



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

Diseño y fabricación de un DAFO mediante impresión 3D

Autor:

Porras Ortiz, Sergio

Tutor(es):

Mansilla Gallo, Alberto

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

Valladolid, diciembre de 2020.

Resumen

Desde su aparición, el uso de la impresión 3D está creciendo exponencialmente abriendo nuevos horizontes en los campos de la innovación y el desarrollo.

Gracias a esta tecnología y a la gran capacidad de personalización que ofrece se puede mejorar la calidad de vida de las personas que sufren de alguna deficiencia física, como es el caso de las personas que sufren de pie caído.

Por ello, con el presente trabajo de fin de grado se pretende obtener una órtesis para pie y tobillo articulada (DAFO) e iniciar el proceso de validación de esta mediante ensayos.

Palabras clave

- Escáner 3D
- Impresión 3D
- Modelado por deposición fundida
- Pie caído
- Órtesis para pie y tobillo articulada (DAFO)

Abstract

Since its appearance, the use of 3D printing is growing exponentially and opening new horizons in the fields of innovation and development.

Thanks to this technology and the increased capacity of personalization that it offers, the life quality of people suffering from physical deficiencies, such as foot drop, can be improved.

Therefore, this bachelor's thesis intends to obtain a Dynamic Ankle Foot Orthosis (DAFO) and initiate the process to validate it through tests.

Keywords

- 3D scanner
- 3D printing
- Fused Deposition Modeling
- Foot drop
- Dynamic Ankle Foot Orthosis (DAFO)

ÍNDICE

1. Introducción y objetivos	1
1.1. Objetivos	2
2. Estado del arte	3
3. Definición del problema.....	7
3.1. Terminología	7
3.2. Biomecánica del pie en la marcha	9
3.3. Caso de estudio.....	12
4. Escáner 3D.....	15
4.1. Digitalización de la pierna	16
4.2. Corrección de errores de la digitalización.....	18
5. Diseño CAD del DAFO.....	21
5.1. Modelo final. Diseño paso a paso del DAFO	33
6. Impresión 3D.....	43
6.1. Tipos de impresión 3D	43
6.2. Selección de tecnología de impresión 3D.....	51
6.3. Funcionamiento del modelado por deposición fundida.....	52
6.4. Materiales	56
6.5. Fabricación. Impresión 3D de la órtesis.....	59
6.5.1. Montaje.....	64
7. Validación de resultados.....	65
8. Coste de fabricación del DAFO.....	69
9. Conclusiones	71
10. Líneas futuras.....	73
Bibliografía	75

Índice de ilustraciones

Ilustración 1 - Etapas del proceso de diseño y fabricación de la órtesis DAFO.....	1
Ilustración 2 – Diferentes etapas del proceso de fabricación tradicional de un AFO.	3
Ilustración 3 - DAFO frabricada mediante el método tradicional.	4
Ilustración 4 – AFO Piro de Invent Medical.....	4
Ilustración 5 – Diseño de un DAFO de la mano de Plus medica OT.....	5
Ilustración 6 – Órtesis AFO de FiixIt.	5
<i>Ilustración 7 - Planos anatómicos del cuerpo humano</i>	<i>7</i>
<i>Ilustración 8 - Movimientos en el plano sagital: extensión y flexión.....</i>	<i>8</i>
<i>Ilustración 9 - Movimientos en el plano frontal: abducción y aducción.....</i>	<i>9</i>
<i>Ilustración 10 - Movimientos en el plano transversal: rotación interna y externa.</i>	<i>9</i>
Ilustración 11 - Ciclo de la marcha humana.	10
<i>Ilustración 12 - Rotaciones durante la tercera y cuarta fase: (a) Rotación sobre el talón; (b) Rotación del tobillo; (c) Rotación sobre los metatarsos.....</i>	<i>10</i>
Ilustración 13 - Apoyo del pie durante el momento previo al balanceo.....	11
Ilustración 14 - Patrón de movimientos que realiza el tobillo durante el ciclo de la marcha.	12
Ilustración 15 - Ciclo de la marcha de una persona que sufre de pie caído.....	13
Ilustración 16 - EinScan Pro de Shining3D.....	15
Ilustración 17 - Escáner de luz estructurada.	15
Ilustración 18 - Posición del paciente para la digitalización de la pierna.....	16
Ilustración 19 - Nube de puntos que define la pierna del paciente.....	17
Ilustración 20 - Malla cerrada que representa la pierna del paciente.....	17
Ilustración 21 - Modos de edición y pinceles presentes en Meshmixer.	18
Ilustración 22 - Eliminación de figuras puntiagudas mediante el pincel RobustSmooth..	19
Ilustración 23 - Eliminación del bello presente en la pierna del paciente mediante BubbleSmooth.....	19
Ilustración 24 - Modelo de la pierna del paciente después del tratamiento de la malla.	20
Ilustración 25 – Diseño de un DAFO bicomponente en una pieza.....	21
Ilustración 26 – Diseño de un DAFO en una pieza de PETG.	22
Ilustración 27 - Prueba concepto TPU y ABS.	23
Ilustración 28 - Prueba concepto de DAFO cuya parte superior e inferior están separadas.	24
Ilustración 29 - Par rotacional en dos piezas.....	25
Ilustración 30 - Prototipo de unión en dos componentes.	26
Ilustración 31 - Unión en forma de "I".	27
Ilustración 32 - Algunas de las geometrías pensadas para la pieza encargada del retorno del pie a su posición de reposo.	28
Ilustración 33 - Pieza encargada del retorno del pie a su posición de reposo.....	29
Ilustración 34 - Desplazamiento de la parte trasera de la órtesis en la plantarflexión. ...	30
Ilustración 35 - Desplazamiento de la parte trasera de la órtesis en la dorsiflexión.	31
Ilustración 36 - Número de huecos necesarios.	32
Ilustración 37 - Pierna del paciente en Fusion 360.....	34
Ilustración 38 - Malla obtenida a partir del comando Sweep.....	35
Ilustración 39 - Cuerpo auxiliar diseñado para obtener la superficie plana requerida. ...	35

Ilustración 40 - A la izquierda malla obtenida mediante el comando Pull; a la derecha malla corregida mediante Edit Form.	36
Ilustración 41 - División del sólido en dos partes que se corresponden con la parte superior e inferior de nuestro DAFO.	37
Ilustración 42 - Corte lateral sobre la parte inferior de la férula.	38
Ilustración 43 - Corte oblicuo sobre la parte inferior de la férula con el objetivo de obtener un cambio de rigidez gradual.	38
Ilustración 44 - Vista de planta de la pieza de TPU.	39
Ilustración 45 - Estructura lateral de la parte superior de la órtesis.	40
Ilustración 46 –Vista de alzado de la parte superior de la órtesis tras el corte en el plano frontal.	40
Ilustración 47 - Vista de alzado de la parte superior de la órtesis.	41
<i>Ilustración 48 - Interés de búsqueda en Google del término "3D printing" desde 2004 hasta la fecha.</i>	<i>43</i>
<i>Ilustración 49 - Componentes de una impresora 3D FDM.</i>	<i>44</i>
<i>Ilustración 50 - Proceso de impresión mediante estereolitografía.</i>	<i>45</i>
Ilustración 51 - Componentes de una impresora DLP.	45
<i>Ilustración 52 - Diferencias entre las impresoras 3D que utilizan la foto polimerización: SLA, DLP y MSLA.</i>	<i>46</i>
Ilustración 53 - Limpieza del polvo sobrante de una pieza impresa mediante SLS.	47
Ilustración 54 - Pieza impresa mediante Material Jetting.	48
Ilustración 55 - Impresión de piezas mediante DOD.	48
Ilustración 56 - Molde impreso mediante inyección de aglutinante en arena.	49
Ilustración 57 - Pieza impresa mediante inyección de aglutinante en metal antes y después de someterse al proceso de infiltración.	50
Ilustración 58 - Piezas impresas mediante la tecnología DMSL.	50
Ilustración 59 - Prótesis fabricada mediante EBM.	51
Ilustración 60 - Impresora 3D Ultimaker 3 Extended.	52
Ilustración 61 - Interfaz de Cura 4.6.	52
Ilustración 62 - Algunos de los patrones de relleno de cura.	54
Ilustración 63 - Contenedor hermético con las bobinas de material.	55
Ilustración 64 - DIMAFIX, laca utilizada para mejorar la adherencia a la placa de impresión.	55
Ilustración 65 - Molécula de ácido poliláctico.	57
Ilustración 66 - Warping en la pieza impresa en TPU y ABS.	60
Ilustración 67 - Materiales compatibles con el TPU 95A según Ultimaker.	60
Ilustración 68 - Pieza de TPU dentro de la interfaz de Cura.	61
Ilustración 69 - Material de soporte utilizado en la pieza de PLA.	62
Ilustración 70 - Parte superior del DAFO en PLA antes de retirar los soportes.	63
Ilustración 71 - Uniones impresas en TPU.	63
Ilustración 72 - Órtesis DAFO tras su montaje.	64
Ilustración 73 - Vista trasera de la órtesis tras su montaje.	65
Ilustración 74 - Verificación del ángulo en la flexión en los metatarsos.	66
Ilustración 75 - Verificación del ángulo durante la dorsiflexión.	66
Ilustración 76 - Verificación del ángulo durante la plantarflexión.	67
Ilustración 77 - Diseño de un banco de ensayos realizado por un compañero.	73
Ilustración 78 - Diagrama de un modelo de economía circular.	74

Índice de tablas

Tabla 1 - Propiedades mecánicas del PLA.	57
Tabla 2 - Propiedades mecánicas del ABS.	58
Tabla 3 - Propiedades mecánicas del TPU.....	59
Tabla 4 - Coste de material empleado en la impresión.	69

1. Introducción y objetivos

La impresión 3D está revolucionando el mundo de la industria permitiendo fabricar de manera económica geometrías poco viables con los métodos de fabricación utilizados hasta la fecha. Por otro lado, la industria ortopédica, en su mayoría, utiliza métodos obsoletos para obtener las órtesis que sirven como soporte para las personas que sufren de una deficiencia física.

Estos productos de apoyo ayudan a la persona a mejorar su calidad de vida de manera considerable, por ello tanto su funcionalidad como la accesibilidad a ellos es un punto a tener en cuenta.

Teniendo esto en cuenta en este Trabajo de Fin de Grado se pretende diseñar y fabricar una órtesis DAFO (Dynamic Ankle Foot Orthosis) personalizada, funcional y económica mediante impresión 3D que satisfaga todas las necesidades del paciente. Se llevará a cabo en el laboratorio de 4inn en el edificio LUCIA, dentro de un ecosistema de innovación y desarrollo, y el DAFO obtenido se pretende que sea ensayado posteriormente para comprobar su resistencia y funcionamiento.

Como en cualquier proceso de diseño de un producto se tratará de un proceso circular cuyas etapas retroalimentan a las anteriores hasta conseguir el resultado deseado. En nuestro caso, el proceso se dividirá en 4 etapas principales que, a su vez se subdividirán, en varias etapas.

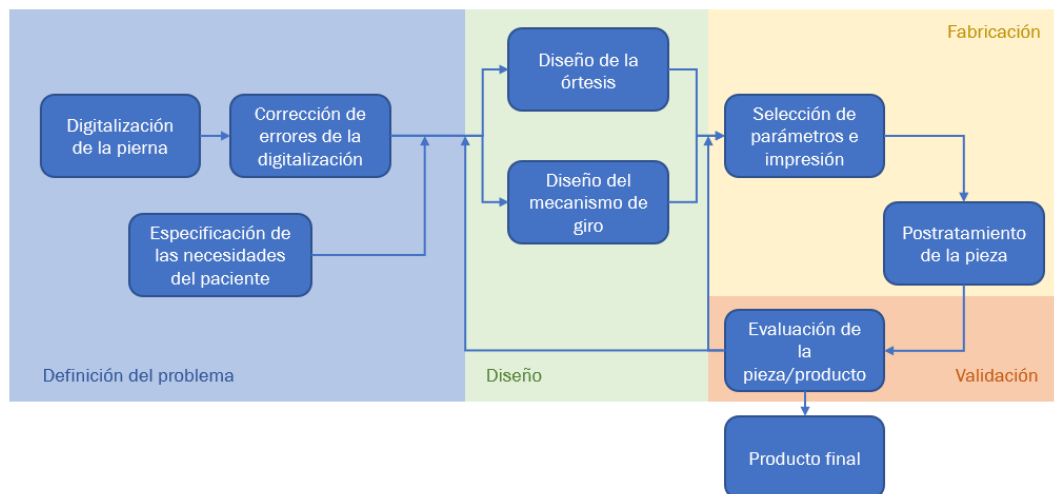


Ilustración 1 - Etapas del proceso de diseño y fabricación de la órtesis DAFO.

Elaboración propia

1.1. Objetivos

Los objetivos de este trabajo de fin de grado se atienen a lo mencionado anteriormente:

- Obtención del modelo 3D de la pierna sobre la que se diseñará la órtesis.
- Diseño de un sistema que permita el giro y sea fabricable mediante impresión 3D FDM.
- Diseño de una órtesis DAFO personalizada.
- Fabricación de dicha órtesis mediante modelado 3D FDM.
- Validación mediante ensayos del DAFO obtenido.

2. Estado del arte

Hoy día la mayoría de las ortopedias utilizan una metodología tradicional e incluso obsoleta para la fabricación de las órtesis DAFO y AFO. Mediante este método se coloca la pierna del paciente en la posición correcta, corrigiendo las desviaciones que pueda sufrir y se recubre de venda de escayola. Una vez endurecida se corta obteniendo así el molde negativo de la pierna.

El molde obtenido se rellena de escayola o yeso líquido. Una vez que el líquido vertido se endurecido se retira el molde, obteniendo así, el modelo de la pierna del paciente sobre el cual se realizaran las operaciones posteriores. Después de esto son necesarias llevar a cabo tareas de rectificado sobre este molde de la pierna como son: un alisado general, rebajas específicas de los puntos de presión y el engrosamiento por adición de escayola en las prominencias óseas que correspondan.



Ilustración 2 – Diferentes etapas del proceso de fabricación tradicional de un AFO.

<https://www.youtube.com/watch?v=xZtrOV22KFw>

Una vez el molde se ha rectificado, la órtesis en sí se hace mediante termoconformado. Se calienta uniformemente en un horno una plancha de polipropileno de 3 o 4 milímetros de espesor (en función de la resistencia mecánica necesaria). La plancha de polipropileno caliente se coloca sobre el molde de escayola con fin de que adopte la misma geometría y evitando la aparición de imperfecciones. Cuando el propileno se ha enfriado y, por tanto, endurecido se retira del molde y se corta siguiendo la geometría deseada.

Por último, se corrigen posibles imperfecciones y se realiza un montaje de las articulaciones, acolchados interiores y sujeciones pertinentes obteniendo una órtesis como la que se muestra en la *ilustración 3* [1].



Ilustración 3 - DAFO fabricada mediante el método tradicional.

Elaboración propia.

Sin embargo, con el auge de la impresión 3D están apareciendo empresas que utilizan expresamente los distintos tipos de fabricación aditiva para la elaboración de órtesis como es el grupo Invent Medical que oferta todo tipo de órtesis impresas mediante SLS, SLA, FDM, entre otras. Entre sus productos se encuentra la gama Piro que ofrece sofisticados diseños, tanto dinámicos como rígidos, de órtesis para pie y tobillo.



Ilustración 4 – AFO Piro de Invent Medical

<https://www.piroafo.com/>

O la compañía alemana Plus medica OT que emplea la tecnología SLS para llevar a cabo diseños como el que se puede ver en la *Ilustración 5*.



Ilustración 5 – Diseño de un DAFO de la mano de Plus medica OT

<https://www.plusmedicaot.com/#3d>

La empresa malagueña Fiixit fabrica todo tipo de órtesis utilizando la tecnología de fabricación aditiva conocida como modelado por deposición fundida o FDM.



Ilustración 6 – Órtesis AFO de Fiixit.

https://www.youtube.com/watch?v=-SPZh8Ypr70&feature=emb_logo

Todas estas empresas presentan diferentes soluciones para las correspondientes lesiones. Sin embargo, ninguna de ellas menciona que sus productos se hayan sometido a ensayos que validen su fiabilidad. Por ello, uno de los objetivos de este trabajo de fin de grado es iniciar el proceso para obtener un producto final verificado mediante los ensayos pertinentes.

3. Definición del problema

Para poder realizar un diseño funcional es esencial entender el funcionamiento del pie en la marcha. La marcha es la sucesión de movimientos que se repiten periódicamente y durante los cuales siempre hay contacto con el suelo de uno de los miembros inferiores alternamente.

3.1. Terminología

Para definir los movimientos del cuerpo humano se distinguen lo que se llaman planos anatómicos: plano sagital, plano frontal y plano transversal.

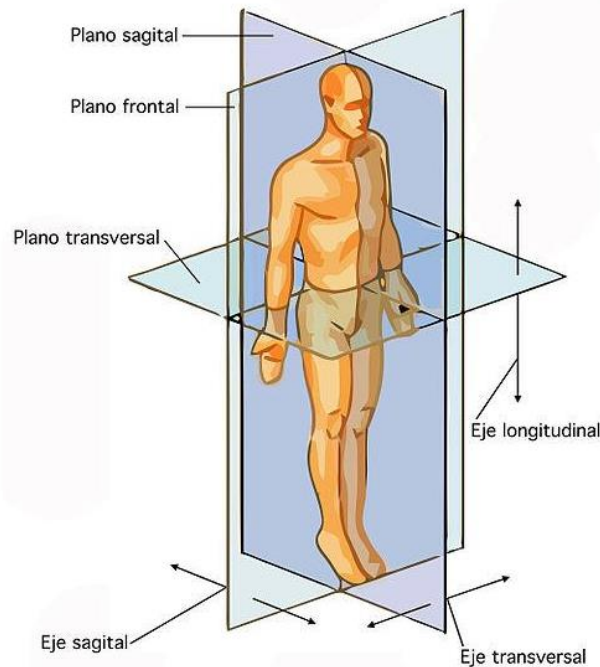


Ilustración 7 - Planos anatómicos del cuerpo humano

<https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>

Como podemos ver en la *Ilustración 7* cada plano divide al cuerpo en dos partes:

- El **plano sagital** es el plano vertical que lo divide en izquierda y derecha.
- El **plano frontal** es el plano vertical que divide al cuerpo en anterior y posterior.

- El **plano transversal** es el plano horizontal que lo divide en superior e inferior.

Cada uno de estos planos contiene dos movimientos simples [2] que podemos diferenciar como:

En el **plano sagital**:

- **Extensión**, movimiento que provoca que el ángulo de una articulación aumente. En el caso del pie recibe el nombre de plantarflexión.
- **Flexión**, movimiento que provoca que el ángulo de una articulación disminuya. En el caso del pie se le denomina dorsiflexión.

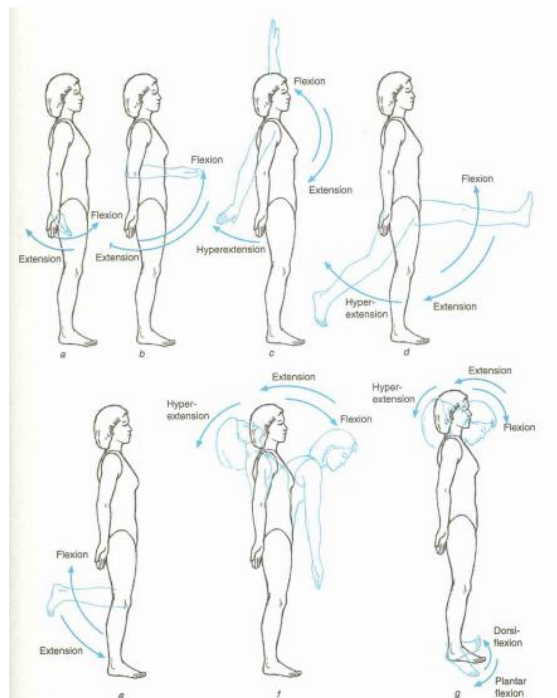


Ilustración 8 - Movimientos en el plano sagital: extensión y flexión.

[https://www.physio-pedia.com/Cardinal Planes and Axes of Movement](https://www.physio-pedia.com/Cardinal_Planes_and_Axes_of_Movement)

En el **plano frontal**:

- **Abducción**, movimiento que aleja una parte del cuerpo del centro de este.
- **Aducción**, movimiento que acerca una parte del cuerpo al centro de este.

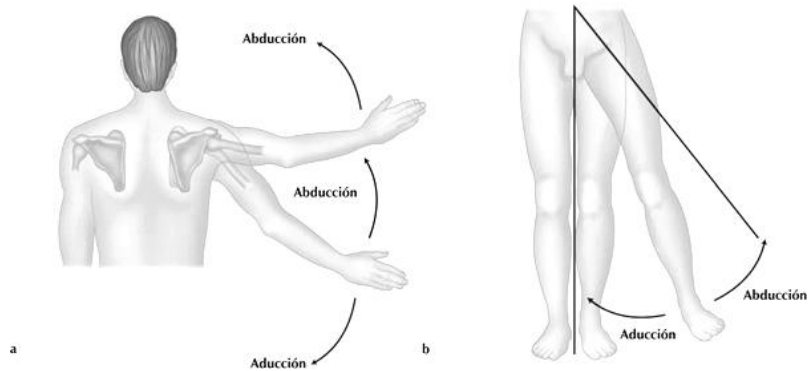


Ilustración 9 - Movimientos en el plano frontal: abducción y aducción.

<https://anatomiadidiario.wordpress.com/2017/10/15/planos-y-ejes-posiciones-y-movimientos-del-cuerpo/>

En el plano transversal:

- **Rotación interna**, movimiento de rotación que acerca el miembro al centro del cuerpo.
- **Rotación externa**, movimiento de rotación que aleja el miembro del centro del cuerpo

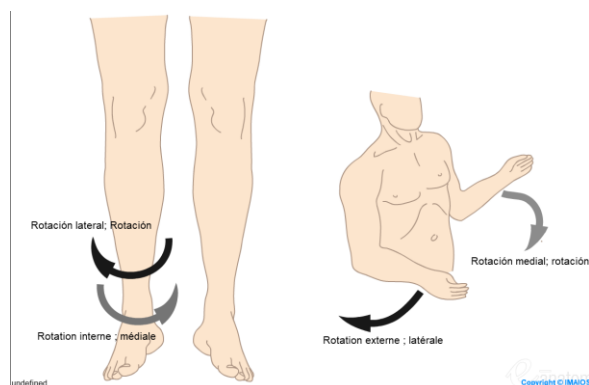


Ilustración 10 - Movimientos en el plano transversal: rotación interna y externa.

<https://www.imaios.com/es/e-Anatomy/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>

3.2. Biomecánica del pie en la marcha

Los movimientos que nos interesan para nuestro caso de estudio se llevan a cabo, en su mayoría, en el plano sagital. En cuanto al número de momentos, según diferentes autores, la marcha se divide en cuatro [3] u ocho [4] momentos. La más utilizada por los autores es la división en ocho momentos y será la que se explicará a continuación.

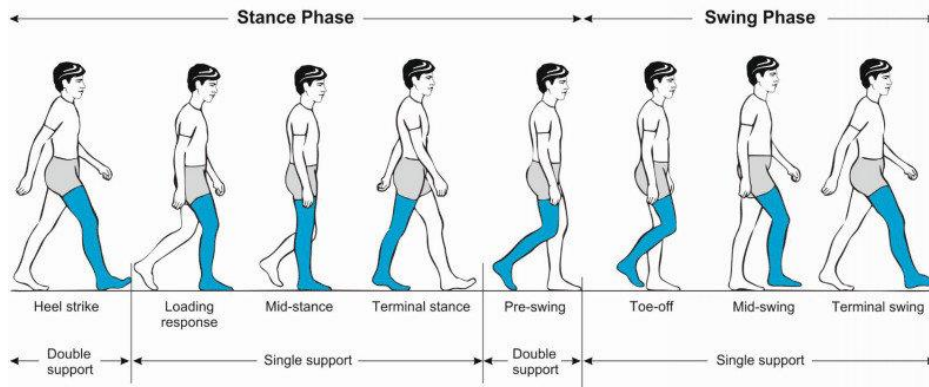


Ilustración 11 - Ciclo de la marcha humana.

https://www.researchgate.net/figure/Phases-of-the-normal-gait-cycle_fig3_309362425

Según esta división la marcha humana está separada en dos fases principales: la fase de apoyo, durante la cual el pie se mantiene en contacto con el suelo, y la fase de balanceo, en la cual el pie se encuentra suspendido. A su vez la fase de apoyo consta de cuatro intervalos, que son:

- **Primer intervalo de apoyo doble.** Desde que el talón entra en contacto con el suelo hasta que se produce un apoyo completo del pie. En este intervalo esta dividido en dos eventos:
 - **Contacto inicial (IC)**, el talón entra en contacto con el suelo. En este momento el talón absorbe el choque con el suelo y funciona como pivote en la rotación.
 - **Respuesta de carga (LR)**, durante este periodo la carga correspondiente con el propio peso del cuerpo pasa de un pie al otro. [5]

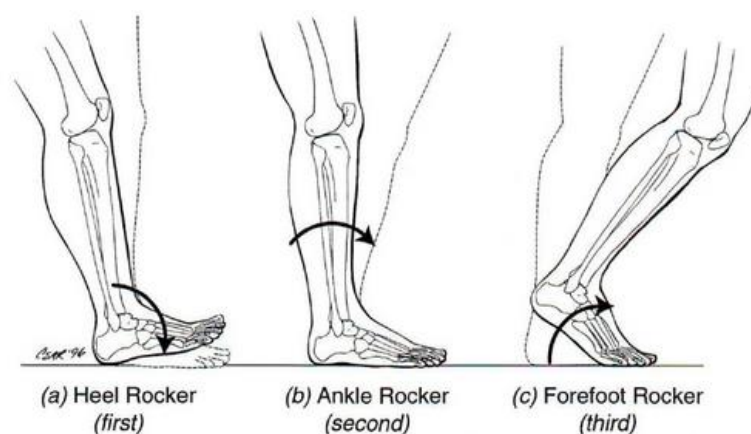


Ilustración 12 - Rotaciones durante la tercera y cuarta fase: (a) Rotación sobre el talón; (b) Rotación del tobillo; (c) Rotación sobre los metatarsos.

https://www.researchgate.net/publication/301935875_Human_Gait_and_Clinical_Movement_Analysis

- **Intervalo de apoyo unilateral.** Durante este periodo un único pie, que carga todo el peso del cuerpo, se mantiene en contacto con el suelo. Inicia con el miembro en cuestión completamente apoyado y termina con el contacto del otro talón con el suelo. Este periodo está dividido en dos partes:
 - **Posición media (MST)**, primera parte del apoyo unilateral y momento durante el cual la rotación se hace entorno al tobillo, produciéndose una dorsiflexión.
 - **Posición final (TST)**, segunda parte del apoyo unilateral. Se corresponde con el momento en el cual se realiza la rotación entorno a los metatarsos.
- **Segundo intervalo de apoyo doble o de previo al balanceo (PSW).** Durante este periodo los dos pies están apoyados en el suelo. Dura desde que el miembro inferior atrasado despegó el talón hasta el momento anterior a separar el pie del suelo.

En esta fase se produce una plantarflexión lenta en el ángulo del tobillo. A su vez, se produce una flexión en los metatarsos alcanza unos 80°. En cuanto a la superficie del apoyo, se produce una reducción de esta desde un apoyo total hasta un apoyo único de la cabeza del primer metatarsiano.

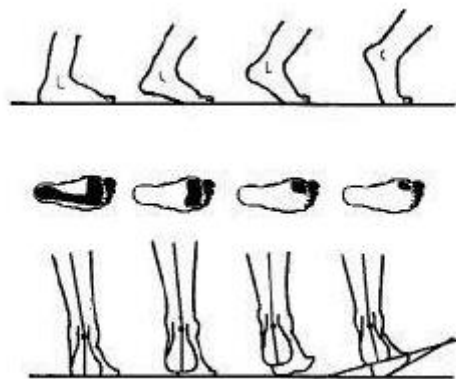


Ilustración 13 - Apoyo del pie durante el momento previo al balanceo.

<https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>

En cuanto a fase de balanceo se trata de un periodo durante el cual un solo miembro permanece en contacto con el suelo y que está dividido en tres intervalos:

- **Balanceo inicial (ISW)**, que se corresponde con el periodo desde que el pie se despegaba del suelo hasta que se alinea con el miembro opuesto.
- **Balanceo intermedio (MSW)**, desde que el pie suspendido está alineado con el opuesto hasta que lo sobrepasa.
- **Balanceo final (TSW)**, que termina con el contacto del talón con el suelo.

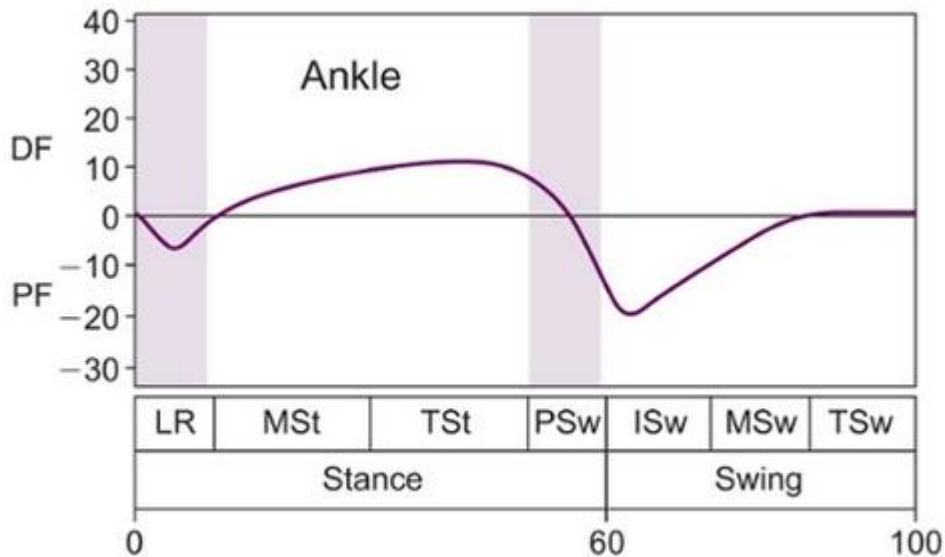


Ilustración 14 - Patrón de movimientos que realiza el tobillo durante el ciclo de la marcha.

Atlas of orthoses and assistive devices, Cap. 4 Normal Human Gait.

3.3. Caso de estudio

La órtesis será diseñada para una persona que sufre de lo que se conoce como pie caído. El pie caído es causado por la debilidad o parálisis de los músculos que intervienen para levantar la parte delantera del pie y entre las causas que lo provocan se encuentran:

- **Lesión neurológica.** Una de las causas más frecuentes es que se produzca una compresión del nervio peroneo, encargado de levantar el pie. Otra causa puede ser el pinzamiento de un nervio de la columna vertebral. Causas que son más frecuentes en personas con diabetes.
- **Trastornos musculares o de los nervios.** Diversas enfermedades pueden causar la distrofia muscular que provoca la caída del pie.

- **Trastornos cerebrales y de la médula espinal.** Trastornos como la esclerosis lateral amiotrófica o la esclerosis múltiple que afectan a la médula espinal o el cerebro también pueden causar el pie caído [6].

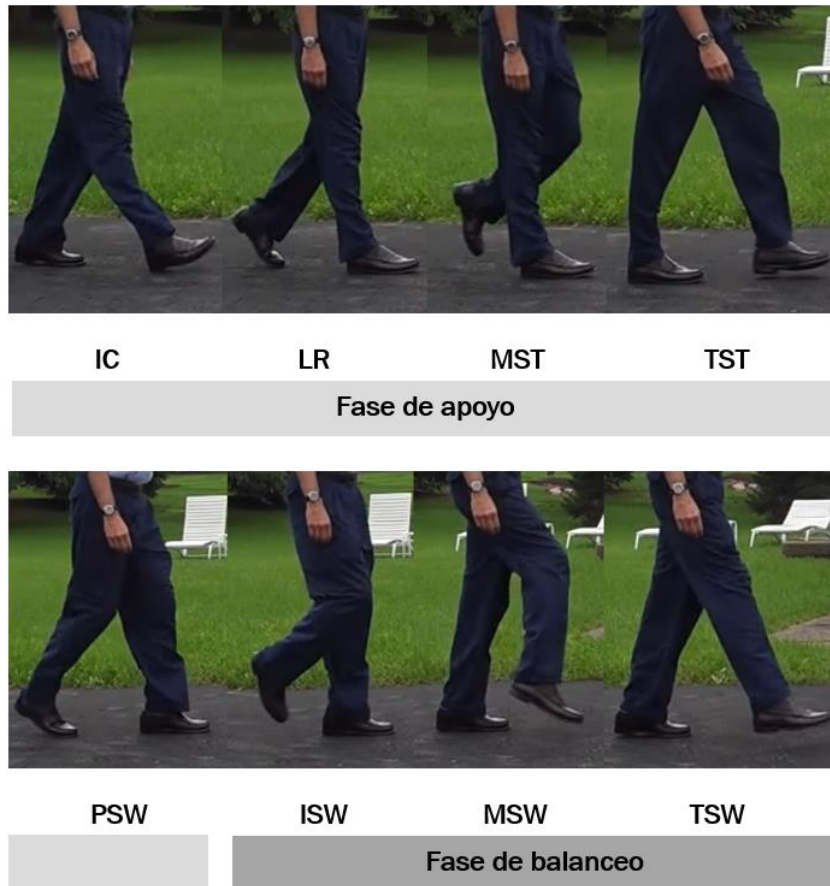


Ilustración 15 - Ciclo de la marcha de una persona que sufre de pie caído.

https://www.youtube.com/watch?v=TijuPg8_JhY

Entre sus síntomas se encuentra la dificultad de levantar la parte delantera del pie, lo que causa un levantamiento excesivo del muslo para evitar el choque del pie con el suelo. Esto provoca una alteración del ciclo de la marcha que la ralentiza y la vuelve torpe. Si comparamos la *Ilustración 15* frente a la *Ilustración 11* podemos observar que la fase más afectada es la fase de oscilación y para corregir esto se propone el uso de una órtesis DAFO que se diseñara en el presente trabajo de fin de grado.

De esta manera para este DAFO se le pedirá:

- Permitir la rotación de 10° en la dorsiflexión.
- Permitir la rotación de 20° en la plantarflexión.
- Contribuir al retorno del pie a su posición original, sobre todo tras la plantarflexión.

4. Escáner 3D

El escáner que se utilizará para la digitalización de la pierna del paciente será el Einscan-Pro de la compañía Shinning 3D. Se trata de un escáner de mano que utiliza la tecnología de luz estructurada para digitalizar piezas de distintos tamaños.



Ilustración 16 - EinScan Pro de Shining3D.

Elaboración propia.

Los escáneres de luz estructurada proyectan un patrón de imágenes sobre el objeto a digitalizar. La deformación de ese patrón es captada mediante una o varias cámaras que obtienen una copia digital del objeto.

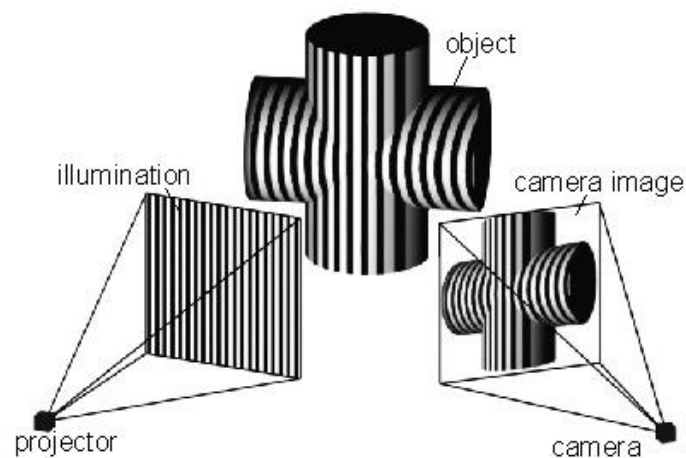


Ilustración 17 - Escáner de luz estructurada.

<https://www.3dnatives.com/es/escaner-de-luz-estructurada-06122016/>

4.1. Digitalización de la pierna

Para la digitalización el escáner se usará en modo manual, permitiendo moverse libremente entorno a la pierna del paciente. En la *ilustración 18* se puede observar la posición que se ha tomado para poder realizar el escaneo correctamente. Tratando de mantener la pierna inmóvil en todo momento y un ángulo de 90° entre el pie y la pierna. Es importante mantener la rodilla al borde de la superficie de apoyo para poder escanear la parte trasera de la pierna.

Una vez iniciado el escaneo se tratará de mantener la distancia correcta siguiendo los indicadores luminosos que aparecen en el propio escáner o mediante el indicador que aparece dentro del software. De esta manera, tras recorrer toda la superficie deseada, se habrá completado el escaneo.



Ilustración 18 - Posición del paciente para la digitalización de la pierna.

Elaboración propia.

Tras terminar la digitalización obtenemos una nube de cientos de miles de puntos. Es necesario cerrar esta nube de puntos para poder realizar los pasos posteriores, para ello, primero utilizamos la herramienta *Generate point clouds* (1 en la *ilustración 19*). Esta herramienta nos da dos opciones, priorizar calidad o priorizar la velocidad, elegiremos la primera con el objetivo de obtener un modelo lo más exacto posible (aunque más adelante se simplifique). El siguiente paso es cerrar la nube de puntos, convirtiéndola en una malla. Esto se consigue utilizando el comando “Mallar” (2 en la *ilustración 35*), seleccionando “Modelo cerrado” y “Detalle alto” de las opciones que nos permite elegir.

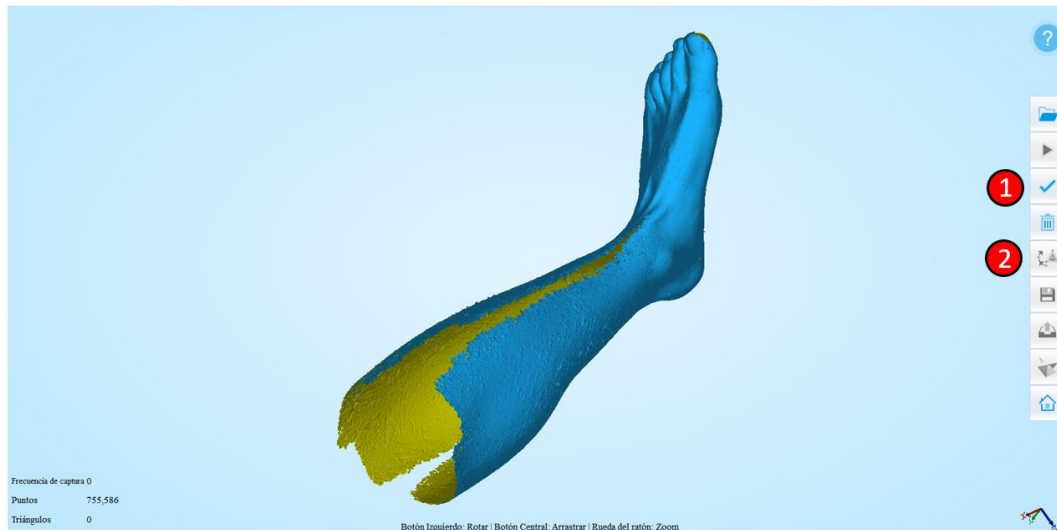


Ilustración 19 - Nube de puntos que define la pierna del paciente.

Elaboración propia.

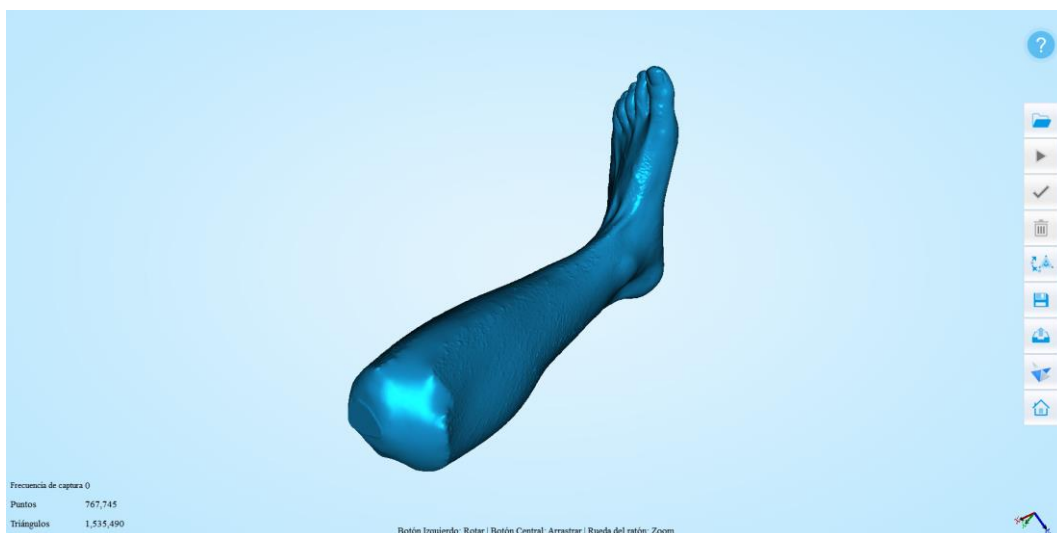


Ilustración 20 - Malla cerrada que representa la pierna del paciente.

Elaboración propia.

La malla obtenida, que se muestra en la *ilustración 20*, la guardamos en formato stl para poder trabajar con ella desde el programa Meshmixer.

4.2. Corrección de errores de la digitalización

Importamos dicho archivo stl a Meshmixer, que nos permitirá editar la malla, eliminando impurezas y corrigiendo errores que se hayan podido producir en la digitalización. Dentro de la sección Sculpt al hacer clic en la subdivisión Brushes se abre un desplegable con diversos pinceles que podemos utilizar para obtener el modelo deseado.

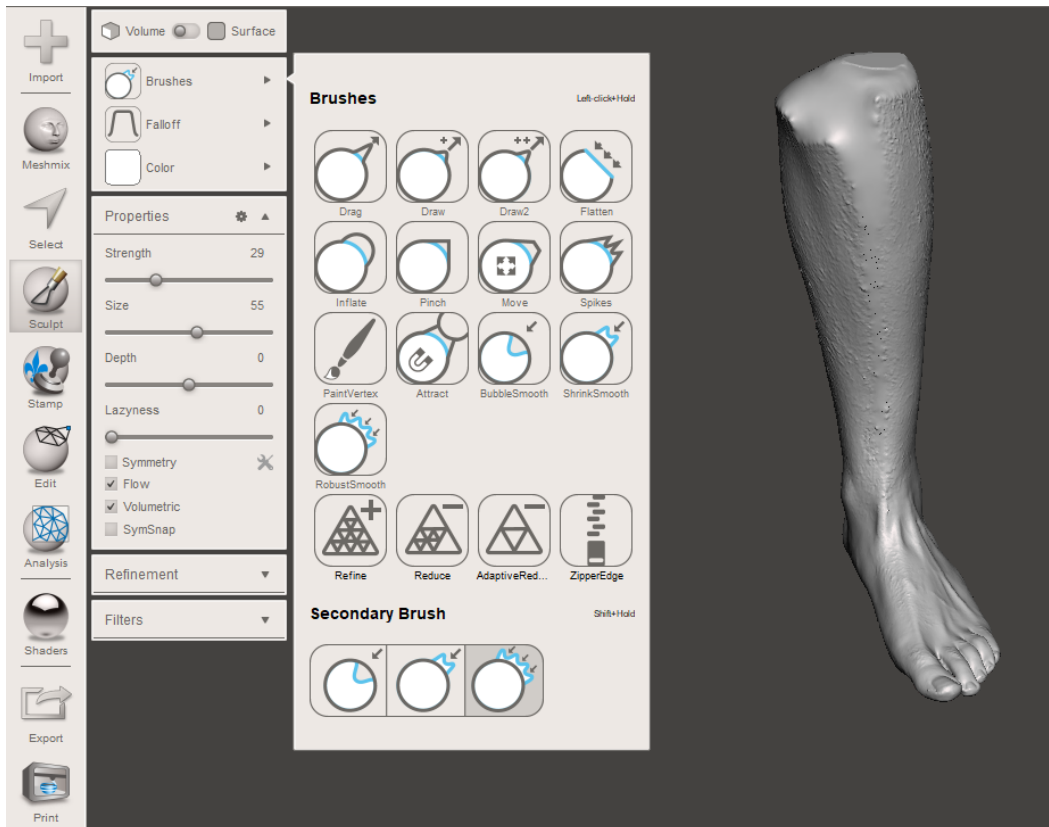


Ilustración 21 - Modos de edición y pinceles presentes en Meshmixer.

Elaboración propia

Si la digitalización ha generado figuras puntiagudas podemos utilizar el pincel RobustSmooth para reducirlas.

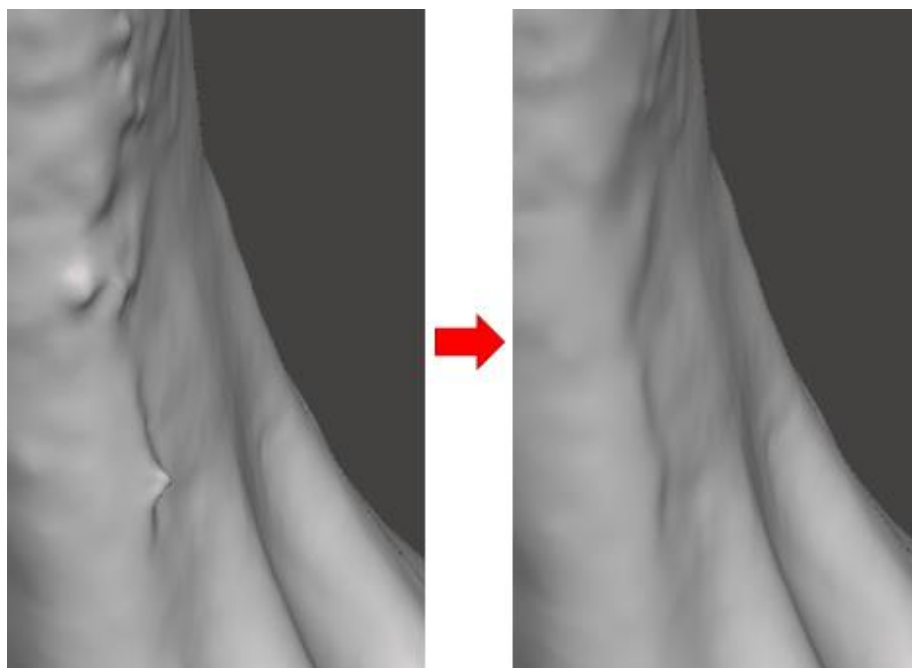


Ilustración 22 - Eliminación de figuras puntiagudas mediante el pincel RobustSmooth.

Elaboración propia.

Utilizando el pincel BubbleSmooth podemos eliminar de manera sencilla las protuberancias generadas por el bello presente en la pierna del paciente.

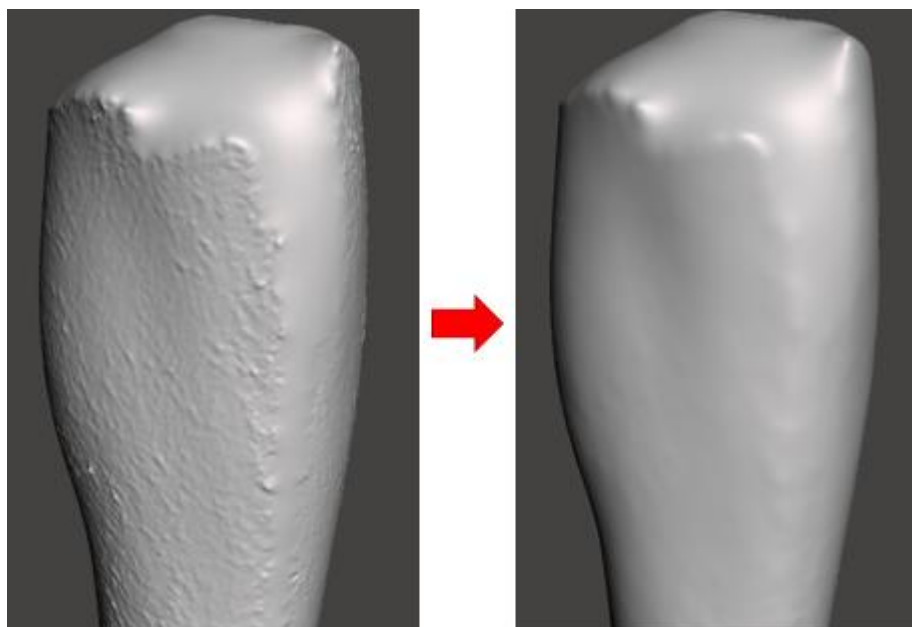


Ilustración 23 - Eliminación del bello presente en la pierna del paciente mediante BubbleSmooth.

Elaboración propia.

Una vez realizados estos sencillos pasos obtenemos el modelo de la pierna del paciente con una superficie libre de impurezas sobre la cual será considerablemente más sencillo trabajar.



Ilustración 24 - Modelo de la pierna del paciente después del tratamiento de la malla.

Elaboración propia.

5. Diseño CAD del DAFO

Para el diseño de la órtesis utilizaremos el programa de diseño CAD Fusion 360 de Autodesk, que nos permite trabajar con nubes de puntos, mallas, superficies y sólidos.

Debido a la compleja geometría y a que en impresión 3D las propiedades mecánicas de la pieza no dependen solamente del material elegido, sino que también se ven afectadas por los parámetros y la calidad de impresión, la realización de cálculos para determinar ciertos aspectos del diseño o comportamiento de la pieza está fuera de nuestro alcance. Por ello, el proceso de obtención del diseño final ha sido, en su mayoría, empírico.

Se ha obtenido el modelo 3D de diferentes ideas de órtesis, prototipos y soluciones concepto las cuales se ha valorado su comportamiento, algunas de ellas tras su fabricación y otras simplemente mediante el estudio y observación del propio modelo.



Ilustración 25 – Diseño de un DAFO bicomponente en una pieza.

Elaboración propia.

La primera idea por la cual se apuesta es un DAFO bicomponente imprimible en una sola pieza, que combinará el ABS como material rígido y el TPU como material elástico y flexible.

Esta órtesis de 4 mm de espesor utiliza una capa de 2 mm de ABS y dos capas de TPU, una interior y otra exterior, de 1 mm cada una en aquellas partes en las cuales la rigidez del ABS es necesaria. Estas partes se corresponden con la sujeción a la pierna en toda la zona del gemelo y la talonera. En cambio, en zonas flexibles como lo son la franja a la altura del tobillo (con el objetivo de permitir la dorsiflexión y la plantarflexión) o la propia planta del pie, zona donde se produce una flexión a la altura de los metatarsos, está presente únicamente el TPU.

Sin embargo, pronto se comprueba que la rigidez del TPU es mayor de la esperada y este modelo no permite los movimientos deseados. Por lo que este diseño se desecha y se piensa en uno como el de la *ilustración 26*:



Ilustración 26 – Diseño de un DAFO en una pieza de PETG.

Elaboración propia.

En este caso se trata de una férula de 2 mm de espesor impresa toda ella en PETG, material que permite la flexión a la vez que presenta una buena resistencia a tracción.

Para la comprobación de este diseño se realiza un prototipo a escala, manteniendo el espesor de 2 mm. La flexión que se produce en la planta del pie está lejos de llegar al valor deseado. Por otro lado, la rotación respecto al tobillo sigue sin conseguirse.

En vistas de que el giro en el tobillo es algo difícil de conseguir se llevan a cabo el diseño e impresión de diferentes pruebas concepto como las que se muestran a continuación:



Ilustración 27 - Prueba concepto TPU y ABS.

Elaboración propia.

Con esta prueba se quiere comprobar la viabilidad de una geometría similar a la de un fuelle dentro de una pieza análoga al primer DAFO planteado. El fuelle todavía sigue siendo demasiado rígido y no presenta el comportamiento deseado.

Entonces se decide separar completamente la parte superior de la inferior y trabajar en las uniones por separado. De esta manera, incorporando unas guías en ambas partes, se puede comprobar el comportamiento de distintas uniones sin la necesidad de tener que imprimir piezas de gran tamaño.



Ilustración 28 - Prueba concepto de DAFO cuya parte superior e inferior están separadas.

Elaboración propia.

En este diseño, que utiliza geometrías simples para representar la pierna, se observa que la utilización de uniones entre ambas partes facilita el giro y se decide adoptar este concepto para el diseño alcanzado y del cual se hablará más adelante.

- Uniones.

Un DAFO permite la flexión del pie en mayor o menor medida dependiendo de las necesidades y patologías del paciente. Por ello es necesario añadir uniones capaces de satisfacer dichas necesidades. Se han contemplado distintos diseños y se han impreso en forma de prototipo para comprobar su funcionamiento y validez dentro de la órtesis.

Lo primero en lo que se piensa es un par rotacional formado por dos piezas rígidas impresas en el mismo material utilizado para la órtesis. Su diseño se inspiró en las hebillas de liberación rápida que están presentes en la mayor parte de mochilas.

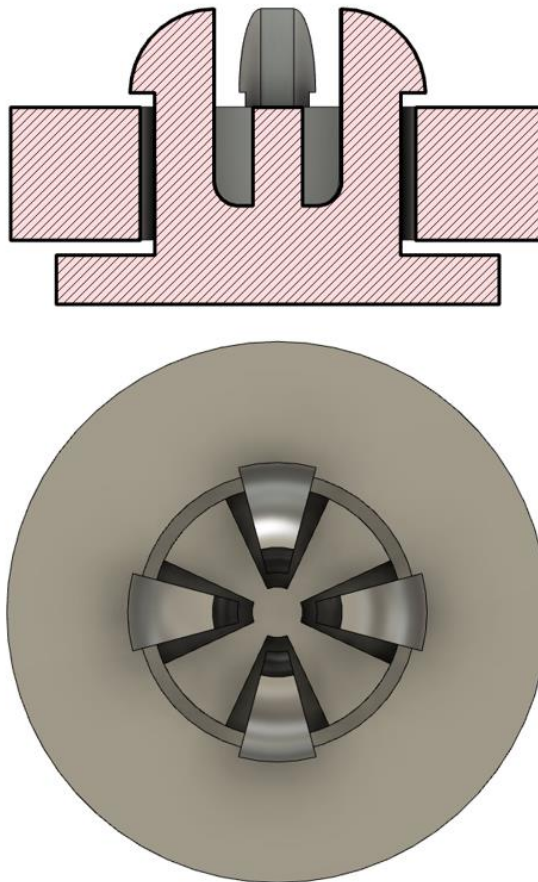


Ilustración 29 - Par rotacional en dos piezas.

Elaboración propia.

Consta de cuatro patillas distribuidas uniformemente en torno al centro del par rotacional. Cada una de esas patillas adopta forma de arco de circunferencia en su extremo con el objetivo de facilitar el encaje dentro de la otra pieza que forma este par rotacional. De esta forma cuando se presiona una pieza contra la otra cada una de las patillas flectan hacia el centro y quedan fijadas mediante el voladizo presente en la parte inferior de los arcos de circunferencia mencionados anteriormente. Permitiendo únicamente la rotación en un eje.

Una vez impreso se observa que su funcionamiento es el correcto y la holgura entre ambas piezas, pensada para corregir la expansión horizontal presente en las piezas impresas en 3D, se acerca mucho a la deseada. Este diseño también permite controlar de forma muy sencilla el eje por el cual se va a producir la rotación.

Sin embargo, esta pieza, que al imprimirla apoyando su base en la placa de impresión no supuso ningún problema, dentro de la órtesis se encontraría girada 90°. Esto hace que todas las patillas se conviertan en voladizos y, dado su pequeño espesor y la poca distancia que existe entre las patillas y las paredes, no permitan obtener una impresión satisfactoria puesto que el uso de soporte en este caso provocaría la unión de ambas.

Para corregir esto se plantea hacerlo en tres piezas, donde la pieza interior se vuelve completamente ajena a la órtesis y tanto la parte inferior como superior de la órtesis tienen un alojamiento sobre el cual se encajaría esta. Esto conlleva a uno de los problemas que se querían evitar: el aumento del espesor en la sección del tobillo de manera considerable.

La siguiente unión lateral propuesta está compuesta por dos materiales: uno rígido como es el ABS y uno elástico como lo es el TPU. El material elástico estaría contenido por el material rígido, tal y como se ve en la *ilustración 30*, donde el material negro correspondería con el TPU y el grisáceo con el ABS.

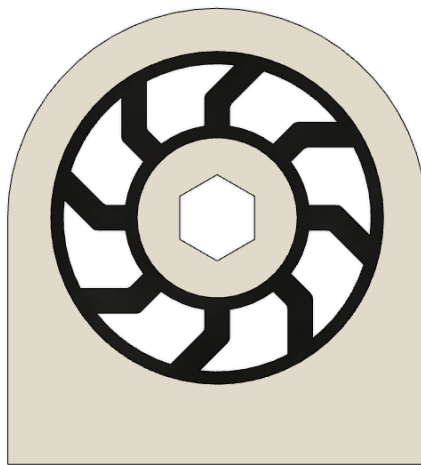


Ilustración 30 - Prototipo de unión en dos componentes.

Elaboración propia.

Para el diseño de esta unión se piensa que la torsión provocada por el giro del pie generará una flexión en las estructuras impresas en TPU de manera que trabajando en la geometría y espesor se pudiera obtener una resistencia al giro controlada y que pudiera cumplir con los márgenes de un paso estándar.

Tras imprimir el prototipo de esta unión se observa una dificultad notoria al imprimir las estructuras elásticas debido al pandeo de estas durante la propia impresión. Además, este diseño obliga a imprimir la órtesis como una sola pieza y, al imprimirlo de esta manera, nuestra órtesis mediría unos 330 mm de alto, superando ligeramente la capacidad de la impresora (300 mm).

La última unión lateral propuesta se trata de dos piezas con forma de “I” impresas en TPU, una a cada lado del pie. Este simple diseño permite unir las partes superior e inferior del DAFO encajándolas en sus alojamientos correspondientes en ambas partes.

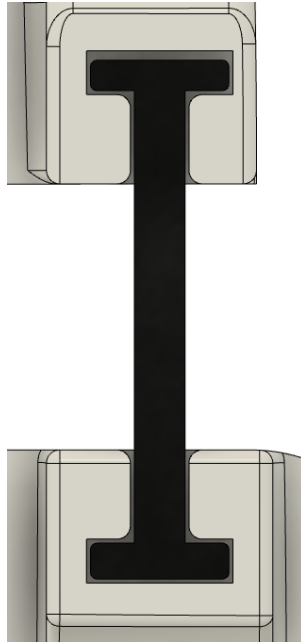


Ilustración 31 - Unión en forma de "I".

Elaboración propia.

Dado que el encaje se hace aprovechando la pequeña compresión que permite el TPU por ser un material elástico y no requiere de adhesivos para su fijación se pueden realizar cambios en su geometría y en su densidad de relleno permitiendo ajustar el giro de acuerdo con las necesidades de cada usuario.

Su espesor reducido, 4 mm, evita que tengamos salientes muy pronunciados a la altura del tobillo, facilitando la impresión y mejorando es impacto visual de la órtesis. Además, a diferencia del primer diseño propuesto, contribuye al retorno del pie a la posición de reposo cuando se libera la carga.

- **Retorno del pie a la posición de reposo.**

Como se ha mencionado anteriormente el pie caído es provocado por el debilitamiento de los músculos encargados de levantar el pie. Por ello, se propone la incorporación de una pieza que contribuya al retorno del pie a su posición original. Por lo tanto, esta pieza debe:

- Soportar el peso del pie cuando este está en la fase de balanceo.
- Permitir un giro de unos 20° en la plantarflexión y de unos 10° en la dorsiflexión.
- Contribuir, sobre todo tras la plantarflexión, en el retorno a la posición original del pie.
- No oponer una resistencia significativa en el movimiento de dorsiflexión.

Para cubrir estas necesidades se han querido aprovechar las propiedades del comportamiento elástico del TPU con distintas geometrías. Las propuestas para este retorno estarán colocadas en la parte trasera de nuestra órtesis, tomando como referencia el talón de Aquiles.

La primera opción fue una pieza con unas dimensiones de 30x10x15 mm unida solamente con la parte inferior de la órtesis. De esta manera, al no estar unidas ambas partes del DAFO, no aparece ninguna fuerza de tracción sobre esta pieza durante la dorsiflexión. Esta pieza estará formada por dos superficies planas, superior e inferior, que serán las que estarán en contacto con la parte correspondiente de nuestro DAFO durante la dorsiflexión.

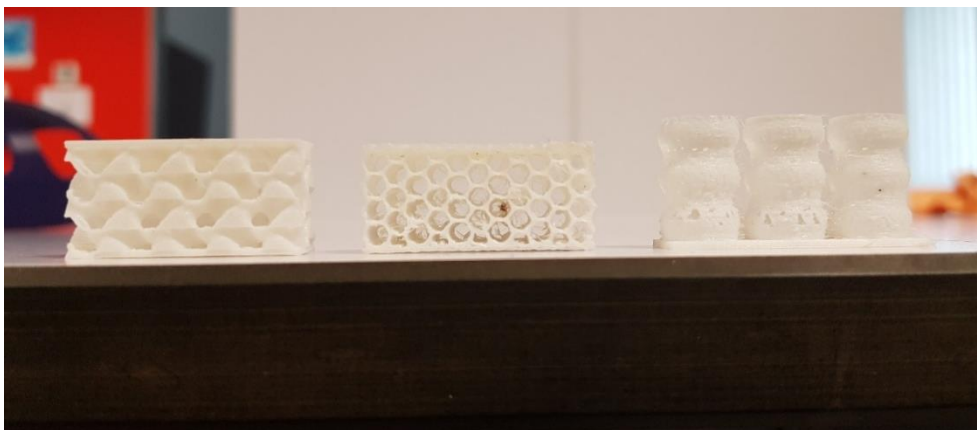


Ilustración 32 - Algunas de las geometrías pensadas para la pieza encargada del retorno del pie a su posición de reposo.

Elaboración propia.

Durante la dorsiflexión ambas partes del DAFO producirán una compresión en la estructura interna de la pieza mencionada. La cual, combinando su geometría y las propiedades del TPU, se pretende que ofrezca la fuerza suficiente para devolver al pie a su posición de reposo.

Para lograr esto se han valorado principalmente tres tipos de estructuras interiores diferentes. Tal y como se ve en la *ilustración 32*, de izquierda a derecha encontramos: un patrón de relleno del propio Cura llamado giroide; una estructura en forma de panel de abeja; y una geometría tubular inspirada en un fuelle.

Debido al ancho de esta pieza (10mm) y el aumento significativo en la sección donde está colocada que esto conlleva, se ha decidido no seguir por este camino. Para solucionar esto se propone el uso de una pieza que, unida a ambas partes de DAFO, presente una geometría con un funcionamiento similar al de un muelle.



Ilustración 33 - Pieza encargada del retorno del pie a su posición de reposo.

Elaboración propia.

Podremos determinar la máxima distancia que permite recorrer al comprimirse mediante el espacio intermedio que presenta en reposo. Para determinar el recorrido en este movimiento se ha medido la distancia entre el centro de dicha pieza y el centro de la rotación entre ambas partes de la órtesis que, en este caso, toma el valor de 51.914 mm. Dicho centro de giro se ha tomado como el punto medio entre los dos extremos del tobillo y el desplazamiento se ha tomado como un desplazamiento vertical.

Para este giro se ha considerado que tanto la pieza superior como la inferior rotan respecto del centro de giro, tal y como se observa en la *ilustración 34*. Donde α es el giro provocado en la plantarflexión; O es centro de giro de las distintas partes de la órtesis; A es punto medio de la pieza en cuestión;

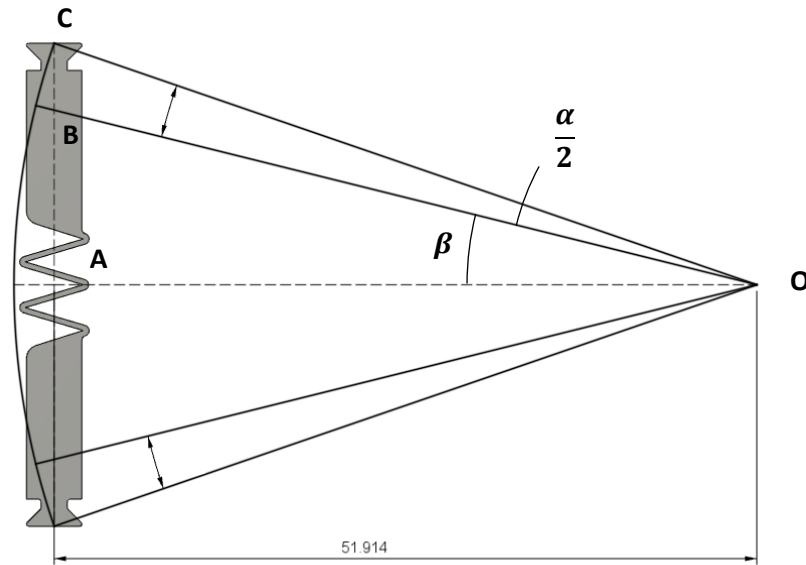


Ilustración 34 - Desplazamiento de la parte trasera de la órtesis en la plantarflexión.

Elaboración propia.

De esta manera, sabiendo que la pieza mide 35.6 mm, podemos calcular el desplazamiento vertical en la plantarflexión (y_p) durante la plantarflexión:

$$tg\left(\frac{\alpha}{2} + \beta\right) = \frac{AC}{AO}$$

Despejando y sustituyendo obtenemos el valor del ángulo $\frac{\alpha}{2} + \beta$:

$$\frac{\alpha}{2} + \beta = \arctg\left(\frac{17.8}{51.914}\right) = 18.93^\circ$$

La distancia AB la podemos escribir en función de β como:

$$AB = 51.914 \cdot tg(\beta)$$

Sabiendo que AC es la suma de los segmentos AB y BC:

$$BC = AC - AB = 17.8 - 51.914 \cdot tg(\beta)$$

Que, escrito en función de α , sería:

$$BC = 17.8 - 51.914 \cdot tg\left(18.93 - \frac{\alpha}{2}\right)$$

Debido a su simetría el desplazamiento vertical será dos veces esta distancia:

$$y_p = 2 \cdot BC = 2 \cdot \left(17.8 - 51.914 \cdot tg\left(18.93 - \frac{\alpha}{2}\right)\right)$$

Que para un giro de $\alpha = 20^\circ$ sería:

$$y_p = 2 \cdot \left(17.8 - 51.914 \cdot \operatorname{tg} \left(18.93 - \frac{20}{2} \right) \right) = 19.286 \text{ mm}$$

Entonces el desplazamiento horizontal en la plantarflexión (x_p) sería:

$$x_p = OC \cdot \cos(\beta) - OC \cdot \cos \left(\beta + \frac{\alpha}{2} \right)$$

Siendo OC:

$$OC = \frac{AC}{\operatorname{sen} \left(\beta + \frac{\alpha}{2} \right)}$$

Sustituyendo:

$$x_p = \frac{AC}{\operatorname{sen}(18.93)} \cdot \left(\cos \left(18.93 - \frac{\alpha}{2} \right) - \cos(18.93) \right)$$

$$x_p = \frac{17.8}{\operatorname{sen}(18.93)} \cdot (\cos(18.93 - 10) - \cos(18.93)) = 2.302 \text{ mm}$$

La distancia recorrida durante la dorsiflexión corresponderá con la elongación de esta pieza. En esta, no es necesaria una restricción de movimiento puesto que la flexibilidad de la propia articulación lo limita. Entonces, solo hemos de comprobar que se puede alcanzar la elongación necesaria para un giro de 10° . Para determinar el recorrido en este movimiento se ha medido la distancia entre el centro de dicha pieza y el centro de la rotación entre ambas partes de la órtesis y se ha considerado un giro de 5° hacia ambos sentidos.

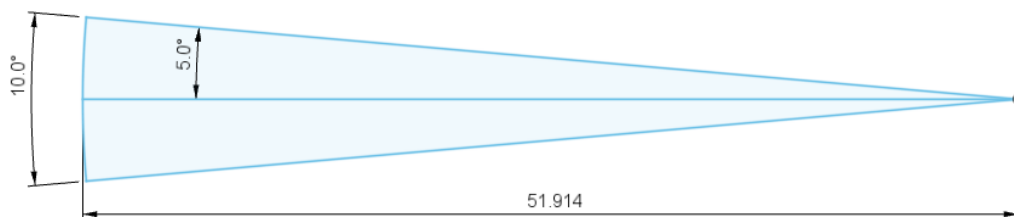


Ilustración 35 - Desplazamiento de la parte trasera de la órtesis en la dorsiflexión.

Elaboración propia.

De esta manera, el desplazamiento vertical en la dorsiflexión (y_d) sería:

$$\frac{y_d}{2} = 51.914 \cdot \text{sen}(5^\circ)$$
$$y_d = 2 \cdot 51.914 \cdot \text{sen}(5^\circ) = 9.049 \text{ mm}$$

Mientras que el desplazamiento horizontal en la dorsiflexión (x_d), en caso de considerar ambos movimientos, sería:

$$x_d = 51.914 - 51.914 \cdot \cos(5^\circ) = 0.198 \text{ mm}$$

Se observa que $x \ll y$, por lo tanto, considerar que se trata de un desplazamiento meramente vertical es válido.

De esta manera, veremos la cantidad de huecos necesaria para lograr el giro en la plantarflexión y comprobaremos si se cumple para la dorsiflexión.

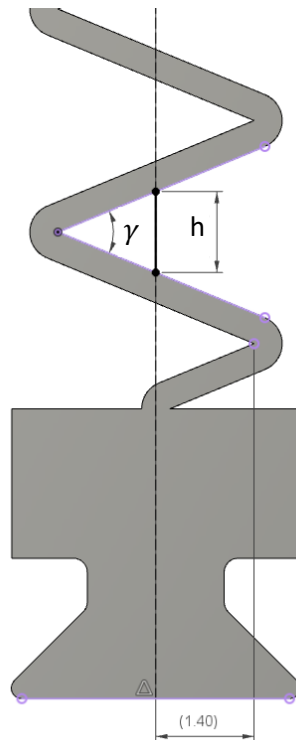


Ilustración 36 - Número de huecos necesarios.

Elaboración propia.

La distancia máxima que será capaz de comprimirse esta estructura se corresponde con la suma de la distancia entre caras en el eje central. A esa distancia entre caras la llamaremos h, mientras que al número de huecos lo llamaremos n. De esta forma:

$$\operatorname{tg}\left(\frac{\gamma}{2}\right) = \frac{d/2}{1.4}$$

Por lo que d sería:

$$d = 2.8 \cdot \operatorname{tg}\left(\frac{\gamma}{2}\right)$$

Entonces, sabiendo que la distancia recorrida durante la plantarflexión se corresponde con $y_p = 19.286$ mm:

$$y_p = n \cdot d$$

$$n = \frac{19.286}{2.8 \cdot \operatorname{tg}\left(\frac{\gamma}{2}\right)}$$

Sustituyendo obtenemos valores de n, para diferentes valores de $\frac{\gamma}{2}$:

γ	30°	40°	45°	50°	60°
n	25.705	18.924	16.629	14.771	11.931

Se observa que son necesarios gran número de huecos incluso con ángulos mayores de 45°. Tras imprimir diferentes modelos se comprueba que la pieza solo se comporta de manera deseada cuando el número de huecos es reducido. Mientras que cuando este número es elevado la estructura flexa por las secciones más débiles en vez de lograr la compresión deseada.

Por ello se ha decidido descartar el uso de esta pieza provisionalmente y se sugiere que recaiga la función de retorno en las uniones laterales.

5.1. Modelo final. Diseño paso a paso del DAFO

Una vez completadas la digitalización y el tratamiento de esta lo primero que debemos hacer es exportar la malla a Fusion 360 para poder empezar a trabajar con ella.



Ilustración 37 - Pierna del paciente en Fusion 360

Elaboración propia.

- **Obtención de un cuerpo de referencia.**

La malla obtenida es demasiado compleja para poder trabajar con ella directamente. Por ello, crearemos y moldearemos una malla que se convertirá más adelante en el interior de nuestra órtesis.

Con el fin de lograr esto haremos dos sketches, uno con una “L” que representa el eje de la pierna y otro con una circunferencia capaz de contener la pierna a lo largo de ese eje. La malla se crea mediante el comando *Sweep* que se encuentra dentro de la sección *Create Form*. Este comando nos permite elegir la densidad de la malla a lo ancho y a lo largo. Una malla demasiado densa dificultará significativamente la posibilidad de trabajar con ella, pero, a su vez, también proporcionará resultados más exactos.

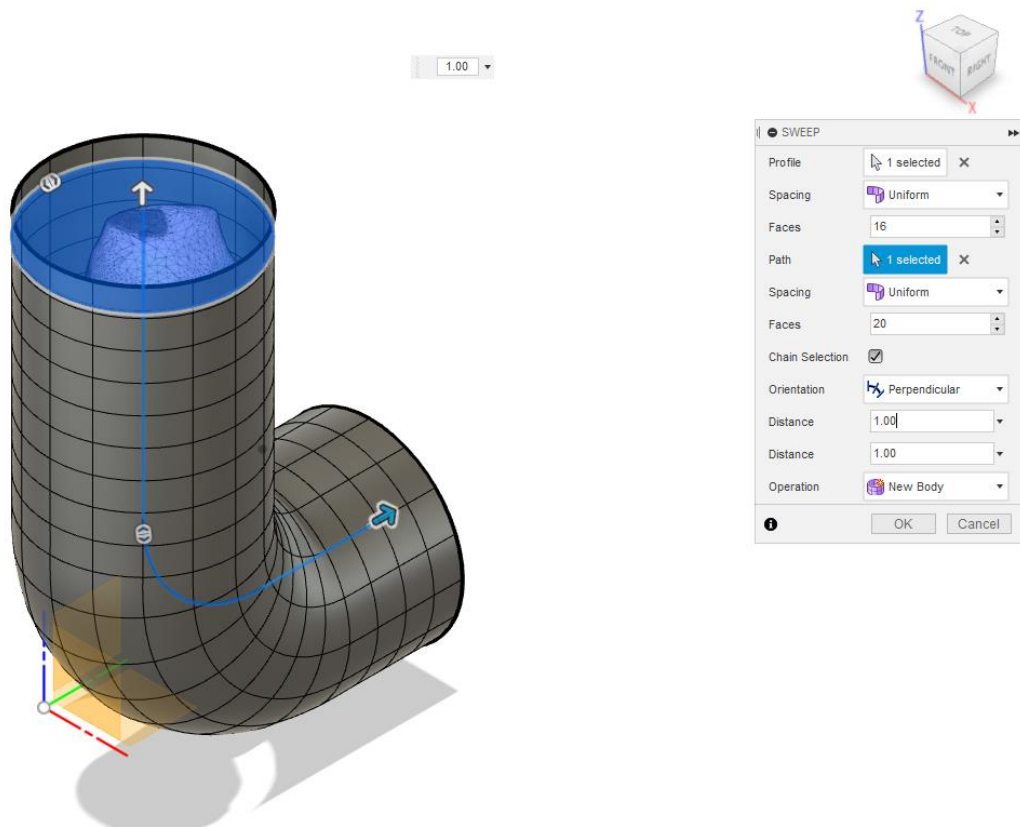


Ilustración 38 - Malla obtenida a partir del comando Sweep.

Elaboración propia.

Mediante un sketch y una extrusión haremos un cuerpo que cubra desde la punta de los dedos hasta el inicio de los metatarsos con el fin de conseguir una superficie plana en esta zona en pasos posteriores. Esta superficie plana tiene como objetivo permitir una flexión que facilite que el usuario camine cómodamente.

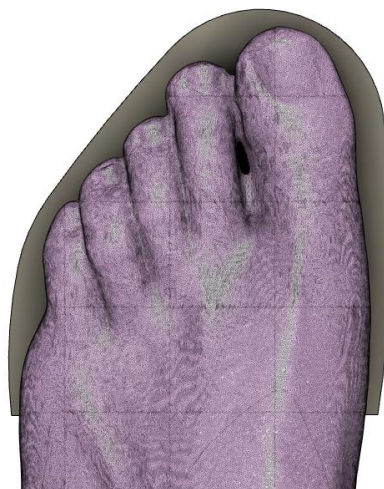


Ilustración 39 - Cuerpo auxiliar diseñado para obtener la superficie plana requerida.

Elaboración propia.

Mediante el comando *Pull* podemos “empujar” la malla obtenida en el paso anterior sobre la malla que representa la pierna. De esta manera obtendremos una geometría simplificada de la pierna del paciente que se empleará para el diseño de la órtesis.

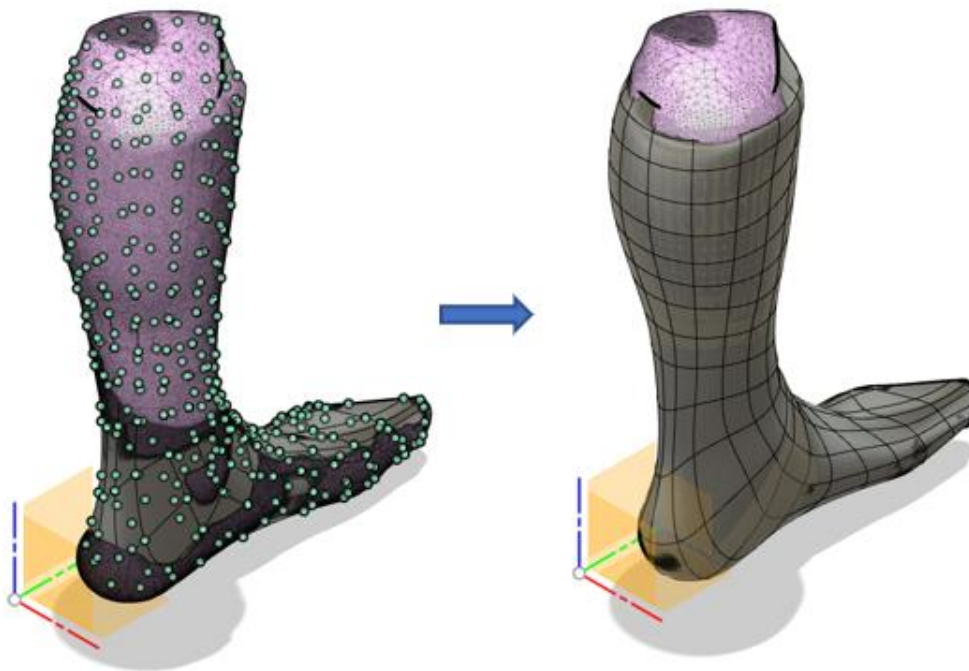


Ilustración 40 - A la izquierda malla obtenida mediante el comando *Pull*; a la derecha malla corregida mediante *Edit Form*.

Elaboración propia.

Como podemos observar hay partes en las que, lo que sería la pierna se encuentra por fuera de nuestra malla de trabajo. En estos puntos es necesario corregirlo utilizando *Edit Form* hasta obtener una malla aceptable. En casos como el del tobillo es necesario (igual que se veía en la fabricación tradicional de una órtesis) dejar un gap para evitar roces y molestias.

Una vez que la malla está preparada la daremos el espesor que tendrá nuestra órtesis, en nuestro caso 2 mm. Para ello utilizamos el comando *Thicken* que se encuentra dentro de la interfaz *Form*, sección *Modify*. Esto transformará nuestra malla en un sólido sobre el que podremos trabajar.

Nuestra férula estará separada en dos partes: la parte inferior que contendrá el pie y permitirá la flexión de la planta; la parte superior que será una estructura fija a la pierna que irá desde unos centímetros por debajo de la rodilla hasta el tobillo. Para el diseño de cada una de las dos partes lo primero que se ha hecho es dividir el sólido generado en el paso anterior. Este corte se ha realizado a la altura del tobillo mediante el comando *Split Body*.



Ilustración 41 - División del sólido en dos partes que se corresponden con la parte superior e inferior de nuestro DAFO.

Elaboración propia.

A su vez, la parte inferior se divide en dos piezas: una de ABS que será la que de rigidez a la pieza y una de TPU que será la encargada de esa flexión de la que se hablaba anteriormente.

- **Diseño de la parte inferior del DAFO.**

Para ello, lo primero que se debe hacer es realizar un corte que elimine toda la parte no deseada del sólido generado anteriormente. En este caso, se conseguirá por medio de una extrusión negativa

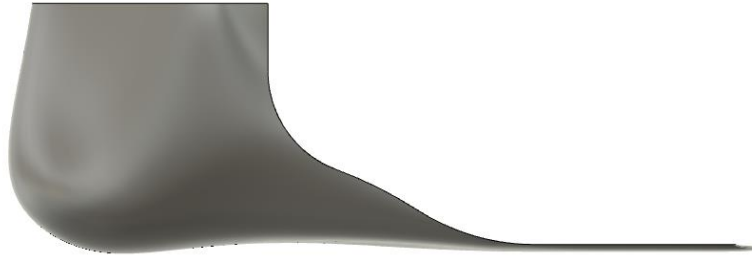


Ilustración 42 - Corte lateral sobre la parte inferior de la férula.

Elaboración propia.

Una vez conseguido este corte mediante el comando Split Body se puede separar la parte flexible de la rígida. Esta división se debe aplicar unos milímetros antes del inicio de los metatarsos puesto que será la sección por la cual se realizará dicha flexión. Para que el cambio de rigidez sea gradual se ha optado por realizar un corte oblicuo como el que se muestra en la *ilustración 43*.



Ilustración 43 - Corte oblicuo sobre la parte inferior de la férula con el objetivo de obtener un cambio de rigidez gradual.

Elaboración propia.

Hecho esto en la pieza de ABS lo único que faltaría es redondear y suavizar los ejes que tiene la pieza (mediante el comando *Fillet*) y añadir las estructuras que se encargaran de los giros.

Por último, para terminar con la parte inferior falta trabajar sobre la pieza de TPU. Se propone la incorporación de una cubierta inferior de TPU con el objetivo de:

- Aumentar la adherencia a la placa de impresión. Problema muy usual cuando se imprime con ABS puesto que las tensiones provocadas por el gradiente de temperaturas en este material hacen que se produzca el fenómeno de warping con frecuencia.
- Aumentar la resistencia al impacto con el suelo, puesto que el TPU tiene mayor capacidad para absorber golpes.

- Evitar que la unión entre TPU y ABS se haga solamente en una sección que estará sometida a flexión en determinados momentos.

Para este recubrimiento se ha pensado en la forma de la pisada y se ha adoptado dicha forma para su diseño.



Ilustración 44 - Vista de planta de la pieza de TPU

Elaboración propia.

- **Diseño de la parte superior del DAFO.**

La parte superior del DAFO se trata de una pieza de ABS y que para su diseño se ha optado por un diseño ramificado que aporta rigidez tanto a la estructura central como a las dos laterales a la vez que aligera la pieza y favorece la transpirabilidad de esta.

Para obtener este resultado, lo primero que se ha hecho es separar las estructuras laterales del resto del sólido, de esta manera nos facilitará en pasos posteriores mantener imperturbable esta parte. Las estructuras laterales son dos arcos de circunferencias concéntricas cuyos radios difieren en 27 mm que van desde la parte superior del tobillo hasta el punto más alto de la órtesis tal y como se muestra en la *ilustración 45*.



Ilustración 45 - Estructura lateral de la parte superior de la órtesis.

Elaboración propia.

Con las estructuras laterales separadas del resto del cuerpo podemos realizar un corte en el plano frontal que dará la forma característica de nuestra órtesis. Primero se ha establecido que la estructura central estará situada tomando el talón de Aquiles como plano medio y será la encargada de contener un sistema que facilitará el retorno del pie a su posición de reposo. Como se puede observar en la *Ilustración 46* esta geometría se ha obtenido mediante tangencias.



Ilustración 46 –Vista de alzado de la parte superior de la órtesis tras el corte en el plano frontal.

Elaboración propia.

Hecho esto añadiremos lo que serán las uniones laterales y el sistema de retorno en la parte trasera y redondeamos los ejes para evitar la presencia de aristas vivas que puedan provocar algún tipo de molestia, así como reducir el número de puntos de concentración de tensiones dentro de la propia órtesis. También se añadirá una hendidura, que se utilizará para sujetar la órtesis a la pierna mediante una cinta. Para ello se han tenido en cuenta las capacidades de la impresión 3D en cuanto a la impresión de voladizos de distintos ángulos para evitar la utilización de soporte en esta zona.



Ilustración 47 - Vista de alzado de la parte superior de la órtesis.

Elaboración propia.

6. Impresión 3D

La impresión 3D es una tecnología que surge en el año 1984 con la presentación de la primera patente de una impresora 3D (aunque no será hasta 1986 la aprobación de esta) de la mano de Charles Hull y cuyo diseño utilizaba la estereolitografía. Sin embargo, no es hasta 2008 cuando el uso de esta tecnología empieza a crecer [7].

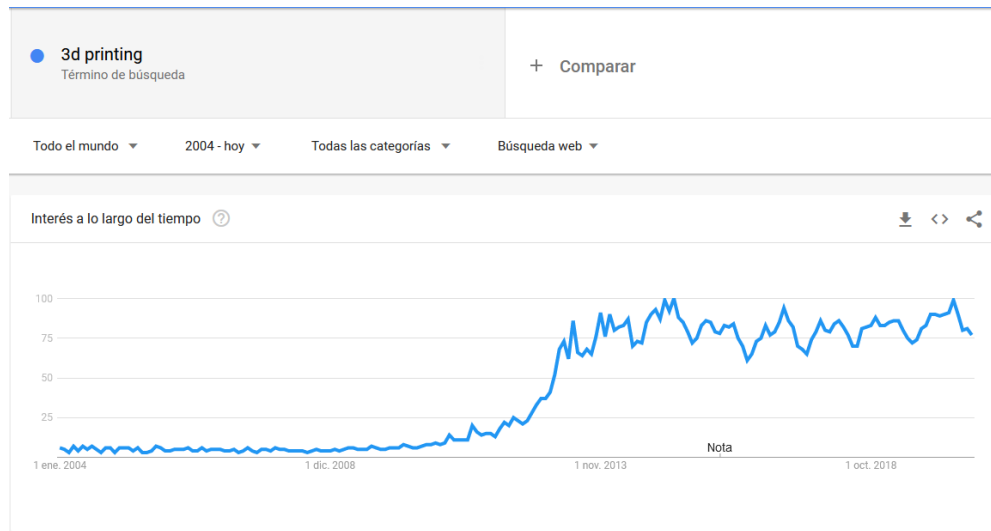


Ilustración 48 - Interés de búsqueda en Google del término "3D printing" desde 2004 hasta la fecha

<https://trends.google.es/trends/explore?date=all&q=3d%20printing>

6.1. Tipos de impresión 3D

Desde su creación la investigación y el uso de la impresión 3D ha crecido hasta límites insospechados y son numerosas las tecnologías y las aplicaciones que han surgido desde entonces. Sin embargo, todas ellas parten del mismo punto en común, un modelo 3D digital que se diseña a partir de una herramienta CAD y que después es transformado en un archivo STL (stereolithography). Actualmente se conocen once tecnologías de impresión 3D [8]:

- Modelado por deposición fundida (FDM)

Posiblemente la más utilizada de todas. Esta tecnología utiliza uno, o varios, extrusores para depositar, de manera selectiva, el material fundido en capas

dando como resultado el objeto deseado. En cuanto a su funcionamiento, el feeder hace que el material de las bobinas avanza por el extrusor, que calienta el termoplástico por encima de su temperatura de fusión y deposita el material ya fundido en la placa de impresión (en el caso de la primera capa) generando la geometría deseada. El movimiento depende del tipo de impresora y puede ser de la placa de impresión, de los extrusores o de una combinación de ambos.[9]

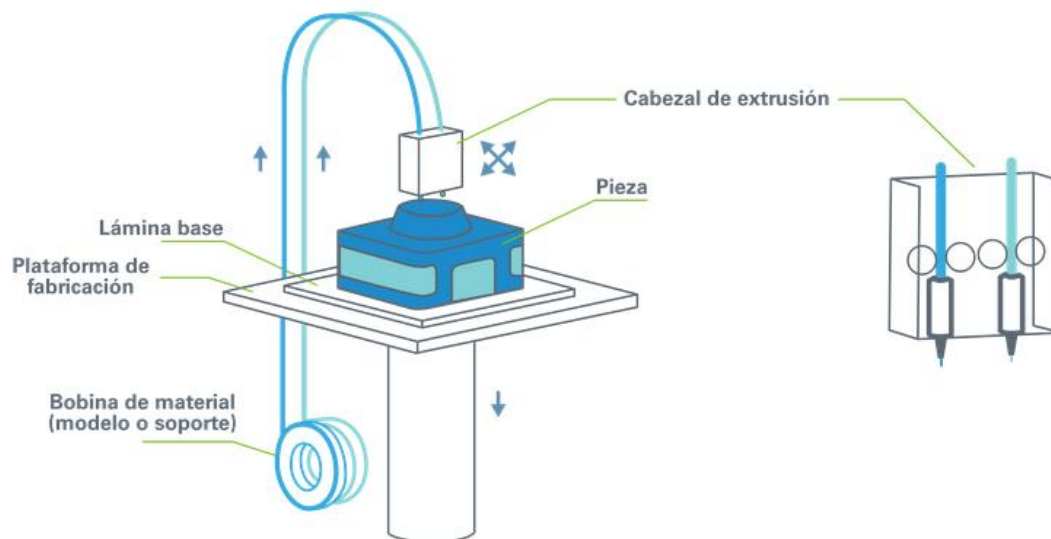


Ilustración 49 - Componentes de una impresora 3D FDM

<http://mizaradditive.com/fused-deposition-modeling/>

- Estereolitografía (SLA)

Como se ha mencionado anteriormente, la estereolitografía fue la primera tecnología de impresión 3D en salir a la luz. Estas impresoras cuentan con un tanque de resina fotosensible. Un láser de luz ultravioleta proyecta la geometría a obtener en la superficie del líquido, que provoca su fotopolimerización y se vuelve sólido. El tanque se desplaza hacia abajo y se repite el proceso hasta terminar la pieza [10].



Ilustración 50 - Proceso de impresión mediante estereolitografía

<https://www.materialise.com/es/manufacturing/tecnologia-de-impresion-3d/estereolitografia>

- Procesamiento de luz digital (DLP)

Al igual que la estereolitografía esta tecnología utiliza el proceso de fotopolimerización para solidificar la resina de manera controlada. La diferencia es que el procesamiento de luz digital utiliza un componente llamado DMD (Digital Micromirror Device) compuesto por miles de microcristales que proyectan la luz en la geometría de cada capa [11].

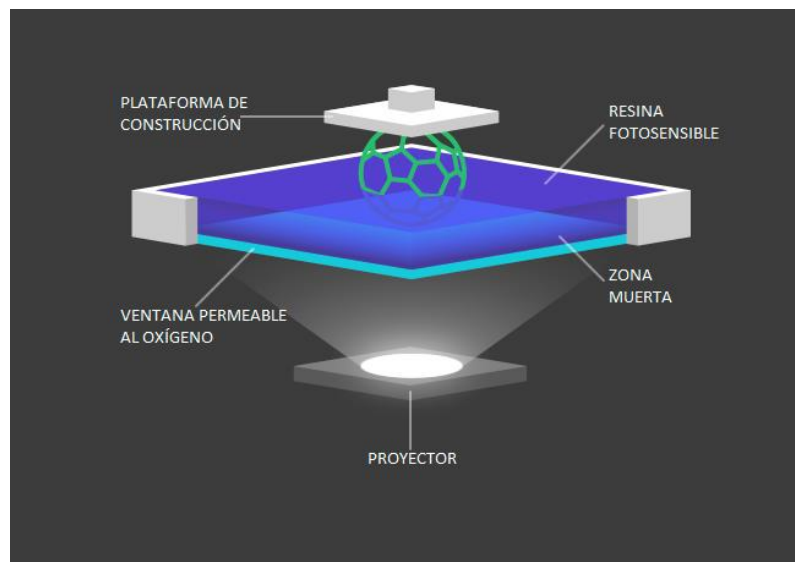


Ilustración 51 - Componentes de una impresora DLP.

<https://comprarimpresoras-3d.com/tipo/dlp/>

Estas impresoras permiten imprimir varias piezas a la vez sin perder calidad y su velocidad de impresión es mayor a la de la SLA, sin embargo, las piezas son a menudo frágiles.

- Estereolitografía enmascarada (MSLA)

Se diferencia de la SLA y del DLP por su fuente de luz, que en este caso es un led ultravioleta que proyecta su luz contra una pantalla LCD.

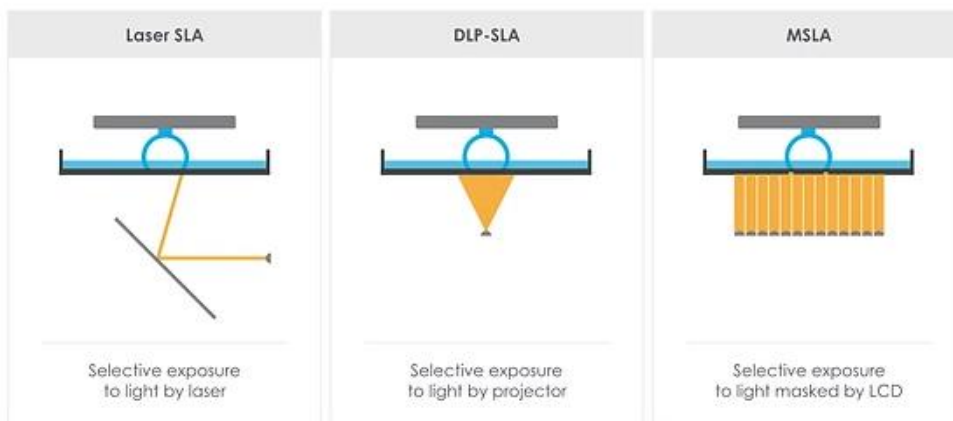


Ilustración 52 - Diferencias entre las impresoras 3D que utilizan la foto polimerización: SLA, DLP y MSLA

<https://www.taiced.com/post/tipos-de-impresoras-3d-y-como-funcionan>

- Sinterizado selectivo por láser (SLS)

Mediante este proceso se pueden usar tanto polímeros como metales. Antes de empezar la impresión tanto el depósito de polvo como el área de construcción se calientan por debajo de la temperatura de fusión del polímero. Una primera capa de polvo es depositada sobre el área de construcción, donde un láser de CO₂ recorre la geometría de la siguiente capa y fusiona selectivamente el polvo. Se repite el mismo proceso para todas las capas hasta obtener la pieza deseada [12].

Después de esto la pieza se encuentra encapsulada en el polvo, por lo que hay que esperar a que el contenedor se enfríe para poder retirar todo el polvo sobrante.



Ilustración 53 - Limpieza del polvo sobrante de una pieza impresa mediante SLS

<https://iutoms7001.wordpress.com/2016/10/30/tipos-de-impresoras-3d/>

- Inyección de material (MJ)

El cabezal de estas impresoras cuenta con múltiples inyectores que depositan gotas del material líquido de manera selectiva y con lámparas de luz UV. Primero se calienta el tanque de resina a unos 30~60 °C hasta obtener la viscosidad adecuada. Una vez que se ha obtenido la viscosidad deseada el cabezal deposita múltiples gotas de líquido del fotopolímero que posteriormente se solidifican mediante el uso de lámparas de luz UV. De esta manera, capa por capa, se obtiene la geometría deseada. [13]

Una característica particular de estas impresoras es que, gracias a sus múltiples inyectores, puede imprimir simultáneamente infinidad de colores.



Ilustración 54 - Pieza impresa mediante Material Jetting

<https://www.spring-italia.com/prodotto/polyjet-trasparente/>

- Drop on Demand (DOD)

Este tipo de impresoras cuentan con dos inyectores de tinta uno para el material de construcción, normalmente parecido a la cera, y otro, soluble, para los soportes. Los inyectores depositan gotas para generar la geometría de cada capa [8].

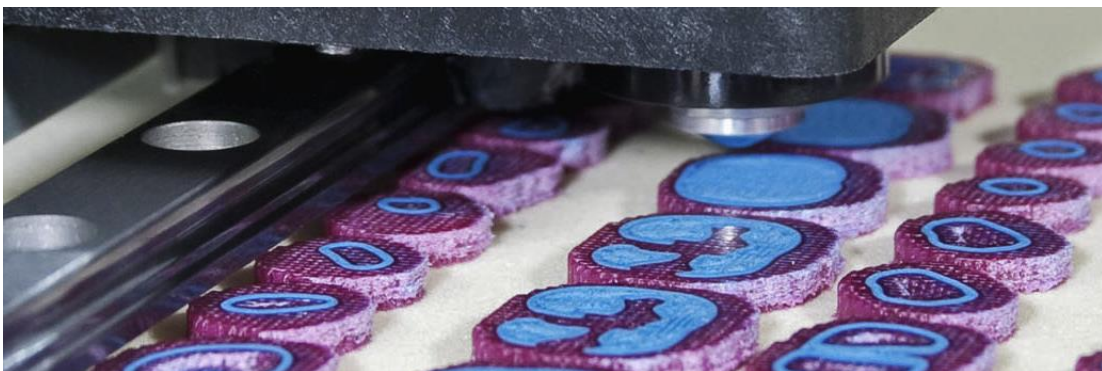


Ilustración 55 - Impresión de piezas mediante DOD.

<https://www.3dhubs.com/knowledge-base/jewelry-3d-printing-applications/#techniques>

- Inyección de aglutinante en arena

Esta tecnología, que se diferencia del resto por que para la unión entre capas no emplea calor, utiliza un polímero aglutinante en su lugar. Se deposita una capa de arena sobre toda superficie de la impresora sobre la cual los inyectores depositan el aglutinante, que puede tener o no pigmento para aportar color a la pieza, y se repite el proceso hasta terminar la pieza. Una vez terminada la impresión es necesaria la limpieza de la arena sobrante. Este sistema de impresión se utiliza, sobre todo, para la creación de moldes con geometrías extremadamente complejas [14].



Ilustración 56 - Molde impreso mediante inyección de aglutinante en arena

<http://prototipado-rapidos.blogspot.com/2010/11/moldes-de-arean-para-fundicion.html>

- Inyección de aglutinante en metal

El proceso es el mismo que el de la inyección de aglutinante en arena, aunque la es necesario un tratamiento posterior a la impresión. Para que las piezas metálicas sean funcionales se necesita que sean sinterizadas o sometidas a un proceso de infiltración de otro material [15].



Ilustración 57 - Pieza impresa mediante inyección de aglutinante en metal antes y después de someterse al proceso de infiltración

https://www.youtube.com/watch?time_continue=157&v=L6Rd9dilkrs&feature=emb_logo

- Sinterizado directo de metal por láser (DMLS) y fusión selectiva por láser (SLM)

Su funcionamiento es muy similar al del sinterizado selectivo por láser con la diferencia que estas tecnologías se utilizan para producir piezas metálicas. El DMLS en vez de fundir el polvo, como pasaba en el SLS, lo calienta hasta el punto que se fusiona a nivel molecular. La SLM utiliza el láser para lograr una fusión completa del polvo metálico, consiguiendo una pieza homogénea. [8]

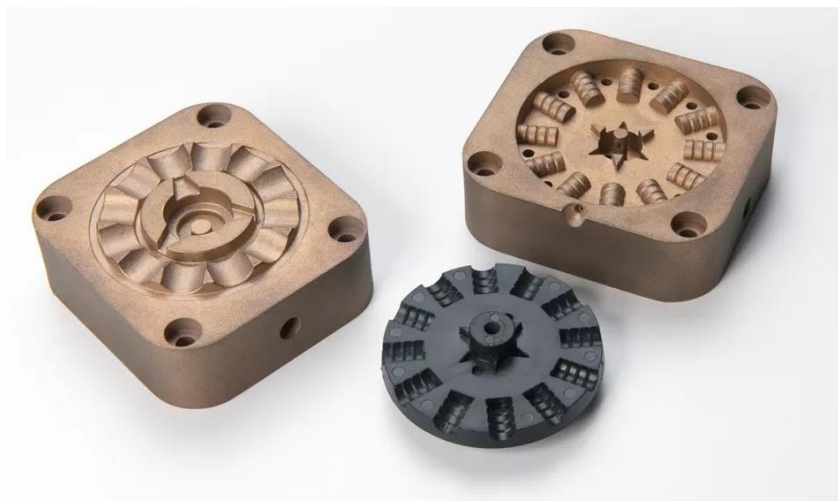


Ilustración 58 - Piezas impresas mediante la tecnología DMSL.

<http://www.cncmachinedprototypes.com/sale-3564781-direct-metal-laser-sintering-3d-metal-printing-metal-injection-moulding.html>

- Fusión por haz de electrones (EBM)

Esta tecnología emplea una pistola de electrones, que extrae electrones de un filamento de tungsteno al vacío y son proyectados sobre una capa de polvo metálico, permitiendo fusionar de manera selectiva el polvo. Repitiendo este proceso capa por capa se obtiene la pieza recubierta de polvo que debe ser limpiada mediante una pistola de aire comprimido o un cepillo. [16]

Todo el proceso de impresión se realiza al vacío para que el haz pueda operar correctamente y evitar que el polvo metálico se oxide al calentarse.



Ilustración 59 - Prótesis fabricada mediante EBM

https://www.youtube.com/watch?time_continue=48&v=E7--ZWPVVdQ&feature=emb_logo

6.2. Selección de tecnología de impresión 3D

La tecnología que se ha seleccionado para la fabricación de la órtesis diseñada en el presente trabajo de fin de grado ha sido el modelado por deposición fundida y se ha hecho atendiendo a los siguientes factores:

- Disponibilidad.
- Coste.
- Materiales utilizables y sus características.
- Propiedades mecánicas de la impresión.

6.3. Funcionamiento del modelado por deposición fundida.

La impresora que se utilizará para el presente trabajo de fin de grado será el modelo Ultimaker 3 Extended que utiliza la tecnología de modelado por deposición fundida para obtener piezas de hasta 215x215x300 mm.

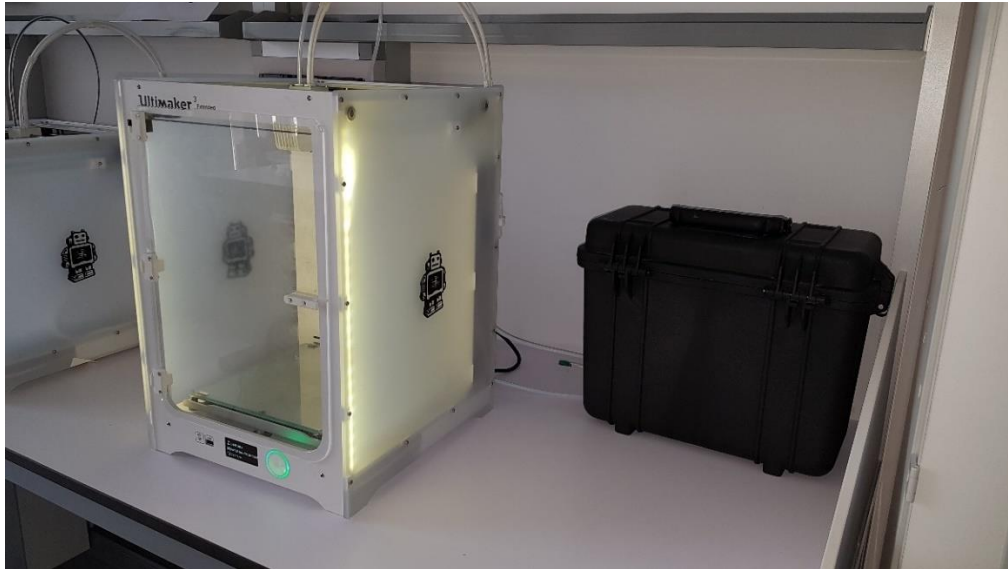


Ilustración 60 - Impresora 3D Ultimaker 3 Extended.

Elaboración propia.

Como cualquier tecnología de fabricación aditiva se parte de un modelo 3D diseñado en una herramienta CAD, de donde se obtiene un STL. El archivo STL obtenido se pasa a un programa que hace la subdivisión en capas de la pieza y nos permite modificar los parámetros de impresión. Este software recibe el nombre de slicer y para este caso se utilizará Cura.

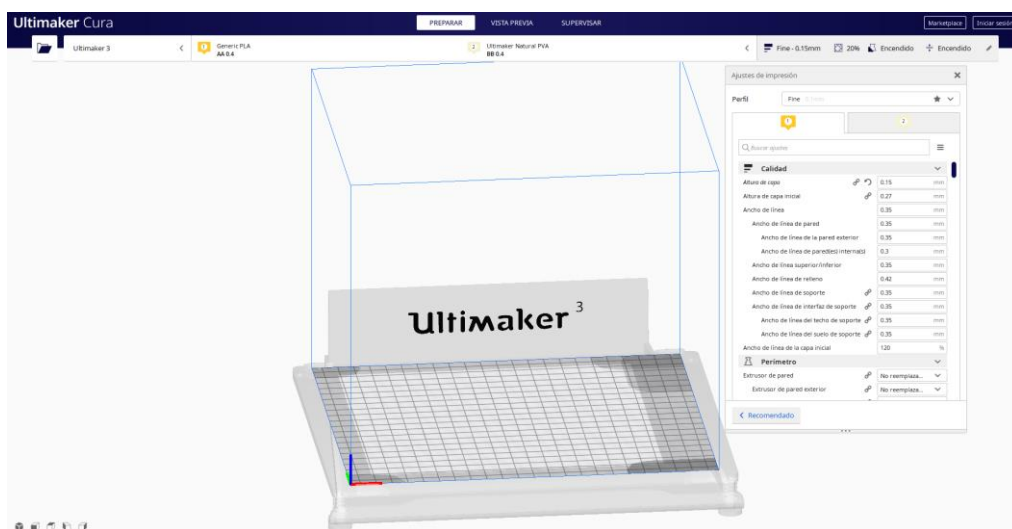


Ilustración 61 - Interfaz de Cura 4.6.

Elaboración propia.

El correcto uso de estos parámetros es de gran importancia, puesto que pueden afectar a las características mecánicas de la pieza o provocar que la impresión no se complete satisfactoriamente. Entre los más relevantes se encuentran:

- **Altura de capa:** en milímetros, afecta a la calidad superficial de la pieza y a las resistencias mecánicas de esta. Incrementar la altura de capa aumentará la resistencia mecánica, pero también provocará que el acabado superficial sea menor. También afecta considerablemente al tiempo de impresión, a mayor altura de capa, menor tiempo de impresión.
- **Ancho de línea:** en milímetros, se refiere a la anchura que tiene el hilo que deposita el extrusor sobre las capas anteriores. Aumentar el ancho de línea aumentará, a su vez, la resistencia mecánica de la pieza.
- **Grosor de la pared:** en milímetros, este parámetro determina el número de hilos que forman la pared y a partir del cual pasa a considerarse relleno. Este parámetro afecta a la robustez y a la densidad de la pieza.
- **Temperatura de impresión,** en °C temperatura del hotend a la cual se encuentra el material fundido antes de ser depositado. Esta temperatura tiene que encontrarse dentro de los márgenes que marca el fabricante y afecta a la adhesión entre capas y, por tanto, a la resistencia a tracción de la pieza.
- **Temperatura de la placa de impresión,** en °C temperatura a la que se encuentra el plato durante la impresión y que ayuda a mejorar la adhesión entre la pieza y el plato.
- **Patrón de relleno:** al interior de la pieza contenido entre las paredes de esta se le llama relleno y puede estar vacío o formado por un patrón. La función de este relleno es reducir el peso final de la pieza y servir como soporte de las paredes superiores. Dependiendo del tipo de patrón que se elija se pueden ver afectadas las resistencias de la pieza.

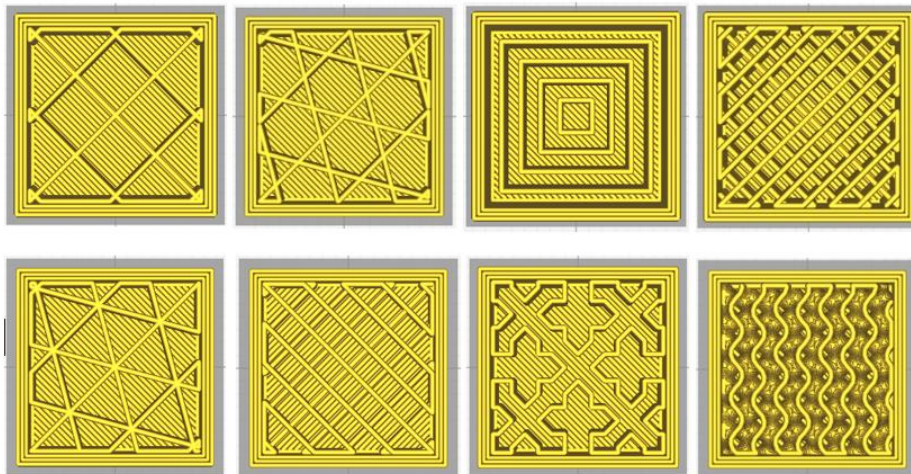


Ilustración 62 - Algunos de los patrones de relleno de cura.

Elaboración propia.

- **Porcentaje de relleno**, se refiere a la densidad del relleno. Un mayor porcentaje de relleno aumentará la rigidez de la pieza, aunque también aumentara el tiempo de impresión y la cantidad de material utilizada.
- **Velocidad de impresión**, en mm/s velocidad a la que se mueve el extrusor. Una velocidad alta puede mejorar la adhesión entre capas, puesto que la diferencia de temperaturas entre estas será menor, pero una velocidad demasiado alta puede llevar a problemas como la “underextrusión”.
 - Distancia de retracción**, la retracción se emplea para hacer retroceder el material en el extrusor para evitar que rezume cuando se transporta el extrusor en vacío. Este parámetro se refiere, en milímetros, a esa distancia que retrocede el material.
 - Generar soporte**, genera automáticamente un soporte para los voladizos de la pieza. Por norma general, cuando un voladizo supera los 45º necesita de estas estructuras para imprimirse correctamente.
 - Tipo adherencia de la placa de impresión**, como su nombre indica permite seleccionar que tipo de estructura auxiliar queremos utilizar para mejorar la adherencia a la placa de impresión.

Una vez que se han seleccionado los parámetros correspondientes se obtiene un archivo GCODE que se pasa directamente a la impresora. La cual consta de tres partes fundamentales:

- **Bobinas de material**, donde se encuentran los materiales que se utilizarán para la impresión. En nuestro caso, dichas bobinas se encuentran dentro de un contenedor hermético para evitar que los termoplásticos absorban la humedad del ambiente y con ello evitar la degradación de sus propiedades.



Ilustración 63 - Contenedor hermético con las bobinas de material.

Elaboración propia.

- **Placa de impresión**, donde se depositará la primera capa. La adherencia entre la pieza y este componente es esencial para obtener un resultado satisfactorio, para ello la placa se calienta hasta alcanzar la temperatura seleccionada. Otro sistema que se emplea para mejorar esta adhesión cuando se están imprimiendo determinados materiales es el uso de lacas especializadas.



Ilustración 64 - DIMAFIX, laca utilizada para mejorar la adherencia a la placa de impresión.

<https://www.smartmaterials3d.com/dimafix-32>

- **Cabezal de extrusión**, formado por dos partes fundamentales el extrusor y el hotend. Cabe decir que, en nuestro caso, al utilizar un impresora tipo Bowden el extrusor se encuentra anclado a la estructura y se conecta con el hotend mediante lo que se conoce como tubo Bowden. Al estar anclado a la estructura de la impresora permite aligerar el peso del cabezal de extrusión y disminuir así, las vibraciones.

Antes de comenzar la impresión se calientan tanto la placa (si se ha seleccionado una temperatura para esta) como los cabezales de extrusión. La temperatura de estos últimos siempre debe ser superior a la temperatura de fusión del material utilizado y estar dentro de los márgenes establecidos por el fabricante. Una vez que ambos componentes han alcanzado la temperatura establecida por el usuario puede comenzar la impresión.

Un husillo unido a la placa de impresión controla el desplazamiento en el eje Z mientras que el movimiento en los ejes X e Y se llevan a cabo a través de correas que desplazan el cabezal de extrusión. Inicialmente, la placa se coloca en la posición superior e irá descendiendo a medida que se completen las capas correspondientes. El extrusor, situado en nuestro caso en la propia estructura de la impresora, empuja y controla la velocidad de avance del filamento a través del tubo bowden hasta llegar al hotend, donde se funde el material. El cabezal de extrusión deposita el material fundido dibujando la geometría de la capa actual. Una vez se ha completado dicha capa la placa de impresión desciende la distancia correspondiente a la altura de capa, donde se repite el proceso hasta completar la pieza.

Una vez a terminado la impresión la placa de impresión y los cabezales se enfrían hasta temperatura ambiente y la pieza ya puede ser retirada de la placa de impresión. Por último, se retiran estructuras de soporte y las estructuras que se hayan utilizado para mejorar la adhesión y/o estabilidad de la pieza y se lijan posibles imperfecciones para mejorar el acabado superficial.

6.4. Materiales

Como se ha mencionado anteriormente el modelado por deposición fundida utiliza en su mayoría, termoplásticos. Los polímeros termoplásticos, son plásticos que al calentarse a una determinada temperatura se funden, permitiendo moldear su forma, y al enfriarse recuperan su rigidez. En esta sección no se hablarán de todos los materiales disponibles, sino de los materiales que se han valorado para su empleo en la fabricación de la órtesis.

- **Ácido poliláctico (PLA)**

Se trata de un polímero biodegradable que se obtiene a partir de la polimerización del ácido láctico. Para su obtención se utilizan recursos 100% renovables como son el maíz, la remolacha, el trigo u otros productos ricos en almidón [17].

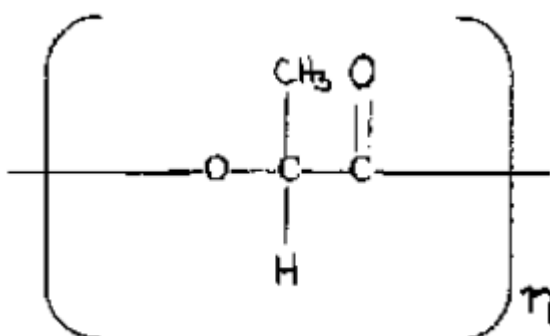


Ilustración 65 - Molécula de ácido poliláctico.

https://revistaingenieria.univalle.edu.co/index.php/ingenieria_y_competitividad/article/view/2301/3051

En cuanto a sus propiedades, el ácido poliláctico se puede definir como un material versátil, fácil de imprimir y capaz de ofrecer una buena calidad superficial y una gran resistencia a tracción. Del fabricante de impresoras Ultimaker obtenemos las propiedades que aparecen en la tabla:

Propiedad	Valor típico
Módulo de elasticidad a la tracción (MPa)	2346.5
Esfuerzo de tracción a la deformación (MPa)	49.5
Esfuerzo de tracción a la rotura (MPa)	45.6
Alargamiento a la deformación (%)	3.3
Alargamiento a la rotura (%)	5.2
Resistencia a la flexión (MPa)	103.0
Módulo de flexión (MPa)	3150.0
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23°) (kJ/m ²)	5.1

Tabla 1 - Propiedades mecánicas del PLA.

Sin embargo, la biodegradabilidad de este material juega en su contra para la que es nuestra aplicación. Esta biodegradación se produce cuando nos encontramos en presencia de microorganismos, oxígeno, humedad, nutrientes minerales, temperaturas entre 20 y 60 °C y un pH entre 5 y 8 [18].

Por lo que la presencia de sudor en contacto con la órtesis puede llevar a un acortamiento significativo de la vida útil de esta.

- ABS

El nombre de ABS proviene de los tres monómeros que se utilizan en su obtención: acrilonitrilo, butadieno y estireno. De esta forma, al combinarlos en distintas proporciones las propiedades del ABS obtenido varían.

El acrilonitrilo aporta resistencia térmica, resistencia química, resistencia a la fatiga, dureza y rigidez; mientras que el butadieno proporciona ductilidad a baja temperatura, resistencia al impacto y resistencia a la fusión; y el estireno aporta facilidad de procesado (fluidez), brillo, dureza y rigidez.[19]

El ABS destaca por tener una gran resistencia a tracción y una gran resistencia al impacto. Esto se ve reflejado en los valores proporcionados por Ultimaker:

Propiedad	Valor típico
Módulo de elasticidad a la tracción (MPa)	1681.5
Esfuerzo de tracción a la deformación (MPa)	39.0
Esfuerzo de tracción a la rotura (MPa)	33.9
Alargamiento a la deformación (%)	3.5
Alargamiento a la rotura (%)	4.8
Resistencia a la flexión (MPa)	70.5
Módulo de flexión (MPa)	2070
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23°) (kJ/m ²)	10.5

Tabla 2 - Propiedades mecánicas del ABS.

- PETG

Se trata de un copolímero obtenido a partir de la combinación del polímero llamado PET (polietileno tereftalato) y del aditivo glicol.

Entre las propiedades de este copolímero destacan su resistencia en presencia de otros químicos, su elevada resistencia al impacto y una buena resistencia a tracción. Además, el uso de PETG está permitido en contacto con alimentos y en aplicaciones médicas. [20]

- **Poliuretano Termoplástico (TPU)**

El TPU que obtiene sus siglas del inglés Thermoplastic Polyurethane se describe como un elastómero con una gran flexibilidad. La posibilidad de modificar su flexibilidad mediante la densidad del relleno lo convierte en un material muy interesante en impresión 3D. Los datos que nos aporta el fabricante de impresoras Ultimaker sobre este material serían:

Propiedad	Valor típico
Módulo de elasticidad a la tracción (MPa)	26.0
Esfuerzo de tracción a la deformación (MPa)	8.6
Esfuerzo de tracción a la rotura (MPa)	39.0
Alargamiento a la deformación (%)	55
Alargamiento a la rotura (%)	580
Resistencia a la flexión (MPa)	70.5
Módulo de flexión (MPa)	2070

Tabla 3 - Propiedades mecánicas del TPU.

6.5. Fabricación. Impresión 3D de la órtesis

Como se ha comentado anteriormente para la impresión de todas las piezas, salvo de la parte superior del DAFO, se utilizará la impresora Ultimaker 3 Extended.

- **Impresión 3D de la parte inferior del DAFO.**

En primera instancia se trató de imprimir en una pieza bicomponente formada por TPU y ABS. Sin embargo, debido las dimensiones de la pieza, la gran superficie de contacto de la parte de ABS con la placa de impresión y las propiedades de este material se produjo lo que se conoce como warping.

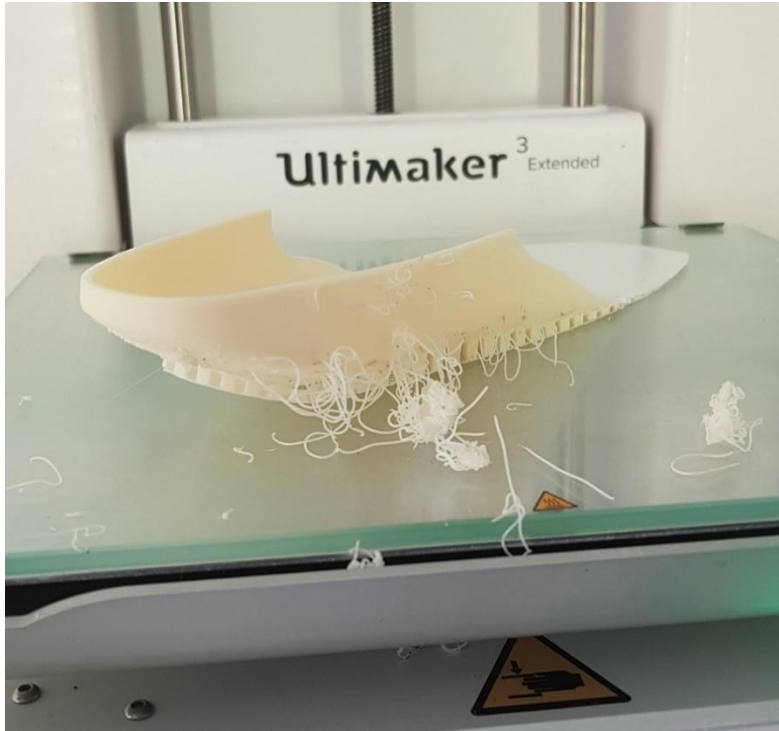


Ilustración 66 - Warping en la pieza impresa en TPU y ABS.

Elaboración propia.

El warping es un fenómeno que provoca que la pieza se deforme y se separe de la placa de impresión. Esta deformación se debe a la contracción provocada por el enfriamiento desigual de la pieza y es común en piezas de gran tamaño.

Visto esto se consideró la necesidad de que únicamente estuviera en contacto con la placa de impresión el TPU. Por otro lado, debido a que el objetivo de la órtesis a imprimir no es de ser un producto final, sino el de servir como punto de partida para obtenerlo, se ha decidido realizar una impresión en TPU y PLA. Material considerablemente más sencillo de imprimir y más barato.

El propio fabricante de impresoras, tal y como se puede ver en la *ilustración 67*, recomienda que estos dos materiales no se impriman juntos. Por ello, la pieza inferior del DAFO se obtendrá mediante dos impresiones diferentes, una para cada uno de los materiales. Las piezas obtenidas se unirán entre sí mediante un adhesivo.

PLA	Tough PLA	ABS	Nylon	CPE	CPE+	PC	TPU 95A	PP	PVA	Breakaway
×	×	ⓘ	ⓘ	×	×	ⓘ	ⓘ	×	ⓘ	ⓘ
✓ Officially supported		ⓘ Experimental		×						

Ilustración 67 - Materiales compatibles con el TPU 95A según Ultimaker.

<https://support.ultimaker.com/hc/en-us/articles/360011940440-How-to-print-with-Ultimaker-TPU-95A>

Para la pieza impresa en TPU se ha optado por una altura de capa de 0.15 mm y un ancho de capa 0.33 mm. Esta pieza al no tener ningún requerimiento en cuanto a calidad superficial se refiere podría imprimirse con una altura de capa mayor. Sin embargo, se ha elegido esta con el objetivo de favorecer el encaje entre ambas piezas.

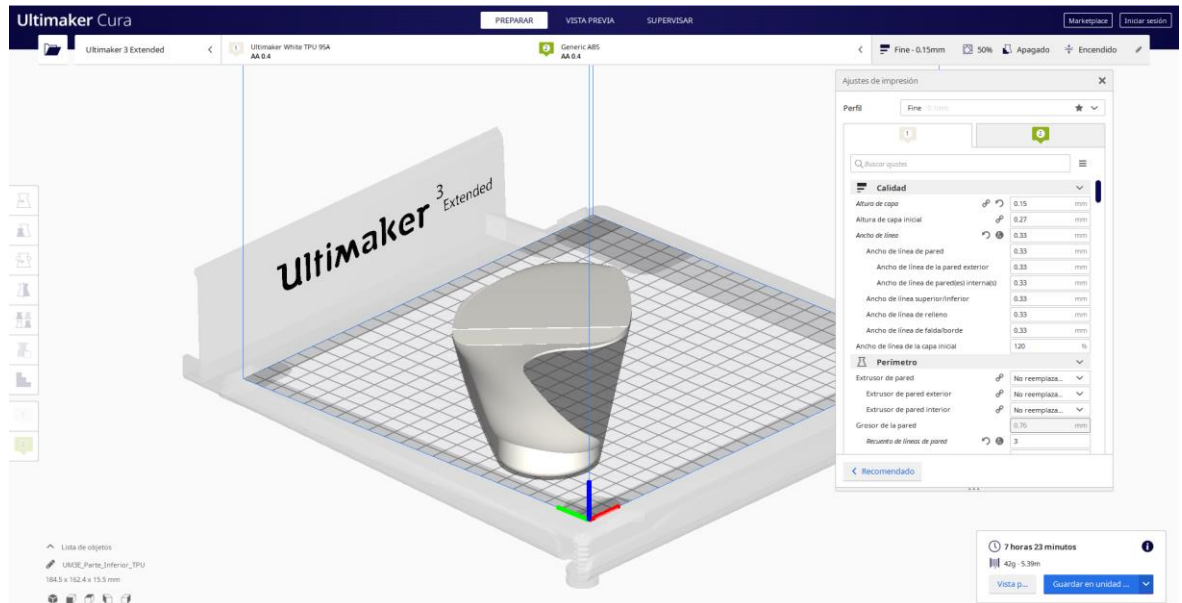


Ilustración 68 - Pieza de TPU dentro de la interfaz de Cura.

Elaboración propia.

De la misma forma para la pieza impresa en PLA se utilizará una altura de capa de 0.15 mm y un ancho de capa de 0.33 mm. La altura de capa se ha decidido buscando un equilibrio entre la calidad superficial y el tiempo que dura la impresión. Para la impresión de esta pieza no es necesario el empleo de soporte en la mayor parte de los voladizos puesto que la geometría elegida lo permite. En la *ilustración 69* se muestra uno de los lugares en los que ha sido necesario el uso de soportes, el voladizo presente en el alojamiento para la pieza en forma de "I" en ambos extremos del tobillo. El otro caso en el que ha sido necesario esto ha sido en los voladizos de la propia geometría del pie, como es caso del puente. Sin embargo, el uso de estructuras de soporte puede llegar a utilizarse, en caso de considerarse necesario, para evitar un posible pandeo de la parte superior durante la impresión.

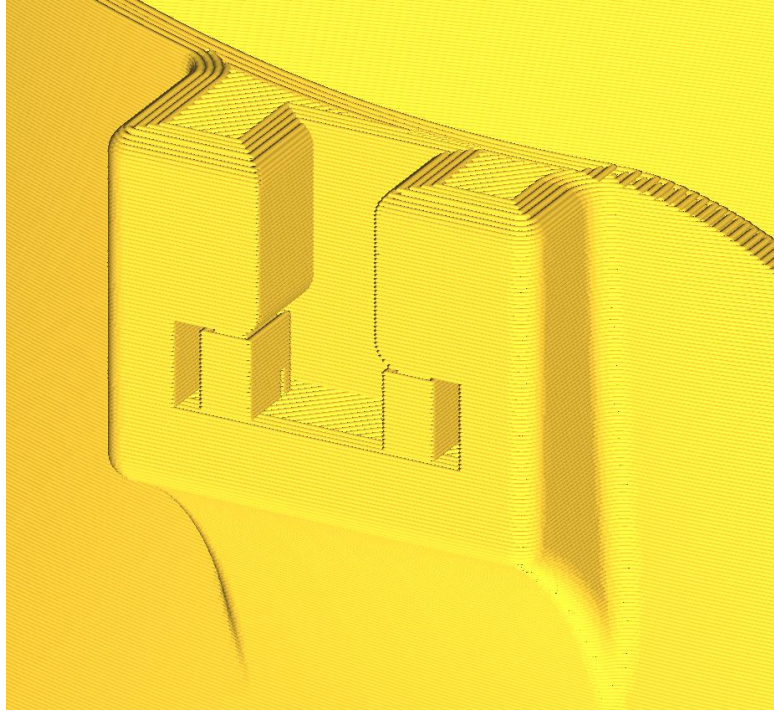


Ilustración 69 - Material de soporte utilizado en la pieza de PLA.

Elaboración propia.

Hay que mencionar que para mejorar la adherencia a la placa de impresión se ha utilizado la opción “Borde” que genera una superficie de una anchura determinada entorno al perímetro de la pieza, aumentando así la superficie de contacto entre la placa y la pieza.

- **Impresión 3D de la parte superior del DAFO.**

Para la impresión de esta pieza se ha utilizado más soporte del requerido con el objetivo de reducir los pandeos en la parte superior de la pieza durante la impresión. Además, estos soportes reducirán la probabilidad de vuelco de la pieza.



Ilustración 70 - Parte superior del DAFO en PLA antes de retirar los soportes.

Elaboración propia.

- **Impresión 3D del resto de piezas.**

Las dos piezas en forma de “I” que serán las encargadas del giro en ambos extremos del tobillo no presentan ninguna complejidad a la hora de imprimir debido a su sencilla geometría y tamaño. Esta se tratará de una impresión rápida que será completada en apenas 20 minutos.

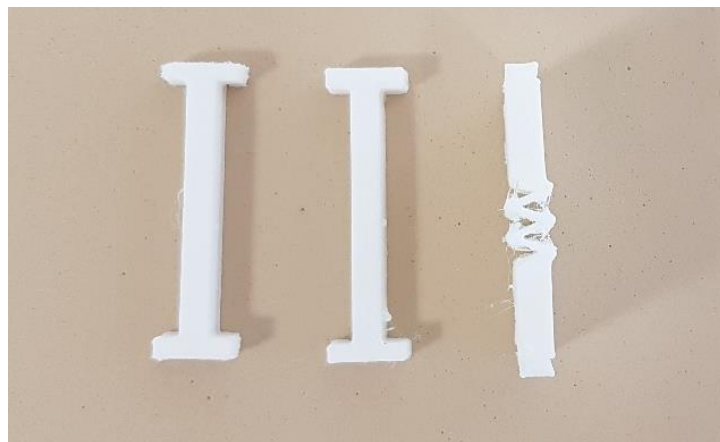


Ilustración 71 - Uniones impresas en TPU.

Elaboración propia.

6.5.1. Montaje

Una vez impresas todas las piezas, retirados todo el material sobrante y lijadas las superficies (en caso de ser necesario) se ensamblan entre sí. Para la unión entre las dos piezas que forman la parte inferior se ha utilizado el adhesivo Loctite 401, mientras que la unión del resto de piezas se hace mediante guías o aprietes.



Ilustración 72 - Órtesis DAFO tras su montaje.

Elaboración propia.

Por último, se han adherido de forma provisional dos espumas en la parte trasera, tal y como se puede observar en la ilustración 73, con el objetivo de impedir el choque entre ambas piezas



Ilustración 73 - Vista trasera de la órtesis tras su montaje.

Elaboración propia.

7. Validación de resultados

Para comprobar las que la órtesis obtenida cumple con las especificaciones requeridas se ha verificado los giros correspondientes. Para ello se ha adherido un transportador de ángulos a una placa de metacrilato tras la cual se colocará la órtesis en la posición correspondiente.

- Ángulo de giro en los metatarsos.

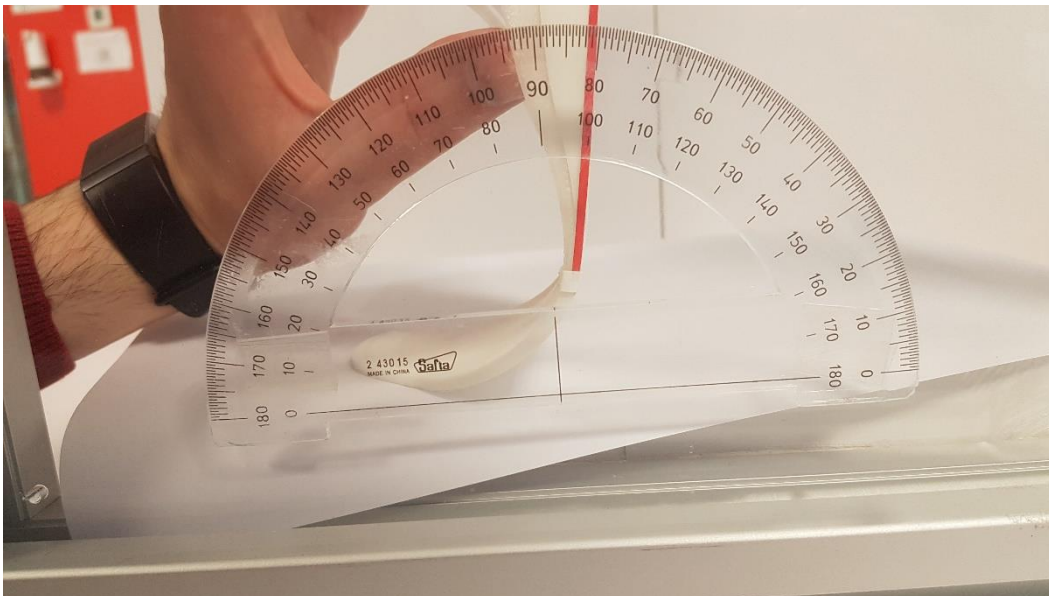


Ilustración 74 - Verificación del ángulo en la flexión en los metatarsos.

Elaboración propia.

- Ángulo durante la dorsiflexión.

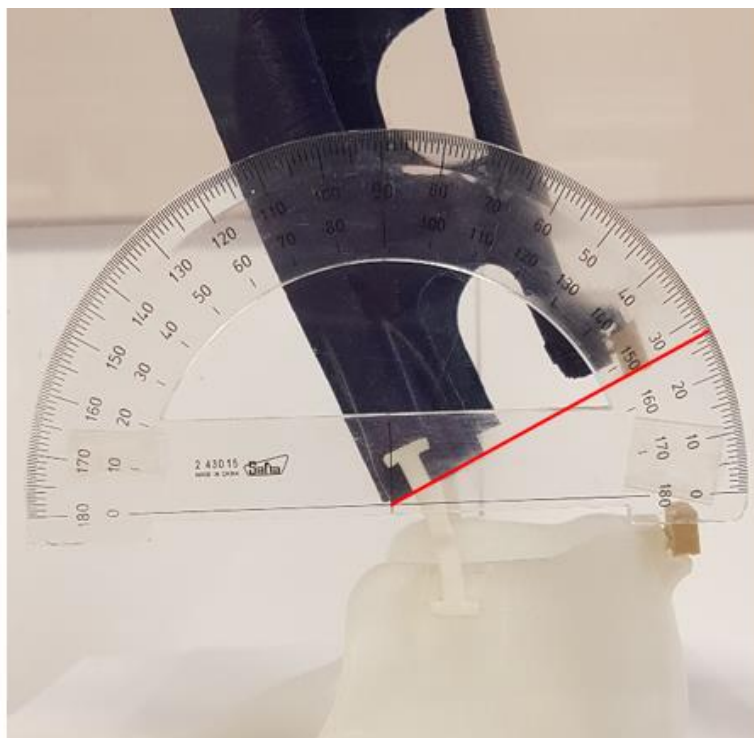


Ilustración 75 - Verificación del ángulo durante la dorsiflexión.

Elaboración propia.

- Ángulo durante la plantarflexión.



Ilustración 76 - Verificación del ángulo durante la plantarflexión.

Elaboración propia.

Que como se puede observar en las *ilustraciones 74, 75 y 76* la órtesis diseñada cumple los requerimientos en cuanto al ángulo de giro se refiere y que se correspondían con:

- 80° en la flexión de los metatarsos.
- 10° en la dorsiflexión.
- 20° en la plantarflexión.

8. Coste de fabricación del DAFO

El coste estimado de la órtesis vendrá dado por:

El coste de operación, que se ha estimado en 50€/h incluyéndose en él todos los costes relacionados con salarios, alquileres, impuestos, consumibles y servicios como luz, agua, gas, teléfono e internet en el centro de trabajo. Se ha determinado que el tiempo de cada operación es:

- Tiempo de escaneo: 30 min
- Tiempo de diseño: 3h

Por lo que el coste de operación por órtesis se corresponderá a 175€.

Mientras que el coste de material empleado en cada una de las piezas de nuestra órtesis, siendo el precio del PLA 24.267 €/kg y el del TPU 83.307 €/kg, será:

Pieza	Material	Tiempo de impresión	Cantidad de material (kg)	Coste material (€)
Parte inferior	TPU	7h 22min	0.042	3.499
Parte inferior	PLA	13h 44min	0.080	1.941
Parte superior	PLA	10h 33min	0.090	2.184
Piezas laterales	TPU	20min	0.002	0.167

Tabla 4 - Coste de material empleado en la impresión.

El escáner 3D y la impresora 3D utilizados están valorados en unos 10 703 €, si consideramos que se amortizaran en 5 años, estimando una producción de dos órtesis a la semana, correspondiente con 104 órtesis anuales. Podemos estimar un coste de amortización de 20.58€ por órtesis.

Lo que haría un coste total de 203.37 €

9. Conclusiones

Las tecnologías de impresión 3D brindan la oportunidad de diseñar geometrías fabricables que han sido imposibles hasta el momento mediante los métodos de fabricación tradicionales. Esta, junto con el escaneo 3D, presenta una gran combinación de cara al diseño de productos capaces de mejorar la calidad de vida de aquellos que los usan.

Durante la elaboración del presente trabajo de fin de grado se ha podido obtener experiencia de algo no tan habitual dentro del ambiente educativo como es el desarrollo de un producto innovador. Para el cual:

- Se han analizado y determinado las necesidades de un paciente.
- Se han estudiado diferentes diseños y el empleo de diferentes materiales en su fabricación.
- Se ha obtenido un diseño que cumple con las necesidades del paciente en cuanto a movilidad se refiere.

Sin embargo, todavía es necesario trabajar sobre el uso de estas tecnologías y realizar los ensayos pertinentes con el objetivo de alcanzar un producto confiable y duradero. Así como mejorar y optimizar diferentes aspectos como es el retorno del pie a la posición original.

10. Líneas futuras

- **Automatización del proceso de escaneado.** Mediante el uso de guías o de un brazo robótico con el fin de reducir tiempo en el escaneo, mejorar la precisión de este y aumentar la comodidad del paciente durante el proceso.
- **Realización del análisis de la pisada.** Con el objetivo de obtener datos particulares y generales extrapolables a ensayos y análisis posteriores.
- **Diseño de un método de ensayo dinámico para la órtesis.** Realizar ensayos a fatiga para determinar la vida útil del DAFO.

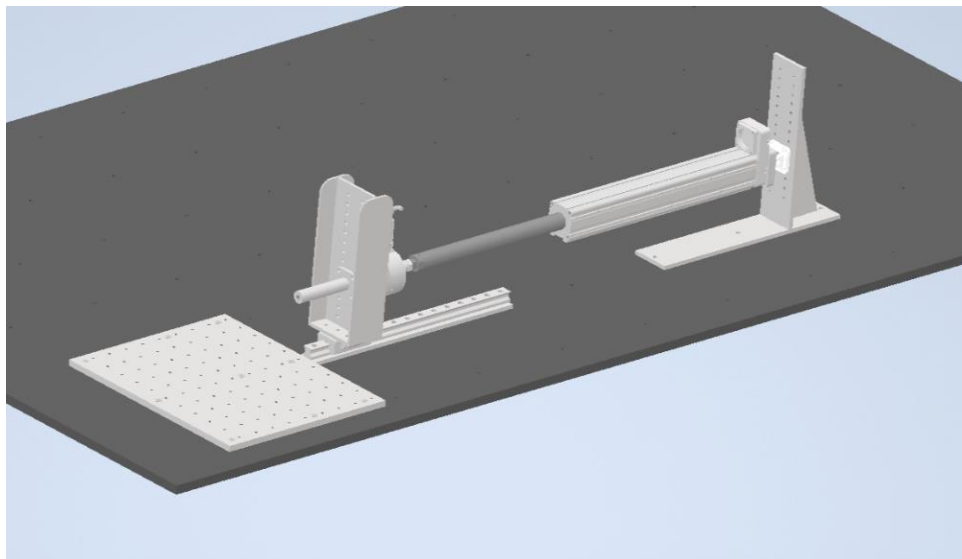


Ilustración 77 - Diseño de un banco de ensayos realizado por un compañero.

Elaboración propia.

- **Obtener las condiciones de contorno a las que está sometido el DAFO durante su uso.** Estas condiciones de contorno son necesarias para la utilización de programas de cálculo mediante elementos finitos como es Hyperworks.
- **Optimización topológica de la pieza.** Utilizar programas de cálculo por elementos finitos con el objetivo de aligerar la pieza y reducir los tiempos de impresión
- Todos los residuos generados durante las pruebas, los materiales utilizados para soportes y las piezas fallidas han sido clasificados y almacenados según el tipo de plástico. De esta manera se propone **diseñar un método para transformar esos desechos en filamento de impresión 3D** tratando de implantar un modelo de economía circular.

“La economía circular es un modelo de producción y consumo que implica compartir, alquilar, reutilizar, reparar, renovar y reciclar materiales y productos existente todas las veces que sea posible para crear un valor añadido. De esta forma el ciclo de vida de los productos se extiende.” [21]



Ilustración 78 - Diagrama de un modelo de economía circular.

<https://www.europarl.europa.eu/news/es/headlines/economy/20151201STO05603/economia-circular-definicion-importancia-y-beneficios>

De esta manera se puede dar un nuevo uso a los desechos generados durante la fabricación manteniéndolos, siempre que sea posible dentro de la propia economía.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] *Confeción de una férula AFO articulada* . (05 de octubre de 2020). Recuperado de <https://www.institutcataladelpeu.com/confecion-una-ferula-afo-articulada/>
- [2] *Cardinal planes and Axes of Movement*. (24 de octubre de 2020). Recuperado de [https://www.physio-pedia.com/Cardinal Planes and Axes of Movement](https://www.physio-pedia.com/Cardinal_Planes_and_Axes_of_Movement)
- [3] A. Martín Nogueras, J L. Calvo Arenillas, J. Orejuela Rodríguez, F J. Barbero Iglesias y C. Sánchez Sánchez (1999). *Fases de la marcha humana*. Recuperado de <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>
- [4] Ziad O. Abu-Faraj, G. F. (Diciembre de 2015). *Human Gait and Clinical Movement Analysis*. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/301935875_Human_Gait_and_Clinical_Movement_Analysis
- [5] Joseph B. Webster y Douglas P. Murphy. *Atlas of orthoses and assistive devices, 5th Edition*. ELSEVIER
- [6] *Pie caído*. (14 de octubre de 2020). Recuperado de <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/foot-drop/symptoms-causes/syc-20372628>
- [7] *La historia de la impresión 3D*. (22 de octubre de 2020). Recuperado de <https://bitfab.io/es/blog/historia-impresion-3d/>
- [8] *Los 11 tipos de impresoras – Guía 2020*. (30 de octubre de 2020). Recuperado de <https://all3dp.com/es/1/tipos-de-impresoras-3d-tecnologia-de-impresion-3d/>
- [9] H. Bikas, P.Stravropoulos y G. Chryssolouris (Julio de 2015). Additive manufacturing methods and modelling approaches: a critical review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, volume 83, pages 389–405. Recuperado de <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00170-015-7576-2>
- [10] *Estereolitografía SLA*. (22 de octubre de 2020). Recuperado de <https://eddm.es/blog-ingenius/estereolitografia-sla/>
- [11] Leo Greguric. *Digital Light Processing 3D printing explained* (23 de octubre de 2020). Recuperado de <https://www.wevolver.com/article/digital.light.processing.3d.printing.explained>

- [12] *Guía completa: Sinterizado selectivo por láser o SLS, te explicamos todo* (23 de octubre de 2020). Recuperado de <https://www.3dnatives.com/es/sinterizado-selectivo-por-laser-les-explicamos-todo/>
- [13] *Guía completa: Material Jetting, te explicamos todo* (23 de octubre de 2020). <https://www.3dnatives.com/es/la-impresion-3d-polyjet23072015/>
- [14] *Impresora 3D de arena – ¿Qué es?* (23 de octubre de 2020). Recuperado de <https://www.crear4d.com/impresora-de-arena-3d-que-es/>
- [15] *What is Binder Jetting?* (24 de octubre de 2020). Recuperado de <https://www.exone.com/en-US/case-studies/what-is-binder-jetting>
- [16] *Guía: Fusión por haz de electrones, te explicamos todo* (24 de octubre de 2020). Recuperado de <https://www.3dnatives.com/es/fusion-por-haz-de-electrones-les-explicamos-todo/>
- [17] *PLA* (27 de octubre de 2020). Recuperado de <http://www.eis.uva.es/~biopolimeros/alberto/pla.htm>
- [18] Liliana Serna C., Aída Rodríguez de S. y Fred Albán A. (2003). *Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones*. Recuperado de https://revistaingenieria.univalle.edu.co/index.php/ingenieria_y_comp_etitividad/article/view/2301/3051
- [19] *Materiales de impresión 3D (II): ABS (acrilonitrilo butadieno estireno)* (27 de octubre de 2020). Recuperado de <http://hxx.es/2015/03/23/materiales-de-impresion-3d-ii-abs-acrilonitrilo-butadieno-estireno/>
- [20] *PET y PETG, en que se diferencian* (28 de octubre de 2020). Recuperado de <https://irpen.wordpress.com/2018/09/27/pet-y-petg-en-que-se-diferencian/>
- [21] *Economía circular: definición, importancia y beneficios* (16 de noviembre de 2020). Recuperado de <https://www.europarl.europa.eu/news/es/headlines/economy/20151201ST005603/economia-circular-definicion-importancia-y-beneficios>