





ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA  
INFORMÁTICA  
GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

**Dispositivo acoplable a servomotor para la rehabilitación de la  
articulación de la rodilla**

**Servomotor-attachable device aimed at knee joint rehabilitation**

Realizado por  
**Alejandro Moya Esteban**  
Tutorizado por  
**María Prado Nóvoa**  
**Sergio Postigo Pozo**  
Departamento  
**Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos**

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA  
MÁLAGA, Junio 2016

Fecha defensa:  
El Secretario del Tribunal



## Resumen

El objetivo de este Trabajo de Fin de Grado consiste en el desarrollo de un dispositivo mecánico, el cual gracias a un servomotor, sea capaz de realizar la movilización pasiva de la articulación de la rodilla en procesos de rehabilitación. Concretamente, se diseñará para producir un movimiento en torno al eje transversal de la articulación, con lo cual el movimiento producido será la flexoextensión. Actualmente, existen en el mercado varios dispositivos que realizan esta función. Sin embargo, normalmente tienen un peso y tamaño considerables debido a los mecanismos que usan para conseguir el movimiento. Por este motivo, uno de los objetivos de este proyecto consiste en desarrollar un dispositivo de tamaño reducido que sea capaz de realizar el movimiento adecuadamente al igual que los modelos actuales existentes en el mercado.

Para lograr este objetivo se han llevado a cabo distintas etapas como son: prediseño del dispositivo atendiendo a requisitos médicos y estéticos, determinación de las cargas que va a soportar el dispositivo y dimensionamiento del mismo en función de las dichas cargas. Es decir, se adecuarán los tamaños de las piezas para que sean capaces de soportar el peso del paciente. Por último, se ha hecho una división de las piezas de forma que sea posible la impresión 3D del dispositivo y, además, se han detallado las últimas características del modelo.

**Palabras clave:** rehabilitación, rodilla, servomotor, diseño, dimensionamiento, tensiones, impresión 3D.

## Abstract

The aim of this final degree project is the development of a mechanical device which, by use of a servomotor, will be able to mobilise the knee joint in rehabilitation processes. Specifically, it will be designed to produce a movement around the transverse axis of the knee. Therefore, the movements produced by the device will be flexion and extension. Currently, there are several devices designed to perform this action. However, they typically are heavy and bulky due to the mechanisms which are used to achieve the movement. For this reason, one of the goals of this project is to develop a reduced-sized device able to perform the movement properly such as the ones that are currently on the market.

In order to achieve this goal, several stages have been carried out: pre-design of the device regarding to medical and aesthetic requirements, calculation of the forces which are going to be applied at the device and remodelling of the device regarding to the aforementioned forces. In other words, the dimension of the device will be changed in order to endure the forces applied on it. Finally, a division of the device is made in order to make possible its 3D printing and, moreover, last details of the model have been determined.

**Keywords:** knee, rehabilitation, servomotor, design, remodelling, strain, 3D-printing.





# Contenido

|  |    |
|--|----|
| Capítulo 1: Introducción.....  | 10 |
| 1.1 Motivación.....  | 10 |
| 1.2 Objetivo .....   | 12 |
| 1.3 Tecnologías a utilizar .....   | 13 |
| 1.4 Partes del informe .....   | 13 |
| Capítulo 2: Aplicaciones en el campo de la medicina .....                  | 14 |
| 2.1 Anatomía de la rodilla .....   | 14 |
| 2.2 Técnicas e instrumentos para la rehabilitación pasiva de rodilla. .... | 18 |
| Capítulo 3: Diseño del dispositivo .....                                   | 21 |
| 3.1 Consideraciones preliminares .....                                     | 21 |
| 3.2 Prediseño del dispositivo .....  | 21 |
| Capítulo 4: Dimensionamiento del dispositivo .....                         | 27 |
| 4.1. Cálculos con tablas antropométricas. ....                             | 27 |
| 4.2 Búsqueda del motor .....   | 31 |
| 4.3. Material y sujeciones .....   | 32 |
| 4.4. Dimensionamiento de PP .....  | 33 |
| 4.5. Dimensionamiento de PM.....   | 43 |
| Capítulo 5: Descripción del detalle.....                                   | 48 |
| Capítulo 6: Conclusiones y líneas de investigación .....                   | 55 |
| 6.1 Conclusiones.....  | 55 |
| 6.2 Líneas de investigación.....   | 56 |
| Referencias bibliográficas .....   | 58 |
| Anexos.....  | 59 |



|  |    |
|--|----|
| Anexo I. Tablas antropométricas .....              | 60 |
| Anexo II. Planos y características del motor ..... | 62 |
| Anexo III. Digital ABS Ivory .....                 | 64 |
| Anexo IV. Ensamblaje del dispositivo.....          | 65 |

# Capítulo 1: Introducción

## 1.1 Motivación

En las últimas décadas, el auge de la tecnología ha tenido un impacto muy importante en campos como la medicina y la biomedicina. Muchos de ellos se han orientado al área diagnóstica por imagen, que sin duda es el campo en el que más se ha avanzado en los últimos años. Así, gracias a aparatos de ecografía tridimensional, de resonancia magnética nuclear o a los TAC multicorte, se pueden obtener una gran cantidad de detalles sobre aspectos anatómicos y funcionales en estructuras como por ejemplo, el corazón. De esta forma, se hace posible un diagnóstico más preciso de patologías cardíacas.

Otras áreas en continuo auge son la cirugía mínimamente invasiva y la cirugía robótica gracias a las cuales los procedimientos quirúrgicos suponen menos dolor y menos tiempo de convalecencia. Además, los movimientos del cirujano se llevan a cabo de forma más precisa lo que aumenta notablemente las posibilidades de que el procedimiento sea exitoso.

Un área en la que la tecnología puede tener un gran impacto es la rehabilitación de articulaciones de miembros inferiores y superiores como pueden ser rodilla, cadera o muñeca. La gran importancia de la rehabilitación de estas articulaciones reside en que la funcionalidad de estos miembros es crucial en el bienestar y la calidad de vida de un paciente. Sin embargo, hoy en día las técnicas de rehabilitación que se realizan en muchos hospitales y clínicas privadas y públicas se realizan aún de forma manual. En estos ejercicios, el fisioterapeuta debe realizar movimientos repetitivos y durante largos periodos de tiempo para lograr el fortalecimiento del miembro afectado, lo que ocasiona un desgaste físico en dicho profesional.

En el caso de la rehabilitación de rodilla, la ausencia de movilización de la articulación tras un procedimiento quirúrgico, por ejemplo, puede resultar en un

menor rango de movimiento o en dolores crónicos, lo que afectará a la calidad de vida del paciente. De ahí, la importancia de este tipo de técnicas.

Por todo ello, se hace patente la importancia de desarrollar una tecnología orientada a la rehabilitación de rodilla, ya que estos dispositivos pueden conseguir tanto una correcta recuperación de la funcionalidad del paciente como una mejor calidad de trabajo del fisioterapeuta.

Actualmente, existen en el mercado varios dispositivos orientados a la rehabilitación de la articulación de rodilla. Entre ellos, el más usado en centros de fisioterapia es el conocido como CPM (del inglés, *Continuous Passive Motion*) o movimiento pasivo continuo (fig. 1.1). Estos dispositivos se comentarán en profundidad en el capítulo 2 de esta memoria. Sin embargo, por ahora cabe destacar que son dispositivos que permiten la movilización de la articulación de forma pasiva, es decir, sin que el paciente realice ningún tipo de esfuerzo.



Figura 1.1: Dispositivo CPM

Los principales inconvenientes que presentan son: un tamaño voluminoso y un precio considerablemente alto (el precio de mercado en 2016 ronda los 2.500 €). Esto no los convierte en aptos para la rehabilitación en casa. Normalmente, estos dispositivos son comprados por clínicas de fisioterapia (principalmente en clínicas de fisioterapia deportiva) y los pacientes deben desplazarse a la clínica para someterse al proceso durante una gran cantidad de horas, sobre todo durante las primeras etapas de la rehabilitación. Todo esto conlleva grandes molestias para el paciente.

En vista a estos inconvenientes, se observa la necesidad de desarrollar nuevos dispositivos que realicen la misma función pero siendo económicamente asequibles y, además, de un tamaño y peso más reducidos, ya que así se

facilitaría la rehabilitación en el hogar del paciente. Para lograr esto, entran en juego otros dos tipos de tecnología: la impresión 3D y la telemedicina.

El auge de la impresión 3D en los últimos años ha sido muy notable y, con toda seguridad, seguirá aumentando. En pocos años, probablemente esta sea una tecnología asequible para la mayoría de ciudadanos. Por lo tanto, si se desarrolla un dispositivo de esta naturaleza que sea imprimible en 3D y, además, sea personalizable en cuanto a tamaño y peso para cada paciente en función de sus parámetros corporales (altura y peso), se conseguirán los objetivos mencionados anteriormente: abaratar costes y tamaños reducidos debido a la naturaleza personalizada del dispositivo.

Por otra parte, la posibilidad de programar estos dispositivos para que realicen una cantidad determinada de movimientos a intervalos de tiempo determinados supondrá que el paciente no deba acudir a la clínica o al hospital para hacer la rehabilitación. Así, el médico o fisioterapeuta podrá establecer los ejercicios oportunos y gracias a algún medio de comunicación, se los mandará al dispositivo. De esta forma, el paciente sólo deberá acoplarse el dispositivo para que la rehabilitación se realice de forma automática. Además, este tipo de comunicación puede permitir al fisioterapeuta recibir los datos de los ejercicios realizados de forma que se podrá llevar un seguimiento del proceso.

Por todos los motivos explicados anteriormente, es evidente que la mejora de la tecnología en este tipo de técnicas es aún necesaria y la motivación de este trabajo es dar un primer paso para conseguirla.

## **1.2 Objetivo**

El objetivo de este proyecto consiste en el desarrollo de una estructura a la que se le pueda acoplar un servomotor y se consiga el movimiento de flexoextensión de la articulación de la rodilla. El diseño del servomotor queda fuera del ámbito de este proyecto a pesar de que en ciertos puntos se requiera información del mismo, como por ejemplo el tamaño del eje del motor o los puntos de anclaje a la estructura. El diseño de la estructura a la que se une el servomotor se hará siempre con el objetivo de que el dispositivo sea ligero, de tamaño reducido y cómodo para el paciente. Todo ello, se orientará a mejorar la calidad de vida del paciente y la calidad del trabajo del fisioterapeuta.

### **1.3 Tecnologías a utilizar**

La principal herramienta utilizada en el desarrollo de este proyecto ha sido el software de diseño CAD en 3D llamado SolidWorks. Este software CAD (del inglés, *Computer Aided Design*) o bien, software de diseño asistido por computador ha permitido diseñar completamente las piezas de las que se compone el dispositivo. Además de usarse en las fases de diseño y rediseño, este software cuenta con una herramienta que permite realizar análisis de elementos finitos. Con lo cual, todo el análisis de fuerzas y tensiones en el dispositivo, también se ha llevado a cabo con SolidWorks.

Por otra parte, la impresión 3D también tiene un papel fundamental en este proyecto ya que el tamaño de las piezas se va a tener que adecuar al modelo de impresora 3D disponible en la Facultad. De lo contrario, sería imposible la impresión de las piezas.

### **1.4 Partes del informe**

Para poder alcanzar el objetivo de este proyecto se plantean los siguientes objetivos secundarios:

- Estudio del arte en el que se han valorado aspectos anatómicos de la rodilla y las principales técnicas y dispositivos de rehabilitación.
- Diseño preliminar del dispositivo atendiendo a los criterios ya mencionados.
- Análisis de fuerzas ejercidas sobre el dispositivo.
- Rediseño del dispositivo de acuerdo al estudio anterior.
- División de las piezas en tamaños adecuados para la impresora 3D de la Facultad.
- Fabricación del prototipo mediante impresión 3D.

# Capítulo 2: Aplicaciones en el campo de la medicina

Para comenzar este capítulo se va a realizar una breve descripción de la articulación de la rodilla con la que se pretende que el lector conozca las estructuras anatómicas básicas de la articulación y conceptos básicos sobre su cinemática y cinética.

## 2.1 Anatomía de la rodilla

La rodilla es la articulación que une los eslabones anatómicos muslo y pierna, y en ella intervienen tres huesos: fémur, tibia y rótula. Se trata de una articulación que, a su vez, está formada por dos articulaciones: la articulación femorotibial, entre el fémur y la tibia, y la articulación femoropatelar entre el fémur y la rótula (fig. 2.1).

Ambas articulaciones están recubiertas por una cápsula articular, formada por ligamentos, que contiene líquido sinovial, encargado de lubricar la articulación.

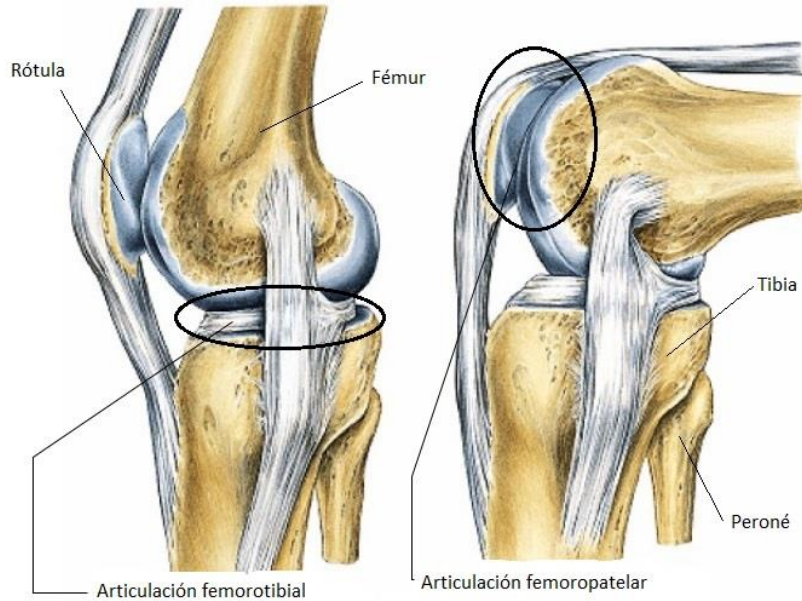


Fig. 2.1: Vista medial de la rodilla en flexión (derecha) y extensión (izquierda).

La rótula está unida al cuádriceps gracias al tendón del cuádriceps, y a la tibia mediante el tendón o ligamento rotuliano. La rótula es un elemento de estabilización ya que impide el desplazamiento anterior del fémur con respecto a la tibia. El movimiento de la rótula se da a lo largo de la tróclea femoral, que es una hendidura situada entre los dos cóndilos femorales (lateral y medial). Por otra parte, los cóndilos femorales articulan con los patillos tibiales o carillas glenoideas de la tibia. En el contacto entre estos elementos se encuentran dos meniscos, que son dos estructuras de fibrocartílago que aportan congruencia entre la superficie articular del fémur y la tibia (fig. 2.2). Los meniscos tienen una gran importancia ya que las dos superficies articulares mencionadas son muy diferentes: los cóndilos femorales son curvados mientras que los patillos tibiales son bastante planos. Gracias a los meniscos, se consigue una distribución de presiones homogénea.

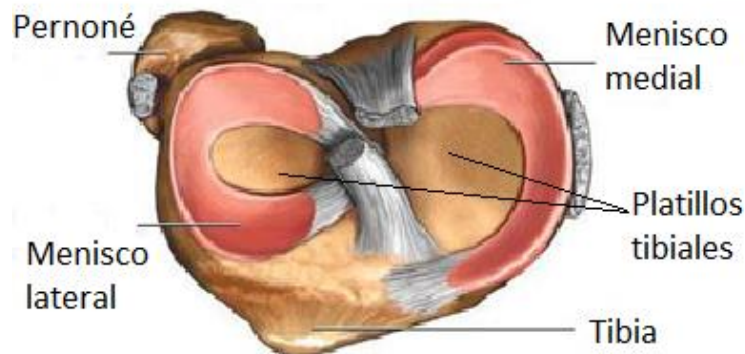


Fig. 2.2: Vista superior de la tibia. Patillos tibiales y meniscos.

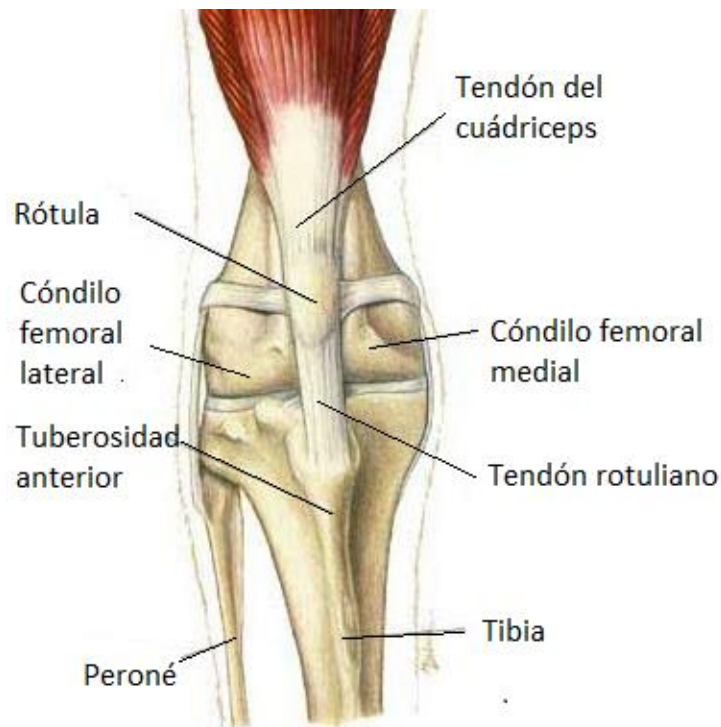


Fig. 2.3: Vista anterior de la rodilla derecha. Tendón rotuliano y cóndilos.

Además, para dar una mayor estabilidad a la articulación existen 4 ligamentos muy potentes: los ligamentos colaterales (lateral y medial) y los ligamentos cruzados anterior y posterior.



Fig. 2.4: Vistas anterior y lateral de la rodilla derecha. Principales ligamentos.



En cuanto a cinemática cabe destacar que los principales movimientos en la rodilla son la flexoextensión y la rotación interna-externa. Debido a la geometría de los cóndilos y a la acción de los ligamentos, estos dos tipos de movimientos se dan simultáneamente. Es decir, la flexoextensión va acompañada de la rotación interna-externa en lo que se conoce como rotación automática.

En la flexoextensión, que es el centro de este proyecto, se da un movimiento de rodadura y desplazamiento. Este tipo de movimiento hace que siempre que la rodilla se flexione, se produzca un rodamiento acompañado de un desplazamiento del fémur con respecto a la tibia hacia la parte posterior. Este movimiento se conoce como roll-back de la rodilla.

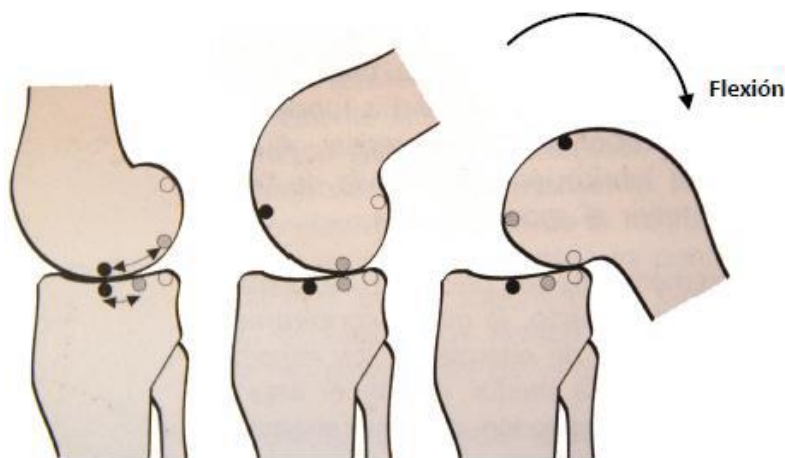


Fig. 2.5: Roll-back de la rodilla.

A causa de este movimiento, el eje de rotación de la articulación no es fijo sino que se desplaza posteriormente durante el movimiento. En el dispositivo diseñado, el eje de rotación, que será impuesto por el motor, es fijo. Para resolver este conflicto entre movimiento fisiológico y movimiento producido en el dispositivo se va a optar por un diseño holgado de las piezas situadas alrededor de la articulación. Así, el movimiento no será completamente impuesto por el motor y mantendrá la componente fisiológica del mismo.

Un último punto a destacar sobre la articulación consiste en la amplitud de movimiento de la articulación. Los ángulos máximos de flexión y extensión dependen de la situación de otras articulaciones, concretamente, de la cadera y del tobillo. Por ejemplo, el movimiento de flexión con flexión de cadera puede llegar de forma forzada a los  $160^{\circ}$ . Sin embargo, con extensión de cadera sólo se alcanzan los  $120^{\circ}$ . El rango de movimiento utilizado por los dispositivos de movilización pasiva oscila entre los  $10^{\circ}$  de extensión y los  $130^{\circ}$  de flexión, y dicho movimiento se realiza con una ligera flexión de cadera.

## 2.2 Técnicas e instrumentos para la rehabilitación pasiva de rodilla.

Las técnicas de movilización pasiva son aquellas realizadas por el fisioterapeuta o por una fuerza externa, como por ejemplo la de un aparato, y en las que los pacientes no realizan ninguna actividad motora voluntaria. Según la fuerza exterior aplicada distinguimos entre:

- Movilización pasiva asistida. Esta movilización es realizada por el fisioterapeuta de forma manual o por medios mecánicos.
- Movilización autopasiva. En este caso es el propio paciente el que realiza la movilización de modo manual o mediante poleas.
- Movilización pasiva instrumental. Aquí, la movilización es realizada por máquinas eléctricas o mecánicas. El objetivo de este “Trabajo de Fin de Grado” es el desarrollo de un dispositivo que realice este tipo de movilización por lo que, a continuación, se procede a explicar los principales aparatos que existen actualmente en el mercado para la realización de este tipo de movimiento.

La técnica más ampliamente usada dentro de la movilización pasiva instrumental se conoce como movimiento pasivo continuo o MPC (más conocido en inglés como, *Continuous Passive Motion* o *CPM*). En esta técnica, gracias a la acción de un motor, se consigue la movilización de la articulación en un rango de movimiento predeterminado. Actualmente, existen dispositivos que orientados a distintas articulaciones: cadera, rodilla, codo o tobillo son algunos ejemplos. Sin embargo, debido al objetivo de este trabajo se describirán únicamente los orientados a la articulación de la rodilla.

Este tipo de dispositivos (fig. 2.5) se usan de forma postoperatoria, normalmente en artroplastias de rodilla y reparaciones de ligamento cruzado anterior. A pesar de que estas son sus dos principales aplicaciones, también se han demostrado efectos beneficiosos en casos de defectos cartilagosos, artritis, algunos tipos de fracturas (patelar y de la parte proximal de la tibia, concretamente en el platillo tibial) y sepsis de la articulación. Básicamente, estos dispositivos se encargan de realizar ciclos de flexoextensión de la articulación en una determinada amplitud de movimiento y a una determinada velocidad. Normalmente, la amplitud del movimiento oscila entre los 10° de extensión y los 130° de flexión. Por su parte, las velocidades se encuentran entre los 20° y los 220° por minuto. Estas velocidades tan reducidas resultan en unos tiempos de aplicación muy altos que suelen rondar las 5 horas diarias.



Fig. 2.6. Dispositivo CPM

Debido a los largos tiempos de uso de este tipo de dispositivos la comodidad del mismo es un requisito esencial. Normalmente estos dispositivos están recubiertos con materiales viscoelásticos y suaves de forma que sean cómodos y eviten cualquier tipo de rozadura en la piel del paciente.

Otro aspecto importante a destacar consiste en la adaptabilidad del dispositivo a la pierna y el muslo del paciente. Además, de contar con barras telescópicas que permiten modificar la longitud de las piezas, la mayor parte de la adaptabilidad se consigue con un diseño holgado de los componentes rígidos y una sujeción mediante cintas flexibles que se ajustan a cada paciente particular. Esta idea se ha tenido en cuenta durante el desarrollo de este proyecto.

En el caso de que la técnica sea necesaria tras un procedimiento quirúrgico, la no realización de ejercicios de movilización lleva a la tirantez de los tejidos que rodean la articulación por dos motivos. Por un lado, se da la formación de adhesiones intraarticulares, es decir, a la formación de tejido cicatrizal y, por otro, aparecen contracturas extraarticulares. Todo ello resulta en un menor rango de movimiento de la articulación, lo que afecta a la calidad de vida del paciente. Uno de los beneficios del CPM consiste en que previene el desarrollo de estas adhesiones y contracturas, por lo tanto su uso tiene gran utilidad tanto para la correcta recuperación del paciente como para el sistema sanitario, ya que se ha demostrado que reduce el tiempo de hospitalización de los pacientes. Otros beneficios aportados por estos aparatos a la articulación son:

- Decrece la frecuencia de complicaciones postoperatorias y mejora las tasas de recuperación así como la amplitud del movimiento después de gran variedad de procedimientos quirúrgicos.
- Reduce el dolor postoperatorio, con lo cual disminuye la cantidad de medicamentos analgésicos que debe tomar el paciente.
- Gracias a la acción continua de bombeo se potencia la circulación y, por tanto, mejora la nutrición de los tejidos articulares. Básicamente, se potencia la actividad metabólica de los tejidos.
- Se obtiene una mejora de la lubricación sinovial de la articulación.
- Reduce el derrame y el edema en la articulación, por lo que se mejora la curación de la herida.
- Aumenta la regeneración del cartílago intraarticular.
- Permite una recuperación más rápida y, en determinados casos, completa de la amplitud de movimiento.
- Ayuda a aumentar la confianza del paciente en tanto que éste es capaz de ver los avances en la amplitud de movimiento.

# Capítulo 3: Diseño del dispositivo

## 3.1 Consideraciones preliminares

Antes de comenzar a diseñar el dispositivo, se organizó una reunión con un fisioterapeuta con el objetivo de determinar cuáles eran los requisitos que éste debía presentar. En esta reunión se obtuvieron, además de algunas líneas de investigación, los siguientes requisitos:

- El principal requisito consiste en garantizar el movimiento fisiológico de la articulación. Como ya se ha comentado, a pesar de que el dispositivo no realiza el roll-back característico de la rodilla, la holgura existente en la pieza va a evitar cualquier complicación asociada.
- El dispositivo debe ser cómodo y evitar cualquier tipo de daño o rozadura al paciente. No debe comprimir la rodilla en ningún momento.
- Debe ser fácilmente ajustable y, a la vez, válido para una gran variedad de pacientes.
- El dispositivo debe ser válido para el miembro inferior derecho e izquierdo.

## 3.2 Prediseño del dispositivo

En esta sección, se pretende dar una visión del trabajo realizado y los modelos intermedios considerados hasta llegar al modelo final. En el modelo final es sobre el que se ha hecho el análisis de cargas y sobre el que se ha hecho el dimensionamiento. La selección de este modelo final ha tenido los requisitos descritos en el apartado anterior y, además, unos requisitos estéticos basados en la opinión subjetiva del autor de este proyecto.

En el primer modelo (fig. 3.1) se observan las piezas con las que contaba el dispositivo inicialmente.

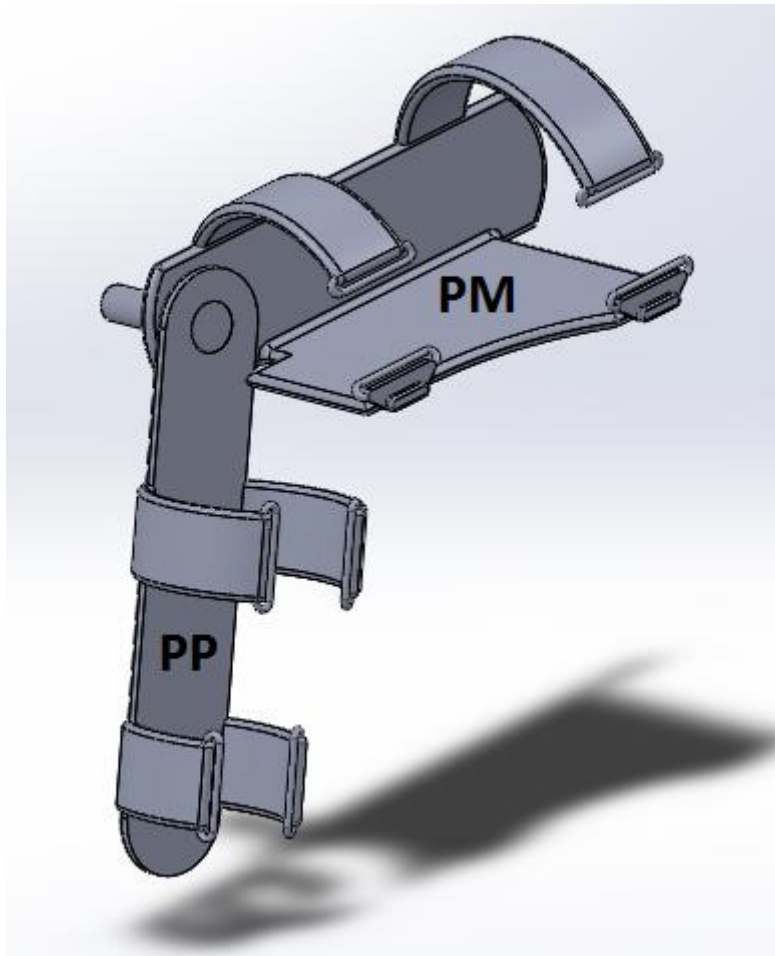


Fig. 3.1: Primer modelo del dispositivo.

Básicamente, el dispositivo está compuesto por dos piezas: la pieza pierna (PP) y la pieza muslo (PM), que a partir de ahora se nombrarán como PP y PM, respectivamente. En este modelo, las piezas cuentan con una superficie plana lateral a la que se acoplaría el motor y, además, unas abrazaderas con forma de semicírculo para la sujeción de la pierna y el muslo. La PP cuenta con estas abrazaderas tanto en la parte superior como en la inferior ya que esta es la pieza que va a oscilar realizando el movimiento de flexoextensión. Sin embargo, la PM tiene como objetivo estar apoyada en la silla o superficie donde se vaya a hacer la rehabilitación, por lo que sólo cuenta con abrazaderas en la parte superior. De ahí surge la idea de que la superficie inferior sea plana. Además, en la fig. 3.1 se observan unas anillas situadas en el extremo de las abrazaderas. Por estas anillas, pasarán unas cintas elásticas de forma que se garantice la sujeción de pierna y muslo. Esta idea se va a mantener en la versión final a pesar de que no se muestra en las siguientes versiones.

En este modelo se encontraron varios inconvenientes que llevaron a pensar en nuevas alternativas. Estos inconvenientes son:

- Las abrazaderas eran demasiado restrictivas y, por lo tanto, el dispositivo no sería válido para una gran variedad de pacientes. Esto trajo consigo la idea de usar abrazaderas más pequeñas y, además, que la mayor parte de la sujeción se diese con las cintas mencionadas anteriormente. Así, se garantizaría la adaptabilidad y la facilidad de uso ya que acoplarse la pieza consistiría básicamente en abrochar las cintas. Es decir, se evita el hecho de que el paciente deba introducir la pierna a través de las abrazaderas.
- A pesar de que el objetivo es que todo el dispositivo vaya acolchado con algún tipo de material, la superficie plana lateral de PP y PM no asegura la comodidad del paciente. Esto es debido a que estas superficies pueden ser incómodas dependiendo del varo o valgo que presente el paciente.

Debido a los inconvenientes presentados por las superficies planas laterales se consideró, como segundo modelo de diseño, una estructura que se extendiese por la parte posterior del muslo y la pierna. Así el dispositivo sería válido para ambas piernas y no habría demasiados inconvenientes con el varo o valgo (fig. 3.2).

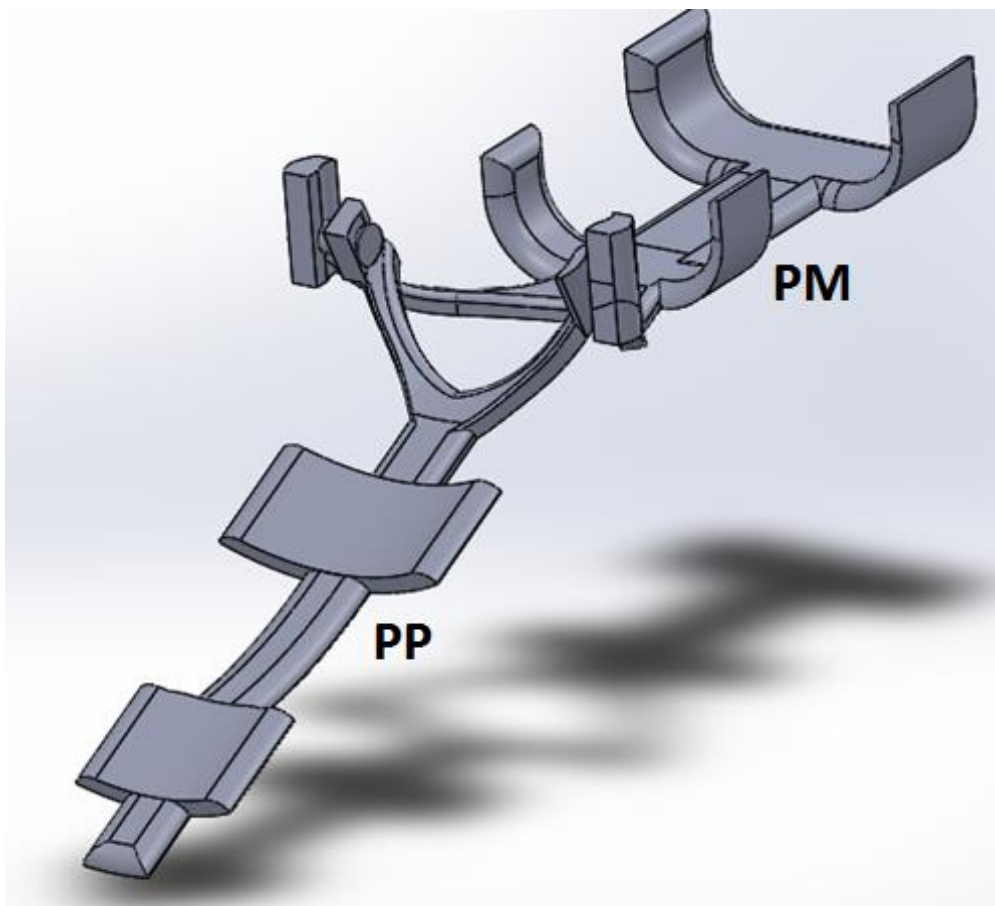


Fig. 3.2: Segundo modelo del dispositivo.

Sin embargo, en este diseño se encontraron dos problemas principales:

- A pesar de que las abrazaderas de PP no causarían problemas de incomodidad, las de PM siguen siendo demasiado restrictivas por lo que necesitan suavizarse.
- Por otro lado, en este segundo diseño el movimiento de flexión a partir de los  $90^\circ$  existe una colisión entre PP y el muslo del paciente, lo que imposibilita el movimiento completo de extensión (fig. 3.3).

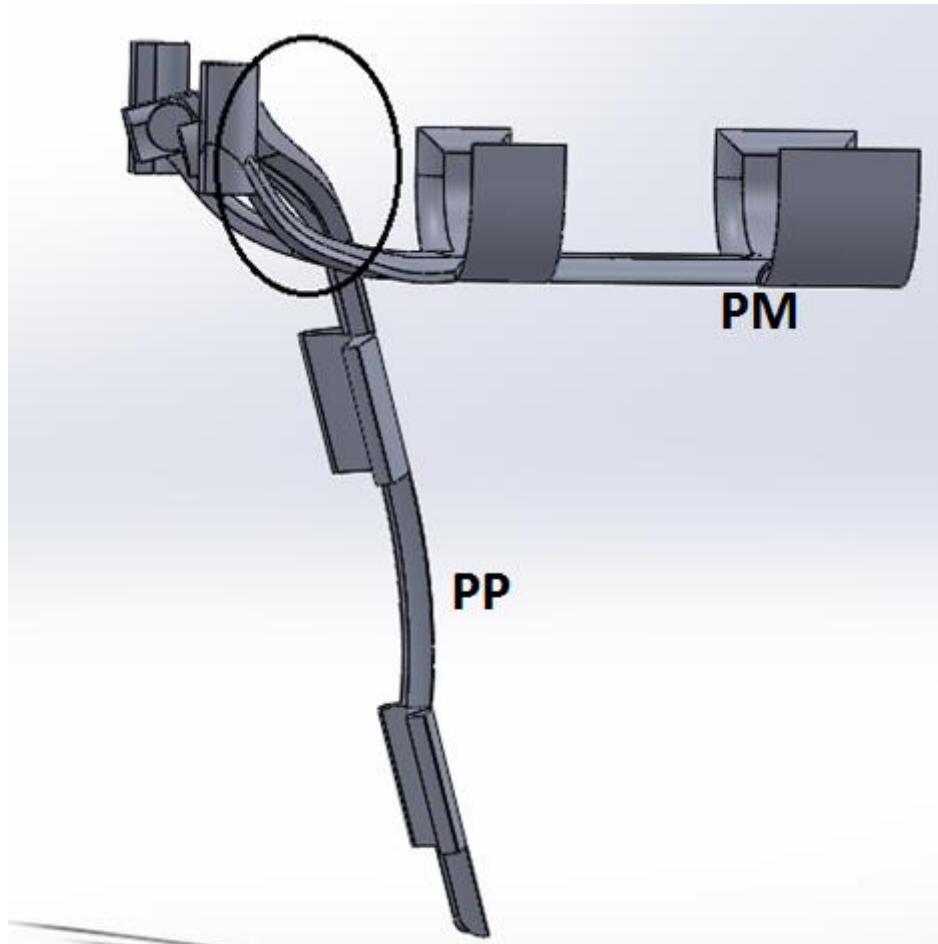


Fig. 3.3: Zona de colisión entre PP y muslo del paciente.

- Además de la colisión mencionada en el punto anterior, existe una colisión entre PP y PM que imposibilita la flexión de  $130^\circ$  que deben poder alcanzar este tipo de dispositivos (fig. 3.4). En este modelo, debido a esta colisión, el ángulo de flexión máximo alcanzable es de  $105^\circ$ , lo que no lo hace apto para su objetivo.



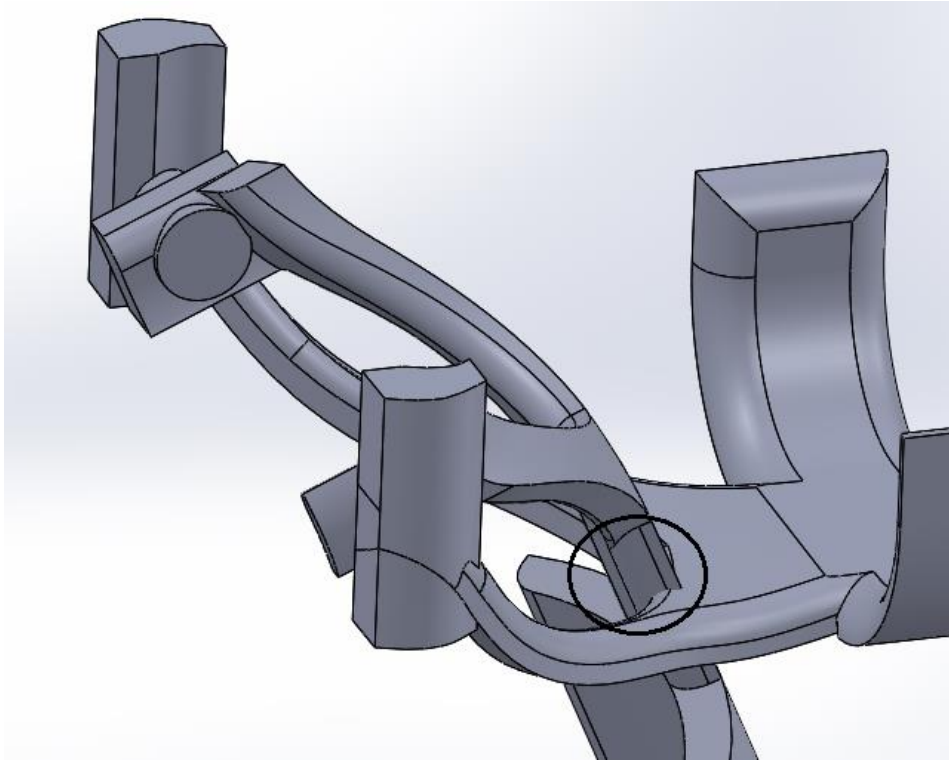


Fig. 3.4: Zona de colisión entre PP y PM.

Debido a estos problemas surge el tercer modelo, considerado el modelo final (fig. 3.5).

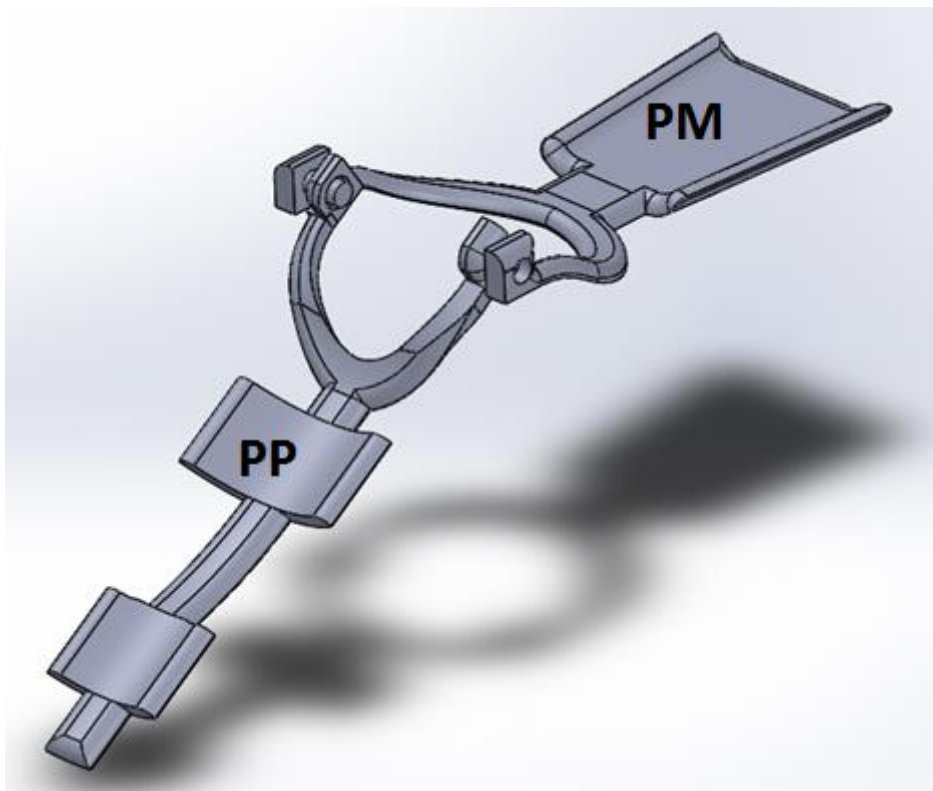


Fig. 3.5: Modelo final del dispositivo.

En este modelo se han solucionado todos los problemas que aparecían en el segundo modelo:

- En PM, se han descartado las abrazaderas y se ha optado por una superficie plana, cuya amplitud aumenta a medida que se acerca al extremo distal del muslo. Esto se debe a que se ha considerado que la mayor comodidad se alcanza de esta forma.
- Por otra parte, se han modificado las partes próximas a la articulación tanto en PP como en PM, de manera que las componentes no interfieran con el muslo del paciente (fig. 3.6).
- Además, gracias a la anterior modificación, también se ha conseguido que se llegue a un ángulo de flexión de  $135^\circ$  sin que interfiera entre PP y PM. Por lo tanto, en este modelo se consigue el ángulo de flexión necesario en este tipo de dispositivos (fig. 3.6).

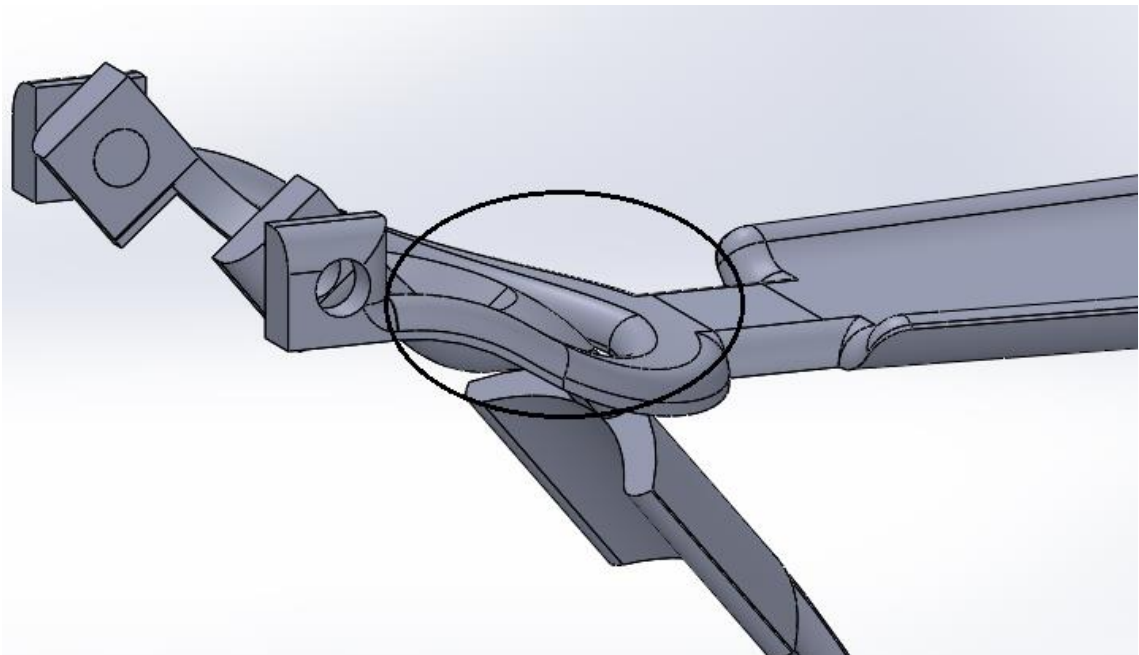


Fig. 3.6: Solución a interferencias entre piezas y entre piezas y paciente.

Con este modelo, se da por finalizada la fase de diseño del dispositivo ya que cumple con todos los requisitos impuestos por el fisioterapeuta y, además, ciertos requisitos estéticos como por ejemplo, bordes suavizados.

# Capítulo 4: Dimensionamiento del dispositivo

Una vez obtenido el modelo final, el próximo paso de este proyecto consiste en adecuar los tamaños de las piezas en función de las cargas que deben soportar durante el movimiento de flexoextensión. Esto es lo que se conoce como dimensionamiento del dispositivo.

Para poder realizar el dimensionamiento es necesario determinar las cargas que va a soportar el dispositivo, lo que se ha determinado gracias a tablas antropométricas y a datos estadísticos de la población española. También es importante para determinar las dimensiones del dispositivo, conocer las dimensiones del motor, por lo que a pesar de no competir a este proyecto, se ha hecho un pequeño estudio de los modelos de motor válidos para esta aplicación. Por último, se han determinado el material y las condiciones de contorno (es decir, las sujeciones) que se van a utilizar a la hora de simular el dispositivo. Con todos estos requisitos preliminares, es posible hacer un estudio de tensiones en cada una de las piezas (PP y PM) y atendiendo a esas tensiones, modificar las dimensiones de forma que no se alcance la tensión de rotura del material.

## 4.1. Cálculos con tablas antropométricas.

Los cálculos y análisis de tensión en el dispositivo se han realizado siempre teniendo en cuenta el caso peor. De esta forma, se asegura la validez del dispositivo ante una gran cantidad de situaciones de carga. Para ello, se ha partido de dos suposiciones:

- Para el peso del paciente, el cual determinará principalmente las cargas que debe soportar el dispositivo, se ha tomado el valor de percentil 95 de

la población española. A pesar de que las dimensiones del dispositivo se corresponden con las adecuadas para un individuo cuyo peso está por debajo de este valor, asegurar que el dispositivo soportará un peso mucho más elevado lo hace válido para un mayor rango de pacientes.

- A la hora de calcular las fuerzas y momentos resultantes en la reacción, es decir, en el punto de inserción del motor en PP, los cálculos se han realizado de forma que el momento resultante sea el mayor posible. Esta situación se da cuando la articulación no presenta flexión o extensión alguna (fig. 4.1) y, además, el eslabón pie está completamente extendido. Esta extensión completa de pie no se va a dar nunca por la incomodidad que ocasiona en el paciente, sin embargo, hace que el centro de gravedad de este eslabón esté lo más alejado posible del eje del motor y, por tanto, el momento que origina sea el mayor posible.

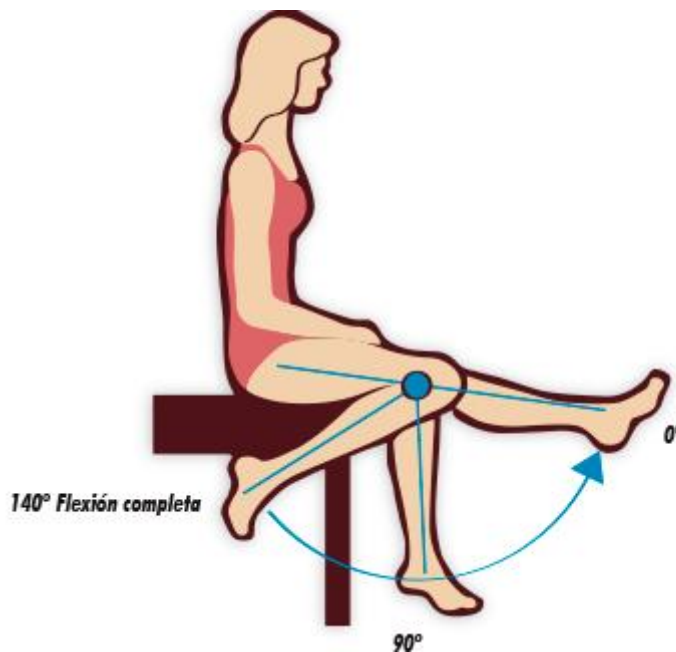


Fig. 4.1: Posición de la pierna con 0°, 90° y 140° de flexión.

Una vez determinadas las hipótesis iniciales, es necesario recurrir a tablas antropométricas para poder realizar los cálculos necesarios. Las tablas usadas en este proyecto son las tablas antropométricas de Zatsiorsky y las de Drillis y Contini (ver *Anexo I: Tablas antropométricas*). Como ya se ha mencionado, para poder usarlas es necesario tener datos de peso y altura del individuo. Los valores correspondientes con el percentil 95 se han tomado del INHST (Instituto Nacional de Higiene y Seguridad en el Trabajo) y son:

- Peso: 92,7 Kg.
- Altura: 1,803 m.

A continuación, se exponen todos los cálculos que van a permitir conocer las fuerzas que se deben aplicar en el modelo para realizar una correcta simulación del dispositivo.

En primer lugar, se obtiene la longitud del segmento pierna del modelo de Drillis y Contini:

$$L_1 = 44,35 \text{ cm.}$$

A continuación, gracias a las tablas de Zatsiorsky, se obtienen la posición del centro de masas del pie y pierna ( $y_1$  e  $y_2$ , respectivamente) y las masas de dichos eslabones ( $m_1$  y  $m_2$ ).

$$y_1 = 19,19 \text{ cm.}$$

$$y_2 = 15,73 \text{ cm.}$$

$$m_1 = 3,94 \text{ kg.}$$

$$m_2 = 1,2 \text{ kg.}$$

Ahora se obtiene el peso de cada eslabón, multiplicando su masa por la constante de la gravedad ( $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ ):

$$p_1 = 38,70 \text{ N.}$$

$$p_2 = 11,77 \text{ N.}$$

Con lo cual el peso total es:

$$P = p_1 + p_2 = 50,47 \text{ N.}$$

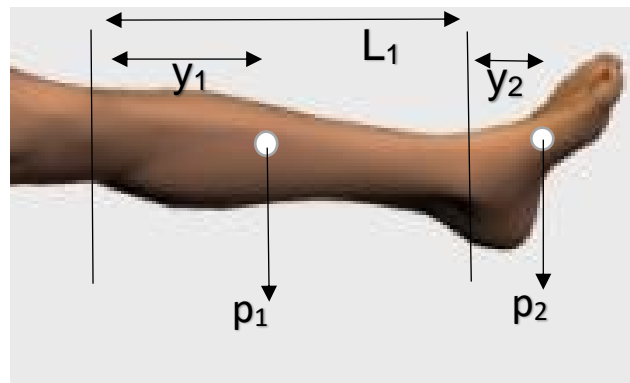


Fig. 4.2. Esquema de cargas y distancias en los eslabones pierna y pie.

Con todos estos datos y la situación descrita en la figura 4.2, se puede hallar el momento en la reacción:

$$M = y_1 p_1 + (L_1 + y_2) p_2 = 14,49 \text{ Nm.}$$

Además, con estos valores se puede plantear un sistema de ecuaciones equivalente en el que las fuerzas se apliquen en las abrazaderas proximal y distal de PP ( $F_1$  y  $F_2$ , respectivamente). Así, a la hora de hacer el análisis con SolidWorks se utilizarán estos valores en lugar de los pesos de la pierna y el pie (fig 4.3).

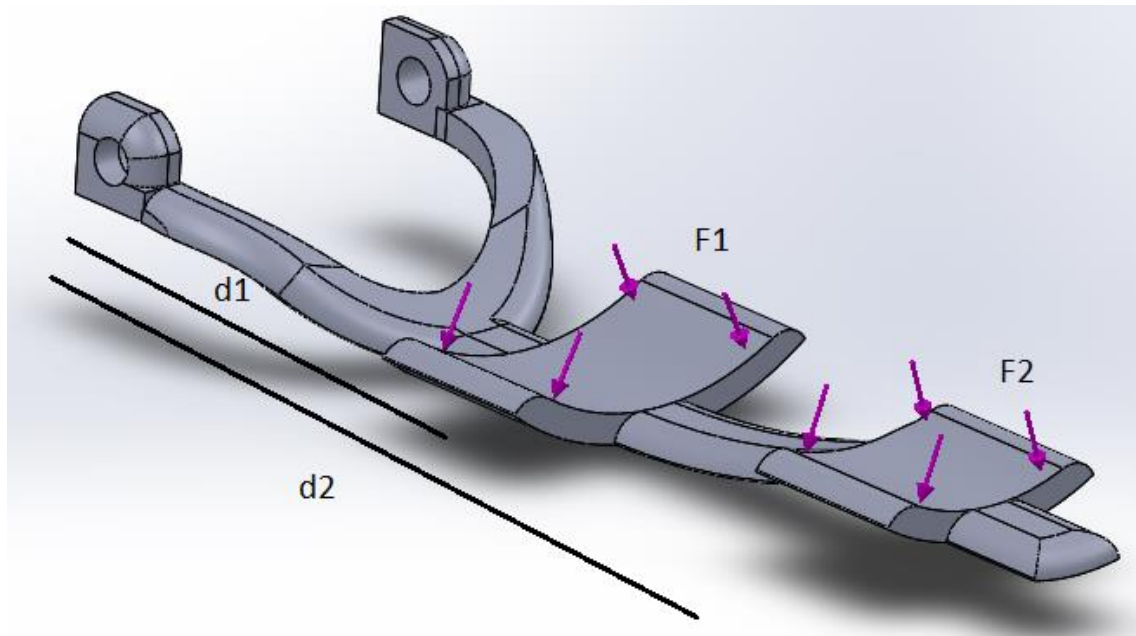


Fig. 4.3: Aplicación de fuerzas en abrazaderas y distancias al centro articular.

Las distancias entre el centro articular y el centro de las abrazaderas proximal ( $d_1$ ) y distal ( $d_2$ ) son:

$$d_1 = 14,50 \text{ cm.}$$

$$d_2 = 29,50 \text{ cm.}$$

El sistema de ecuaciones equivalente es:

$$F_1 + F_2 = P$$

$$d_1 F_1 + d_2 F_2 = M$$

De donde se obtiene:

$$F_1 = 2,65 \text{ N.}$$

$$F_2 = 47,81 \text{ N.}$$

Por ello, gracias a este análisis se obtiene:

- La fuerza que es necesaria aplicar en las superficies de apoyo proximal y distal,  $F_1$  y  $F_2$  respectivamente. Gracias a estos valores, es posible realizar con SolidWorks el análisis de tensiones de la pieza.

- El momento en la unión del motor y PP,  $M$ , valor que se corresponde con el par que debe aplicar el motor para realizar la movilización pasiva de la articulación.

## 4.2 Búsqueda del motor

Gracias al análisis de cargas realizado, se ha determinado el par necesario que debe realizar el motor para conseguir el movimiento completo de flexoextensión. Este valor es de 14.49 Nm.

A pesar de que entre los objetivos de este proyecto no se encuentra el diseño del motor encargado de realizar la movilización, en ciertos puntos es necesario conocer ciertos datos del mismo. Básicamente, encontramos dos puntos principales por los que se debe conocer el motor a utilizar:

- El eje de motor debe atravesar PM y unirse a PP. Con lo cual es necesario conocer el tamaño de este eje, ya que de lo contrario el orificio de PM puede no ser el adecuado. Además, sin este valor es imposible hacer un análisis de tensiones en la parte de PP en la que se une el eje. Por lo tanto, no conocer el eje dejaría fuera de estudio una parte crucial de la pieza.
- El motor debe anclarse a PM, gracias a algún tipo de sujeción. En caso de no conocer la sujeción, no se podría realizar un estudio de tensiones en dicha pieza, por lo que el diseño de esta pieza no sería completo.

Por estos dos motivos, se decidió buscar un motor que cumpliera los siguientes requisitos:

- Par superior a 14,5 Nm.
- Tamaño reducido.
- Velocidad de giro reducida, concretamente su máximo debe ser 0,6 rpm.
- Tipología de tornillo sinfín. La decisión de usar un motor que cuente con un tornillo sinfín se debe a que este tipo de mecanismo ayuda a liberar carga en el motor ya que la transmisión se bloquea cuando el giro debe pararse.

Con todos estos requisitos, se determinó que la mejor opción consiste en el motor detallado en el *Anexo II. Motor*. Esta selección se debe a que cumple todos los requisitos, excepto el de velocidad, requisito por el cual debería diseñarse una caja reductora. Sin embargo, esto queda fuera del ámbito de este proyecto.

Es importante destacar, que los motivos que han llevado a elegir un motor en lugar de un servomotor son que estos últimos presentan un tamaño y unos precios muy elevados. Esto hace que, además de necesitar una caja reductora,

este motor debería incorporar algún tipo de controlador para que pueda controlar la posición, al igual que hace un servomotor.

Por lo tanto, gracias a las dimensiones de este motor y al análisis de cargas hecho con las tablas antropométricas, es posible pasar a estudiar las tensiones en cada una de las piezas.

### 4.3. Material y sujeciones

Para poder realizar el análisis de tensiones de las piezas, es necesario definir el material de las mismas. Como para su construcción se va a utilizar la impresora 3D de la Escuela Politécnica, se hizo una consulta de los materiales disponibles. Entre todos ellos, el más adecuado para esta aplicación es el material conocido como "Digital ABS Ivory". Este se trata de un plástico ABS con propiedades ligeramente distintas debido a la adición de otros materiales. Las principales características de este material se recogen en el *Anexo III: Digital ABS Ivory*.

De todas las propiedades del material, la más importante para este proyecto es "*Tensile strenght*" que se corresponde con la tensión máxima que puede soportar el material antes de romper. Este parámetro tiene un valor de 55-60 MPa. Por lo tanto, con este dimensionamiento el objetivo consiste en no superar dicha tensión en la pieza, ante una situación de cargas como la descrita en el apartado 4.1. Además, como este tipo de dispositivos están orientados a trabajar de forma cíclica se ha tenido en cuenta que la repetición del mismo ciclo de fuerzas puede llevar a la fatiga del material. Por ello, otro objetivo ha sido mantener las tensiones lo más alejadas posible de 55-60 MPa.

Una vez determinado el material de la pieza, es necesario definir las sujeciones a la hora de hacer la simulación con SolidWorks, que es el software empleado. En el caso de PP, las sujeciones (fig. 4.4) serán:

- En el punto de anclaje del motor se aplica geometría fija, es decir, un empotramiento. De esta manera, se modela la unión del motor y se puede observar la reacción en dicho punto.
- En el extremo opuesto la sujeción consiste en una bisagra fija, ya que solo se debe permitir la rotación en dicho punto.



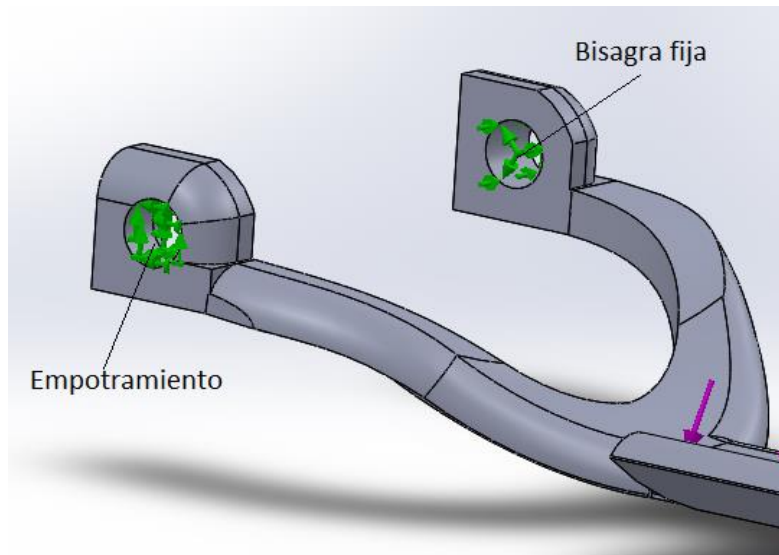


Fig. 4.4: Sujeciones en PP.

En el caso de PM, habrá una única sujeción, en la parte plana inferior situada en el extremo proximal de la misma, es decir, en el punto en el que la pieza está en contacto con la superficie de apoyo.

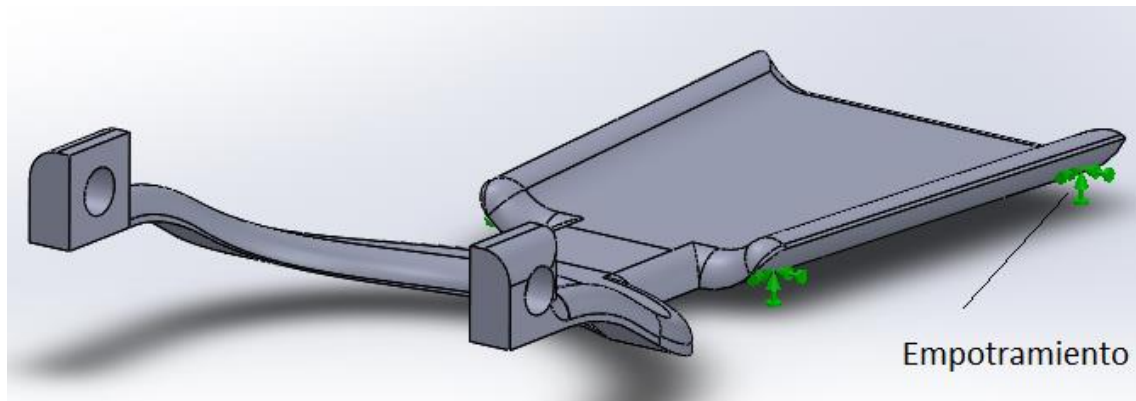


Fig. 4.5: Sujeciones en PM.

#### 4.4. Dimensionamiento de PP

En el dimensionamiento de PP, se ha procedido separando la pieza en dos secciones. La sección correspondiente con la parte en la que se une el motor y la sección correspondiente con el resto de la pieza. De esta forma se ha simplificado el proceso.

Como ya se ha mencionado, antes de comenzar la simulación se deben aplicar el material a la pieza, las cargas y las sujeciones (fig. 4.5). También es importante realizar un buen mallado de la pieza y, más aún, un buen control de mallado. El control de mallado consiste en dar un tamaño mucho más reducido a los elementos que conforman la malla en una determinada zona de la pieza. Así, en zonas en las que hay cambios bruscos de geometría, que suelen ser

concentradores de tensión, se obtienen valores más precisos en los resultados. Por otro lado, en zonas en las que se sabe que la tensión no es elevada, es posible utilizar un tamaño de malla más grande ya que no se requiere precisión. Con esta metodología, se consigue ahorrar tiempo ya que si toda la pieza se mallase con un tamaño muy reducido la simulación puede emplear hasta varias horas.

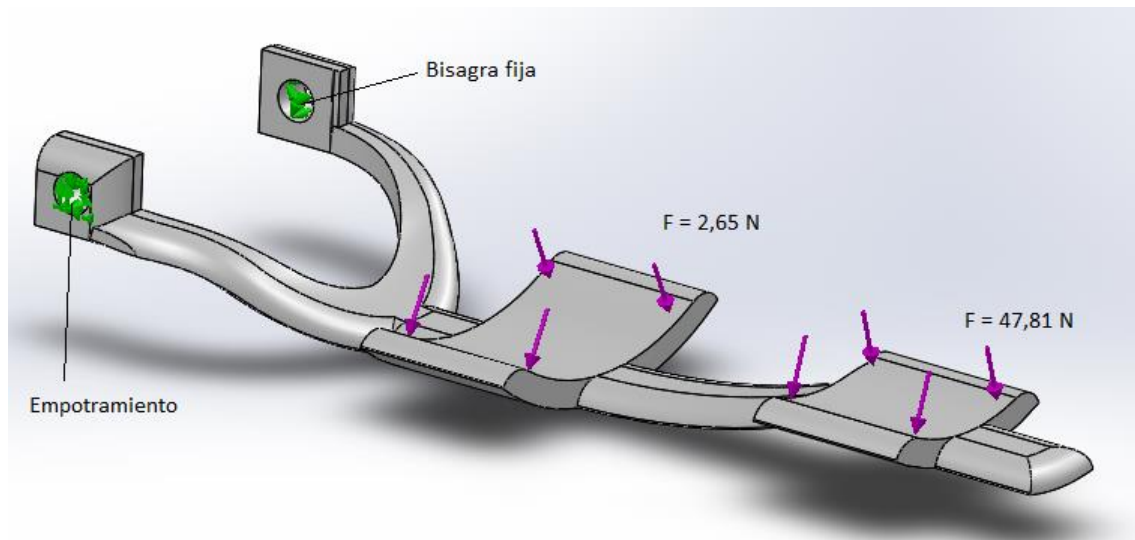


Fig. 4.5: Situación de sujeción y cargas en PP.

En el dimensionamiento, se ha dejado como último paso el análisis de la parte correspondiente con la unión del motor y se ha analizado el resto de la pieza. En un primer análisis de la pieza (fig. 4.6), se observa que el primer punto conflictivo y en el que se supera ampliamente el valor de tensión límite. Ese cambio brusco de geometría entre la parte destinada a la unión del motor y el resto de la pieza, da lugar a un concentrador de tensión.

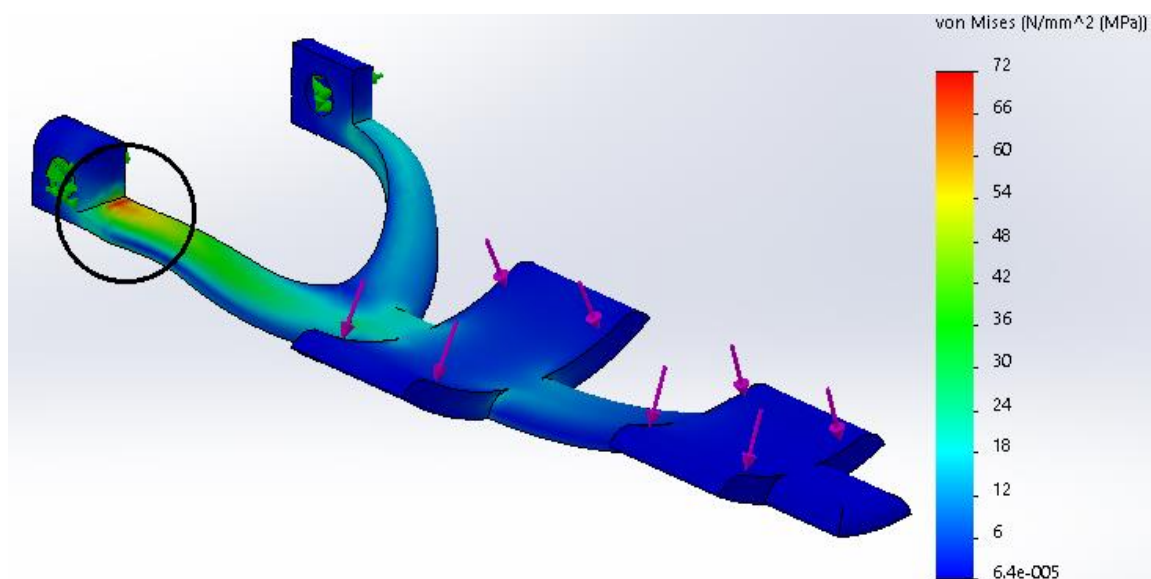


Fig. 4.6: Primer análisis de tensiones de la pieza.

Este primer análisis de ha realizado sin control de mallado para tener una idea de la distribución de tensiones, por lo que el valor de 72 MPa de la figura 4.3 no es correcto. Aplicando un control de mallado adecuado en la zona en cuestión (fig. 4.7), se observa que se alcanzan tensiones de 198 MPa, valor excesivo debido a la tensión de rotura del material. Para solventar esto, se optó por eliminar esa transición tan brusca y eliminar ese concentrador de tensión (fig. 4.8).

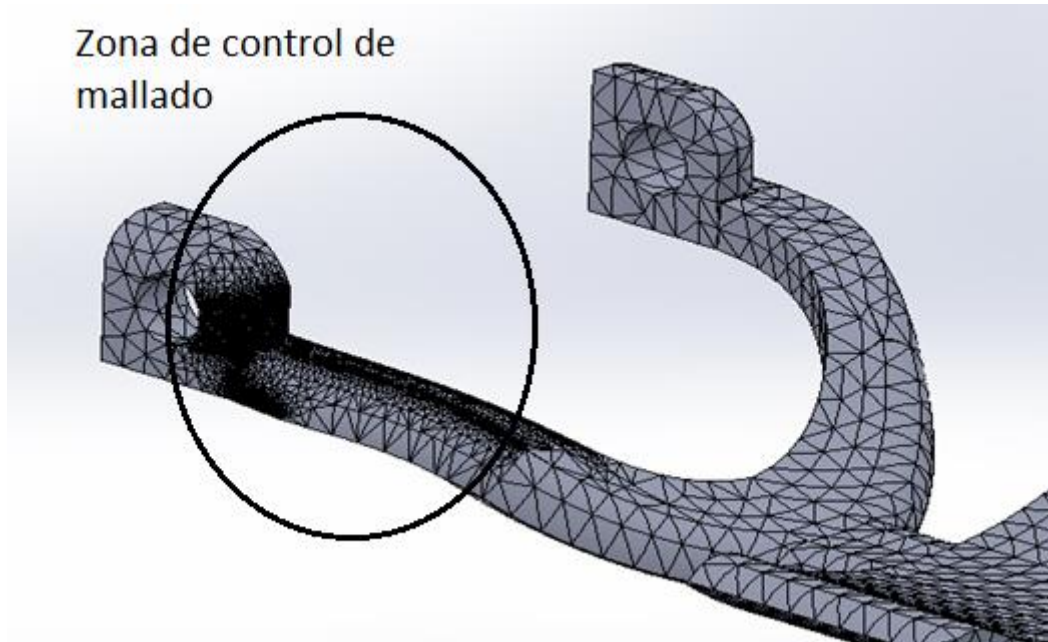


Fig. 4.7: Control de mallado.

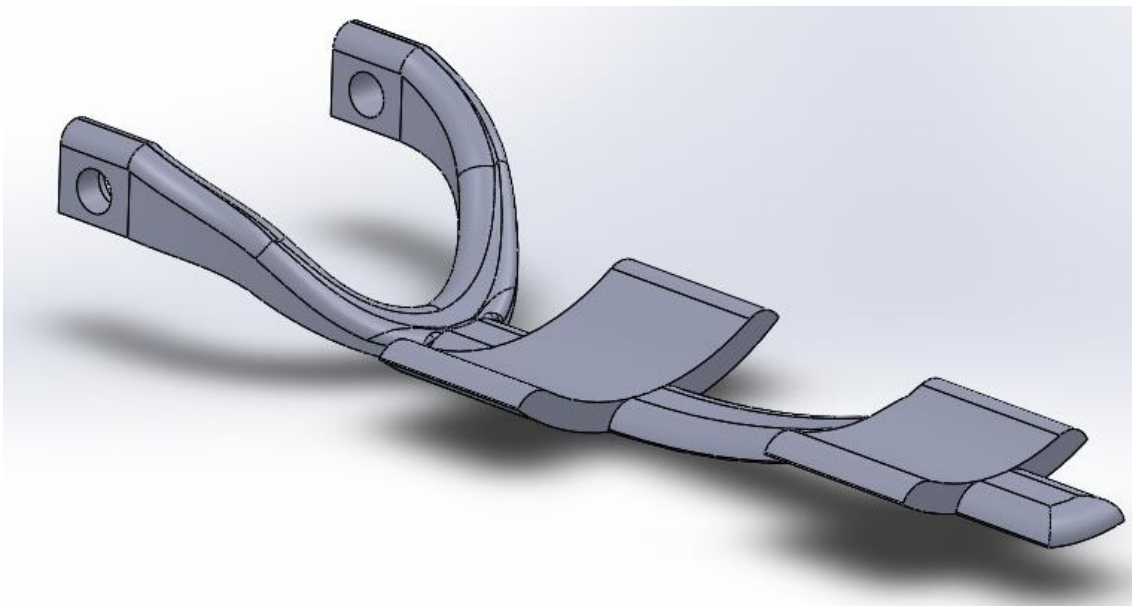


Fig. 4.8: Primer cambio a la PP.

Con este cambio, se solventa ese concentrador de tensión y la tensión máxima en la pieza no se alcanza en ese punto. Sin embargo, este valor máximo aparece ahora en la parte situada justo antes de la primera abrazadera (fig. 4.9).

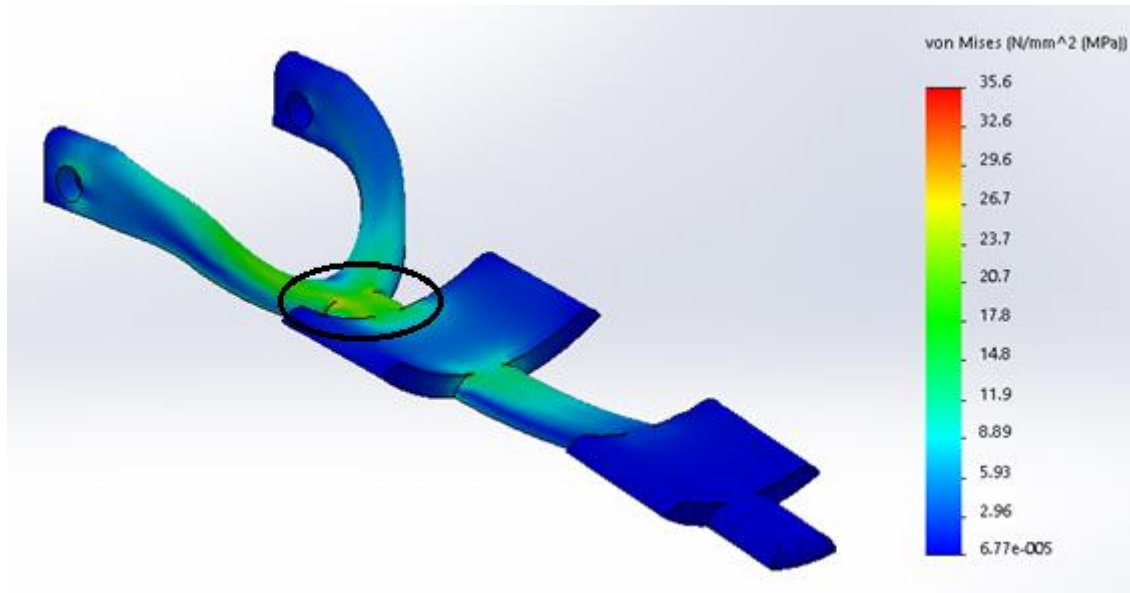


Fig. 4.9: Nuevo punto de tensión máxima.

De nuevo, el valor de 35.6 MPa que aparece en la figura 4.9 no es el correcto. Tras aplicar control de mallado en esa zona se obtiene un valor de tensión máxima de 130 MPa.

Por lo tanto, se hace necesario un cambio en la forma de la pieza de manera que no aparezcan estas tensiones (fig. 4.10).

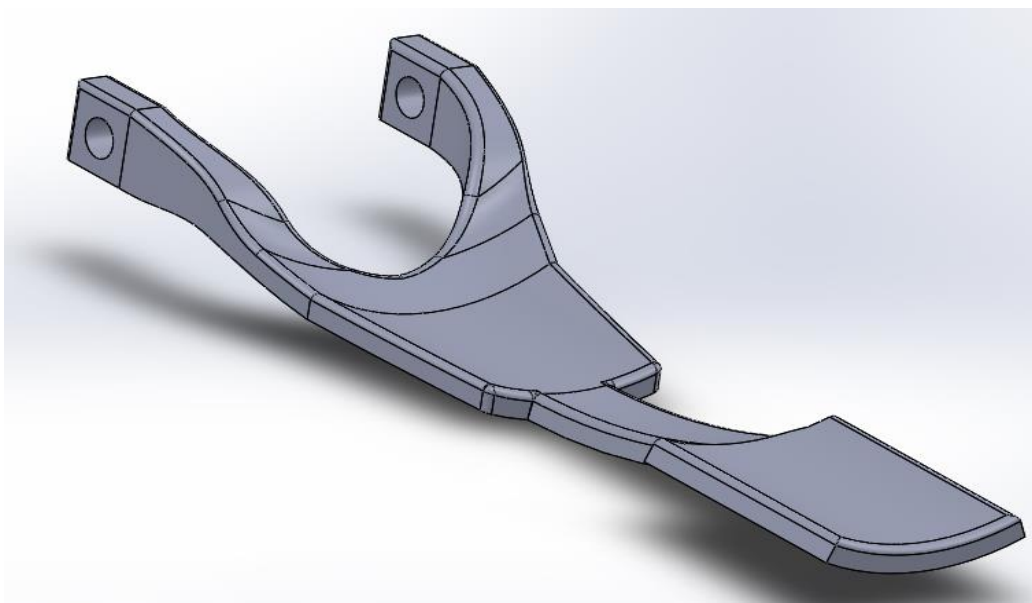


Fig. 4.10: Nueva versión de PP.

En esta nueva versión, también se ha eliminado el saliente de la parte distal de la pieza ya que se determinó que podía incomodar al paciente.

Para realizar el análisis de esta nueva versión, se realizó un control de mallado en las zonas donde se esperan tensiones elevadas (fig. 4.11). Y, efectivamente, se obtiene una tensión máxima de 83 MPa (fig. 4.12).

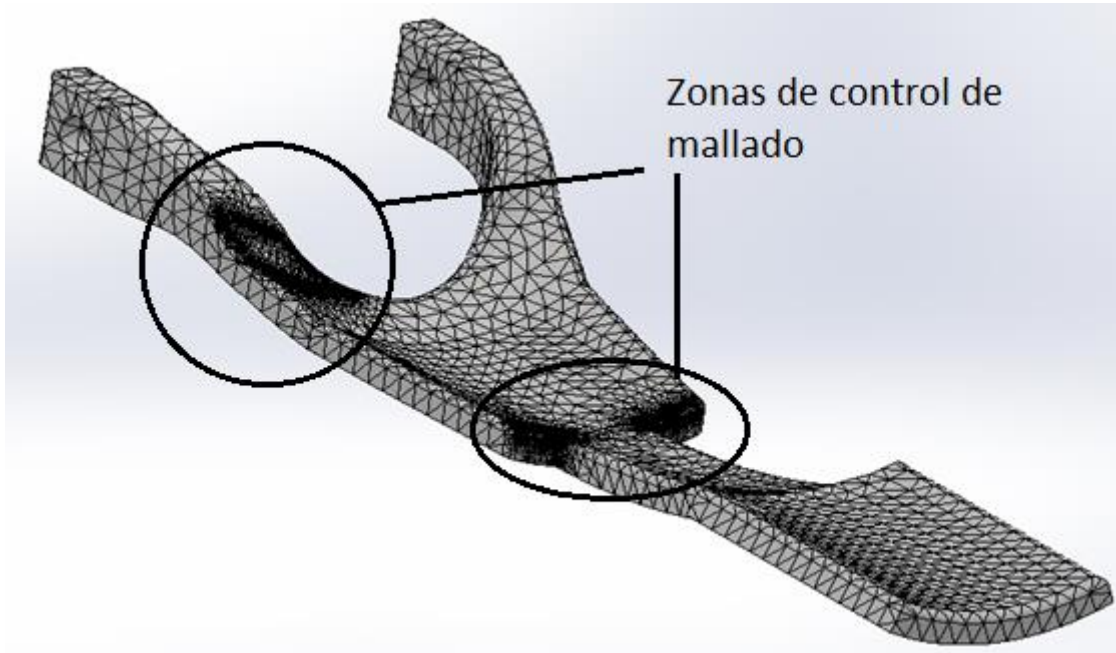


Fig. 4.11. Mallado de la nueva versión de PP.

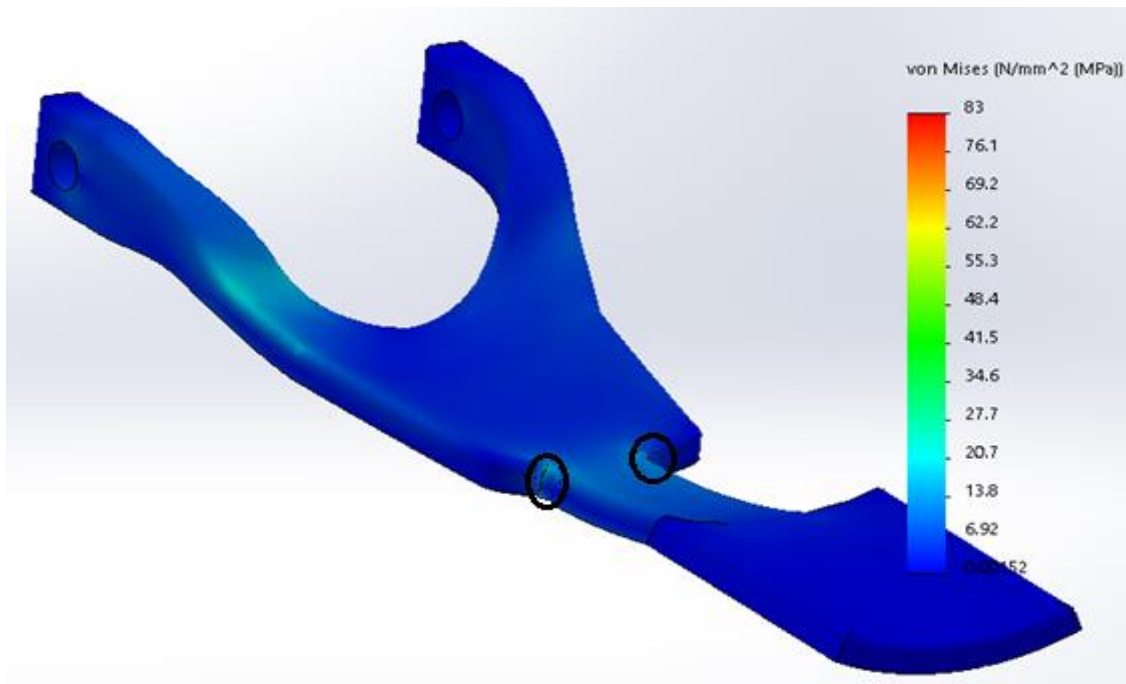


Fig. 4.12. Localización de máxima tensión en la nueva versión.

Para eliminar estos concentradores de tensión, se optó por hacer menos brusca la transición en dicho punto (fig. 4.13) y, con ello, se logró obtener unos valores de tensión adecuados en toda la pieza (fig. 4.14), a excepción de la parte en la que se une el motor, que aún no se ha tenido en cuenta.

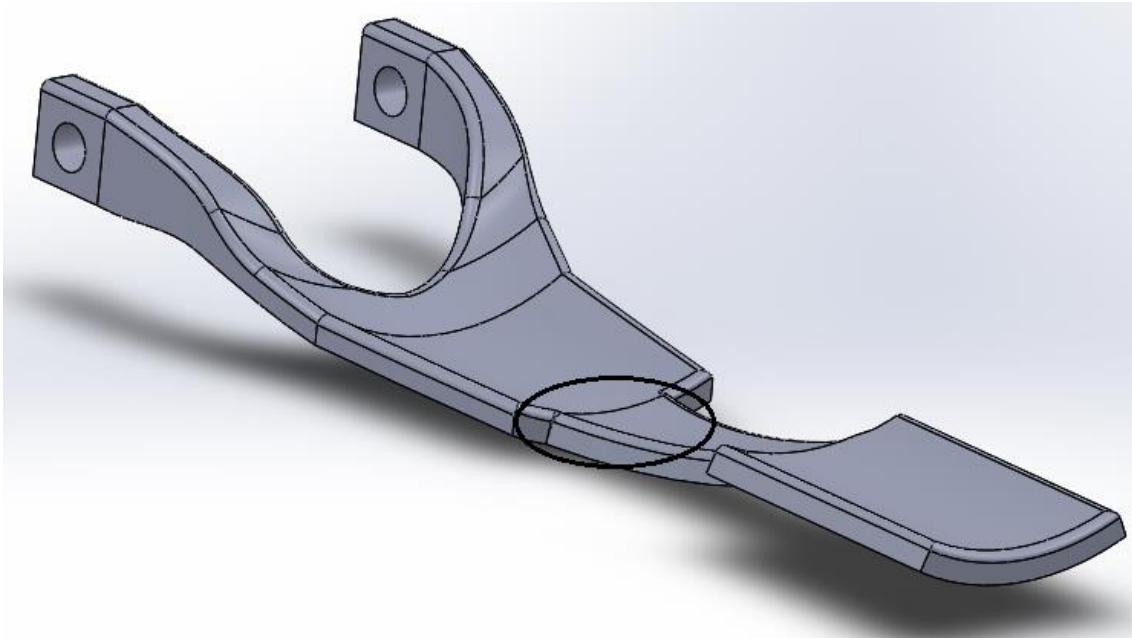


Fig. 4.13: Eliminación de la transición brusca.

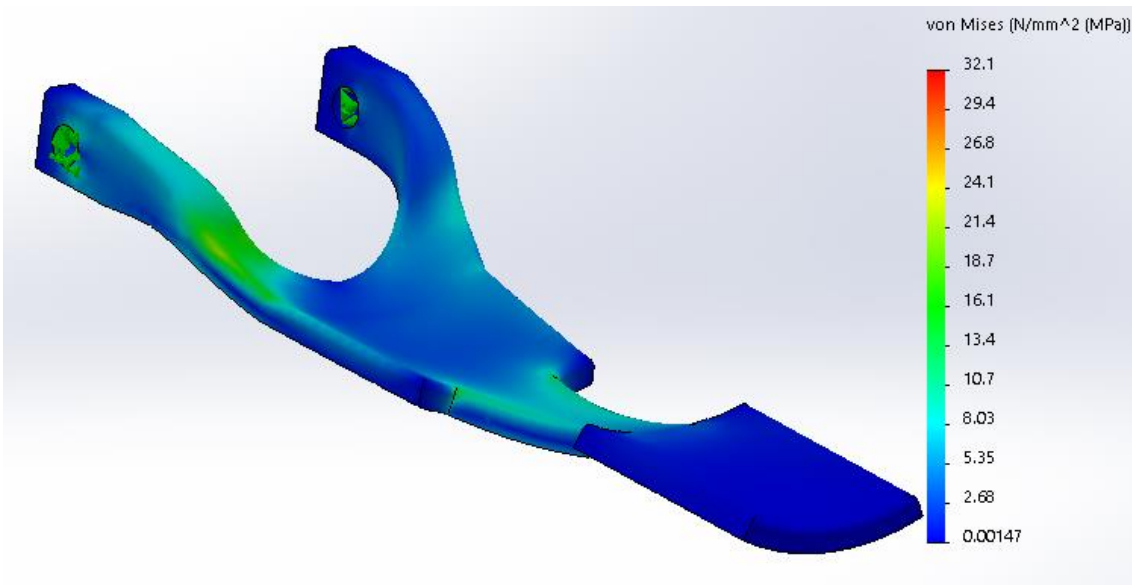


Fig. 4.14: Obtención de tensiones adecuadas en la pieza.

Por lo tanto, las tensiones obtenidas en esta etapa del análisis no superan los 32,1 MPa, valor aceptable de acuerdo a las características del material.

El siguiente paso consistió en modificar la unión del motor. Dado los buenos resultados obtenidos al simular el empotramiento en una superficie circular, se optó por diseñar una estructura en la que encajase una corona, la cual estaría unida al eje del motor de alguna forma. El diseño de dicha corona vuelve a no formar parte de este trabajo pero, aun así, en este proyecto se propone un diseño válido, ya que las tensiones que se obtienen se mantienen por debajo de los 55-60 MPa que soporta el material.

Tras varios diseños, se obtuvo un diseño de corona con buenos resultados de tensión (fig. 4.15).

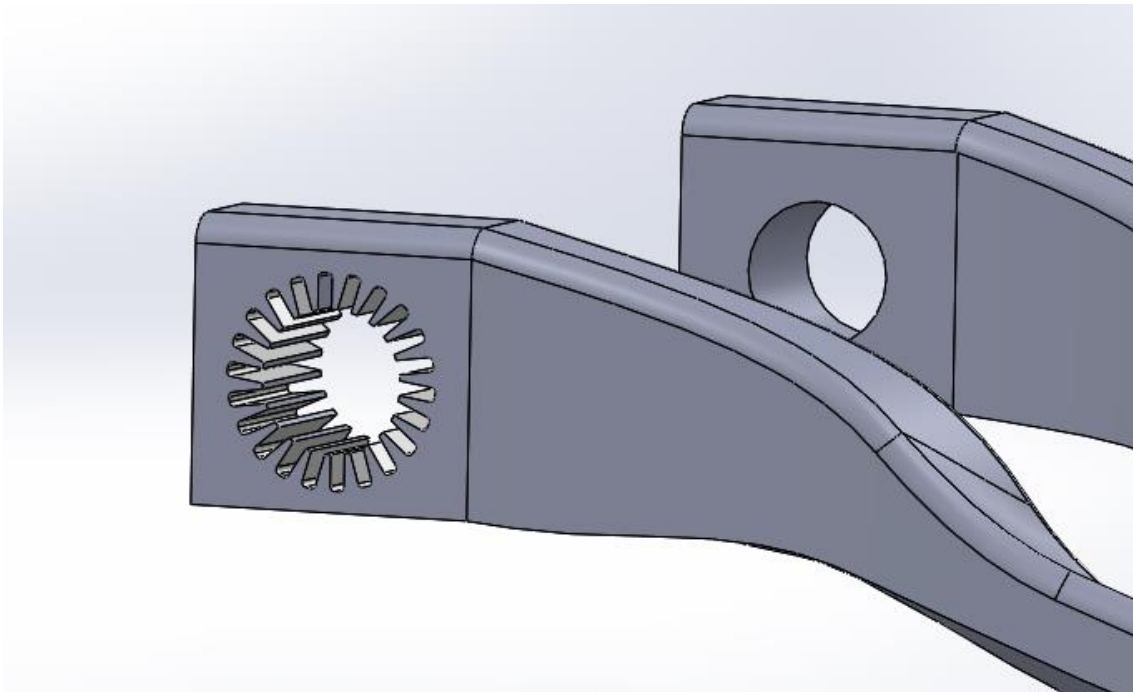


Fig. 4.15: Diseño de corona propuesto.

Para poder hacer estudios de tensión con esta modificación, es necesario definir de nuevo las sujeciones (las fuerzas se mantienen). La bisagra fija en el extremo opuesto del motor se mantiene, sin embargo, el empotramiento que anteriormente estaba en una cara cilíndrica ahora se encuentra en una sola cara (siempre la misma) de cada diente (fig 4.16). De esta forma, se simula la reacción del motor durante el movimiento de flexoextensión.

Tras analizar la tensión del diseño de la figura 4.15, se observa que dicha tensión supera el límite impuesto (fig. 4.17) por lo que se hizo necesario aumentar el grosor de la parte de PP en la que se une el motor. Concretamente, se hizo necesario un centímetro de aumento. Con este centímetro, se consiguió reducir la tensión de 92.6 a 44.7 MPa. Además, con el objetivo de mantener la simetría de la pieza, dicho engrosamiento también se impuso en el extremo opuesto (fig. 4.18).

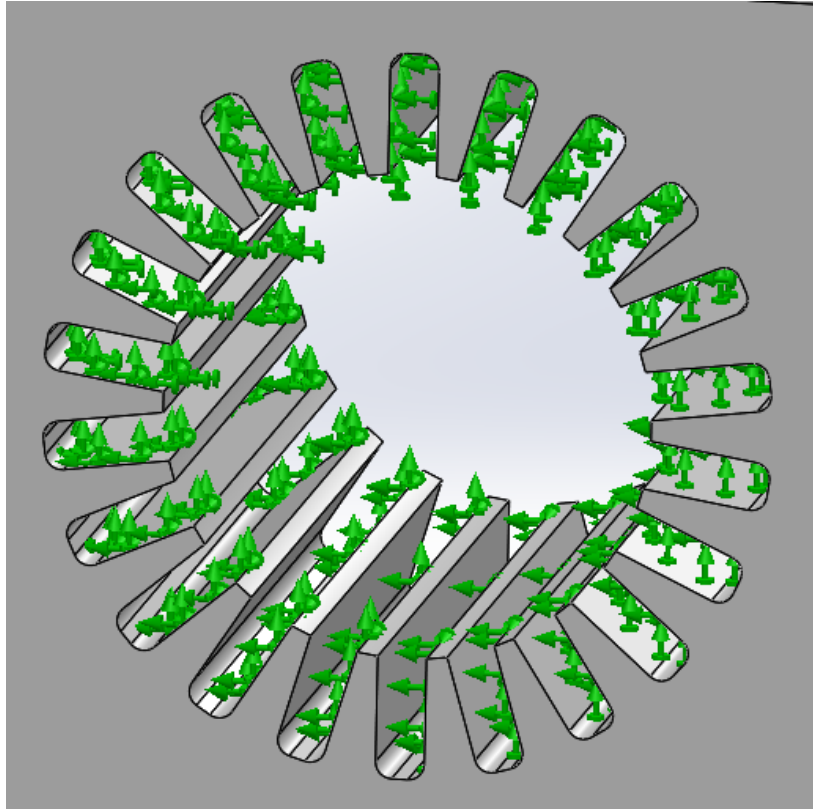


Fig. 4.16: Empotramiento en solo una de las caras de cada diente.

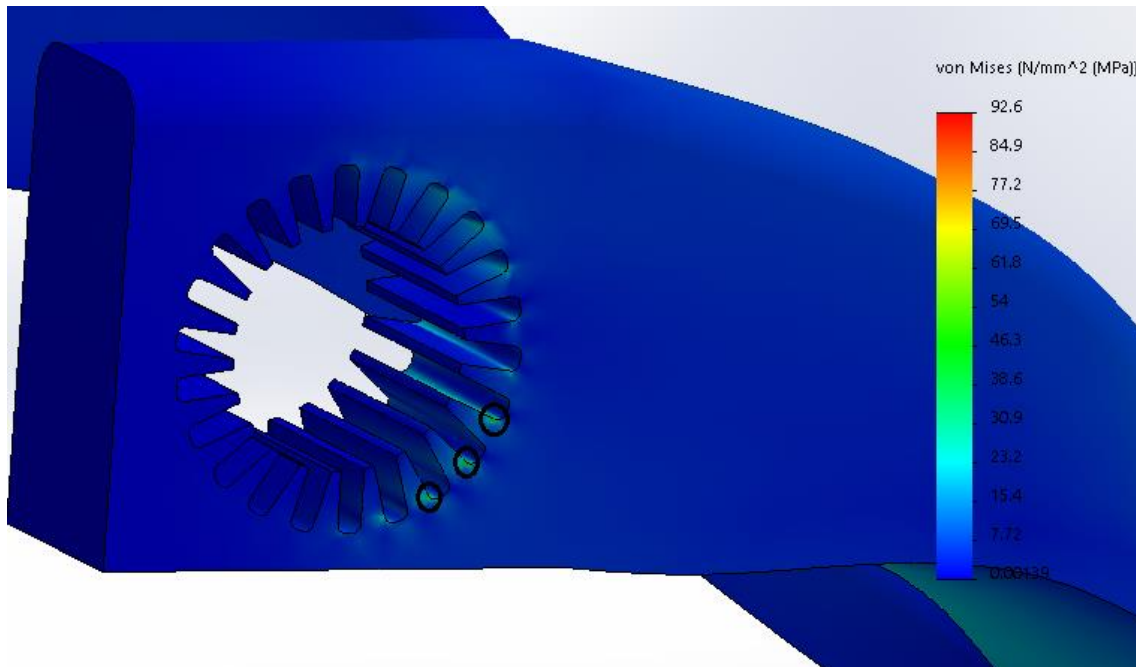


Fig. 4.17: Máximas tensiones en los puntos de unión de la corona.



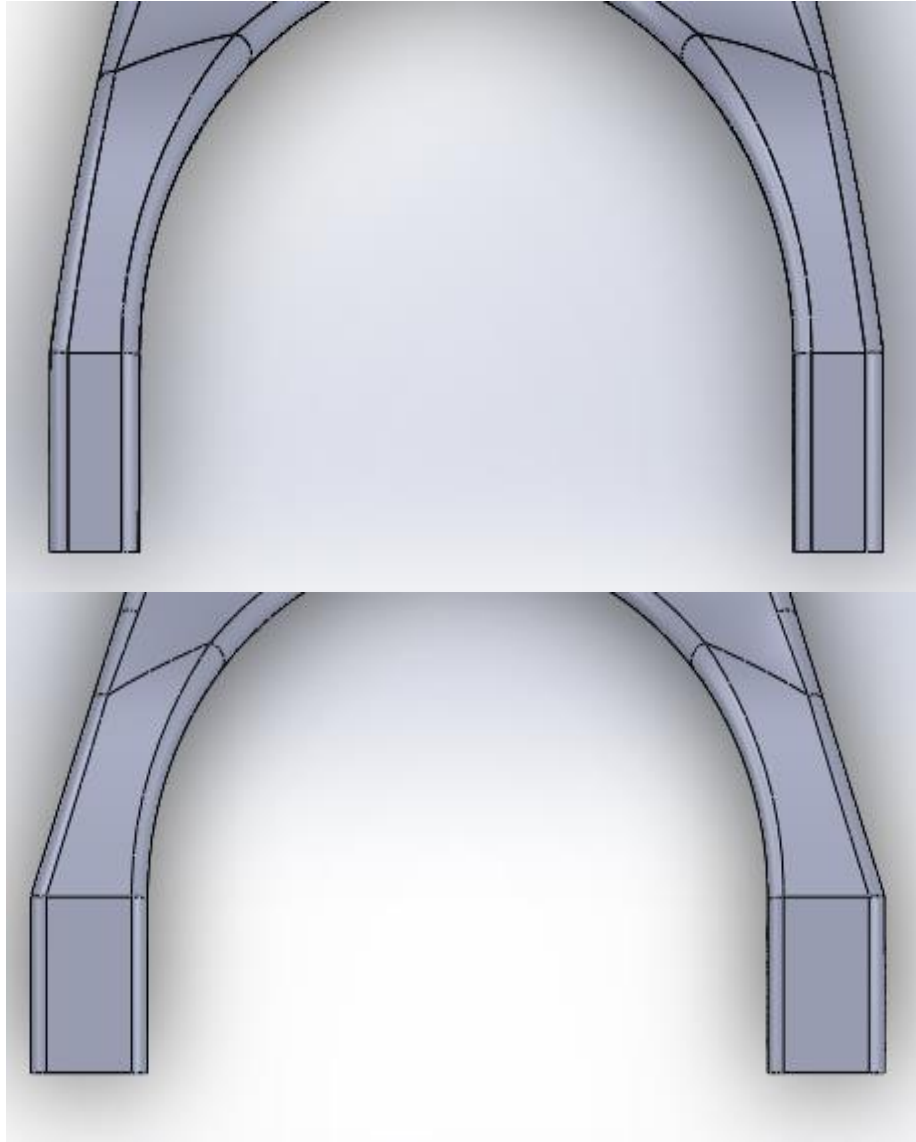


Fig. 4.18: Vista superior de la pieza. Cambio de grosor para soportar las tensiones en la unión del motor.

Sin embargo, este aumento de grosor hizo necesario el cambio de ciertas partes de la pieza, con el fin de mantener curvas suaves en la misma y, por lo tanto, garantizar la comodidad del paciente. Estos cambios dieron lugar al modelo final de PP (fig. 4.19). En esta pieza queda comprobado que no se supera la tensión máxima en ningún punto de la misma (fig. 4.20).

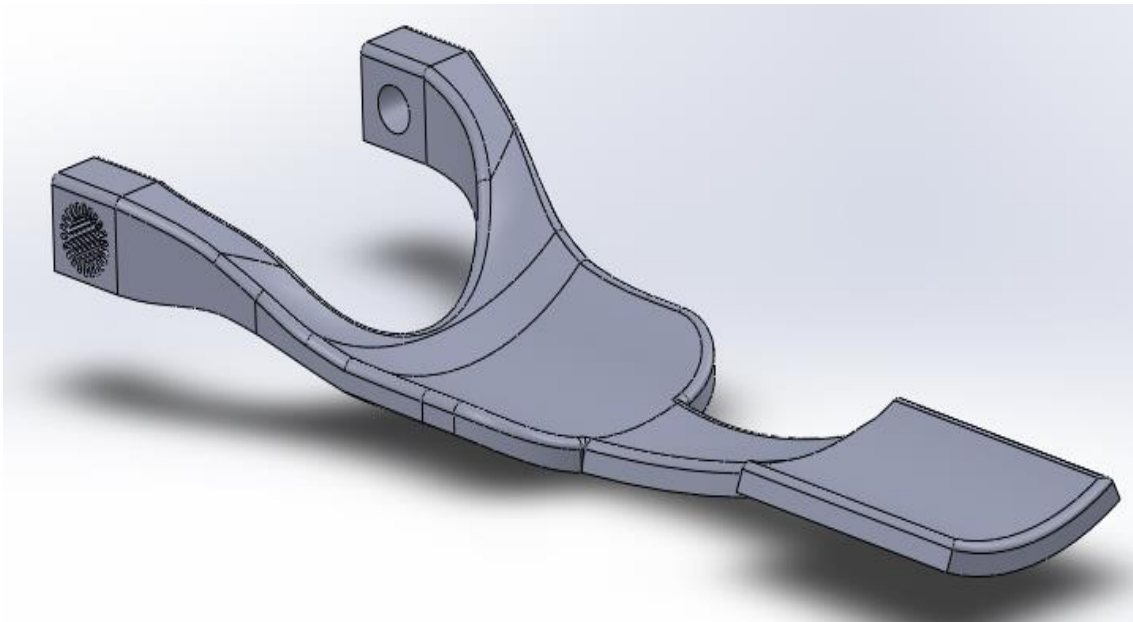


Fig. 4.19: Modelo final de PP.

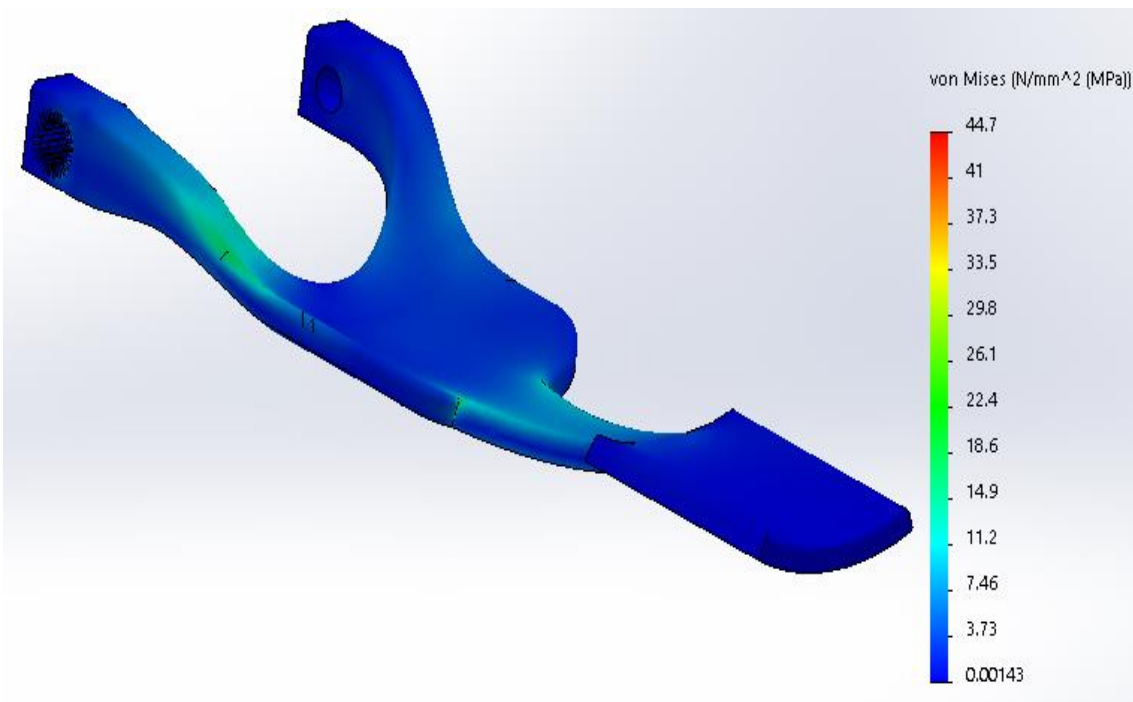


Fig. 4.20: Tensiones finales en PP.

## 4.5. Dimensionamiento de PM

Teniendo en cuenta las geometrías y formas que han ocasionado un dimensionamiento en PP y, debido a la similitud entre PP y PM, se llevó a cabo un dimensionamiento de PM antes de hacer el análisis de tensiones correspondiente.

En primer lugar y de forma análoga a PP, se hace necesario un cambio de dimensión en el punto de unión entre la zona que atraviesa el motor y el resto de la pieza. Debido al cambio brusco de geometría, en esa zona se localiza un concentrador de tensión que es necesario eliminar. Por lo tanto, al igual que en PP, se eliminó dicha unión haciendo una estructura continua (fig.4.21). Además de esta modificación, la unión entre los dos “brazos” de la pieza y la parte plana destinada al apoyo del muslo del paciente, también debió ser modificada ya que en el modelo final (fig. 3.5) se diseñó de una forma demasiado estrecha. Por lo tanto, la probabilidad de fallo de material en ese punto era alta.

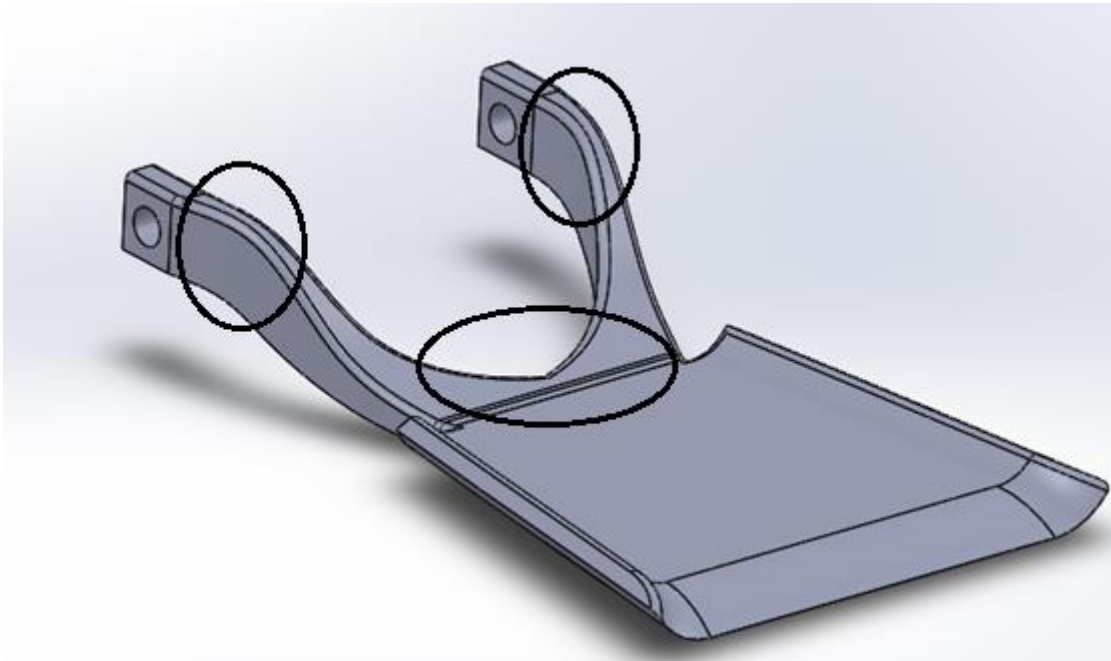


Fig. 4.21: Primer dimensionamiento en PM.

Sin embargo, estos no son los únicos puntos en los que es evidente que se necesita un dimensionamiento. Debido al último cambio realizado, referente a la unión entre los brazos y la parte plana de la pieza, surgen dos nuevos concentradores de tensión (fig. 4.22). La solución para estos puntos se basa en eliminar dicha geometría brusca y dar un cierto redondeo a la zona que ocasione una mejor distribución de tensiones (fig. 4.23).

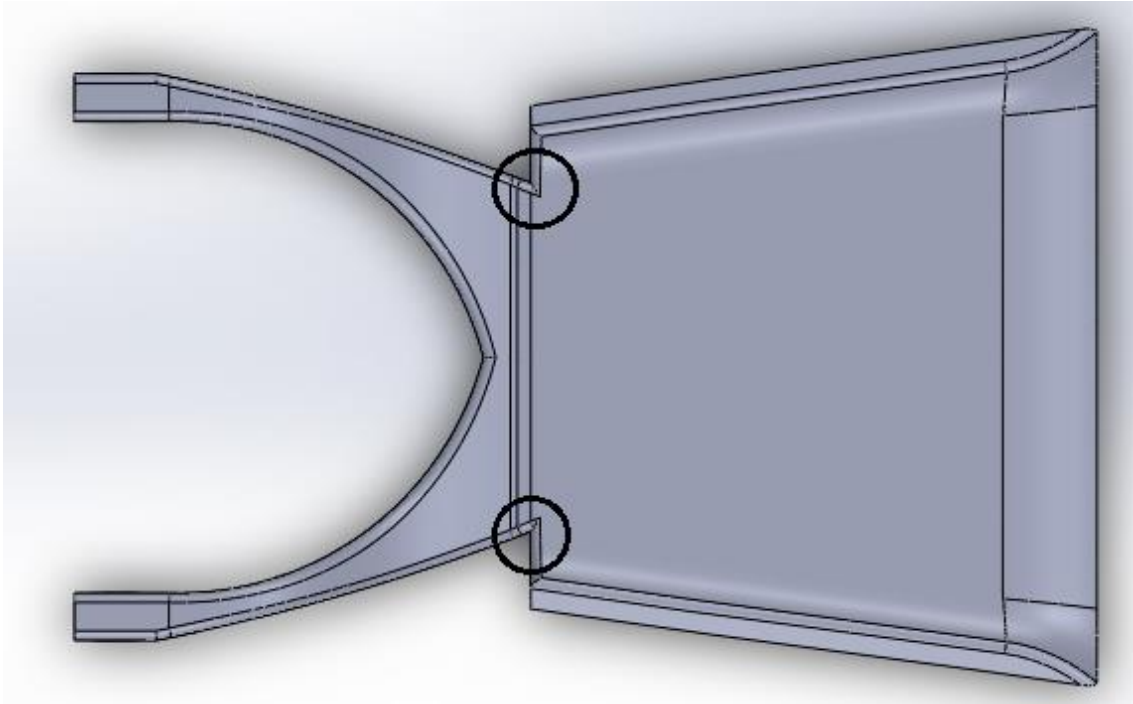


Fig. 4.22: Vista superior de PM. Concentradores de tensión.

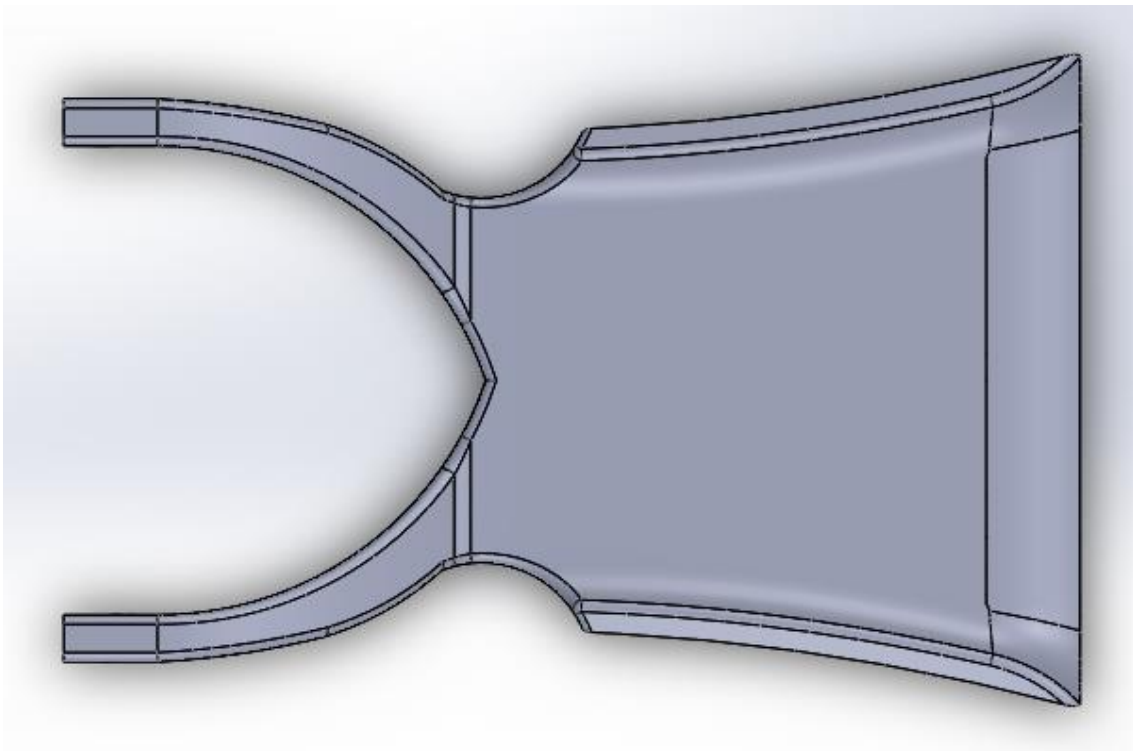


Fig. 4.23: Vista superior de PM. Eliminación de concentradores de tensión.

A continuación, se diseñó la zona de unión del motor (fig. 4.24) teniendo en cuenta las características y cotas de dicho anclaje (ver Anexo II: Planos y características del motor).

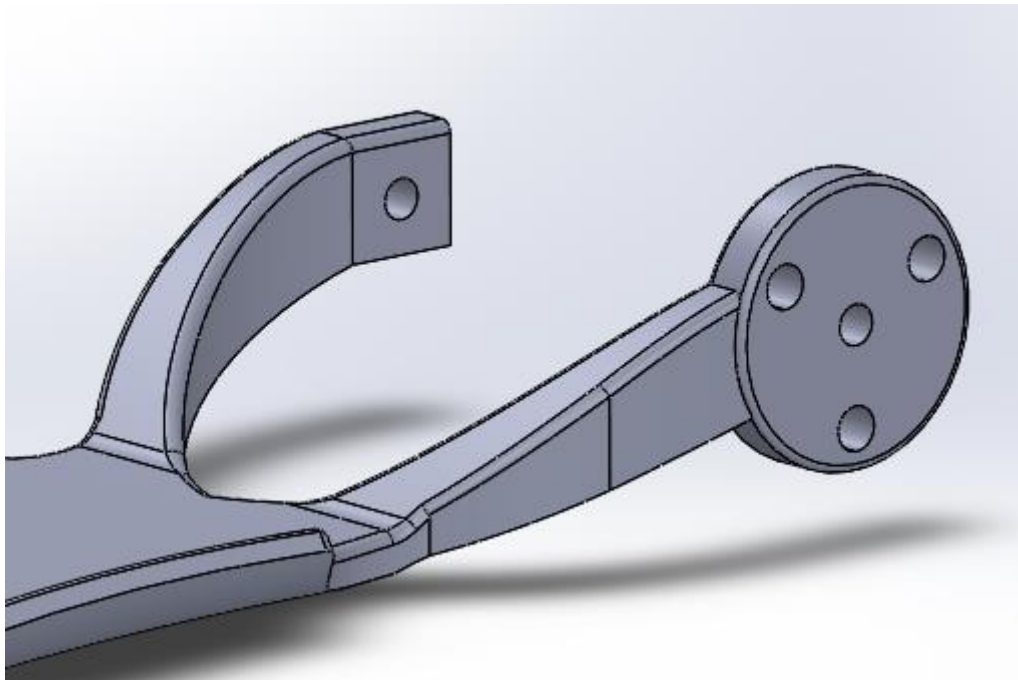


Fig. 4.24: Zona de anclaje del motor.

Además, a la pieza se le añadió una estructura orientada a mantener el peso del motor y, así, aliviar la tensión en la zona de anclaje (fig. 4.25).

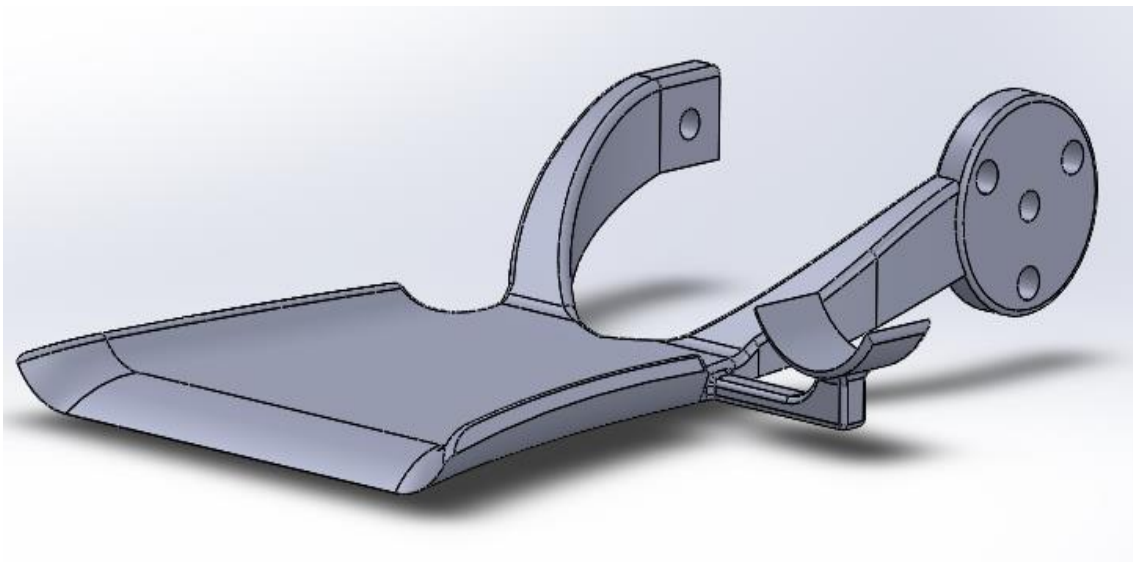


Fig. 4.25: Vista de la pieza. Soporte del motor.

Una vez hecho esto, se procedió a analizar el análisis de tensiones en la pieza. Para ello, al igual que en PP, se determinaron las sujeciones y las cargas.

En cuanto a las sujeciones, en este caso se hace necesario un empotramiento en la cara inferior de la parte destinada al apoyo del muslo del paciente. Además, en la parte opuesta al motor se vuelve a aplicar una sujeción tipo bisagra fija, ya que se debe permitir la rotación (fig.4.26).

Por su parte, a la hora de determinar las cargas de la pieza se planteó un sistema de fuerzas en el anclaje del motor, de forma que la aplicación de tres fuerzas en los tres puntos de anclaje originase el momento de 14.5 Nm usado durante todo el proyecto. Para plantear este sistema es necesario el radio en el que se disponen los anclajes (*ver Anexo II: Planos y características del motor*). De esta forma, sumando la fuerza necesaria por el radio en cada uno de los tres anclajes debe originarse el momento final:

$$3FR = 14,5 \text{ Nm} \Rightarrow F = 193,3 \text{ N.}$$

Además, se ha tenido en cuenta la masa del motor (1,3 kg). La fuerza originada por esta masa se ha aplicado completamente en el soporte diseñado para tal fin, a pesar de que una parte de la misma se distribuirá en el anclaje.

Una vez determinadas las sujeciones y las cargas (fig. 4.26), se procedió a hacer el análisis de la pieza (fig. 4.27). Para ello se realizó un control de mallado en el que los elementos más pequeños de la malla se localizaban en la barra horizontal del soporte del motor y en la zona de anclaje del motor. Tras realizar el análisis, se observó que la tensión máxima alcanzada en la pieza es 46,6 MPa. Por lo tanto, la situación de tensiones en la pieza es adecuada para la aplicación ya que no se supera en ningún momento la tensión máxima que es capaz de soportar el material antes de fallar.

Por ello, el modelo expuesto en la figura 4.25 se considera el modelo final de PM.

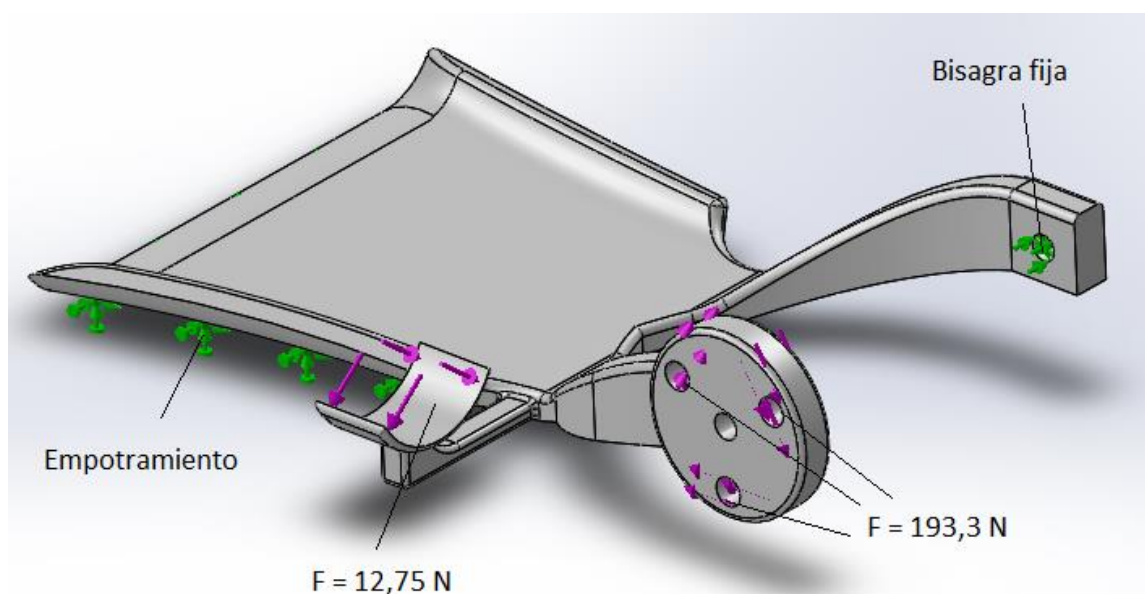


Fig. 4.26: Situación de sujeción y cargas en PM.

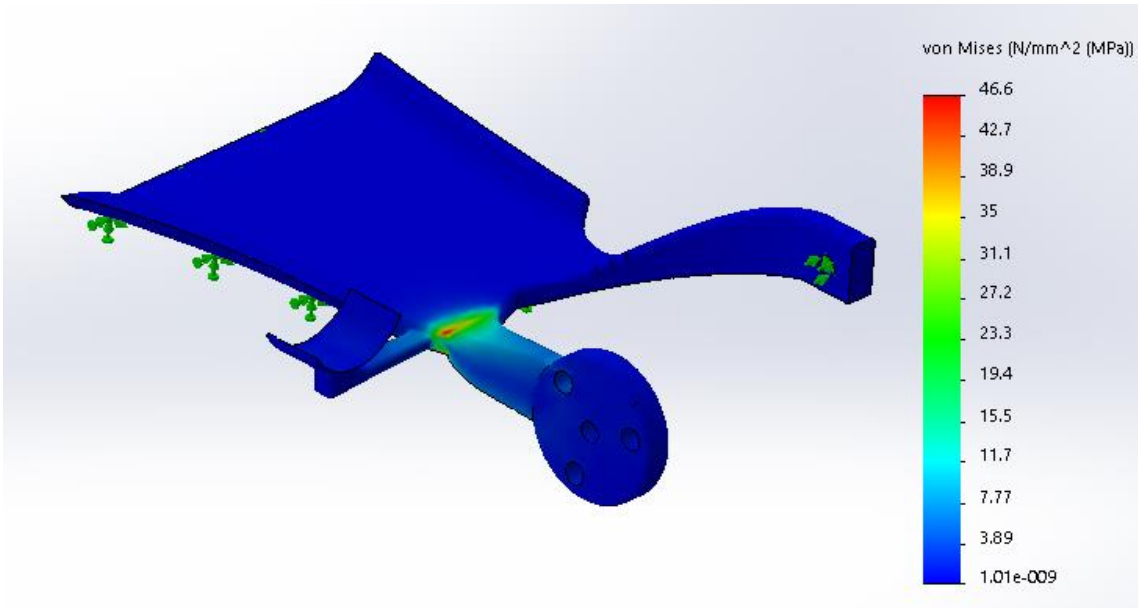


Fig. 4.21: Tensiones finales en PM.

# Capítulo 5: Descripción del detalle

Una vez las piezas han sido dimensionadas y, además, se ha verificado que van a soportar las cargas a las que se van a someter, es necesario determinar los últimos detalles en las mismas. En este último paso, los detalles considerados son:

- Separación de las piezas en otras más pequeñas de forma que sea posible su impresión 3D.
- Diseño de los orificios por los que pasan las cintas orientadas a la sujeción de pierna y muslo.
- Diseño de una pieza adicional, que actuaría a forma de bisagra en el lado opuesto del motor.

La impresora 3D disponible en la Escuela en la que este proyecto se está realizando sólo permite imprimir piezas cuyas dimensiones máximas son 255x255x200 mm. Debido a que tanto en PP como en PM se superan dichas dimensiones, se hace necesario dividir las piezas en dos más pequeñas que sí cumplan con los requisitos de tamaño de la impresora. Además, hay que tener en cuenta que no se puede perder la robustez del diseño.

A la hora de dividir las piezas, se ha seguido el mismo criterio para PP y PM. Una subpieza cuenta con un saliente que se introduce en la otra subpieza, la cual cuenta con un orificio de dimensiones complementarias al saliente (fig. 5.1-5.4).



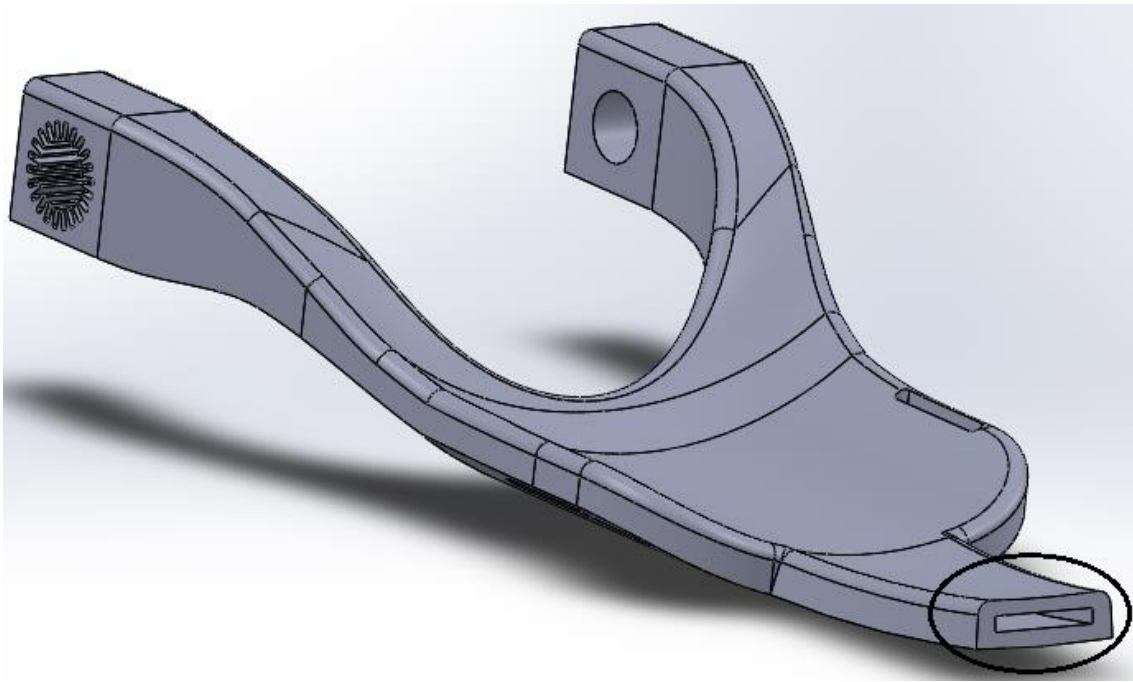


Fig. 5.1: Parte proximal de PP

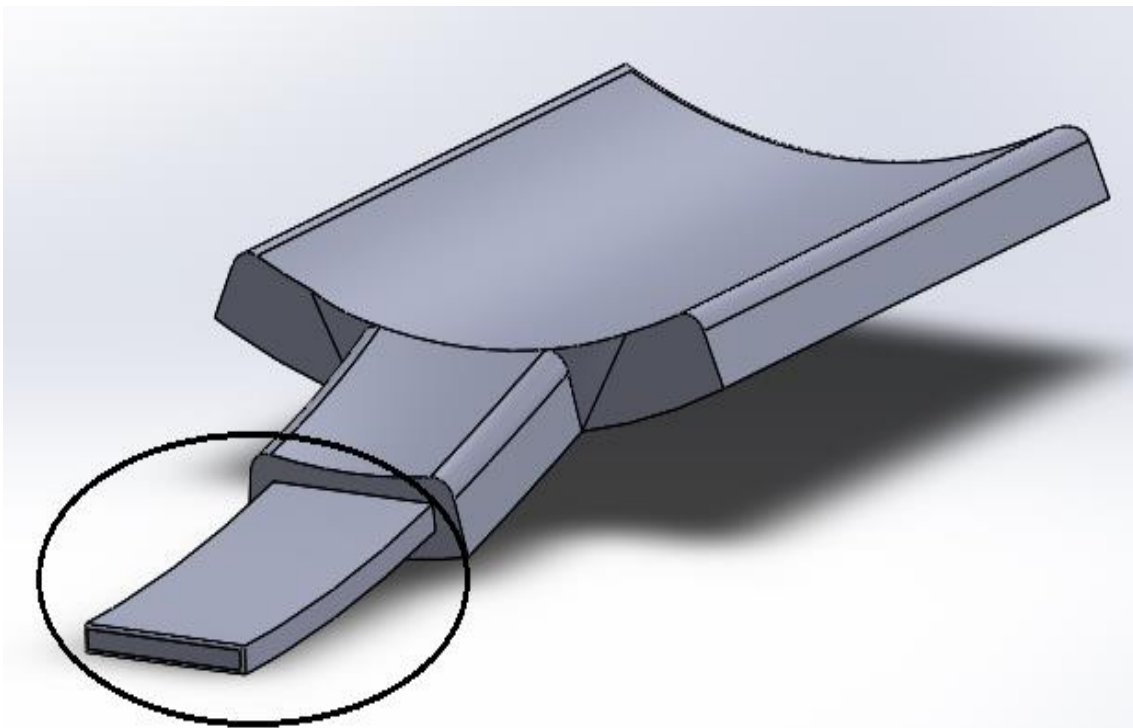


Fig. 5.2: Parte distal de PP.

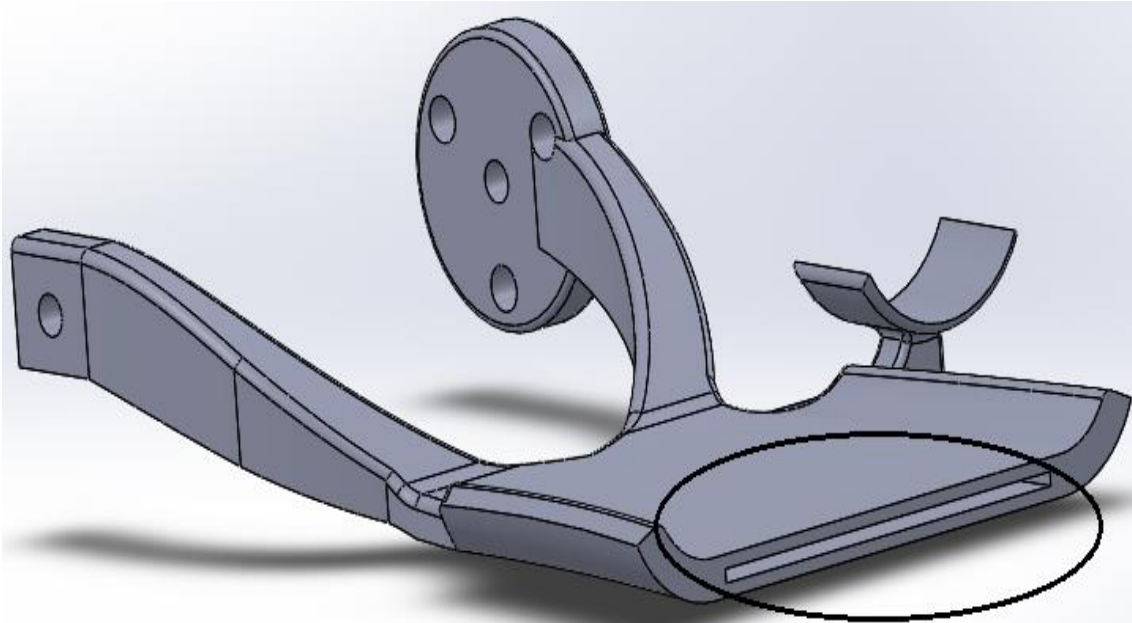


Fig. 5.3 Parte distal de PM.

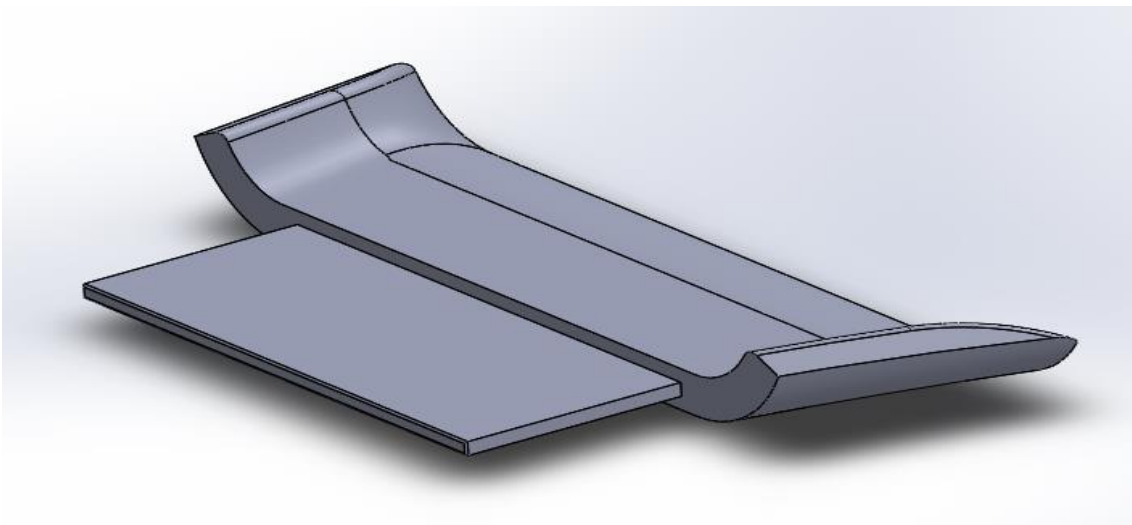


Fig. 5.4: Parte proximal de PM.

A pesar de que no se ha realizado un análisis de tensiones en la unión de estas piezas se han tomado dos medidas q las tensiones que aparecen en la unión sean lo más reducidas posible. Estas medidas son:

- Tanto en PP como en PM, el punto de corte de la pieza está lo más alejada posible de la zona de mayor concentración de tensiones de la pieza. En ambos casos, debido a que la concentración máxima de tensiones se localiza en la zona proximal de la pieza, el corte se ha hecho en la zona

distal. Todo ello teniendo en cuenta, que el corte no puede exceder los 255 mm.

- Debido a que las esquinas no redondeadas implican la aparición de concentradores de tensión, tanto el borde de los salientes como las esquinas de los orificios, se han redondeado. En las figuras 5.5 y 5.6 se muestra el redondeo para PP. En PM el redondeo es análogo.

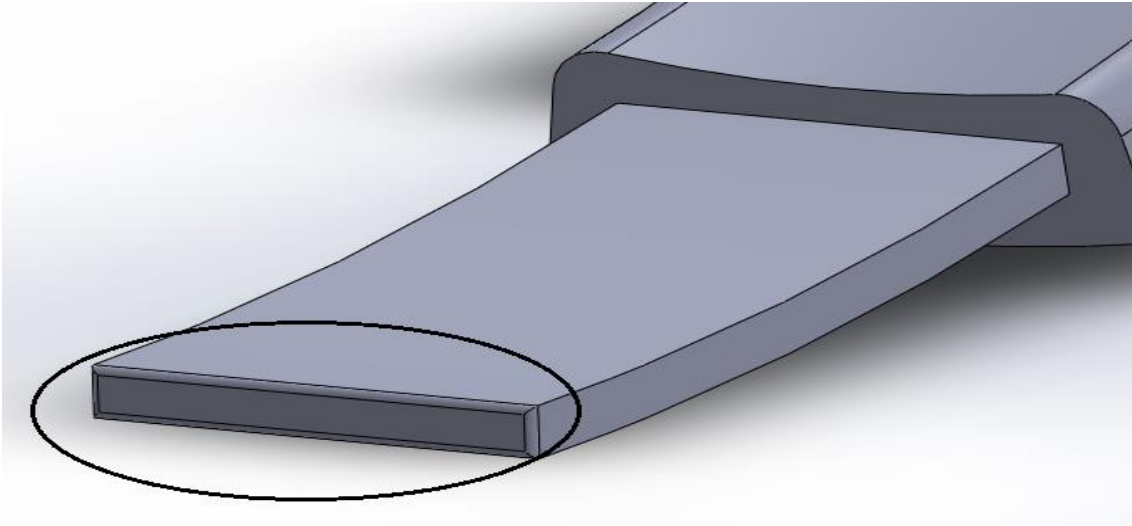


Fig. 5.5: Redondeo del saliente en parte distal de PP.

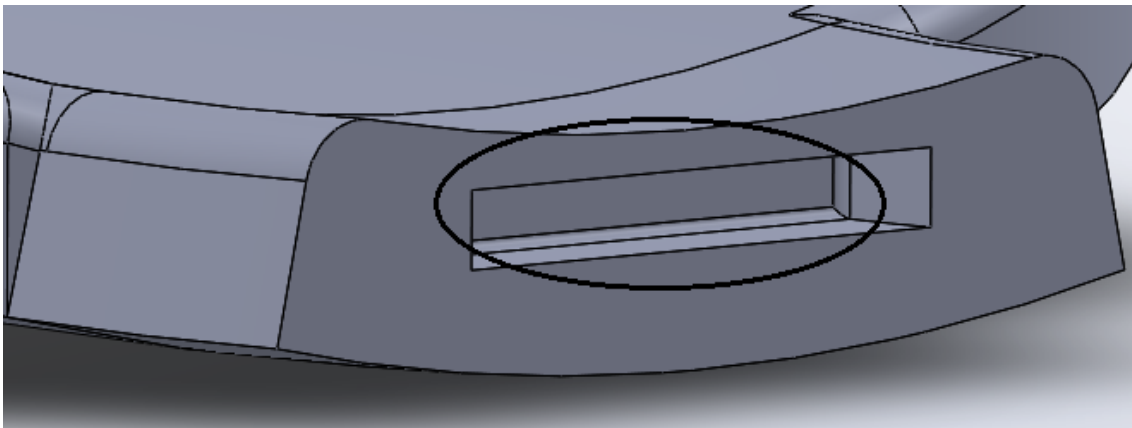


Fig. 5.6: Redondeo del orificio en parte proximal de PP.

Otro detalle crucial del diseño es el diseño de los orificios por los que van a pasar las cintas que sujetarán la pierna y el muslo del paciente. Debido a que las cintas necesarias aún no han sido determinadas, el diseño del orificio se ha hecho de acuerdo a los datos más recurrentes en un análisis de mercado. La mayoría de las cintas son de unos 2.5 cm de ancho y tienen un grosor de unos 2 mm.

La sujeción en cada segmento debe darse mediante dos cintas distanciadas, ya que de lo contrario no se conseguiría una correcta inmovilización durante la movilización pasiva de la articulación. Teniendo en cuenta estas características, se diseñó una ranura provisional (fig. 5.7-5.10).

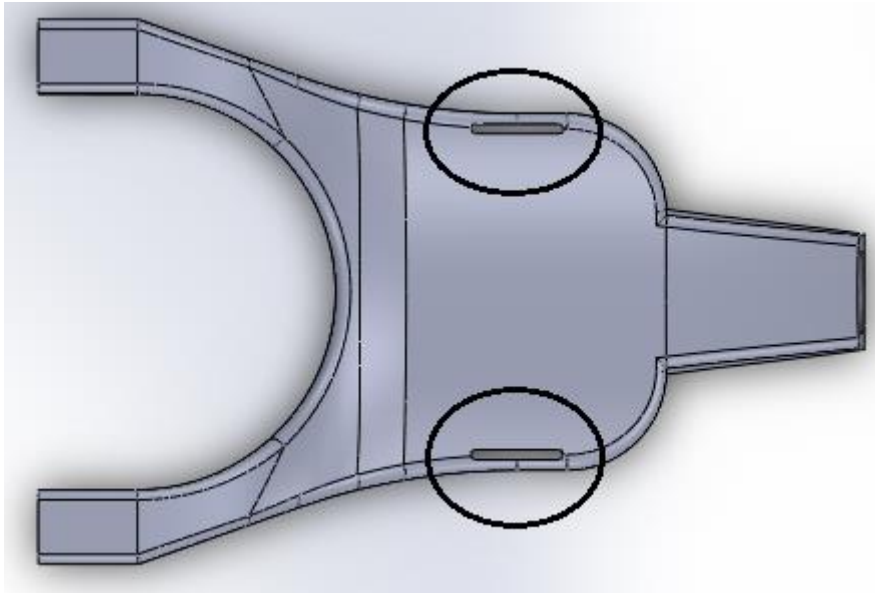


Fig. 5.7: Orificios en parte proximal de PP.

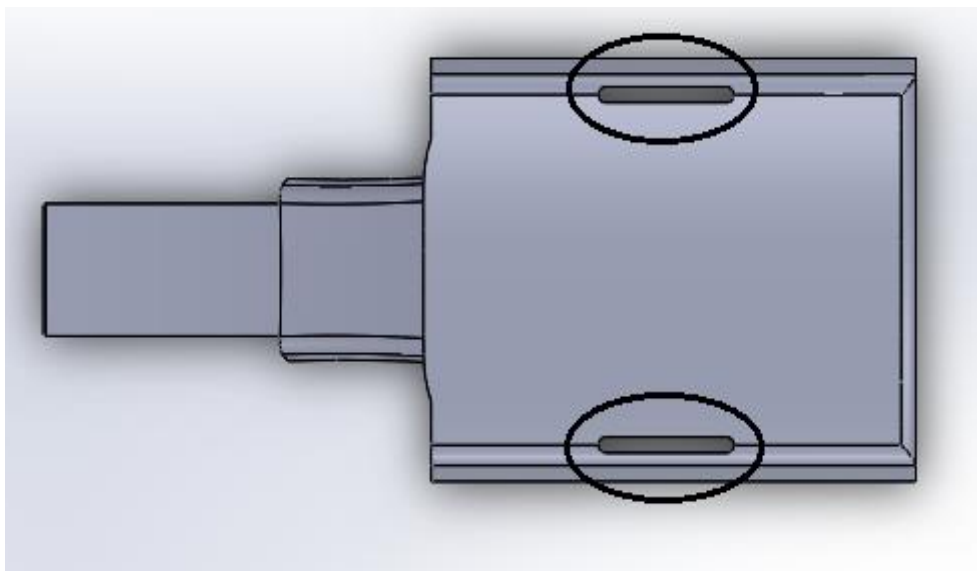


Fig. 5.8: Orificios en parte distal de PP.

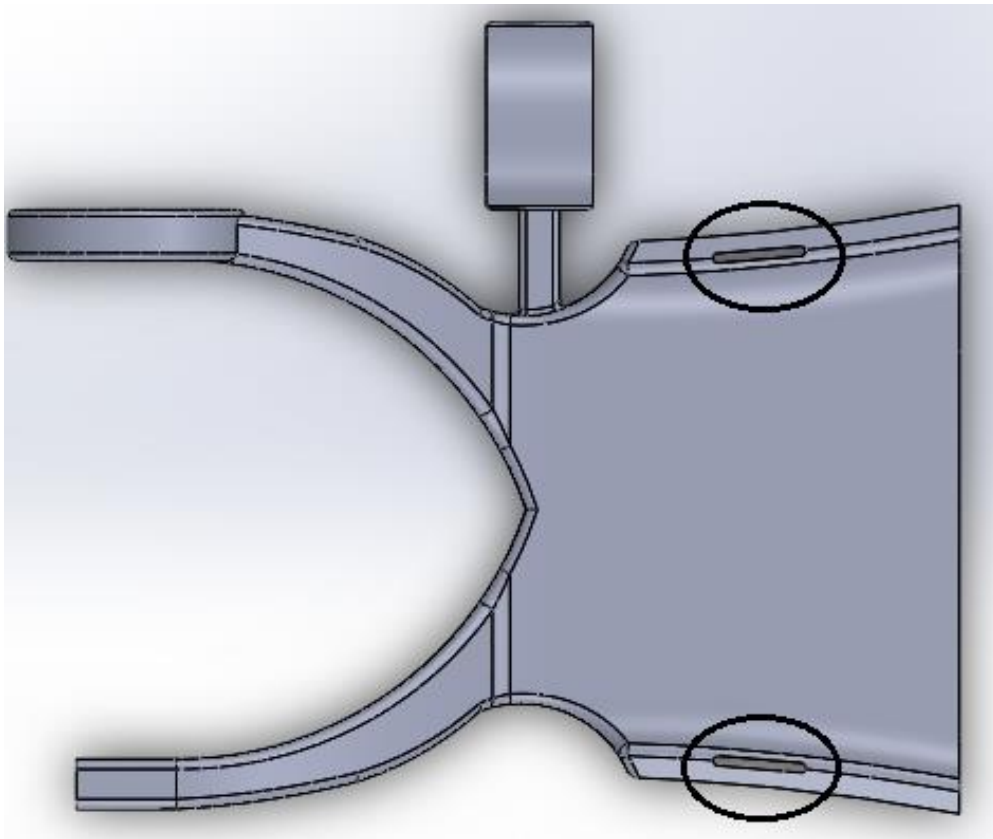


Fig. 5.9: Orificios en parte distal de PM.

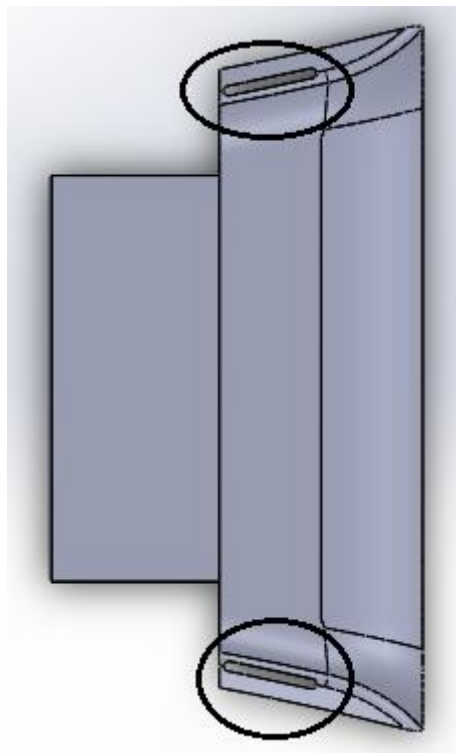


Fig. 5.10: Orificios en parte proximal de PM.

El último detalle considerado en el proyecto consiste en la unión entre PP y PM en el lado opuesto al motor. De no incorporar un eje en dicho punto, el dispositivo no estaría completamente acoplado y no se lograría la movilización de la articulación. A la hora de diseñar este eje (fig. 5.11), se debieron cumplir dos requisitos:

- Debe permitir la rotación de las piezas.
- Debe evitar la fricción entre las piezas, ya que esta fricción puede llevar al desgaste de las piezas y a la liberación de partículas. Por lo tanto, el tamaño del eje se diseña con un juego de 0,5 mm. más pequeño que las piezas que atraviesa. Así, se obtiene un espacio en el que añadir un material con coeficiente de desgaste bajo como por ejemplo, el teflón.

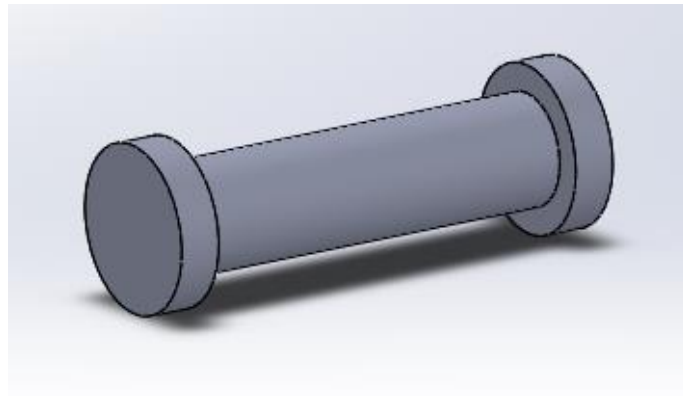


Fig. 5.11: Eje.

# Capítulo 6: Conclusiones y líneas de investigación

## 6.1 Conclusiones

El objetivo de este TFG consistía en el desarrollo de un dispositivo acoplable a servomotor para la movilización de la articulación de rodilla, objetivo que ha sido alcanzado. Además del objetivo principal, que consistía en realizar la rehabilitación, se establecieron los siguientes objetivos secundarios, con el fin de presentar una ventaja frente a los modelos disponibles actualmente en el mercado:

- El dispositivo debe ser ligero.
- Sus dimensiones deben ser reducidas.
- El coste debe ser pequeño en comparación con los modelos actuales en el mercado.

Debido a que este proyecto se ha centrado en el diseño de la estructura y no en el del motor, algunos objetivos no se han llegado a cumplir por completo. Esto se debe a las limitaciones derivadas de no contar con información definitiva del motor adecuado para el objetivo. Por ejemplo, no es posible determinar si se ha cumplido el objetivo de reducir costes ya que el diseño del servomotor no pertenece al ámbito del proyecto y conforma una parte fundamental del presupuesto. A pesar de ello, como ya se ha mencionado en la memoria, se hizo un estudio de mercado de los motores y se determinó que el precio del motor más adecuado (*véase Anexo II: Planos y características del motor*) ronda los 50 €. A este precio hay que sumar otros componentes ya mencionados como son la caja reductora y todos los elementos electrónicos que tienen como objetivo hacer que este motor se comporte como un servomotor, es decir, tenga en cuenta su posición. Sin embargo, a pesar de no poder determinar el precio final,

este proyecto presenta una idea de que el precio no es excesivamente alto y, por lo tanto, no se descarta la posibilidad de reducir costes.

Por otra parte, es posible afirmar que las dimensiones del dispositivo son reducidas por lo que este objetivo se ha cumplido. A diferencia del diseño de los modelos actuales (*ver Capítulo 2*) el de esta estructura ha sido tal que se adapta completamente a la anatomía de la pierna y muslo. Esto hace que no ocupe mucho más espacio que el que ocupa el miembro inferior del paciente. Además, teniendo en cuenta el estudio de mercado del motor, el tamaño de los motores necesarios para realizar la movilización es bastante reducido, por lo que a pesar de no saber por completo el tamaño de todos los componentes, se puede afirmar que las dimensiones del dispositivo presentado son reducidas.

Debido al tamaño reducido y a las características del plástico ABS del que van a estar fabricadas las piezas, es posible afirmar que el dispositivo va a ser más ligero que los modelos del mercado, los cuales presentan estructuras metálicas y muy abultadas que contribuyen a aumentar considerablemente el peso de estos aparatos. Al igual que ocurre con el objetivo anterior, a pesar de no conocer completamente el peso de la parte relacionada con el motor, la información obtenida de dicha sección, permite afirmar que dicho peso es elevado.

A pesar de todos los inconvenientes presentados por el desconocimiento del diseño del motor, el objetivo principal de este trabajo si se ha cumplido por completo, ya que se ha diseñado una estructura que permite la flexión y la extensión de la rodilla, mediante la rotación en torno a un eje fijo (eje del motor).

Además, se ha comprobado mediante la simulación, que el dispositivo es capaz de soportar las tensiones originadas por una gran cantidad de pacientes, lo que lo hace versátil. También el diseño realizado consigue que el dispositivo sea válido tanto para el miembro inferior izquierdo como el derecho.

Por todo ello, a pesar de que el dispositivo aún no está completamente listo para su fabricación, este proyecto supone una amplia base para futuros desarrollos. Esto se debe a que la estructura está completamente lista, a excepción de algunas modificaciones que puedan surgir relacionadas con el motor. Sin embargo, con el dimensionamiento de las piezas se ha intentado que, en caso de tener que añadir modificaciones, estas sean mínimas y no afecten a la estructura global de las piezas. Por ejemplo, si la corona acoplada al motor no se adapta a la diseñada en PP, el diseño de esa zona ha sido tal que se tiene un margen de tensiones hasta llegar a la tensión de rotura del material.

## **6.2 Líneas de investigación**

La principal línea de investigación relacionada con el desarrollo del dispositivo consiste en la realización de un estudio paramétrico, en el que las dimensiones de las piezas, vayan ligadas a las dimensiones de los segmentos



del paciente. De esta forma, para la construcción de las piezas, se medirían ciertos parámetros del paciente y en función de los mismos, se fabricarían las piezas. Así, las piezas se adaptarían mejor aún a la anatomía del paciente, es decir, se obtendrían diseños más ergonómicos.

Debido a las limitaciones que ha supuesto para este proyecto el motor, es evidente que una línea de investigación debe estar dirigida a diseñar un servomotor que permita la movilización y cumpla ciertos requisitos relacionados con tamaño, par o velocidad (*ver apartado 4.2*). Una vez, esta parte crucial del aparato sea desarrollada será posible ultimar detalles en la estructura que ha sido desarrollada y, por lo tanto, podrá empezar a fabricarse el dispositivo.

Tras la reunión con el fisioterapeuta, se obtuvieron necesidades de aparatos que aún no están diseñados y que para ellos serían de gran utilidad en las consultas. Actualmente existen aparatos que realizan la movilización pasiva de rodilla, pero nunca llevan incorporados dispositivos de electroestimulación TENS. El TENS es un aparato que mediante estimulación nerviosa transcutánea alivia el dolor cuando este tiene origen en procesos nerviosos o traumáticos. Debido al hecho de que la movilización pasiva se suele utilizar tras una operación, sería útil aliviar el dolor del paciente durante la movilización. Por ello, una línea de investigación posible consistiría en adaptar toda la circuitería relacionada con el motor para que también se pudiese lograr la electroestimulación TENS.

# Referencias bibliográficas

[1] KAPANDJI I.A. Fisiología Articular. Tomo 2. Madrid: Panamericana. 6ª Edición. 2010.

[2] Fisioterapia y rehabilitación de rodilla / director, Juan Manuel Cañas Zambrano; autores y coordinadores, Fermín Plata Serrano, Francisco Javier Domínguez Márquez, Francisco Ruiz Sánchez.

[3] Fisioterapia de la rodilla / Robert E. Mangine.

[4] El Gran Libro de Solidworks: Office Profesional, Sergio Gómez González.

[5] Body Segment Parameters: A Survey of Measurement Techniques. Rudolfs Drillis, Renato Contini, Maurice Bluestein.

[6] The mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body. V. Zatsiorsky and V. Seluyanov.

# Anexos

## Anexo I. Tablas antropométricas

Como ya se ha mencionado los valores usados en estas tablas antropométricas se corresponden con el peso y la altura de un individuo situado en el percentil 95 de la población española. Las tablas antropométricas usadas en este proyecto son:

- Modelo de Drillis y Contini (fig I.1). Este modelo se ha usado para determinar la longitud del eslabón pierna.

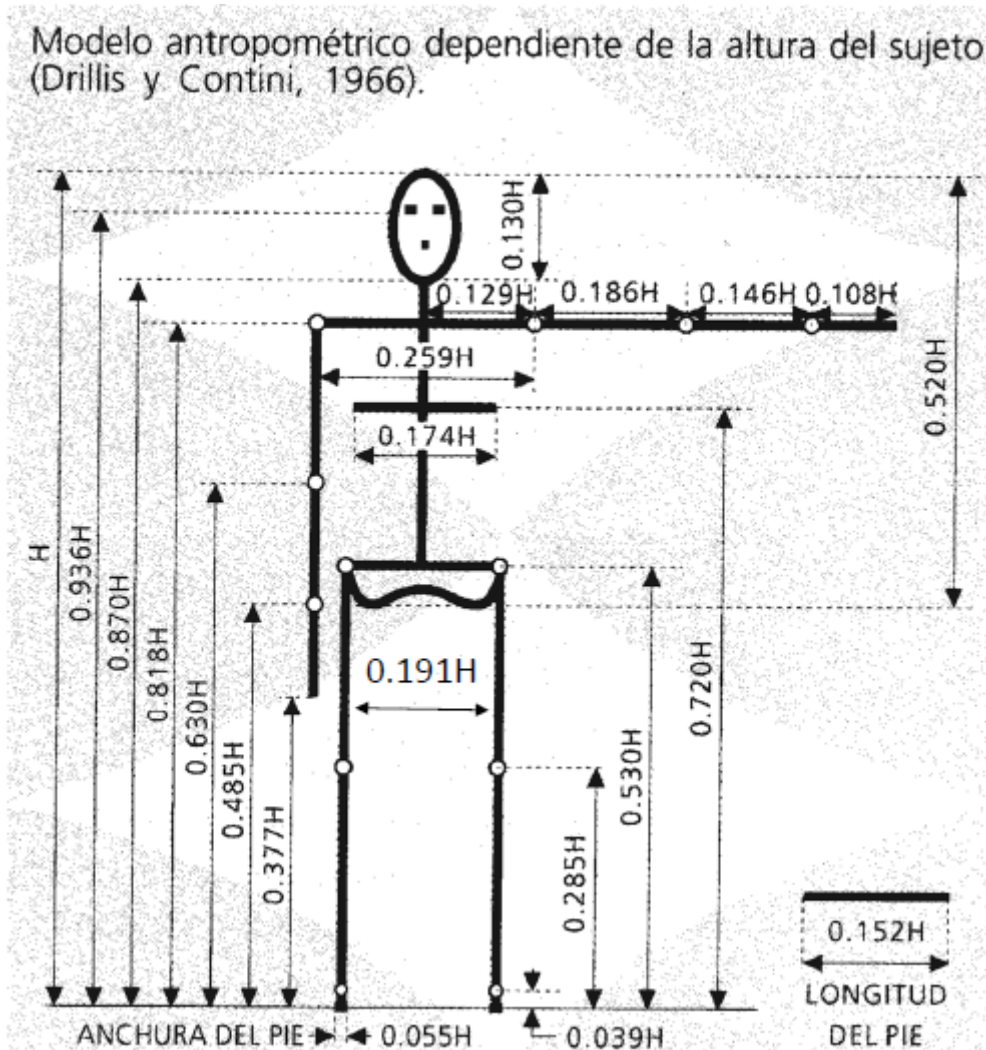


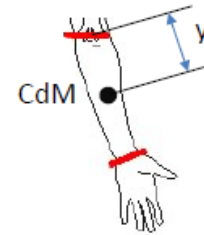
Fig. I.1: Modelo antropométrico de Drillis y Contini.

- Modelo de Zatsiorsky (fig. I.2). Gracias a este modelo se han podido calcular la masa de cada eslabón y la distancia entre el extremo proximal del eslabón y el centro de gravedad del mismo. Para poder hacer el cálculo se necesitan dos valores: altura y peso del individuo considerado.

Posición centro de masas eslabones respecto al extremo proximal: y (cm):

$$y = c + m \cdot \text{peso}(\text{kg}) + n \cdot \text{estatura}(\text{cm})$$

| Body part            | c        | m        | n       | R     |
|----------------------|----------|----------|---------|-------|
| Head                 | 8.35700  | -0.00250 | 0.02300 | 0.288 |
| Upper part of torso  | 3.32000  | 0.00760  | 0.04700 | 0.258 |
| Middle part of torso | 1.39800  | 0.00580  | 0.04500 | 0.437 |
| Lower part of torso  | 1.18200  | 0.00180  | 0.04340 | 0.320 |
| Upper arm            | 1.67000  | 0.03000  | 0.05400 | 0.368 |
| Forearm              | 0.19200  | -0.02800 | 0.09300 | 0.371 |
| Hand                 | 4.11000  | 0.02600  | 0.03300 | 0.383 |
| Thigh                | -2.42000 | 0.03800  | 0.13500 | 0.600 |
| Calf                 | -6.05000 | -0.00390 | 0.14200 | 0.510 |
| Foot                 | 3.76700  | 0.06500  | 0.03300 | 0.530 |



Masa de los eslabones: M(kg):

$$M = c + m \cdot \text{peso}(\text{kg}) + n \cdot \text{estatura}(\text{cm})$$

| Body part            | c        | m       | n        | R     |
|----------------------|----------|---------|----------|-------|
| Head                 | 1.29600  | 0.01710 | 0.01430  | 0.591 |
| Upper part of torso  | 8.21440  | 0.18620 | -0.05840 | 0.798 |
| Middle part of torso | 7.18100  | 0.22340 | -0.06630 | 0.828 |
| Lower part of torso  | -7.49800 | 0.09760 | 0.04896  | 0.743 |
| Upper arm            | 0.25000  | 0.03012 | -0.00270 | 0.837 |
| Forearm              | 0.31850  | 0.01445 | -0.00114 | 0.786 |
| Hand                 | -0.11650 | 0.00360 | 0.00175  | 0.516 |
| Thigh                | -2.64900 | 0.14630 | 0.01370  | 0.891 |
| Calf                 | -1.59200 | 0.03620 | 0.01210  | 0.872 |
| Foot                 | -0.82900 | 0.00770 | 0.00730  | 0.702 |

Fig. I.2: Tablas antropométricas de Zatsiorsky.

## Anexo II. Planos y características del motor

Las características del motor se observan en la figura II.1. Se puede observar que el requisito referente al par (14,5 Nm.) se satisface.

|                  |                 |
|------------------|-----------------|
| Rating Voltage:  | 12V             |
| Rating Power:    | 50W             |
| No Load Current: | 2.0/2.5A        |
| No Load Speed:   | 45/65 +/- 5 RPM |
| Load Current:    | 6.5/7.5A 3.5/5A |
| Load Speed:      | 40/60 +/- 5 RPM |
| Stall Current:   | 31A (max)       |
| Stall Torque:    | 29NM (min)      |
| Protction Class: | IP33            |

Fig. II.1: Características del motor.

El motor y sus planos, en los que se detallan el diámetro del eje y el diámetro de los puntos de anclaje se detallan en las siguientes figuras:



Fig. II.2. Vista del motor.

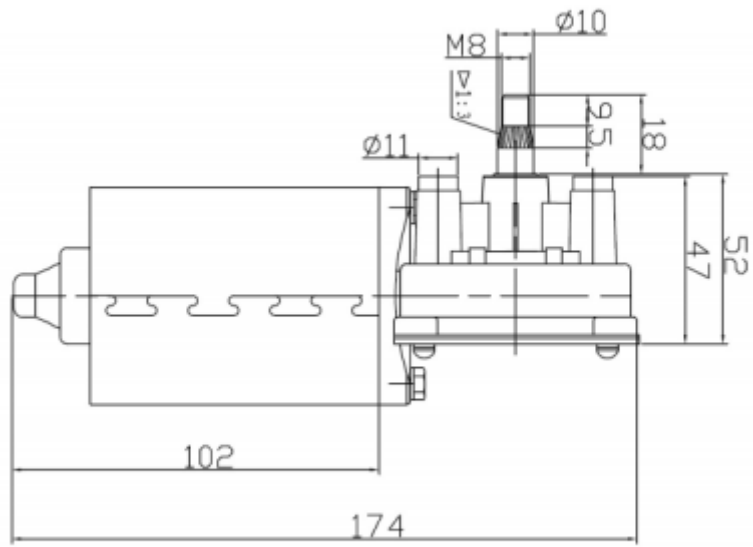


Fig. II.3. Vista superior del motor.

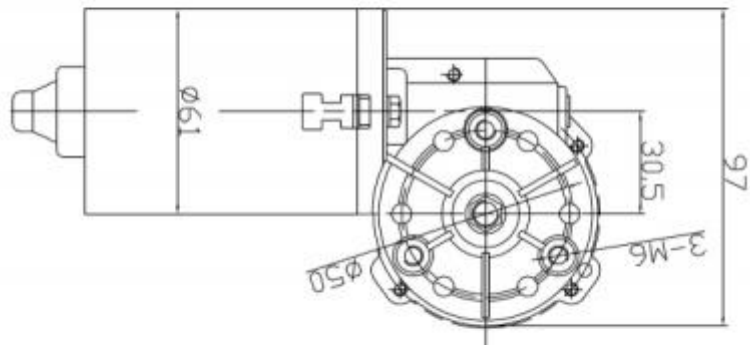


Fig. II.4. Vista frontal del motor.

## Anexo III. Digital ABS Ivory

| Digital ABS, Green (RGD5160-DM, RGD5161-DM) made of RGD515 & RGD535<br>Digital ABS, Ivory (RGD5130-DM, RGD5131-DM) made of RGD515 & RGD531 |                     |                   |           |            |                 |
|--|---------------------|-------------------|-----------|------------|-----------------|
|  | ASTM                | Units             | Metric    | Units      | Imperial        |
| Tensile strength   | D-638-03            | MPa               | 55-60     | psi        | 8000-8700       |
| Elongation at break  | D-638-05            | %                 | 25-40     | %          | 25-40           |
| Modulus of elasticity  | D-638-04            | MPa               | 2600-3000 | psi        | 375,000-435,000 |
| Flexural Strength  | D-790-03            | MPa               | 65-75     | psi        | 9,500-11,000    |
| Flexural Modulus   | D-790-04            | MPa               | 1700-2200 | psi        | 245,000-320,000 |
| HDT, °C @ 0.45MPa  | D-648-06            | °C                | 58-68     | °F         | 136-154         |
| HDT, °C @ 0.45MPa after thermal post treatment procedure A   | D-648-06            | °C                | 82-90     | °F         | 180-194         |
| HDT, °C @ 0.45MPa after thermal post treatment procedure B   | D-648-06            | °C                | 92-95     | °F         | 198-203         |
| HDT, °C @ 1.82MPa  | D-648-07            | °C                | 51-55     | °F         | 124-131         |
| Izod Notched Impact  | D-256-06            | J/m               | 65-80     | ft lb/inch | 1.22-1.50       |
| Tg   | DMA, E <sub>a</sub> | °C                | 47-53     | °F         | 117-127         |
| Shore Hardness (D)   | Scale D             | Scale D           | 85-87     | Scale D    | 85-87           |
| Rockwell Hardness  | Scale M             | Scale M           | 67-69     | Scale M    | 67-69           |
| Polymerized density  | ASTM D792           | g/cm <sup>3</sup> | 1.17-1.18 |            |                 |

Figura III.1. Características Digital ABS Ivory.



## Anexo IV. Ensamblaje del dispositivo.

Finalmente, se realiza el ensamblaje de todos los componentes del dispositivo y se observa cómo todos han sido diseñados de forma que no hay interferencias entre los mismos (fig. IV.1-IV.3).

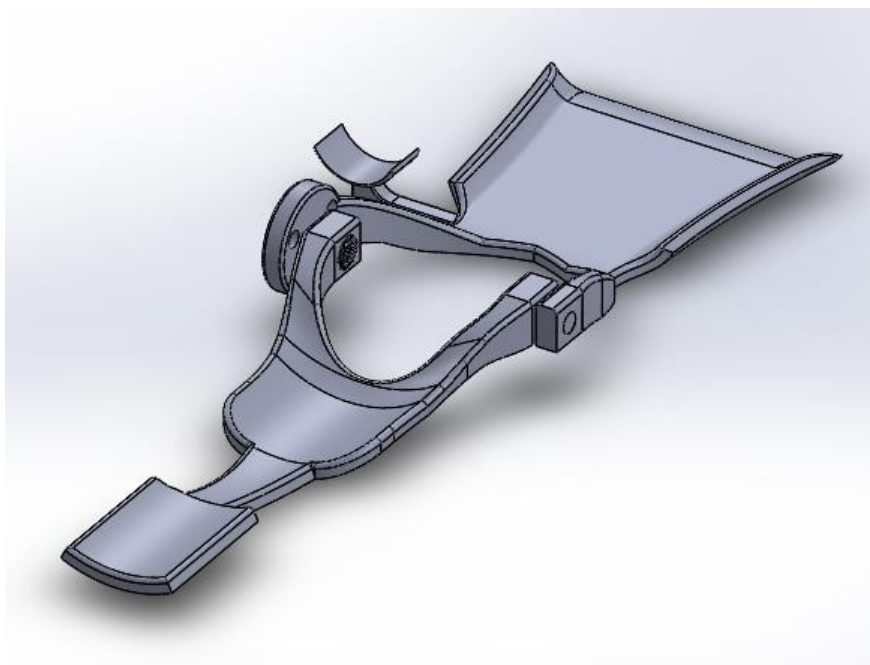


Fig. IV.1: Vista isométrica del dispositivo. 0° de flexión de rodilla.

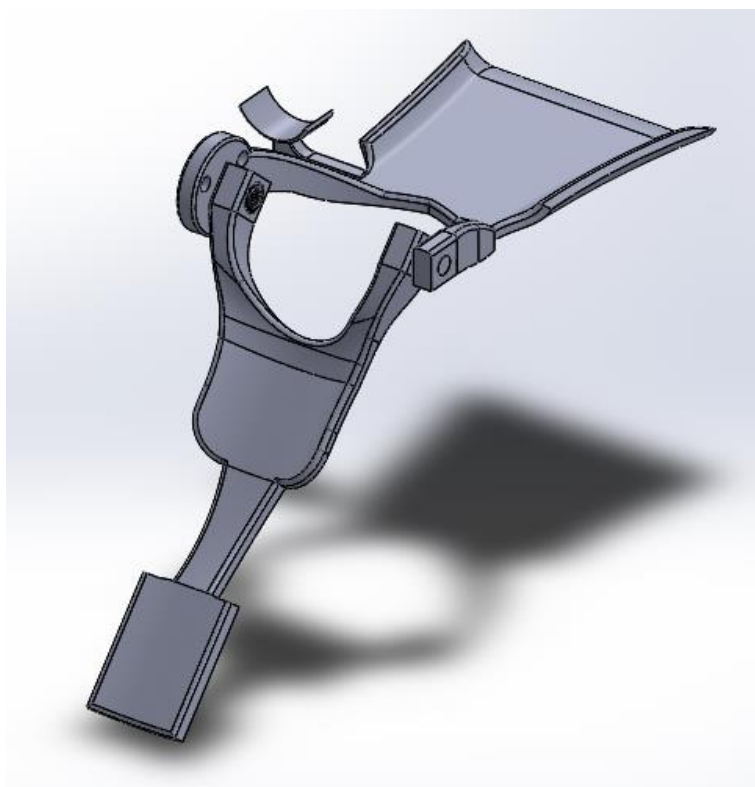


Fig. IV.2: Vista isométrica del dispositivo. 60° de flexión de rodilla.

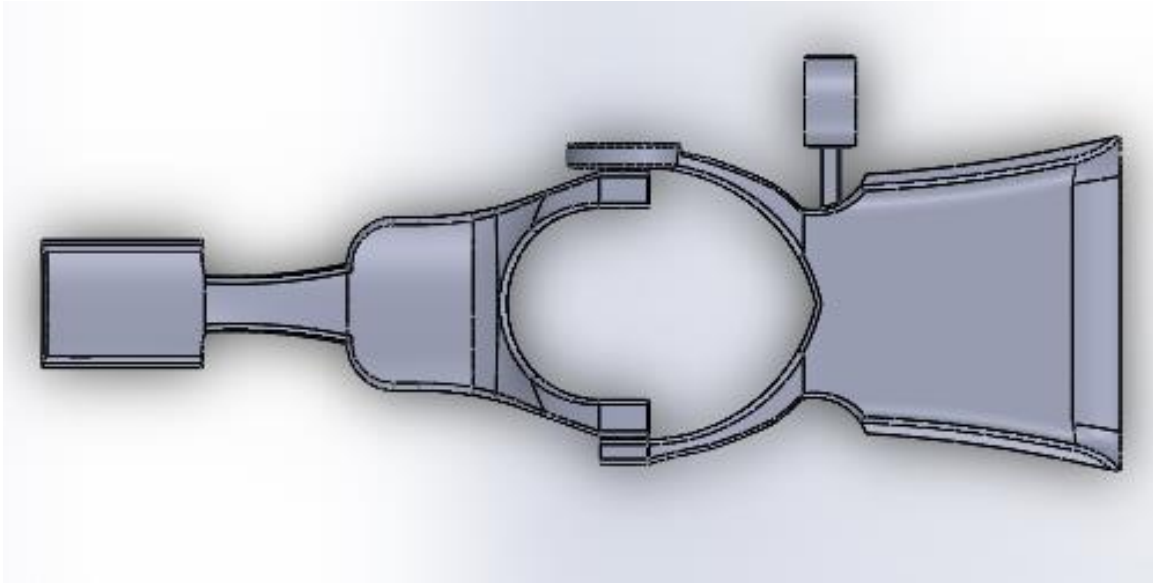


Fig. IV.3: Vista superior del dispositivo. 0° de flexión de rodilla.

Los componentes del dispositivo se pueden observar en la vista explosionada del mismo (fig. IV.4):

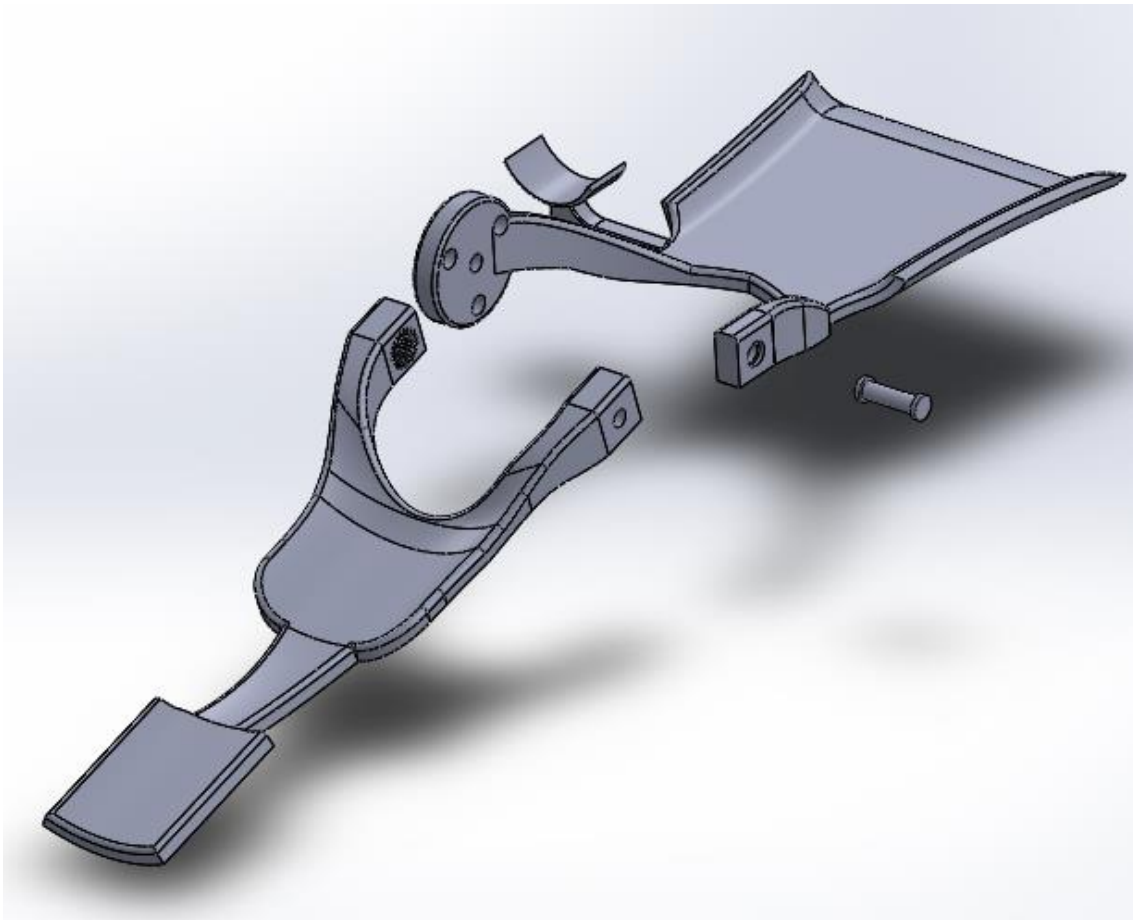


Fig. IV.4: Vista explosionada del dispositivo.