Longitud de cable según angulación		Nº PLANO:
1:2			4.00

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
 Grado Ingeniería Mecánica
 Universidad de La Laguna



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

PROYECTO FINAL DE GRADO

MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

ANEXO II: CÁLCULOS

INDICE

1.	Estudio de esfuerzos y desplazamientos.....	1
1.1.	ESTUDIO DE LA LEVA	1
1.2.	ESTUDIO DEL SOPORTE SEGUIDOR	3
1.3.	ESTUDIO DE LA CARCASA INFERIOR.....	7
1.4.	ESTUDIO DE LA CARCASA	12
1.5.	ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA SUPERIOR.....	15
1.6.	ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA INFERIOR.....	18
1.7.	Estudio de Pandeo.....	21
2.	Cálculo de Fatiga del Eje Seguidor	22

1. Estudio de esfuerzos y desplazamientos

1.1. ESTUDIO DE LA LEVA

Estudio de cargas existente en la leva de 25mm, realizado en el punto más crítico.

- Cargas: Se aplicará una carga de 40N, correspondiente a la carga crítica existente en la Leva, con un coef. De seguridad.

Para la colocación de la carga:

- Carga más crítica existente en la leva (suponiendo un coef. de seguridad)
 - La carga es aplicada Normal a la superficie de contacto entre rodamiento (seguidor) y la leva.
- Restricciones: Restringimos totalmente la leva, en la superficie de acoplamiento del eje del Motor. Este no permitirá su movimiento en ningún grado de libertad.
 - Contactos: Estudio de pieza única, no existe contacto.

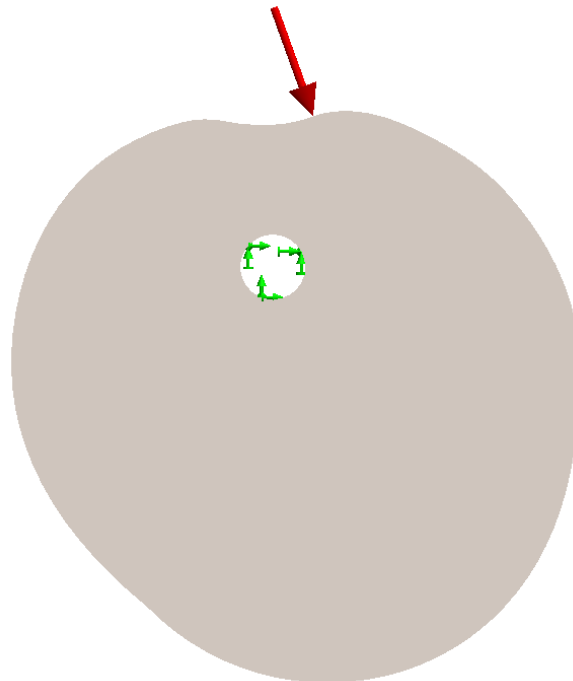


Figura 1: Cargas y Restricciones LEVA

Fuente: Propia

- Mallado: Se opta por realizar un control de mallado en las zonas de aplicación de cargas y restricciones (zonas críticas).

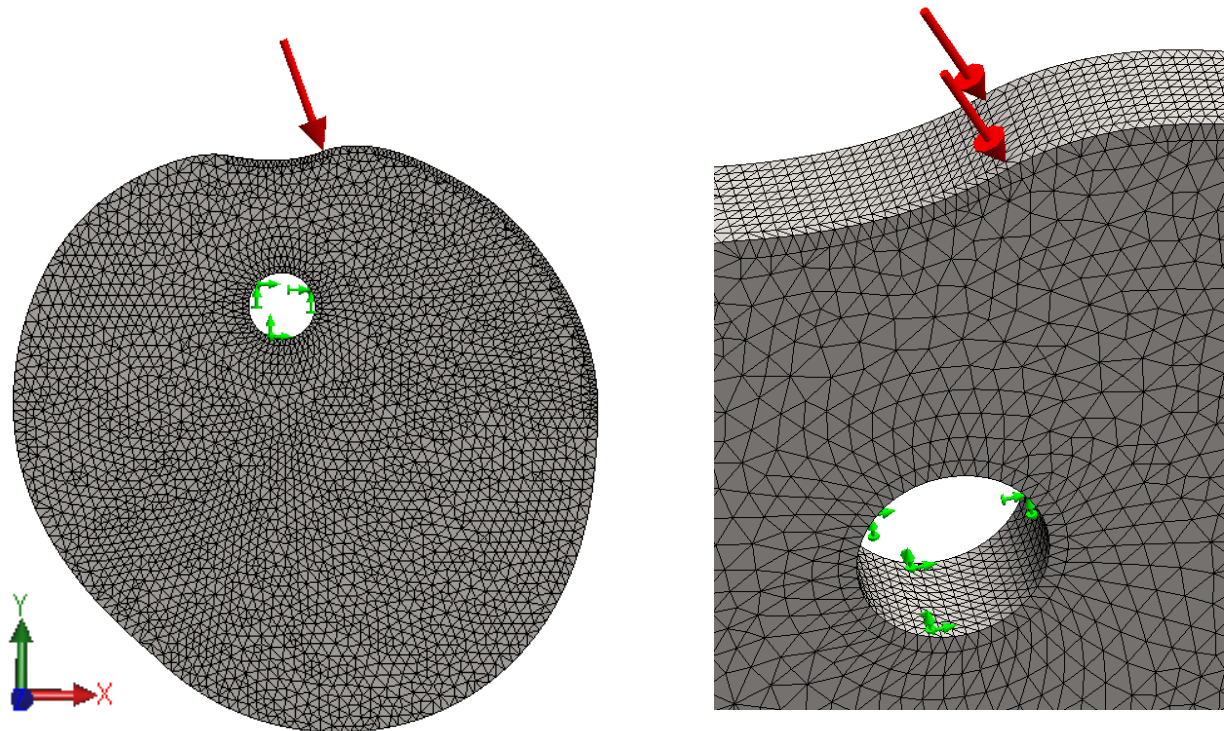


Figura 2: Malla LEVA

Fuente: Propia

Resultados de tensiones: Como era previsible, las tensiones más críticas las encontramos en la zona de aplicación de la carga, obtenemos unas tensiones máximas de 72.8MPa, frente al límite elástico del Acero AISI1020 de 351MPa.

A pesar de haber mayorado la carga con un coef. De seguridad, obtenemos un resultado 5 veces inferior al valor límite.

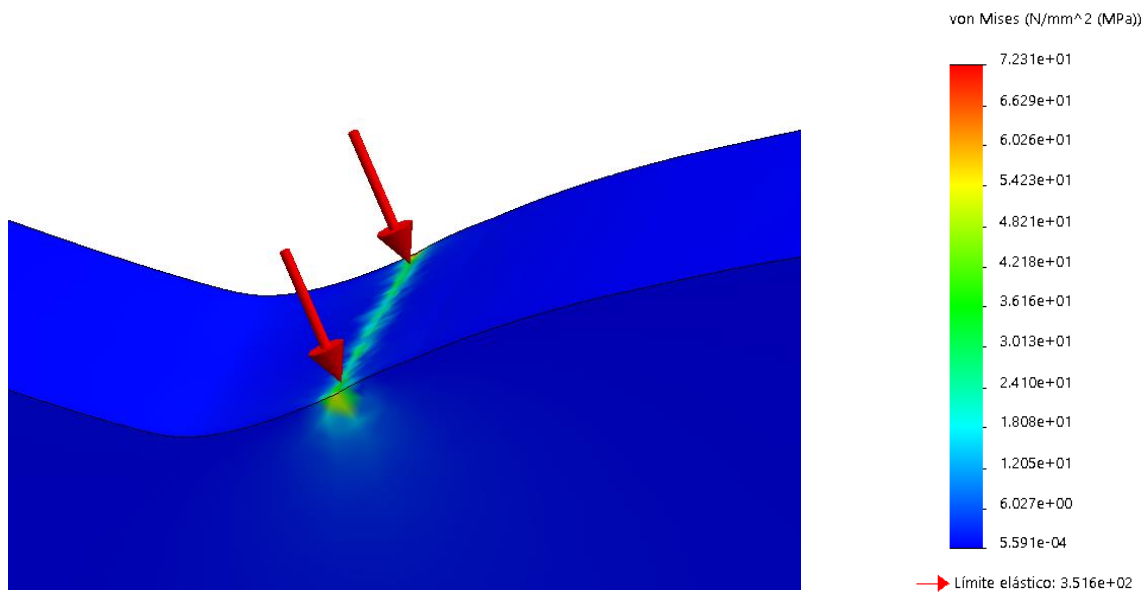


Figura 3: Tensiones LEVA

Fuente: Propia

- Resultados de desplazamientos: Al igual que las tensiones, los desplazamientos máximos los encontramos en la zona de aplicación de la carga, obteniendo unos desplazamientos máximos de:

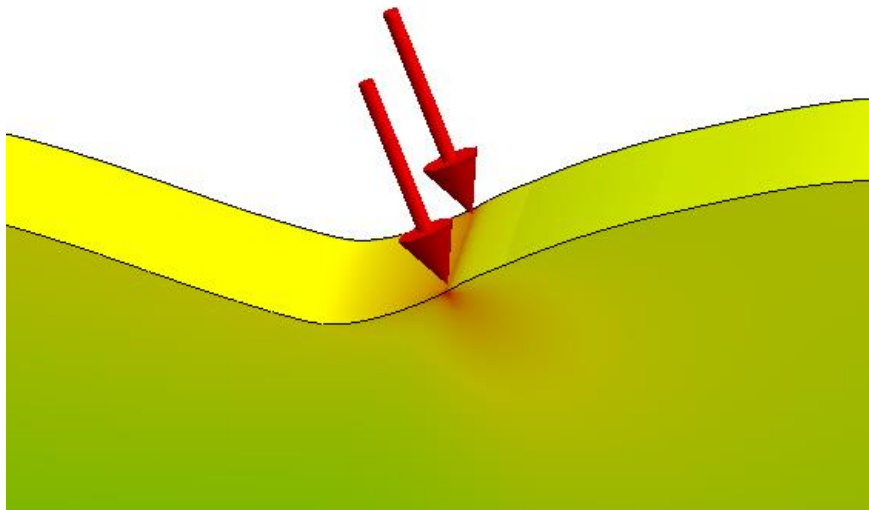


Figura 4: Desplazamientos LEVA (Eje Y)

Fuente: Propia

Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.792e-04 mm
X	2.069e-04 mm
Z	7.250e-05 mm

Tabla 1: Resultados Desplazamientos LEVA

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, sin provocar desplazamientos notables que dañen el funcionamiento del mecanismo.

1.2. ESTUDIO DEL SOPORTE SEGUIDOR

Estudio de cargas existentes en el conjunto Seguidor-Caja Móvil, esto nos permitirá identificar y comprobar las tensiones y desplazamientos que se generarán en los elementos diseñados.

- Cargas: Se aplicará una carga de 40N, correspondiente a la carga crítica de trabajo, con un coef. De seguridad.

Para el desarrollo del estudio suponemos que:

- La carga de la Leva se efectúa sobre los Rodamientos (seguidores)
 - Longitud de contacto de los Rodamientos sobre el eje: 5mm
 - La carga se aplica sobre el eje, en la mitad del cilindro inferior (manera adecuada de contacto de rodamiento)
- Restricciones: Se restringe totalmente el conjunto en la parte donde irá sujeto el cable de trabajo. También se restringirá, los aligeramientos de las guías de la Caja Seguidora, utilizando una restricción cilíndrica.
 - Contactos: Debido a que se trata de un estudio de conjunto, existirán contactos. Se tratará de una unión sin penetración.

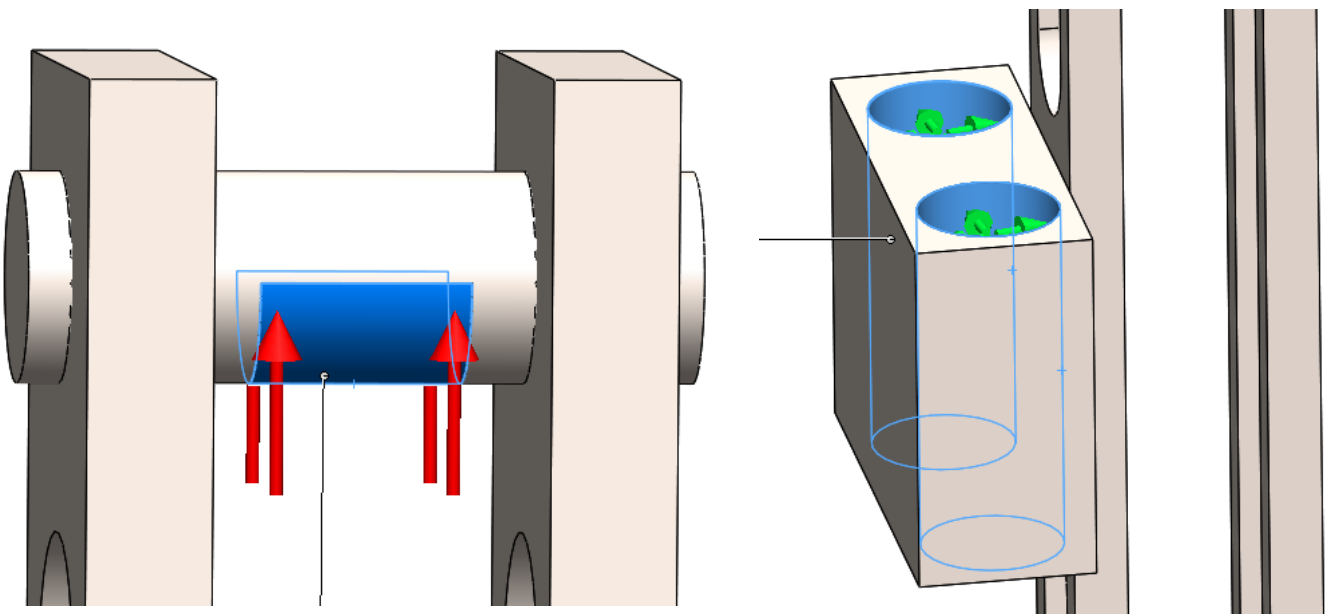


Figura 5: Cargas y Restricciones Caja Seguidora

Fuente: Propia

- Mallado: Se opta por realizar un control de mallado en las zonas de aplicación de cargas, restricciones y uniones de elementos (zonas críticas).

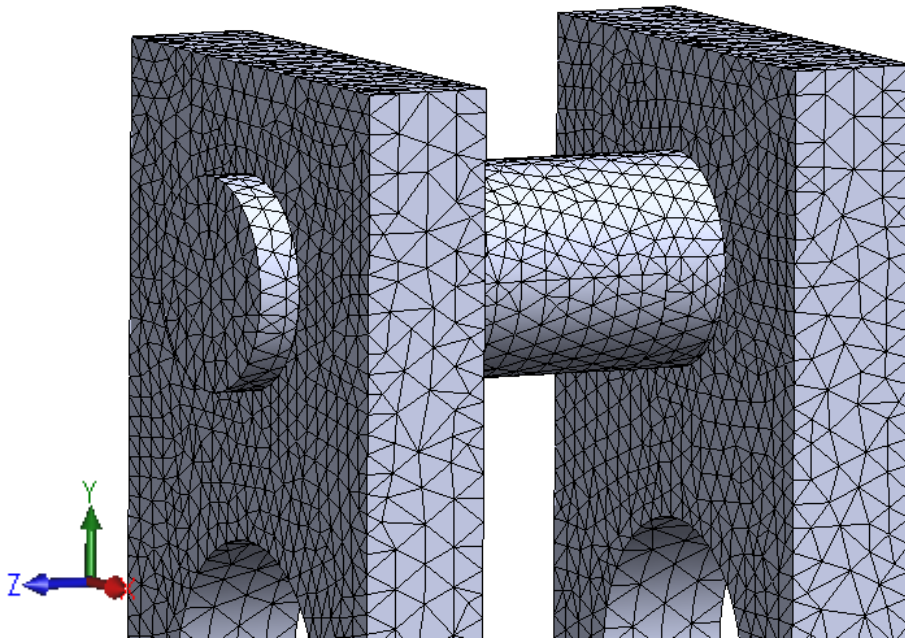


Figura 6: Malla Caja Seguidora

Fuente: Propia

- Resultados de tensiones: Obtenemos unas tensiones máximas de 14.16MPa, frente al límite elástico del Acero AISI1040 (Seguidor) de 530MPa y del Acero AISI1020 (Caja) de 351MPa. Se encuentran en la zona más crítica, donde está el apoyo del seguidor con la Leva.

A pesar de haber mayorado la carga con un coef. De seguridad, obtenemos un resultado inferior al valor límite.

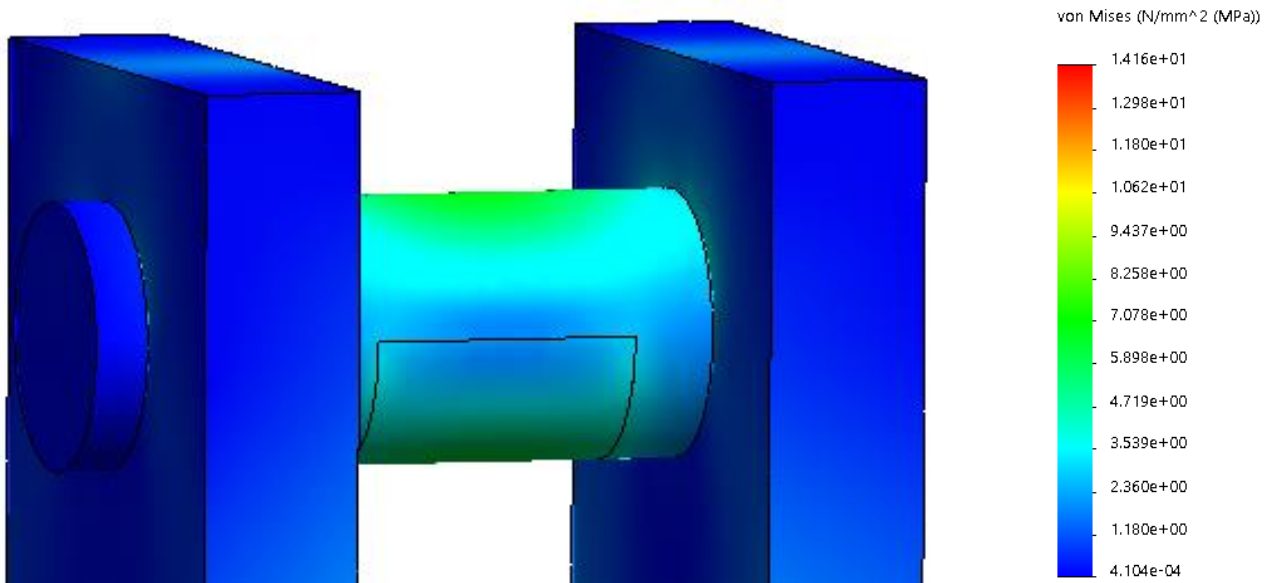


Figura 7: Tensiones Caja Seguidor

Fuente: Propia

- Resultados de desplazamientos: Al igual que las tensiones, los desplazamientos máximos los encontramos en la zona de aplicación de la carga, obteniendo unos desplazamientos máximos de:

Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	7.821e-04 mm
X	1.760e-04 mm
Z	9.813e-04 mm

Tabla 2: Resultados Desplazamientos CAJA SEGUIDOR

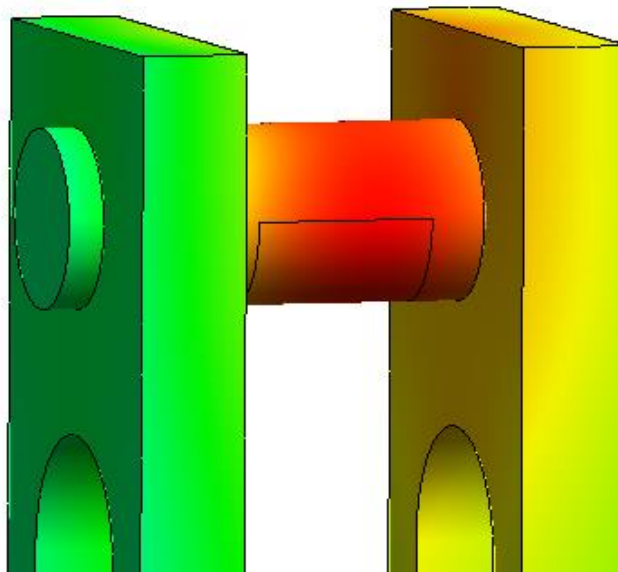


Figura 8: Desplazamientos Caja Seguidora (Eje Y)

Fuente: Propia

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, sin provocar desplazamientos notables que dañen el funcionamiento del mecanismo.

1.3. ESTUDIO DE LA CARCASA INFERIOR.

Estudio de cargas del elemento diseñado Caja Inferior, donde se alojará el Motor junto al conjunto de Leva y Seguidor.

○ Cargas.

Las cargas a las que se verá sometida esta parte de la Carcasa son:

- Torsor generado por Motor (con un coef. seguridad): 0,6Nm
- Peso del Motor: 5N
- Esfuerzo de compresión. En el contacto con la Carcasa Superior, y corresponde con el peso a soportar por la prótesis: $1000N + CS=1200N$
- Momento Esfuerzo Flector. Debido al esfuerzo de la Leva. Se colocará como carga remota respecto a la posición de la Leva: 30N

- Restricciones: El elemento de estudio se restringirá totalmente en la zona que actuarán los prisioneros del soporte.
- Contactos: Estudio de pieza única, no existe contacto.

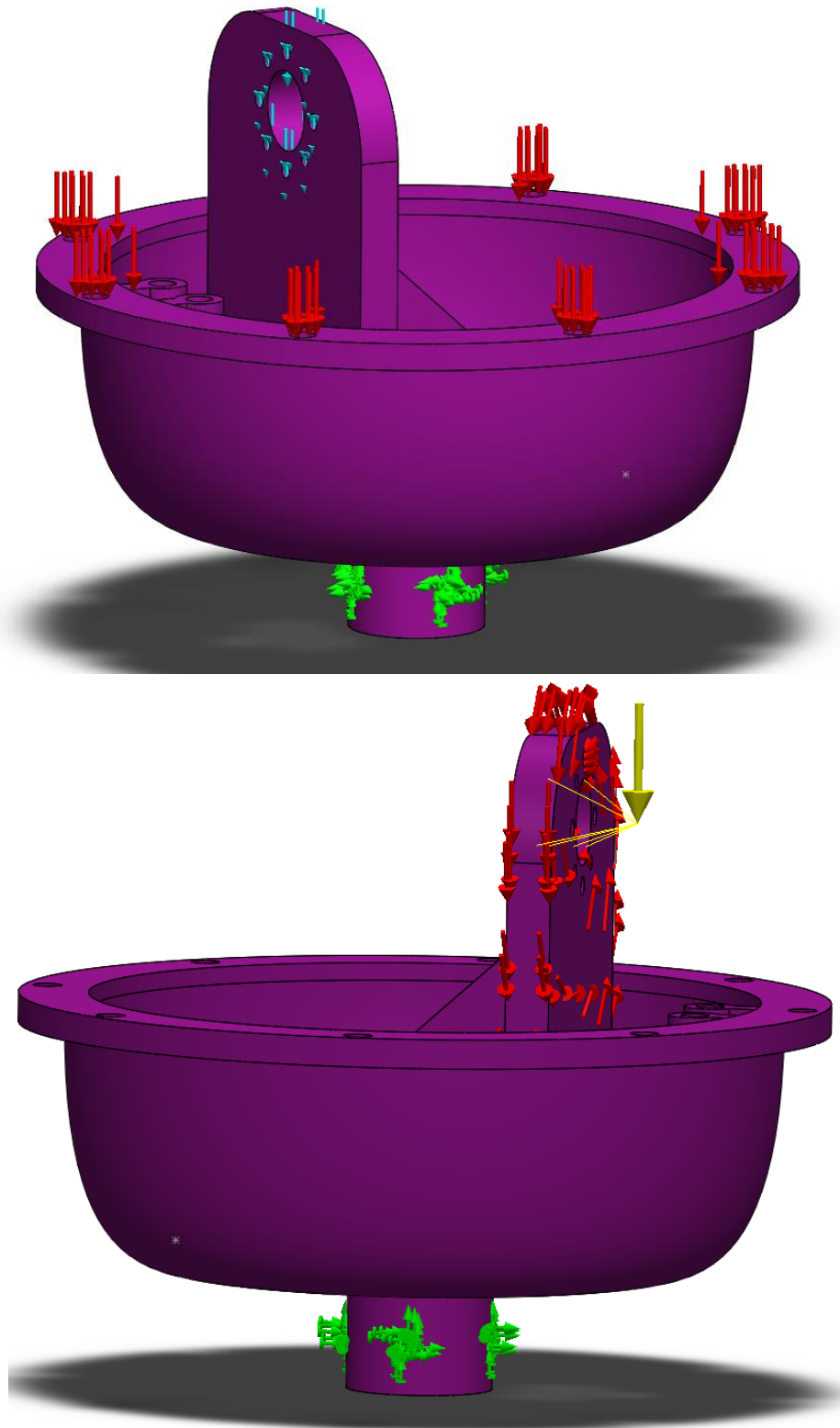


Figura 9: Cargas y Restricciones Carcasa INF

Fuente: Propia

- Mallado: Se realiza un control de malla do en las zonas más críticas. Estas zonas se localizan en los puntos de aplicación de las cargas de Motor y Leva.

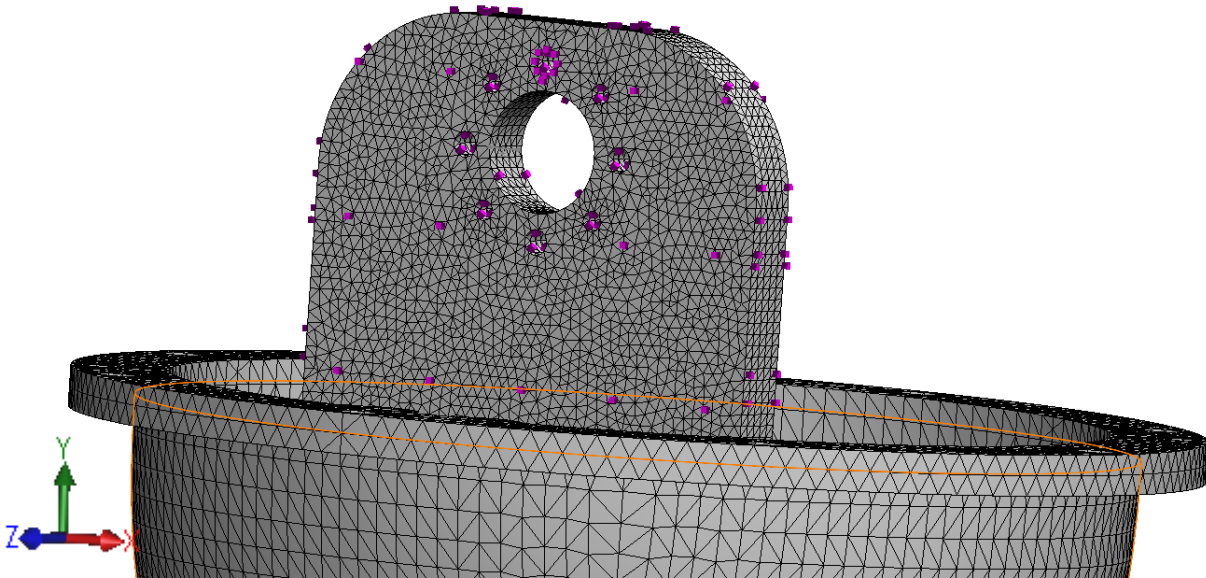


Figura 10: Malla Carcasa INF

Fuente: Propia

- Resultados de tensiones: Obtenemos unas tensiones máximas de 58,5MPa, frente al límite elástico del Policarbonato de alrededor de los 65MPa. Se encuentran en la zona más crítica, donde está el apoyo del soporte Motor, es la parte donde se transmitirá más momento.

A pesar de haber mayorado la carga con un coef. De seguridad, obtenemos un resultado de 10MPa inferior al límite elástico del material.

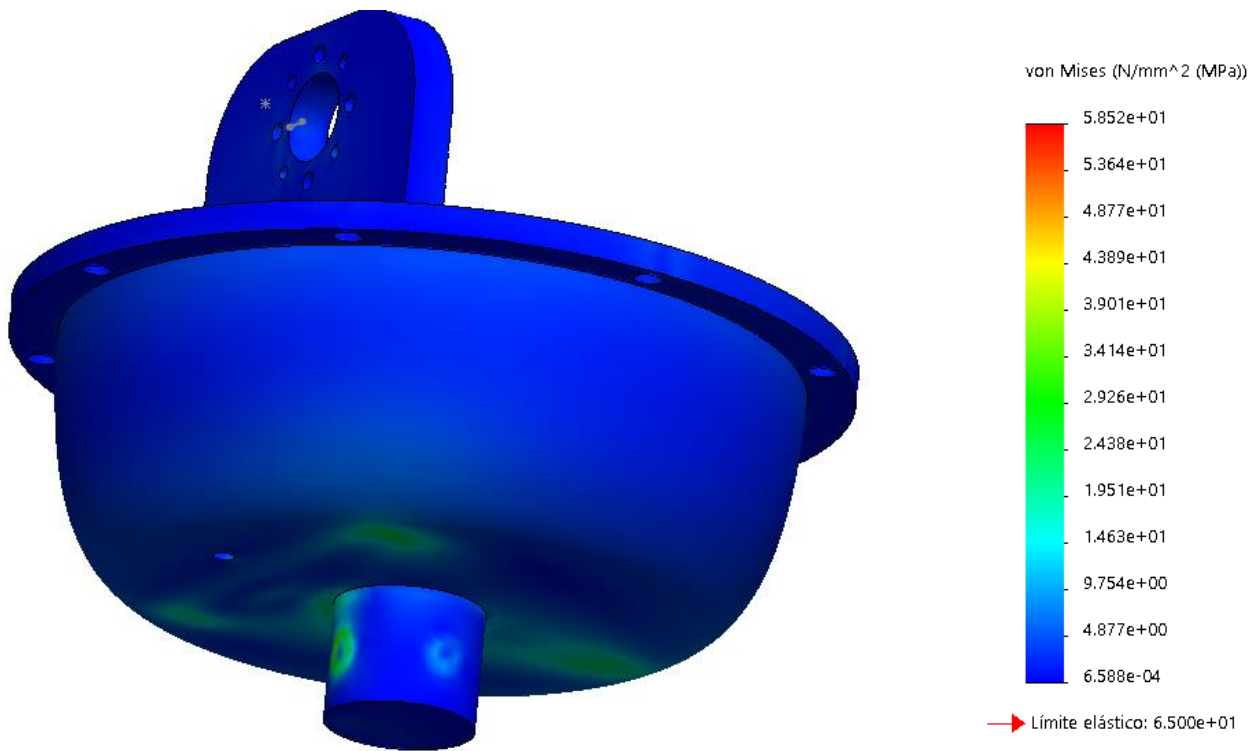


Figura 11: Tensiones Carcasa INF

Fuente: Propia

- Resultados de desplazamientos: Al igual que las tensiones, los desplazamientos máximos los encontramos en la zona de transmisión de la carga, obteniendo unos desplazamientos máximos de:

Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.94 mm
X	1.5 mm
Z	2.5e-01 mm

Tabla 3: Resultados Desplazamientos CARCASA INF

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, provocando desplazamientos de como máximo 2mm, despreciables para que dañen el funcionamiento del mecanismo.

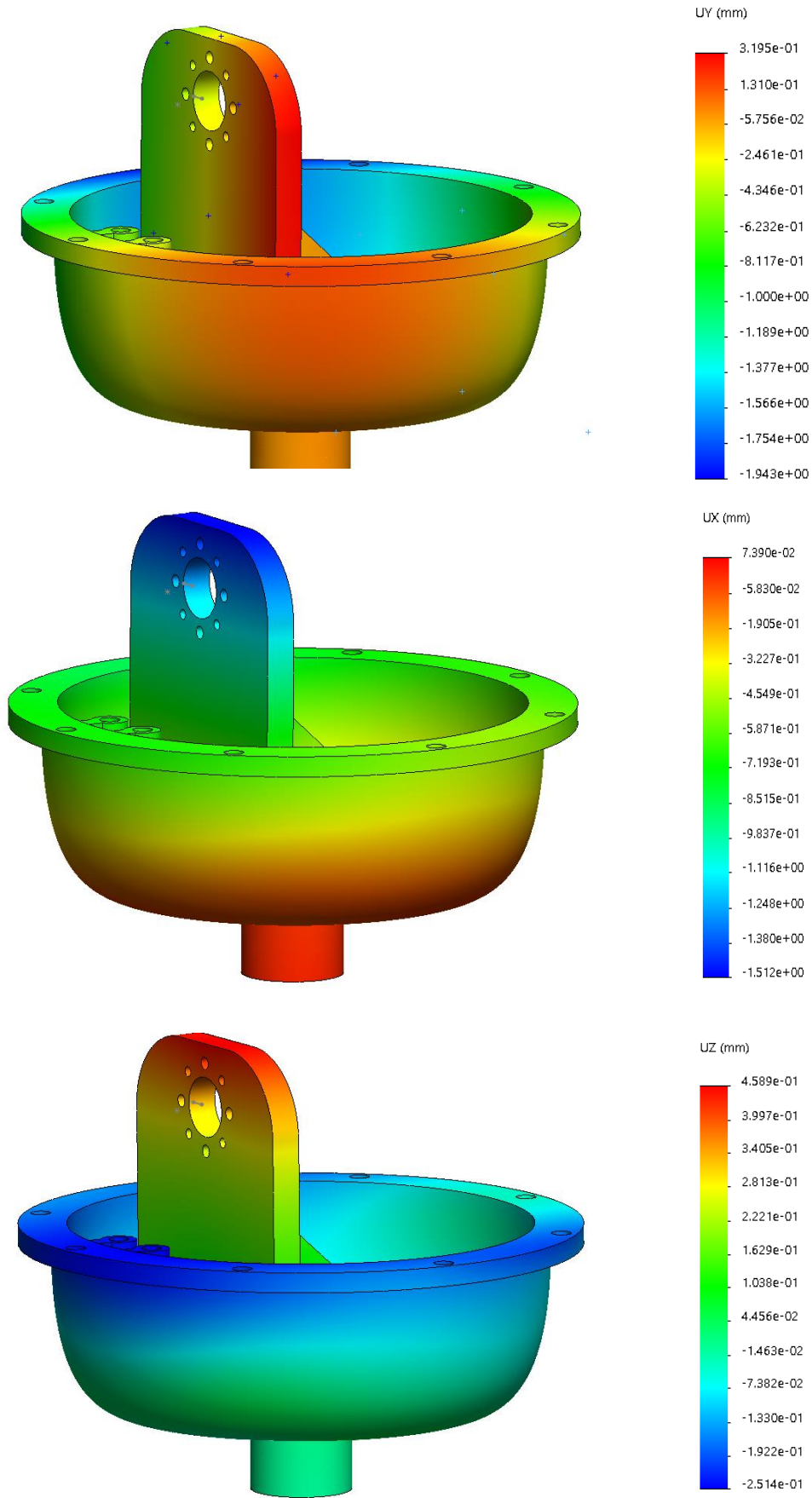


Figura 12: Desplazamientos Carcasa INF

Fuente: Propia

1.4. ESTUDIO DE LA CARCASA

Estudio del comportamiento del conjunto de la Carcasa frente a la compresión recibida a efecto del peso del usuario.

○ Cargas:

Las cargas a las que se verá sometida la Carcasa son:

- Esfuerzo de compresión. Corresponde con el peso a soportar por la prótesis: $1000N + CS=1200N$

○ Restricciones: El elemento de estudio se restringirá totalmente en la zona que actuarán los prisioneros del soporte. De igual manera que el estudio anterior.

○ Contactos: Unión rígida entre ambas partes de la Carcasa.

○ Mallado: Se realiza un fino mallado general.

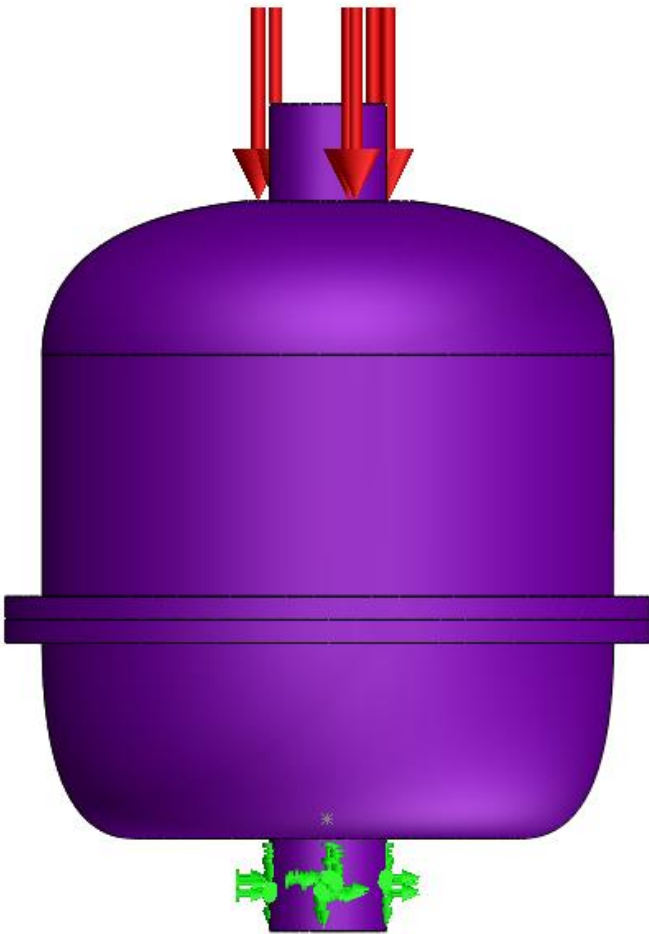


Figura 13: Cargas y Restricciones Carcasa

Fuente: Propia

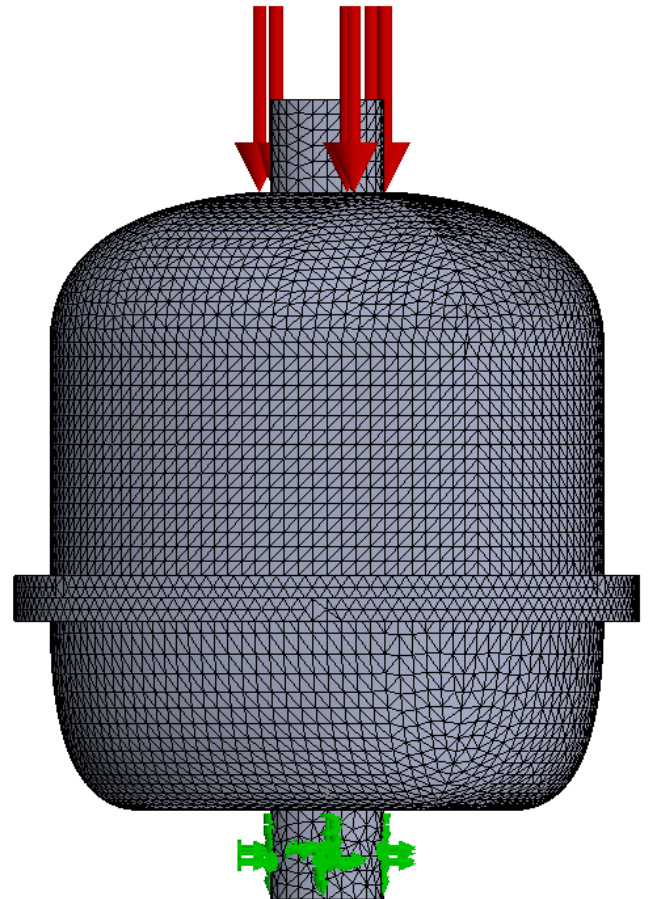


Figura 14: Malla Carcasa

Fuente: Propia

- Resultados de tensiones: Obtenemos unas tensiones máximas de 33,8 MPa, frente al límite elástico del Policarbonato de 65MPa. Se encuentran en la zona más crítica, donde está aplicada la carga, y en las restricciones.

A pesar de haber mayorado la carga con un coef. De seguridad, obtenemos un resultado de 2 veces inferior al valor límite.

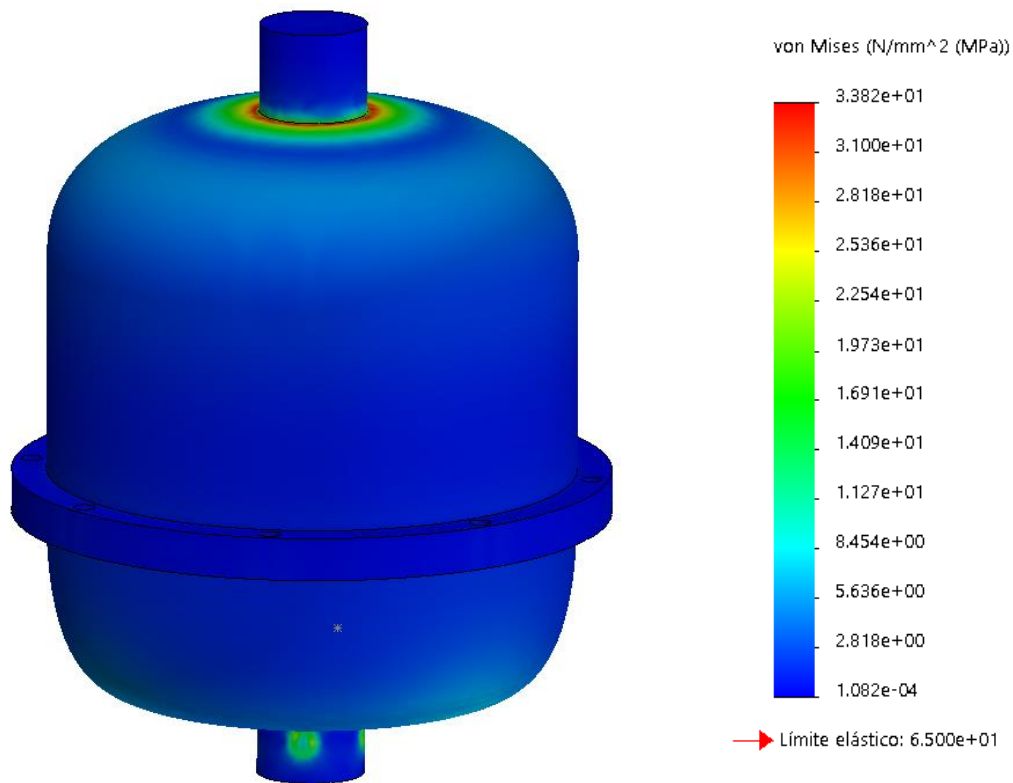


Figura 15: Tensiones Carcasa

Fuente: Propia

- Resultados de desplazamientos: Al igual que las tensiones, los desplazamientos máximos los encontramos en la zona de transmisión de la carga, obteniendo unos desplazamientos máximos de:

Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.89 mm
X	1.7e-01 mm
Z	1.269 mm

Tabla 4: Resultados Desplazamientos CARCASA

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida, provocando desplazamientos de como máximo 2mm, despreciables para que dañen el funcionamiento del mecanismo.

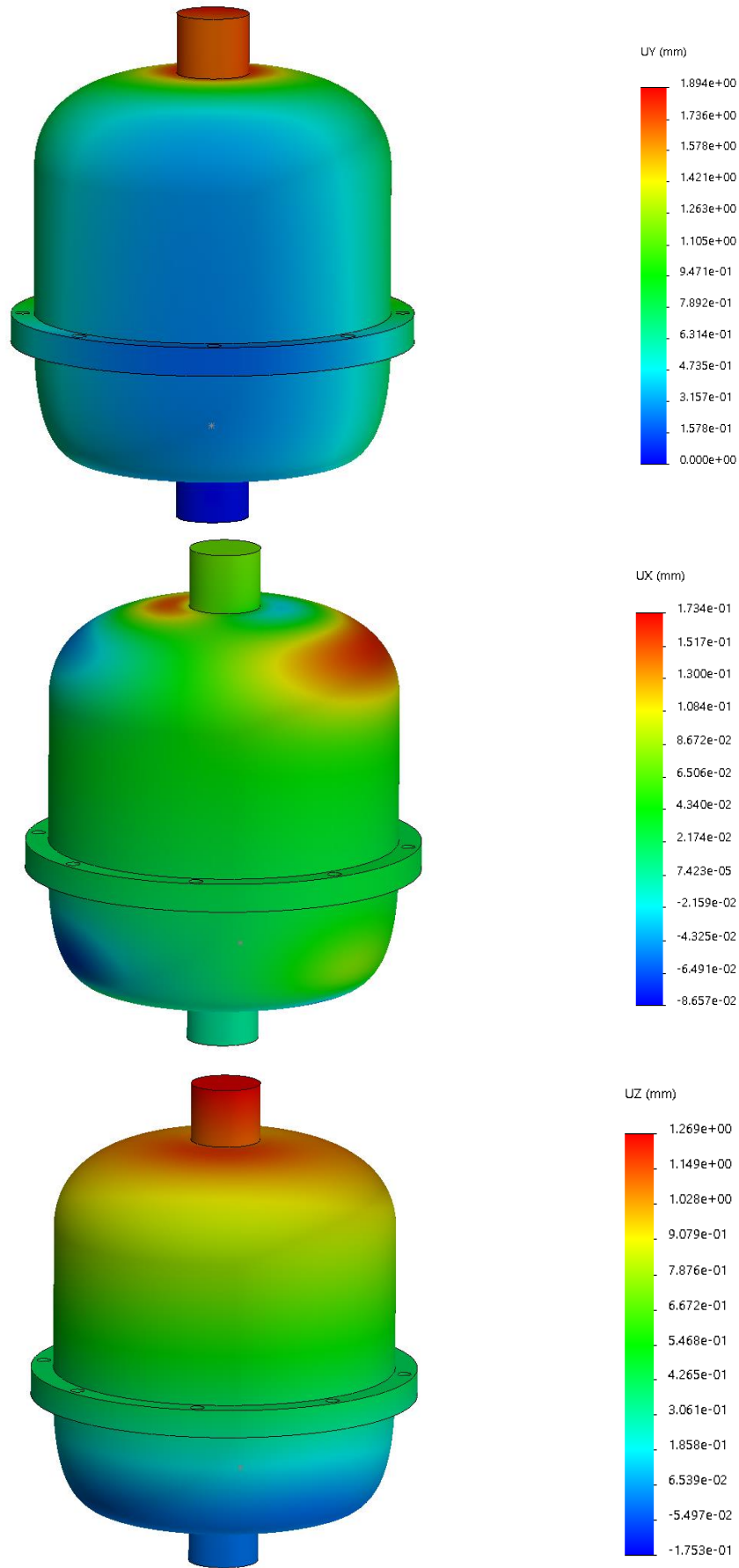


Figura 16: Desplazamientos Carcasa

Fuente: Propia

1.5. ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA SUPERIOR.

Este soporte es crítico, estará sometido a la carga de trabajo del cable, pues servirá de soporte para el mismo.

○ Cargas:

Las cargas a las que se verá sometida este Soporte SUP son:

- Esfuerzo de tensión del cable. En la dirección 1: 40N
- Esfuerzo de tensión del cable. En la dirección 2: 40N

○ Restricciones: El elemento está restringido totalmente en la superficie de contacto entre el soporte y el tubo, al igual que por la unión atornillada a la otra mitad del soporte.

○ Contactos: Estudio de pieza única, no existe contacto.

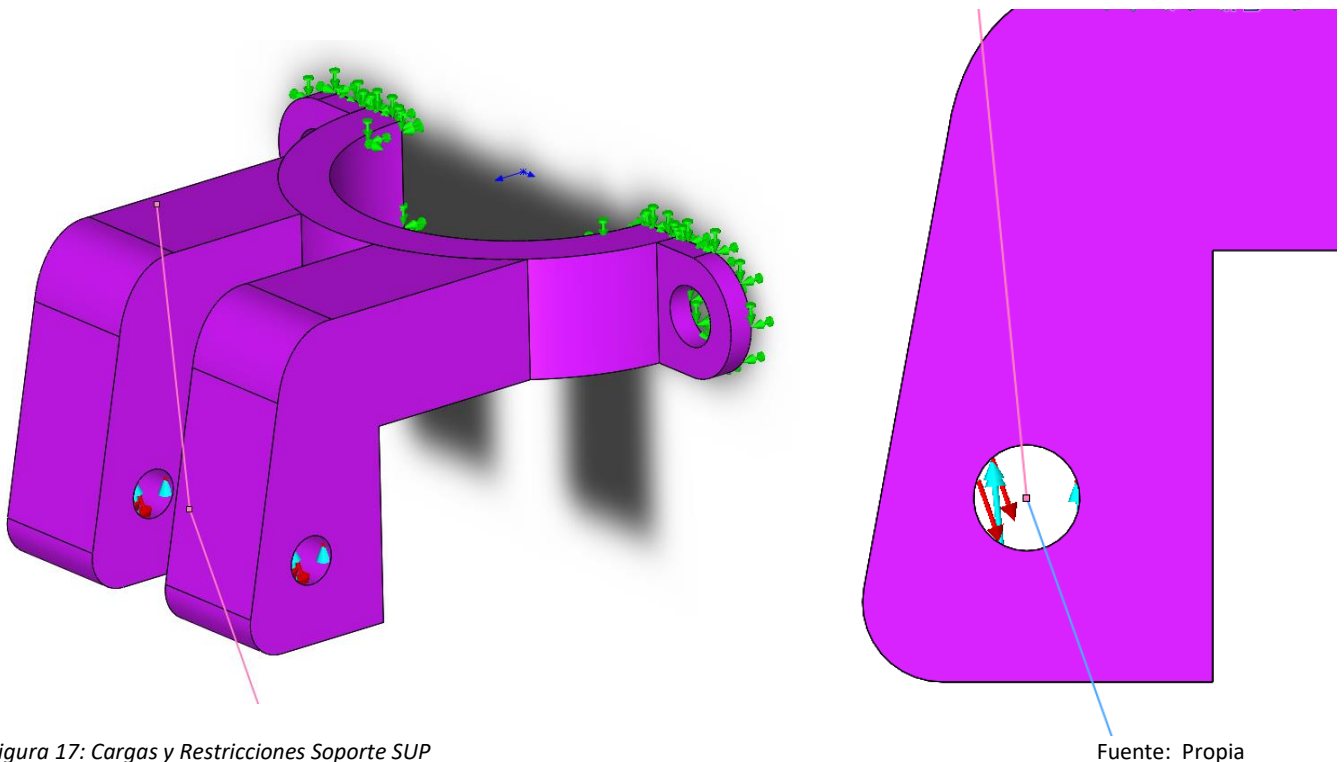


Figura 17: Cargas y Restricciones Soporte SUP

- Mallado: Se realiza un control de mallado de la zona propensa a romper, de este modo obtener resultados representativos del estudio.

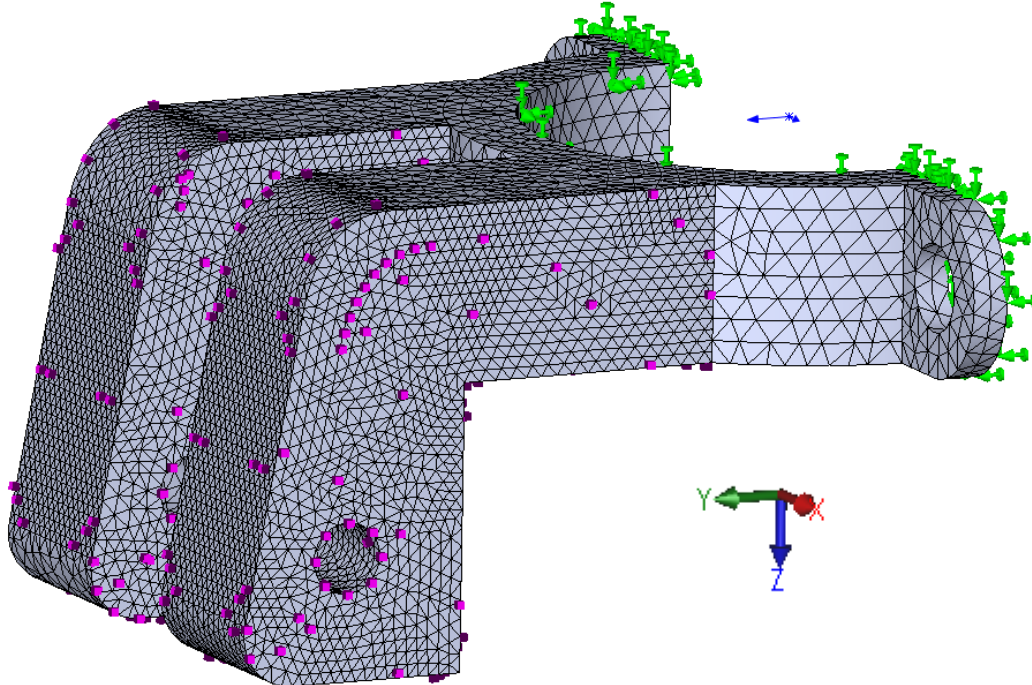


Figura 18: Malla Soporte SUP

Fuente: Propia

- Resultados de tensiones: Como era previsible, las mayores tensiones las encontramos en el punto de curvatura máxima (ángulo de 90°). obtenemos unas tensiones máximas de 2,19MPa, frente al límite elástico del Policarbonato de 65MPa.

A pesar de haber mayorado la carga con un coef. De seguridad, obtenemos un resultado de aproximadamente 30 veces inferior al valor límite.

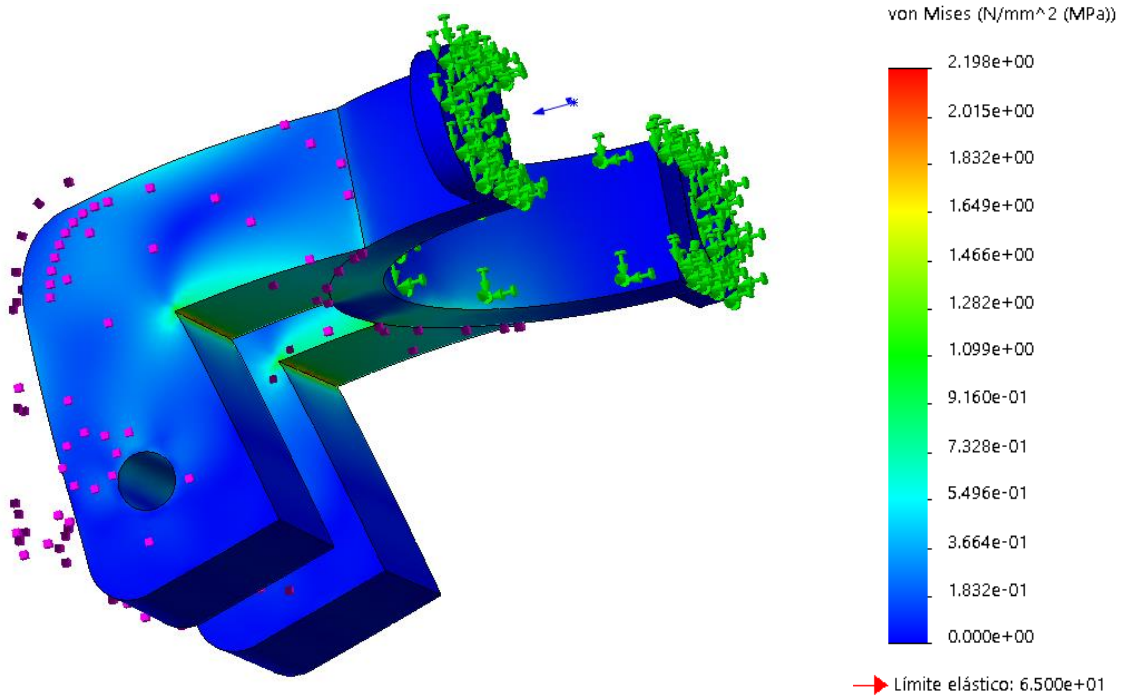


Figura 19: Tensiones Soporte SUP

Fuente: Propia

- Resultados de desplazamientos: Los desplazamientos máximos los encontramos en la zona flectantes del elemento, con valores máximos de:

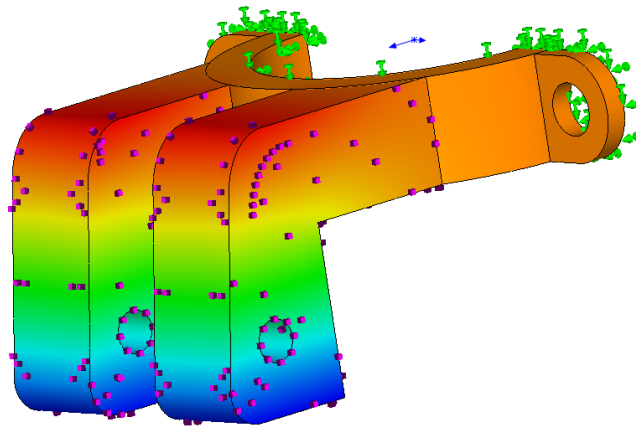


Figura 20: Desplazamientos Soporte SUP(Eje Y)

Fuente: Propia

Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	2.5e-02 mm
X	1.61e-03 mm
Z	1.87e-02 mm

Tabla 5: Resultados Desplazamientos SOPORTE SUP

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida a pesar de tratarse de una zona de riesgo por rotura.

1.6. ESTUDIO DEL SOPORTE GUÍA INFERIOR

Este soporte es crítico, estará sometido a la carga de trabajo del cable, pues es donde se encontrará acoplado el extremo final del cable, y donde se aplicará la carga necesaria para el movimiento.

○ Cargas:

Las cargas a las que se verá sometida este Soporte INF son:

- Esfuerzo de tensión del cable. Actuará sobre la superficie cilíndrica interior de la pieza, donde estará el contacto con el prisionero del cable.

En la dirección 1: 40N

- Restricciones: El elemento está restringido totalmente en la superficie de contacto entre el soporte y el tubo, al igual que por la unión atornillada a la otra mitad del soporte.

- Contactos: Estudio de pieza única, no existe contacto.

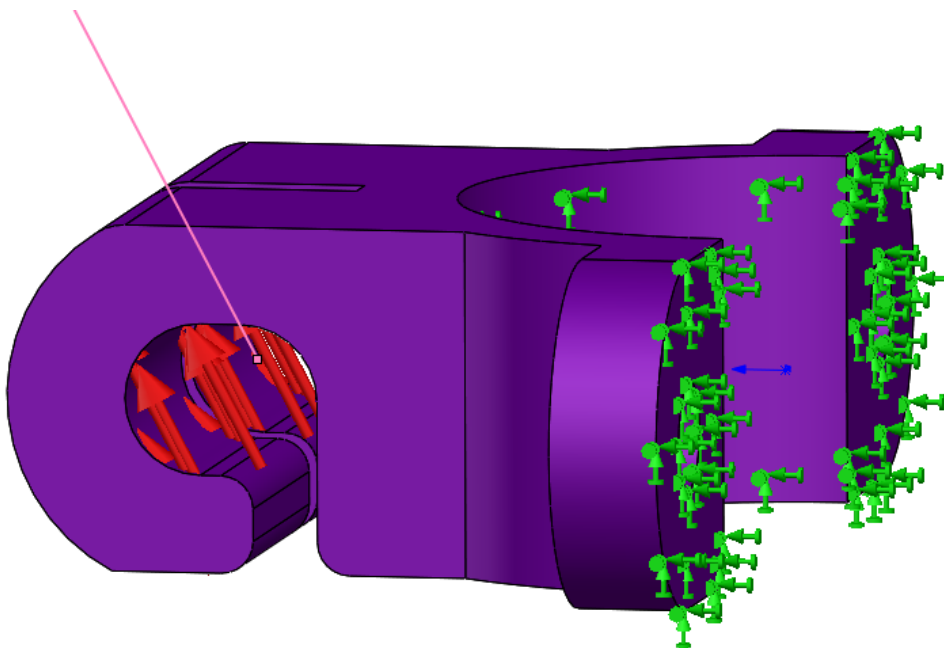


Figura 21: Cargas y Tensiones Soporte INF

Fuente: Propia

- Mallado: Se realiza un control de mallado de la zona propensa a romper, de este modo obtener resultados representativos del estudio.

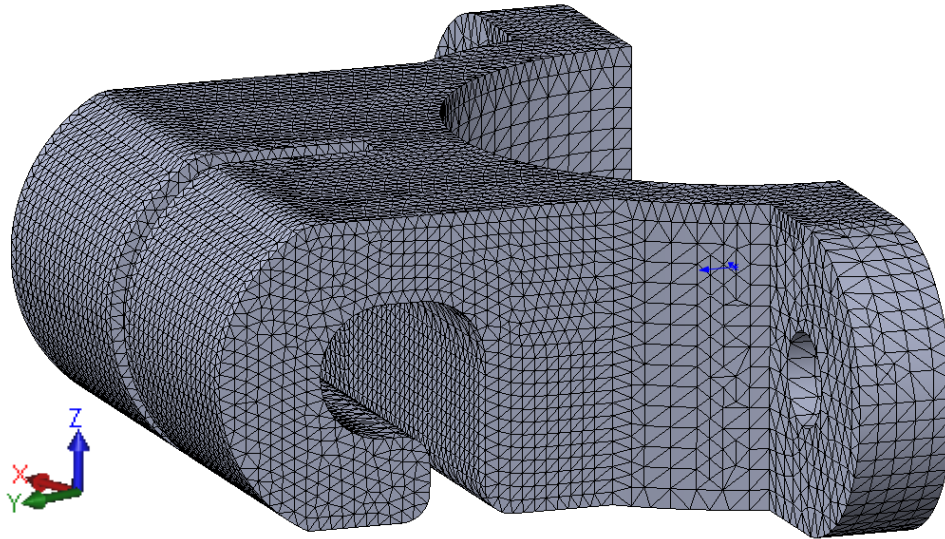


Figura 22: Cargas y Tensiones Soporte INF

Fuente: Propia

- Resultados de tensiones: Como era previsible, y de igual modo que en el estudio anterior, las mayores tensiones las encontramos en el punto de curvatura máxima crítica. Obtenemos unas tensiones máximas de 8.35MPa, frente al límite elástico del Policarbonato de 65MPa.

A pesar de haber mayorado la carga con un coef. De seguridad, obtenemos un resultado inferior al valor límite.

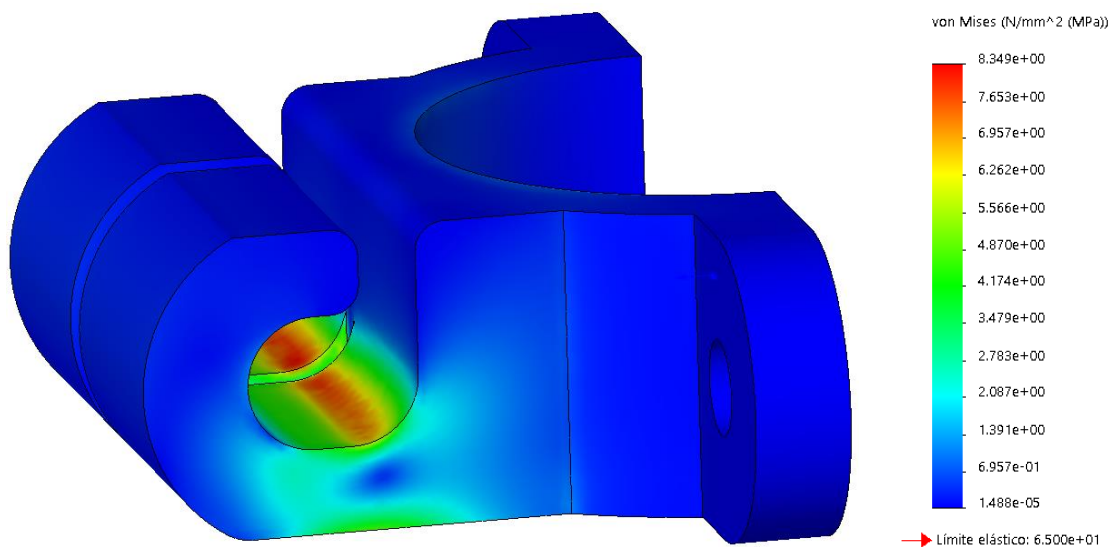


Figura 23: Cargas y Tensiones Soporte INF

Fuente: Propia

- Resultados de desplazamientos: Los desplazamientos máximos los encontramos en la zona flectantes del elemento, con valores máximos de:

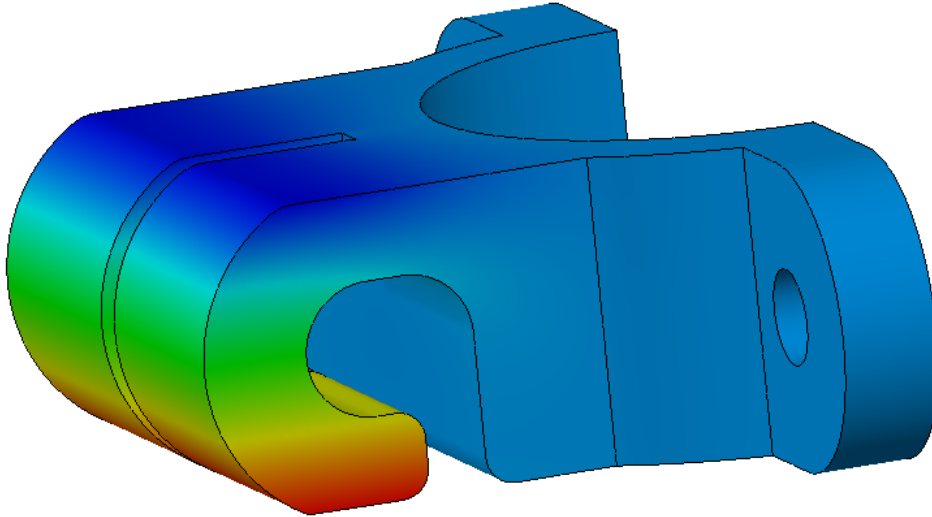


Figura 24: Desplazamientos Soporte INF (Eje Y)

Fuente: Propia

Dirección de desplazamiento	DESPLAZAMIENTOS (mm)
Y	1.11e-01 mm
X	4.62e-03 mm
Z	1.07e-01 mm

Tabla 6: Resultados Desplazamientos SOPORTE INF

CONCLUSIÓN: Esta pieza resiste los esfuerzos a los cuales va a ser sometida a pesar de tratarse de una zona de riesgo por rotura. Incluso con desplazamientos mínimos.

1.7. Estudio de Pandeo

Debido a que nuestra Carcasa va a estar sometida a compresión y se trata de un elemento estructural, debemos realizar un estudio de Pandeo. Para el estudio se llevará a cabo el mismo proceso de cargas, restricciones y uniones, que las presentadas en el apartado 1.4.

Realizado el estudio de Pandeo, debemos comprobar que el valor del Factor de Pandeo de Seguridad sea adecuado.

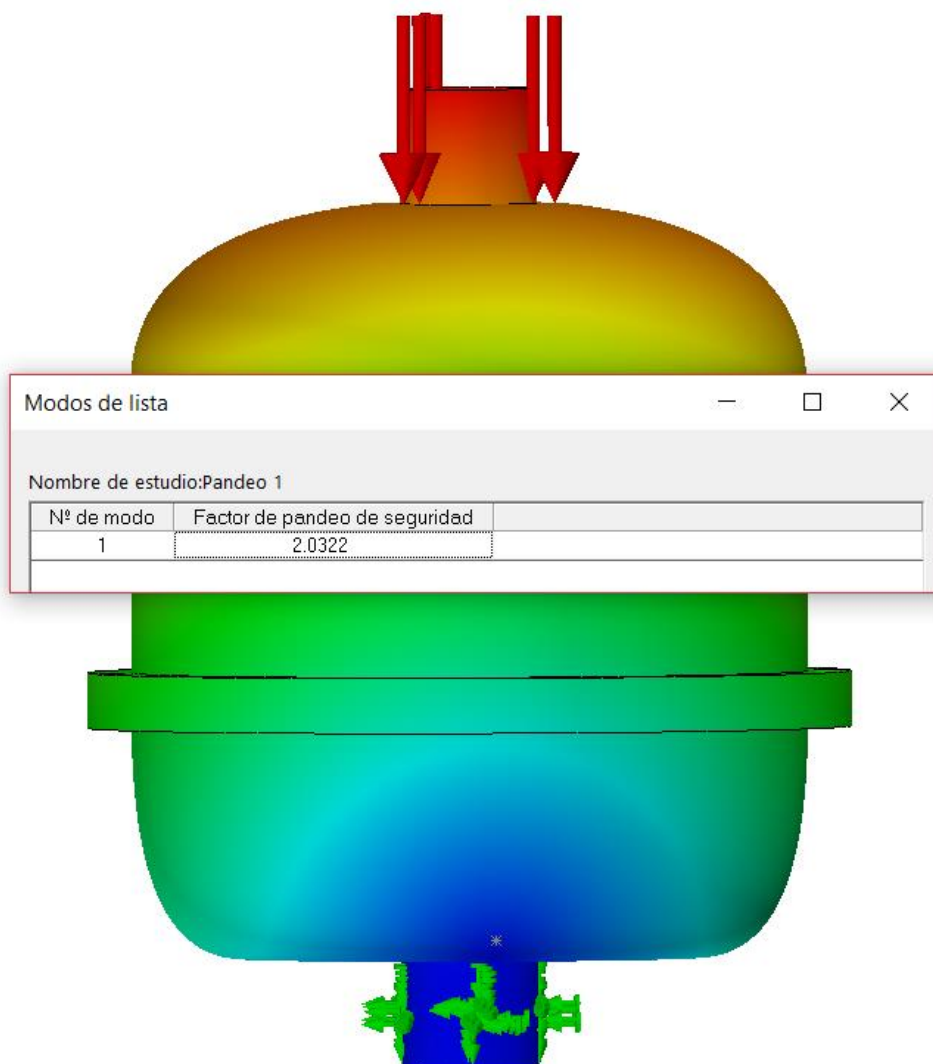


Figura 25: Pandeo Carcasa

Fuente: Propia

CONCLUSIÓN. Obteniendo un valor de 2.03 de Factor de Pandeo de Seguridad, se dará por válido pues la carga aplicada en el estudio ya se encontraba mayorada, es decir, con un Coef. De Seguridad inicial. Damos este resultado por válido

2. Cálculo de Fatiga del Eje Seguidor

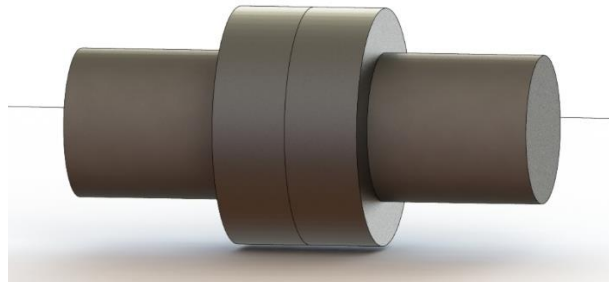


Figura 26: Seguidor

Fuente: Propia

Calculamos el número de ciclos de vida de nuestra pieza cilíndrica maciza de 5mm de diámetro sometida un esfuerzo flexionante. Para ello suponemos una fuerza de 40N aplicada en el punto más crítico, el centro del eje. De igual manera suponemos que está empotrado en los dos extremos.

- Calculamos las reacciones en los extremos, donde debido a simetría de cargar:

$$Ra = Rb = \frac{F}{2}$$

- El momento flector máximo al que se verá afectado es:

$$M_F = Ra \cdot \frac{L}{2}$$

- La resistencia a fatiga teórica del acero es:

$$S'n = 0,5 \cdot Su = 0,5 \cdot 690 = 345 \text{ MPa}$$

- La resistencia a fatiga real de la pieza es:

$$Sn = Ca \cdot Cb \cdot Cc \cdot Cd \cdot Ce \cdot S'n$$

- Módulo resistente a flexión:

$$W = \frac{I}{c} = \frac{\pi \cdot d^4 / 64}{d/2}$$

- Tensión debido al momento flector:

$$\sigma = \frac{M}{W}$$

Donde:

- $Ca \equiv \text{Coef. por acabado superficial} = 0,9$
- $Cb \equiv \text{Coef. por tamaño} = 1$
- $Cc \equiv \text{Coef. de confianza} = 1 - 0,08 \cdot D = 1 - 0,08 \cdot 1,6 = 0,872$
- $Cd \equiv \text{Coef. por temperatura} = 1$
- $Ce \equiv \text{Coef. por entallada} = 1$

RESOLUCIÓN. Aplicando las ecuaciones expuesta anteriormente obtenemos un número de ciclos de vida de:

$$\frac{S - S_n}{\log(10^6) - \log(10^3)} = \frac{S - \sigma}{\log(N) - \log(10^3)}$$

$$\frac{621 - 270,8}{\log(10^6) - \log(10^3)} = \frac{621 - 6,52}{\log(N) - \log(10^3)}$$

$$\log(N) = 8,26 \quad ; \quad N = 181,97 \cdot 10^6 \text{ Ciclos de vida}$$



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

PROYECTO FINAL DE GRADO

MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

ANEXO III: PRESUPUESTO

INTRODUCCIÓN

En este documento se recoge el **valor estimado de la fabricación** del Mecanismo Ortopédico diseñado.

- Para ello se han tenido en cuenta tanto costo de materiales, como compra de elementos, como los procesos de fabricación requeridos para cada pieza.

PRESUPUESTO GENERAL



ELABORACIÓN DE SISTEMA ORTOPÉDICO
--

NOMBRE: Añaterve Oval Trujillo
FECHA: jun-19

CAPÍTULO 1: Elementos Comprados.

		<i>Cantidad</i>	<i>Costo Unitario</i>	<i>SubTotal</i>
1.	Rodamiento (5x2mm)	1	4	4
2.	Rodamiento (3x1mm)	4	2,76	11,04
3.	Cable	1	2,5	2,5
4.	Bateria(12V1Ah1C)	1	8	8
5.	Motor	1	100	100
6.	Varilla	400	0,005	2
7.	Casquillo Bronce (5x8x10mm)	4	0,56	2,24
8.	Tornillos M5	12	0,336	4,03
9.	Tuerca M5	12	0,029	0,35
10.	Tornillos M3	4	0,375	1,5
11.	Tornillos M2.5	4	0,031	0,12

CAPÍTULO 2: Elementos Diseñados (IMPRESIÓN).

	<i>Tiempo (h)</i>	<i>Peso (g)</i>	<i>Costo Electrico</i>	<i>SubTotal</i>	
			<i>kW · €/kWh</i>		
1.	Soporte Cable	1,28	15,35	0,011	0,01
2.	Soporte Guía	1,23	13,54	0,011	0,01
3.	Caja SUP	25,22	424,69	0,011	0,28
4.	Caja INF	20,3	318,89	0,011	0,22
			<i>€/kg</i>		
	Total_g=	772,47	20		15,45

PRESUPUESTO GENERAL



ELABORACIÓN DE SISTEMA ORTOPÉDICO

CAPÍTULO 3: Elementos Diseñados (ACERO).

		<i>Tiempo (h)</i>	<i>Tipo</i>	<i>Costo Mecan.(€)</i>	<i>SubTotal</i>
1.	Leva	0,75	Corte	25	18,75
2.	Soporte Leva	0,67	Corte	25	16,67
		0,33	Fresado	45	15
		0,25	Soladura	40	10
		0,17	Taladro	25	4,17
3.	Soporte Rodamiento 1	0,33	Torneado	30	10
4.	Soporte Rodamiento 2	0,33	Torneado	30	10
		0,25	Taladro	25	6,25

TOTAL PRESUPUESTO

242,60 €



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

PROYECTO FINAL DE GRADO

MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

ANEXO IV: ESTUDIO ANTROPOLÓGICO DEL PASO

INTRODUCCIÓN

En este documento se recogen los datos proporcionados por el estudio antropológico del paso realizado por la ortopedia **GOT Ortopedia (Santa Cruz de Tenerife -OFRA)**.

Se realizó un seguimiento del paso del paciente para dos velocidades de estudio, **4km/h y 3Km/h**. Los datos obtenidos serán de importancia para verificar el método matemático empleados en el diseño del Mecanismo Ortopédico. Se adjunta solamente el estudio de **4km/h, el utilizado en la comparación.**



ANÁLISIS 3D DE MOVIMIENTO

MARCHA/CARRERA

Nombre	Valido Garcia, Jose
Fecha de nacimiento	1984-02-29
Fecha de generación del informe	15/6/2019
Patología	Amputación supracondylar izquierda
Notas	Paciente con amputación traumática por accidente de tráfico, el miembro amputado es un tercio proximal (muñón corto), el paciente esta protetizado con una prótesis compuesta por un encaje de contención isquiática con encaje de contacto total combinado con encaje flexible y quilla de carbono. A su vez la prótesis dispone de una rodilla monocentrica hidráulica, acompañado de rotador y con pie protésico de carbono acumulador de energía. Los componentes y adaptadores que componen la prótesis son de aluminio.

Informe de análisis biomecánico de marcha

Parámetros generales de marcha

	VALOR GLOBAL
<i>Doble apoyo</i>	15.30 %
<i>Longitud de paso</i>	0.01 m
<i>Base de sustentación</i>	0.16 m
<i>Velocidad</i>	0.29 m/seg
<i>Longitud de zancada</i>	0.02 m
<i>Cadencia</i>	92.55 pasos/min

Comparación lado izquierdo / lado derecho

	Izquierda	Derecha	Valores referencia
<i>Total zancadas registradas</i>	7.00	6.00	-
<i>Porcentaje de balanceo</i>	41.76 %	94.25 %	38% – 42%
<i>Porcentaje de apoyo</i>	58.24 %	5.75 %	58% – 62%
<i>Tiempo de balanceo</i>	0.54 seg	1.22 seg	0.41 seg – 0.45 seg
<i>Tiempo de apoyo</i>	0.76 seg	0.08 seg	0.44 seg – 0.46 seg
<i>Duración de zancada</i>	1.30 seg	1.29 seg	0.90 seg – 1.02 seg
<i>Duración de paso</i>	0.55 seg	0.75 seg	0,47 seg – 0,52 seg
<i>Longitud de zancada</i>	0.02 m	0.02 m	-
<i>Longitud de paso</i>	-0.02 m	0.04 m	-
<i>Altura máxima de talón</i>	0.29 m	0.26 m	-

Estudio detallado de zancada izquierda

Pelvis	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Inclinación Anterior [+]/Posterior [-]</i>	-4.75 °	95.65 °	100.39 °
<i>Plano Coronal - Oblicuidad Superior [+]/Inferior [-]</i>	-97.72 °	6.62 °	104.34 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-83.01 °	-57.78 °	25.24 °
Cadera Izquierda	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Flexión [+]/Extensión [-]</i>	-2.71 °	25.68 °	28.39 °
<i>Plano Coronal - Aducción [+]/Abducción [-]</i>	-2.82 °	5.70 °	8.52 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-2.99 °	11.24 °	14.23 °
Rodilla Izquierda	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Flexión [+]/Extensión [-]</i>	-9.78 °	61.78 °	71.57 °
<i>Plano Coronal - Valgo [+]/Varo [-]</i>	-1.90 °	15.71 °	17.61 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-4.84 °	3.92 °	8.76 °
Tobillo Izquierdo	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Dorsal Flexión[+]/ Plantar Flexión[-]</i>	-14.78 °	1.48 °	16.26 °
<i>Plano Coronal - Aducción [+]/Abducción [-]</i>	0.05 °	16.37 °	16.32 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-5.25 °	-0.06 °	5.20 °
Pie Izquierdo	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-7.04 °	9.99 °	17.03 °

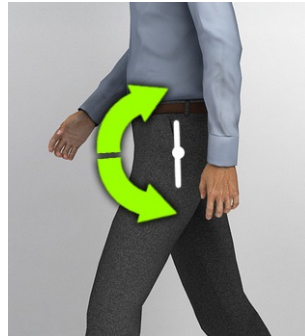
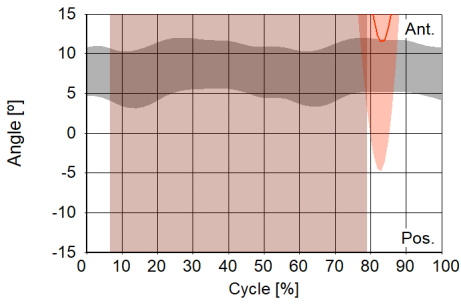
Estudio detallado de zancada derecha

Pelvis	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Inclinación Anterior [+]/Posterior [-]</i>	5.79 °	95.65 °	89.86 °
<i>Plano Coronal - Oblicuidad Superior [+]/Inferior [-]</i>	2.81 °	97.72 °	94.91 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-83.01 °	-57.78 °	25.24 °
Cadera Derecha	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Flexión [+]/Extensión [-]</i>	-367.98 °	-316.80 °	51.18 °
<i>Plano Coronal - Aducción [+]/Abducción [-]</i>	-5.35 °	8.75 °	14.10 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-37.11 °	-19.38 °	17.73 °
Rodilla Derecha	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Flexión [+]/Extensión [-]</i>	-8.18 °	56.09 °	64.27 °
<i>Plano Coronal - Valgo [+]/Varo [-]</i>	-8.43 °	9.53 °	17.96 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-6.46 °	13.64 °	20.10 °
Tobillo Derecho	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Sagital - Dorsal Flexión[+]/ Plantar Flexión[-]</i>	-33.03 °	1.20 °	34.23 °
<i>Plano Coronal - Aducción [+]/Abducción [-]</i>	-15.06 °	-3.41 °	11.65 °
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	1.75 °	7.32 °	5.57 °
Pie Derecho	Valor mínimo	Valor máximo	Rango articular
<i>Plano Transversal - Rotación Interna [+]/Externa [-]</i>	-66.10 °	-4.04 °	62.07 °

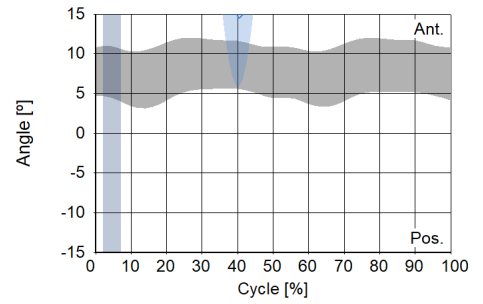
Curvas de marcha

1. PELVIS

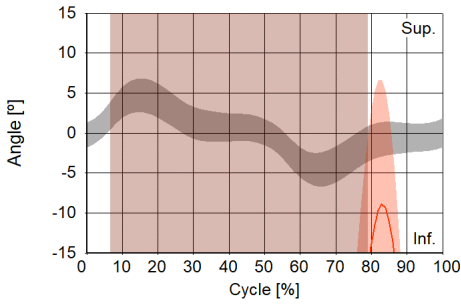
Inclinación pélvica



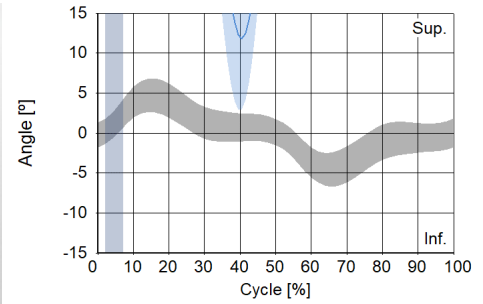
Izquierda Derecha



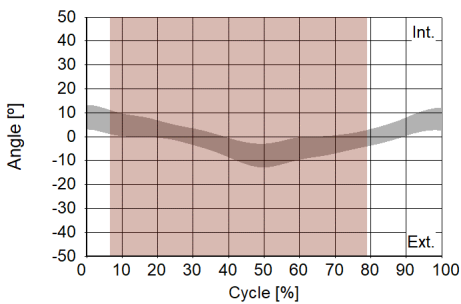
Oblicuidad pélvica



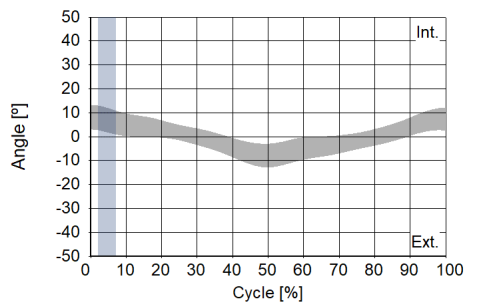
Izquierda Derecha



Rotación pélvica

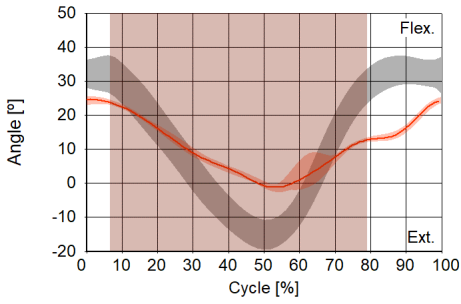


Izquierda Derecha

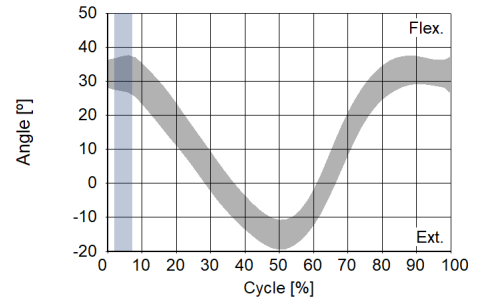


2. CADERAS

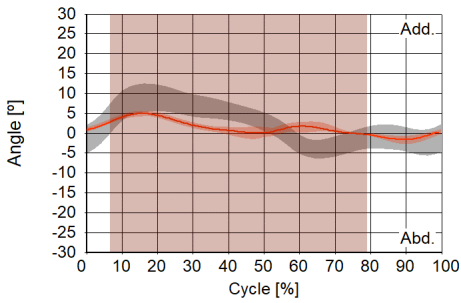
Flexo-extensión de cadera



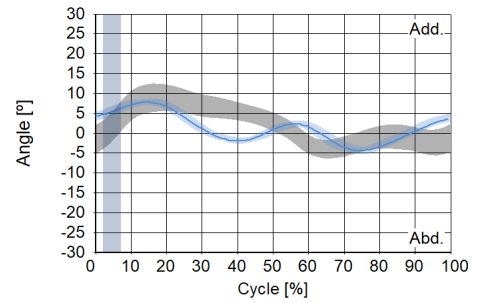
Izquierda Derecha



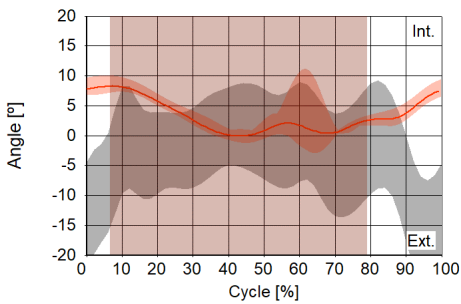
Abducción de cadera



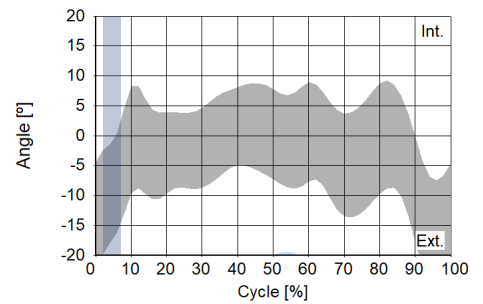
Izquierda Derecha



Rotación de cadera

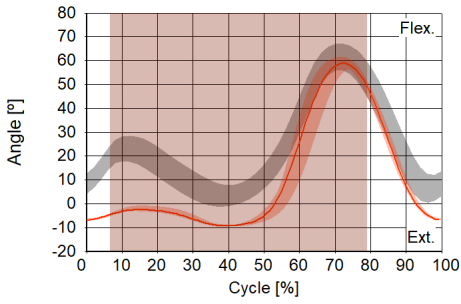


Izquierda Derecha

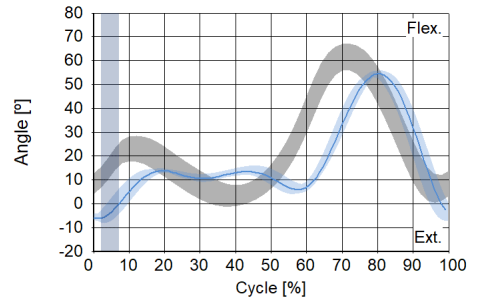


3. RODILLAS

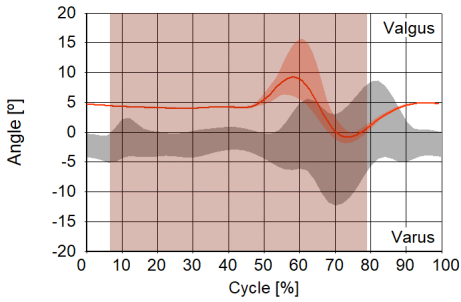
Flexo-extensión de rodilla



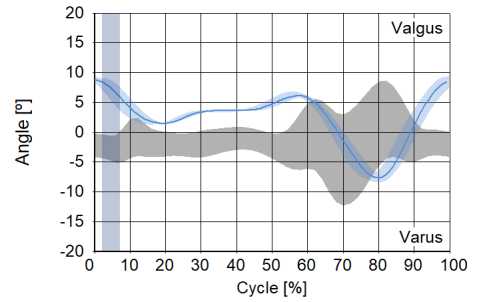
Izquierda Derecha



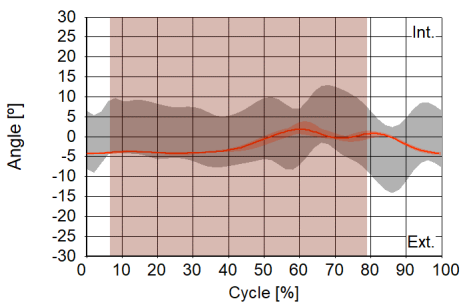
Abducción de rodilla



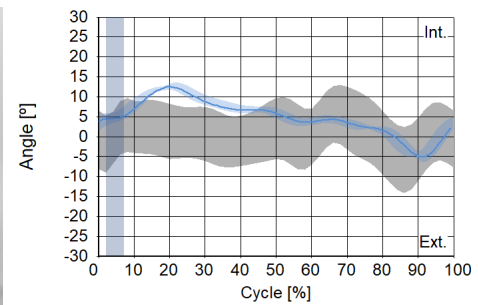
Izquierda Derecha



Rotación de rodilla

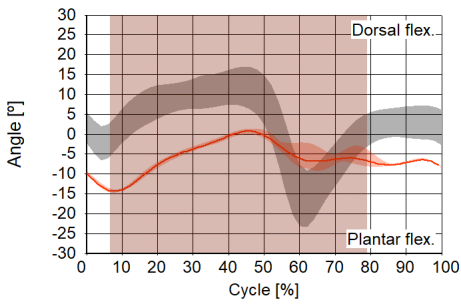


Izquierda Derecha

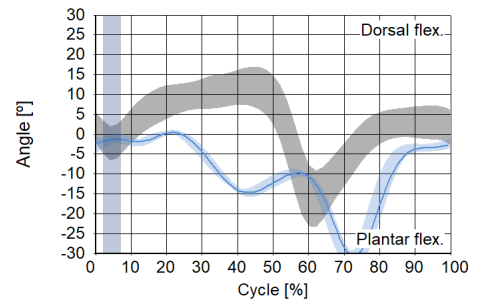


4. TOBILLOS

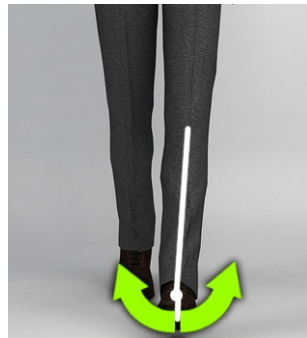
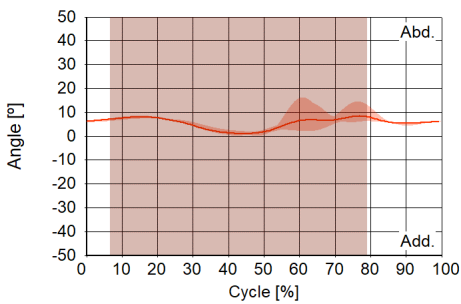
Flexo-extensión de tobillo



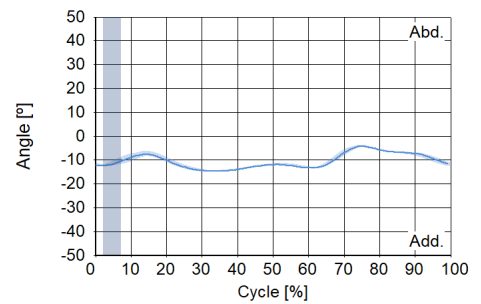
Izquierda Derecha



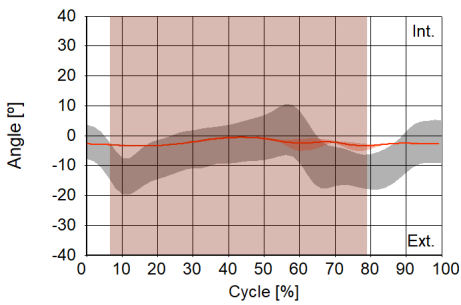
Abducción de tobillo



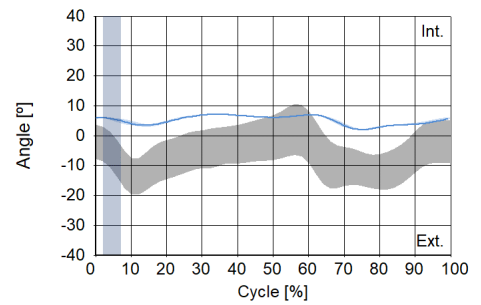
Izquierda Derecha



Rotación de tobillo

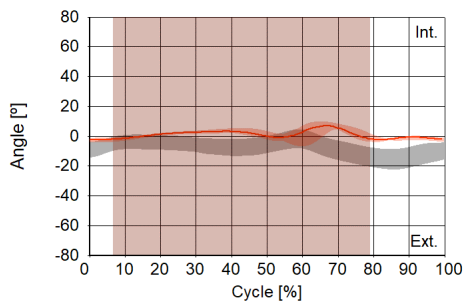


Izquierda Derecha

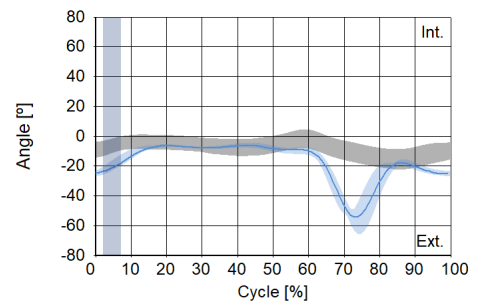


5. PIE

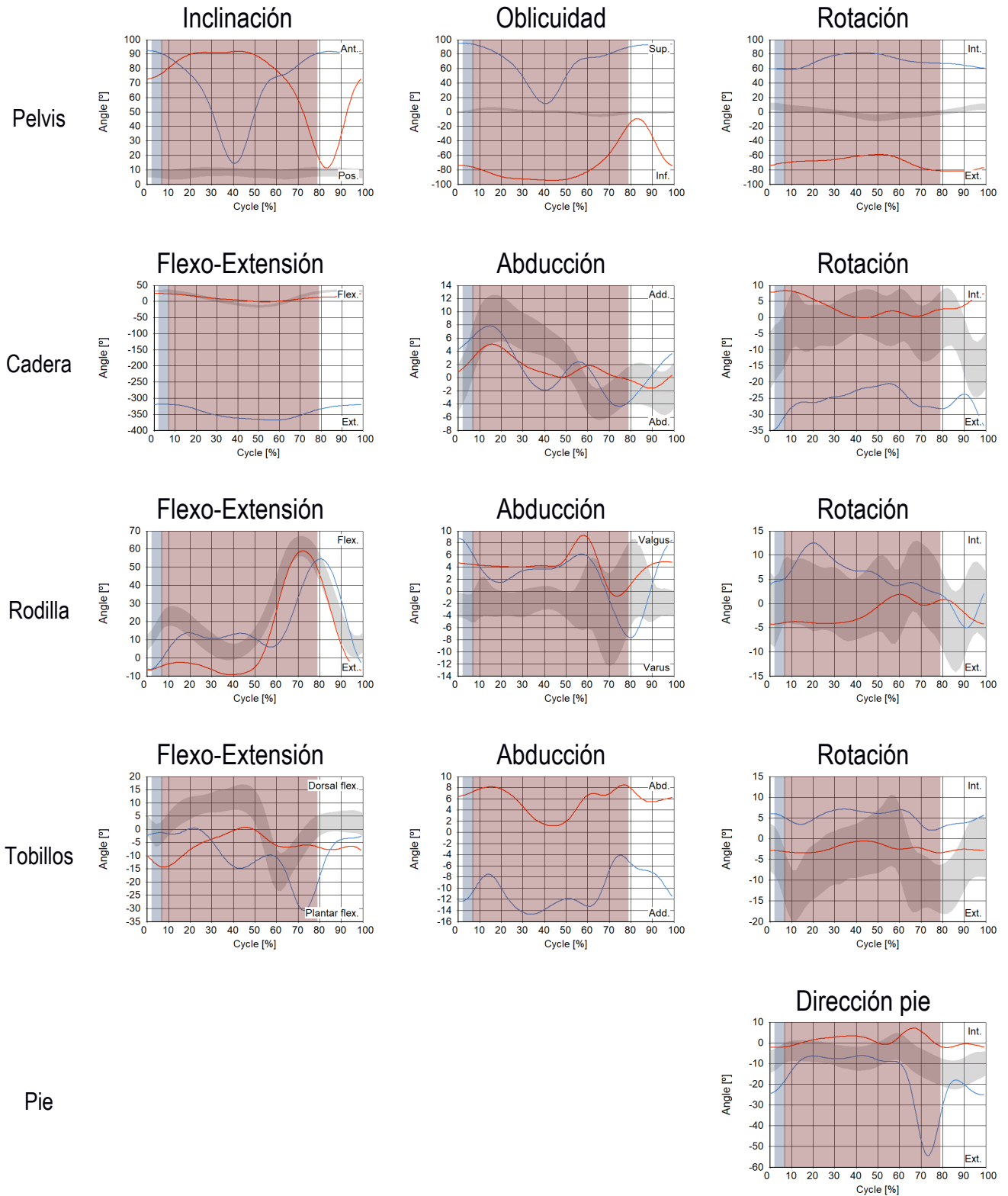
Dirección del pie



Izquierda Derecha



Resumen de gráficas



Anexo I – Descripción de términos

Parámetros generales de marcha

Parámetro	Descripción
<i>Doble apoyo</i>	Porcentaje del tiempo que ambos pies han estado en apoyo.
<i>Longitud de paso</i>	Media de las longitudes de paso de cada lado.
<i>Cadencia</i>	Número de pasos por minuto.
<i>Base de sustentación</i>	Valor medio de la distancia entre ambos talones proyectada contra el eje de caderas.
<i>Velocidad</i>	Velocidad de avance de la cadera en metros por segundo.
<i>Longitud de zancada</i>	Distancia media para ambos lados entre la posición del talón al principio del ciclo y la posición al final del ciclo, proyectada contra la dirección de avance.

Parámetros por zancada

Parámetro	Descripción
<i>Total de zancadas registradas</i>	Número total de zancadas detectadas por el sistema de captura.
<i>Porcentaje de balanceo</i>	Porcentaje de tiempo que ocupa la fase de balanceo dentro del ciclo de captura.
<i>Porcentaje de apoyo</i>	Porcentaje de tiempo que ocupa la fase de apoyo dentro del ciclo de captura.
<i>Tiempo de balanceo</i>	Duración de la fase de balanceo dentro del ciclo de captura.
<i>Tiempo de apoyo</i>	Duración de la fase de apoyo dentro del ciclo de captura.
<i>Duración de zancada</i>	Tiempo que transcurre entre el comienzo de una zancada y la siguiente.
<i>Duración de paso</i>	Tiempo que transcurre entre el comienzo de una zancada y el comienzo de la zancada del lado contrario.
<i>Longitud de zancada</i>	Distancia entre la posición del talón al principio del ciclo y la posición al final del ciclo, proyectada contra la dirección de avance.
<i>Altura máxima de talón</i>	Altura máxima del talón durante el ciclo de la marcha.
<i>Longitud de paso</i>	Distancia entre la posición del talón al principio del ciclo y la posición del talón del pie contrario en el siguiente apoyo registrado, proyectada contra la dirección de avance.



ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Grado en Ingeniería Mecánica

PROYECTO FINAL DE GRADO

MECANISMO DE AYUDA A LA EXTENSIÓN PARA
PIERNA ORTOPÉDICA

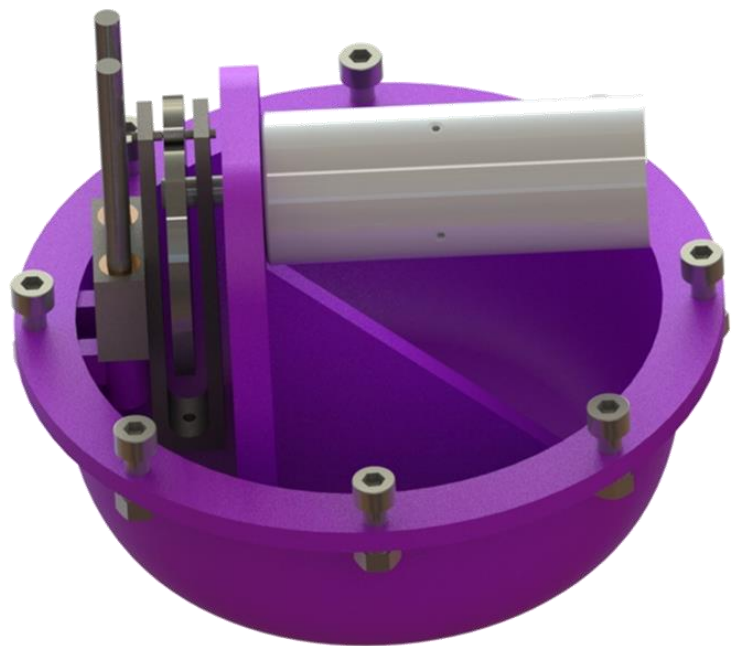
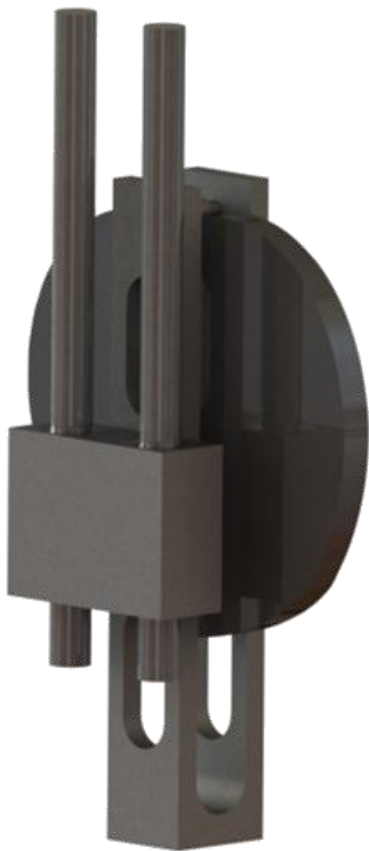
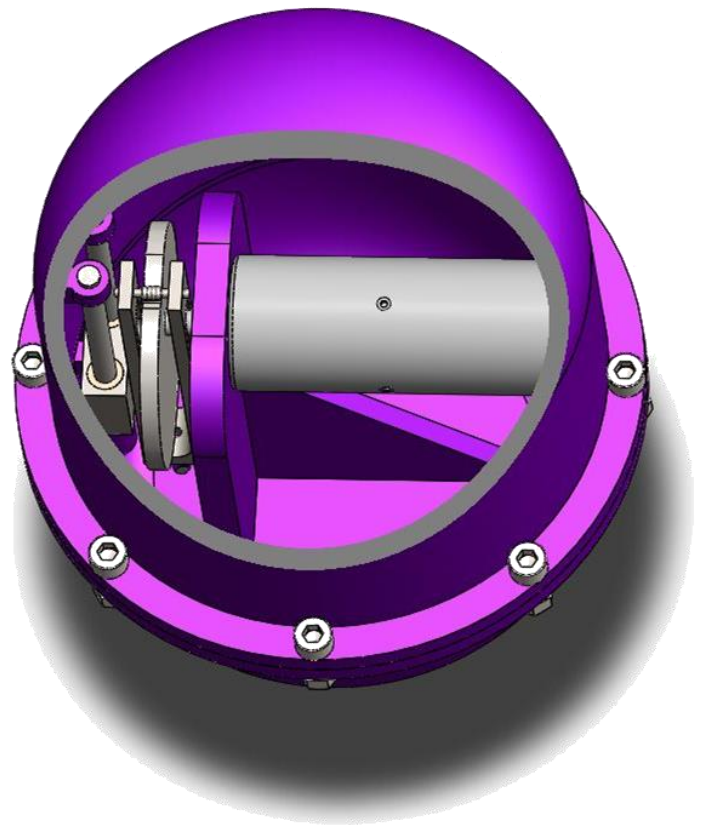
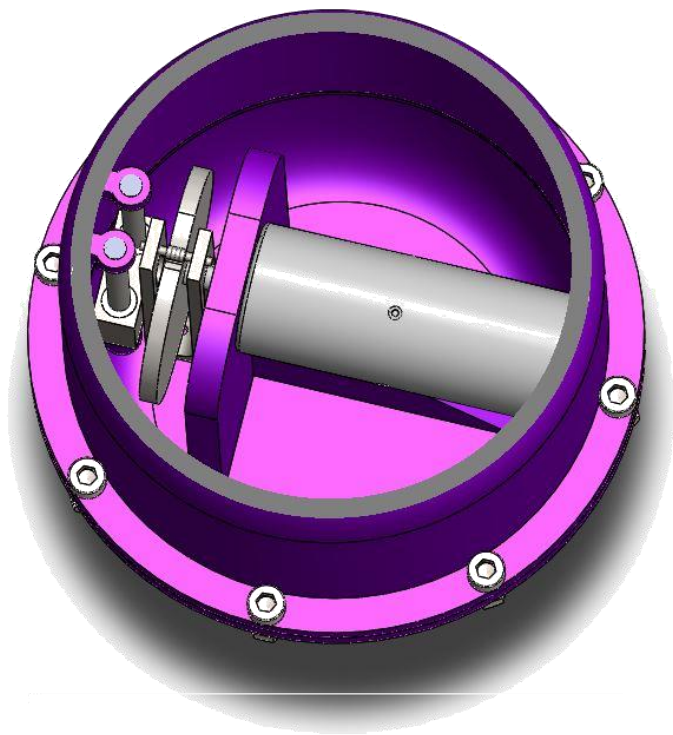
ANEXO V: RENDERS,
VISUALIZACIONES 3D

ANEXO V: Renders

INTRODUCCIÓN

En este anexo se recogen distintas representaciones gráficas del mecanismo final, imágenes obtenidas a partir del SolidWork.

ANEXO V: Renders



ANEXO V: Renders





DISEÑO FINAL 3D:
Mecanismo Ortopédico