

Fabricación de una prótesis de pie mediante impresión 3D y ensayos mecánicos

Ana María Gómez Amador¹, Alejandro Quesada González¹, Leopoldo Prieto Fernández¹, Ricardo Andre Venturini Avendaño¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Carlos III de Madrid, 28911 Leganés, España. amgomez@ing.uc3m.es; alejandro@ing.uc3m.es; leprieto@ing.uc3m.es; 100367077@alumnos.uc3m.es

Resumen

A pesar de los avances tecnológicos, la fabricación de una prótesis sigue siendo, hoy en día, sinónimo de mecanismos costosos y complicados. A pesar de que el implante de una prótesis supone un cambio radical en la vida de un paciente, representa un coste muy alto para un sector importante de la población a nivel mundial. Hoy en día la fabricación aditiva se utiliza en distintas ramas científicas. Una de ellas es el campo de la medicina, donde se desarrollan equipos protésicos (dientes, lentillas y prótesis transtibiales) para pacientes de todo tipo. Las prótesis realizadas por impresión 3D no solo representan una alternativa estética a la sustitución de algún miembro corporal, deben fabricarse y ser aptas para soportar todas las situaciones en las que una persona puede verse involucrada en su vida cotidiana. En este trabajo se exploran aspectos intrínsecos de la impresión 3D, se analizan ensayos mecánicos realizados con diferentes materiales y se estudia cómo diversos parámetros de impresión puedan afectar al desempeño de un modelo protésico.

Palabras clave: Polímeros, resistencia, giroide, prótesis, fabricación.

Abstract

Despite technological advances, the manufacturing of a prosthesis remains synonymous with costly and complicated mechanisms today. Although the implantation of a prosthesis results in a radical change in a patient's life, it represents a very high cost for a significant portion of the population. Today, additive manufacturing is used in various scientific fields. One of these is the field of medicine, where prosthetic devices (teeth, contact lenses, and transtibial prostheses) are developed for patients of all kinds. Prostheses made by 3D printing not only represent an aesthetic alternative to the replacement of a body part but must also be manufactured to withstand all situations a person may encounter in their daily life. This work explores intrinsic aspects of 3D printing, analyzes mechanical tests performed with different materials, and studies how various printing parameters can affect the performance of a prosthetic model.

Keywords: Polymers, resistance, gyroid, prosthesis, manufacturing.

1. Introducción

Este artículo trata del diseño, fabricación y ensayo de una prótesis transtibial hecha por fabricación aditiva con tecnología de impresión 3D. El tipo de ensayo al que se somete a la prótesis es un ensayo normalizado de resistencia última a rotura a compresión. Con este ensayo se valida el diseño y fabricación realizado, y se

asegura el cumplimiento de normativa estándar para este tipo de prótesis, además es el ensayo de partida que permite posteriormente la verificación de otras normativas para validar diferentes funcionalidades. En lo que respecta a la fabricación de la prótesis, se evalúan distintos parámetros de impresión 3D, como son la velocidad, patrón de relleno, y densidad, entre otros. Esto, con el propósito de encontrar una

configuración óptima de fabricación que pueda garantizar o mejorar las propiedades mecánicas de la prótesis. La variación de las propiedades de impresión se realiza de forma simultánea a la variación de los distintos materiales empleados. La selección de estos materiales se realiza buscando que sean comunes en el mundo de la impresión 3D, como el ácido poliláctico (PLA), el Tereftalato Polietileno Glicol (PETG), o el Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS), o bien materiales compuestos como el Nylstrong y el Poliuretano Termoplástico con Fibra de Carbono (TPU CF). La mezcla de materiales por medio de una impresora multimaterial supone un interesante desafío del proyecto y permite estudiar la influencia de la combinación en las diferentes propiedades mecánicas de la pieza.

Una vez escogida la configuración óptima de impresión, se selecciona el material de impresión para la prótesis, se fabrica y se ensaya. A continuación, se realiza un estudio comparativo y de cumplimiento de normativa, en el que se hace un análisis de resultados y posibilidades de mejora en la configuración de la prótesis.

Este trabajo forma parte de una línea de investigación del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Carlos III de Madrid.

1.1. Impresoras

Las tecnologías de impresoras 3D más comercializadas en el mercado son la Estereolitografía (SLA), la Sinterización Selectiva por Laser (SLS) y la más extendida actualmente, el Modelo por Deposición Fundida (FDM). Este último es el utilizado en esta investigación atendiendo a su bajo requerimiento técnico, bajo coste y fácil accesibilidad en el mercado general. Una de las limitaciones de esta tecnología es el uso de materiales termoplásticos, que son sometidos a un estado tensional de tracción y compresión durante la extrusión del material sobre la cama caliente de la impresora. Esto implica que deben de ser capaces de resistir estos esfuerzos para poder garantizar una buena calidad de impresión [1].

El proceso de fabricación con diferentes materiales se denomina fabricación aditiva multimaterial (Multi-material Additive Manufacturing, MMAM). La fabricación de piezas con diferentes materiales permite aprovechar sus distintas propiedades mecánicas, pero al mismo tiempo plantea un desafío para los métodos de fabricación actuales. La impresión 3D acerca esta posibilidad con la MMAM, ya que permite la libertad de diseñar piezas capa por capa o partícula por partícula [2].

Las impresoras 3D en este proyecto pertenecen al espacio *Makerspace* de la Universidad Carlos III de Madrid (UC3M) y son de tecnología de Modelado por Deposición Fundida (FDM). El trabajo de fabricación de las prótesis se hizo en dos tipos de impresora. Por un lado, las prótesis hechas con un único material se realizan en una impresora Original Prusa I4 MK2S. Luego, para las prótesis con MMAM, se fabrican en la impresora Original Prusa I3 MK2S+MMU2S (Figura 1). Se hace uso de boquillas de 0,6 mm de diámetro para materiales compuestos y de 0,4 mm para el resto de prótesis de ensayo.

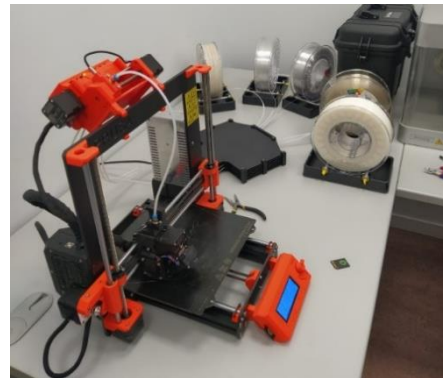


Figura 1. Impresora MMAM Prusa i3 MK2S+MMU2S

1.2. Materiales de impresión

El material utilizado en la impresión 3D es fundamental para la eficiencia y la utilidad de la pieza final. Por esta razón, existe una amplia gama de materiales disponibles con una gran variedad de propiedades que se ajustan a las necesidades de los creadores o ingenieros. No obstante, el enfoque utilizado en este proyecto se centra en algunos los materiales más comunes y de fácil acceso en el mercado.

Los materiales más comunes del mercado usados en este trabajo, como el PLA, PETG y el ABS, se caracterizan por presentar propiedades mecánicas más que aceptables, son materiales económicos y de fácil adquisición en el mercado general. Por otro lado, los materiales compuestos estudiados, como el Nylstrong o el TPU CF, presentan propiedades mecánicas superiores a los materiales comunes. Sin embargo, su coste, aun siendo bajo en comparación con el coste de la prótesis, es mayor. Además, la compra de estos materiales compuestos se debe hacer a fabricantes especializados y presentan más complejidad para imprimirse en las impresoras comerciales comunes.

1.3. Parámetros de impresión

Para este Proyecto se fabrican diferentes prótesis siguiendo una serie de pautas y parámetros de impresión comunes en cada una de las ellas. Además, se evalúan ciertos parámetros que podrían tener un papel más crítico en la impresión y las propiedades mecánicas de la pieza. Los parámetros de impresión en los que se hace mayor énfasis son la velocidad de impresión, la línea de perímetro, la inclinación, el patrón de relleno y la temperatura.

2. Modelo de pie

El diseño de la prótesis de pie realizado en este Proyecto permite simular un efecto “muelle” al caminar, con el propósito de dotarlo de cierta flexibilidad y asimilarlo al de un pie natural. Este diseño también permite que el usuario pueda usar calzado lo que aumenta la autoestima del paciente y la aceptación social de la prótesis. En la Figura 2 se muestra una imagen del diseño realizado.



Figura 2. Vista plano frontal de modelo de prótesis.

Uno de los requisitos que se tiene en cuenta para el diseño es que se utilice una tecnología apropiada para una población de un país en vías de desarrollo. En ese sentido el diseño del pie realizado es capaz de poder imprimirse en la práctica totalidad de las impresoras disponibles en el mercado y además se imprime en una sola pieza evitando uniones que comprometerían su resistencia.

2.1. Parámetros de impresión

El patrón de relleno utilizado en este Proyecto es el giroide. Este patrón destaca por carecer de líneas rectas y ser una estructura de Superficie Mínima Triplemente Periódica (Triply Periodic Minimal Surface, TPMS), también presente en estructuras cristalinas y biología naturales [3]. Este tipo de superficies se caracterizan por repetirse en 3 direcciones espaciales. Tienen una superficie suave, continua y carece de puntos cónicos (Figura 3). Según un estudio realizado por el Instituto Tecnológico de Massachussets (MIT) [4], el patrón giroide presenta una de las mejores relaciones resistencia-peso. Este estudio llega a esa conclusión tras ensayar, con excelentes resultados, un cubo con el patrón giroide a compresión de tan sólo 5% de

densidad. La estructura soportaba cargas 10 veces superiores a la resistencia del acero. Además, este patrón es idóneo para materiales como el grafeno o polímeros como el PLA, puesto que mejora en gran medida sus propiedades mecánicas.

Cabe destacar que además de tener una buena relación resistencia-peso la naturaleza estructural del giroide es casi isotrópica, lo que le permite distribuir mejor los esfuerzos en todas las direcciones del espacio.

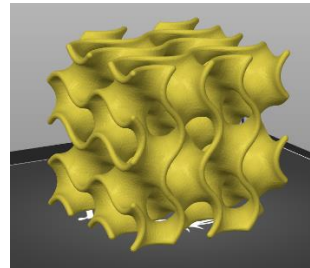


Figura 3. Cubo giroide.

Una vez comprendida la relación existente entre el patrón de relleno giroide y la resistencia-densidad, se ha de estudiar el factor densidad. La densidad utilizada en este Proyecto se establece en 46% atendiendo a la investigación realizada por Abueidda et al. [5]. En dicha investigación se evaluaron probetas con giroide en diferentes densidades y dos orientaciones en la cama de impresión. El porcentaje con el menor peso, mayor resistencia a compresión y menor deformación se obtuvo en la probeta del 46%. En otro estudio realizado por Chen et al. [6] se establece también que, a altas densidades, las superficies TPMS tienen un comportamiento más eficiente ante las cargas. Sin embargo, cabe destacar que debido a la limitación de resolución de impresión de las impresoras FDM, densidades mayores podrían suponer una pérdida de las características geométricas de la superficie TPMS, perdiendo las ventajas estructurales del giroide. Por ello, la densidad seleccionada se establece en 46%.

La orientación de la prótesis sobre la cama de impresión se hace preferiblemente en horizontal (Figura 4). La razón detrás de esta decisión es que, si se hiciera de manera vertical, se sometería a las capas del pie a fallo estructural puesto que, al hacer el efecto muelle de la prótesis, se perdería la adherencia entre las capas de impresión de la pieza. Es decir, hay que tener en cuenta que las propiedades mecánicas del material varían significativamente de acuerdo con la orientación en la que se haya impreso la pieza [7].

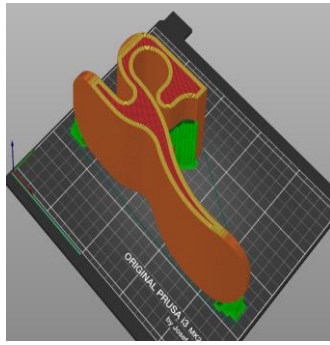


Figura 4. Dirección horizontal de impresión del pie.

La orientación en horizontal, junto con el patrón giroide, y el efecto muelle en la pisada, garantiza que la adhesión entre capas pueda ser lo suficientemente fuerte como para evitar el fallo de la prótesis.

La velocidad de impresión usada para todas las prótesis es la que se deja por defecto en el programa de control de la impresora, PrusaSlicer (Figura 5). Esto se debe a que la velocidad afecta a la calidad y la resolución de la pieza. A velocidades más lentas, mayor precisión, pero se corre el riesgo de una mala adhesión entre capas [8]. Por el contrario, en velocidades altas, se reduce el tiempo de fabricación de la pieza, pero se aumenta el riesgo de posibles imperfecciones en su estructura. Esta situación no es tolerable en piezas que están diseñadas para soportar esfuerzos y al mismo tiempo mejorar la vida de un paciente, como es el caso de una prótesis.

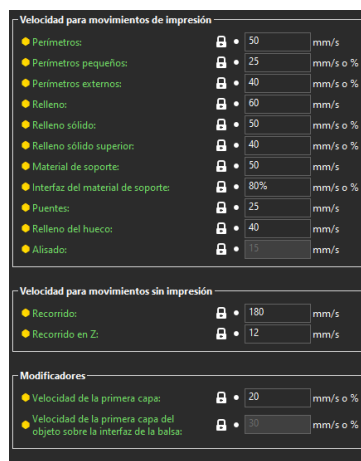


Figura 5. parámetros de velocidad con los que se imprime la prótesis.

El perímetro es la pared más externa de la pieza, y está formada por un conjunto de líneas colindantes. Tiene una influencia clave en las prestaciones de la pieza, puesto que mejora la resistencia mecánica dándole un comportamiento sólido [9]. Se opta por usar seis capas de perímetro en la prótesis de manera que aun quede espacio dentro de la misma para el patrón giroide. En la Figura 6 se muestra un detalle del perímetro.

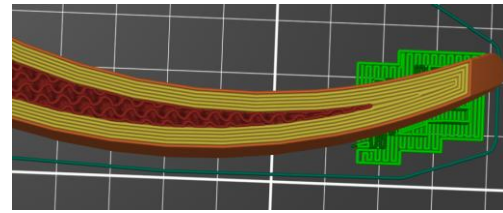


Figura 6. Detalle del perímetro de 6 capas en el pie.

2.2. Ensayo de resistencia ultima. Normativa

El cumplimiento de la normativa permite garantizar unos valores mínimos de calidad, carga y funcionalidad real de la prótesis impresa. Este ensayo se tuvo en cuenta durante el diseño del pie para asegurar un buen comportamiento experimental de la prótesis.

La norma que regula el ensayo a resistencia ultima en el uso de prótesis transtibiales es la UNE-ISO 10328:2017 [10]. En esta norma se establecen las condiciones de carga del usuario de la prótesis y modalidad de aplicación del ensayo de carga. La norma define las condiciones I y II que son los instantes de carga máxima sobre la prótesis durante el inicio y el final de la marcha respectivamente. La aplicación de la carga se debe realizar en la condición máxima inicial, simulando la marcha a un ángulo α sobre el talón del pie. La parte anterior del pie viene definida por el ángulo β . Los ángulos son iguales independientemente del nivel de carga, siendo estos 15° para el talón y 20° para la parte anterior del pie.

La reacción sobre el contacto del pie según los ángulos β y α toma valores a partir del peso del usuario. Los ensayos de este proyecto se evalúan con un nivel de carga P3, para una persona de 60 Kg, de 3220 N en la más crítica. Dicha carga se escoge considerando que la prótesis tiene elevadas prestaciones y será para un uso deportivo.

La tarea compleja de ensayar una prótesis con una herramienta inclinada hace necesario fabricar un útil de ensayo para que, al aplicar la fuerza en una dirección, ésta se descomponga según las especificaciones de la normativa.

El útil fabricado en la UC3M (Figura 7) facilita el ensayo y respeta las especificaciones incluidas en la normativa. El ángulo que se mantiene en ambas partes del útil del pie es de $17,5^\circ$; con esta distribución se consigue que la fuerza que se aplica a la prótesis a través de la máquina se descomponga según especificaciones.

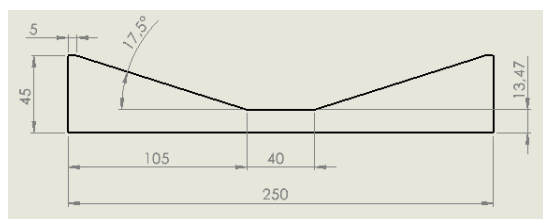


Figura 7. Plano del útil de ensayo construido en la UC3M.

La expresión para las reacciones, teniendo en cuenta que éstas son iguales por simetría, se obtiene con la descomposición de la fuerza aplicada sobre la prótesis en la ecuación (1):

$$F_M = F_1 \cdot \cos(17,50^\circ) + F_2 \cdot \cos(17,50^\circ) = 2 \cdot F_1 \cdot \cos(17,50^\circ) \quad (1)$$

El punto de aplicación de la fuerza se realiza mediante una pletina que va roscada a la prótesis (Figura 8). De esta manera se desplaza el punto de aplicación de la fuerza y se anula cualquier momento que pueda generar un error en el ensayo.

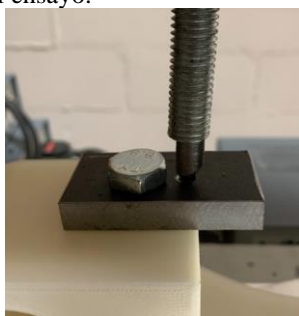


Figura 8. Pletina de acero instalada en la parte superior de la prótesis

El ensayo a compresión se realiza con una máquina universal instrumentada con una célula de carga de hasta 50 kN. El pie se dispone sobre el útil de forma que al hacer uso de la máquina con la célula de carga, aplicando una fuerza sobre la pletina de acero, se lleva hasta la rotura. Si el valor que se obtiene de resistencia de la pieza es igual o superior a 3220 N, se considera que la pieza ha superado el ensayo y queda validada. En la Figura 9 se muestra la disposición del ensayo y una imagen de la célula de carga usada en este proyecto.



Figura 9. Área de ensayo y célula de carga.

3. Fabricación

Se han fabricado un total de 13 prótesis de pie transtibiales para este proyecto. De estas, 8 prótesis de un material único y 5 prótesis multimaterial. En la Tabla 1 se identifica cada una de las prótesis ensayadas y se indica el material utilizado.

A efectos de comprobar las propiedades superiores del patrón giroide, la orientación de impresión y la idoneidad de la densidad del 46%, el Pie 1 se ha fabricado con un 60% de densidad, en vertical y con patrón de relleno de panel de abeja. Este es el único pie que se diferencia tanto en patrón como en densidad del resto de prótesis.

Como parte del análisis de sensibilidad a los parámetros de impresión el Pie 4 se fabrica en orientación vertical para ensayar la influencia de la inclinación en la resistencia de la prótesis. Por otra parte, el Pie 7 se imprime con una velocidad de impresión un 40% superior a la velocidad habitual.

Tabla 1. Listado de prótesis fabricadas

Pies	Descripción Prótesis
1	PLA NEGRO (Panel de abeja)
2	PLA BLANCO
3	PLA WOOD
4	PLA - En vertical
5	PETG
6	PLA-PVA
7	PLA +40% de velocidad
8	Núcleo-Carcasa / PLA-PETG
9	PLA-PETG
10	PLA-PETG 2
11	Nylstrong
12	TPU CF
13	PLA-PETG 3

A continuación, se detallan las etapas de fabricación, ensayos y resultados de las cuatro prótesis más significativas de todas las ensayadas.

3.1. Pie 2-PLA BLANCO

Este pie se imprime con 46% de densidad de relleno y con patrón giroide. Se imprime en posición horizontal (Figura 10), con una velocidad estándar y perímetro de 6 capas. Es el primero en imprimirse con esta configuración y sirve para establecer las bases de fabricación en las siguientes prótesis.

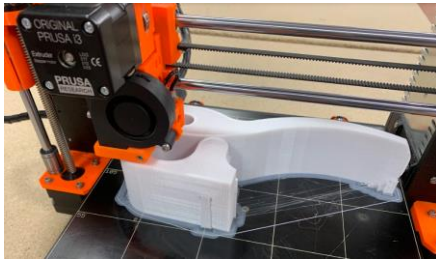


Figura 10. Impresión de la prótesis 2 (PLA BLANCO).

3.2. Pie 8-Núcleo-Carcasa / PLA-PETG

Esta prótesis se hace con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas mediante la mezcla de materiales a partir de una unión de apriete. En esta prótesis se deja una cavidad interior en el cuerpo o carcasa. El material de la carcasa es PETG. En la cavidad interior se dispone una pieza o núcleo en PLA (Figura 11). El resto de configuración se deja igual que en el Pie 2. El núcleo se imprime también a una densidad del 46%, patrón giroide y su propósito es darle rigidez a la prótesis dado que el PLA es más rígido y resistente que el PETG. Con esta configuración híbrida se reduce el tiempo de impresión del pie a tan sólo 4 horas frente a las 70 horas que llevaría el uso de la impresora multimaterial.



Figura 11. Pie 8-Núcleo-carcasa de PETG y PLA.

3.3. Pie 9-Multimaterial PLA-PETG

Para esta prótesis se hace uso de la impresora multimaterial (MMAM). Se fábrica de manera que el patrón de relleno sea impreso en PLA y el PETG para el perímetro y relleno externo. El material externo se hace con PETG al ser más flexible que el PLA, este último eleva la resistencia de la pieza al tener una más rigidez (Figura 12).

Cabe destacar que, durante la impresión, se tienen errores por una mala lectura de material por parte del sistema de distribución de la impresora. Esto genera puntos localizados con desperfectos en los cuales podrían concentrarse tensiones durante el ensayo y originarse una rotura prematura.



Figura 12. Pie 9 Multimaterial de PETG y PLA.

3.4. Pie 11-NYLSTRONG

El uso de materiales compuestos está limitado debido a su comportamiento abrasivo con las impresoras de uso común. Por ese motivo se utiliza una boquilla de acero reforzado para la fabricación del pie (Figura 13) de Nylstrong con densidad 46%, giroide, dirección horizontal y velocidad de impresión por defecto. Los materiales compuestos ofrecen unas propiedades mecánicas mejores con un margen de coste adicional relativamente bajo comparado con el de una prótesis comercial.



Figura 13. Pie 11 Nylstrong.

En la Figura 14 se incluyen imágenes de diferentes intentos fallidos de impresión debido al carácter abrasivo de este material compuesto. Aun con la utilización de una boquilla de acero, sus partículas tienen una mayor dimensión y se necesitan herramientas adicionales de impresión, como pegamento en barra y mayor temperatura de cama, para garantizar una impresión correcta.



Figura 14. Intentos de impresión fallidos Pie 11.

4. Ensayos

En este capítulo se analiza los resultados obtenidos. Los datos de los ensayos de estudio son la fuerza ejercida por la célula de carga sobre la prótesis, y el desplazamiento vertical del cabezal de la célula de carga con respecto a una posición de referencia. Se recopilan estos datos y se muestran las gráficas habituales de fuerza-desplazamiento (Figura 20).

A continuación, se han seleccionado los resultados de las cuatro prótesis más significativas de todas las ensayadas.

4.1. Pie 2-PLA BLANCO

Para el primer modelo de pie con giroide se hizo un ciclo de carga previo hasta 3220 N para evaluar el comportamiento de la prótesis con los nuevos parámetros de impresión. En la Figura 15 se pueden observar los efectos de ese primer ciclo de carga. La aparición de fisuras indica las áreas con mayor concentración de tensiones.



Figura 15. Fisuras tras la carga de prueba en Pie 2.

Tras esto, se lleva la probeta hasta la rotura alcanzándose una fuerza máxima de 7,36 kN y un desplazamiento máximo de 23,13 mm. Al descomponer la fuerza en sus reacciones, se obtiene un valor de reacción de 3,8676 kN, valor que supera ampliamente los 3,22 kN establecidos por la normativa. En la Figura 16 se muestra la imagen del instante de rotura del Pie 2.



Figura 16. Momento de rotura de Pie 2.

4.2. Pie 8-Nucleo-Carcasa / PLA-PETG

A pesar de que la pieza de núcleo queda ajustada en la cavidad interior de la prótesis, queda una pequeña holgura debido a imperfecciones del material durante la impresión. Esto origina concentradores de tensión, donde se produce la rotura (Figura 17). En la impresión de este pie se cuentan con más perímetros puesto que se tendrían los tres del núcleo y los seis de la carcasa. Por tanto esta impresión deja un espacio muy reducido para patrón de relleno giroide.



Figura 17. Detalle de la rotura del Pie 8.

Esta configuración una vez descompuesta la fuerza máxima obtenida obtiene un resultado de 0,87 kN, muy por debajo del límite fijado por la norma. Se trata de la configuración ensayada con los peores resultados. Los autores consideran que se podría mejorar este resultado aumentando la adherencia entre el núcleo con la carcasa con resina epoxi y modificando la cantidad de perímetros a imprimir por zona de la pieza.

4.3. Pie 9-Multimaterial PLA-PETG

Los resultados obtenidos para esta prótesis superan en un 90% a la combinación de los mismos materiales dispuestos en la configuración de núcleo-carcasa (Pie 8). Se alcanza una fuerza máxima de 1,67 kN junto con un desplazamiento de 23,79 mm. Es importante resaltar que, aunque no se supera el límite requerido por la normativa, la prótesis no llega a romper en el ensayo dado que la rotura se da en la zona de la rosca con la pletina de aplicación de la fuerza (Figura 18)

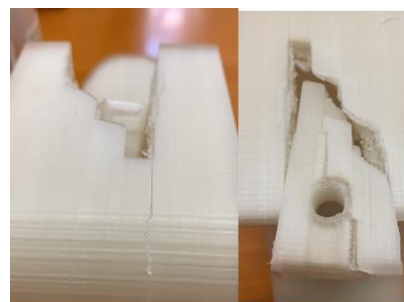


Figura 18. Zona de rotura de Pie 9.

4.4. Pie 11-NYLSTRONG

Esta prótesis es la más pesada y rígida de las evaluadas. En la Figura 19 se muestra el momento de rotura del ensayo. La carga máxima soportada es de 7,24 kN respectivamente superando el valor mínimo fijado por la normativa. Esta prótesis presenta, en general, mejores propiedades mecánicas que el Pie 2 aunque se obtenga un menor valor de resistencia.



Figura 19. Momento de rotura de Pie 11.

5. Resultados

En la Tabla 2 se recopilan los resultados de la reacción máxima y los desplazamientos de todas las prótesis ensayadas. Los valores que superan el límite fijado por la normativa de 3,22 kN son los del Pie 2 y el Pie 11.

Tabla 2. Resultados de todos los ensayos.

Pies	Fuerza máxima de las reacciones (kN)	Desplazamiento (mm)
1	1,3457	12,56
2	3,8676	23,13
3	2,2005	15,6562
4	1,0822	11,66
5	1,9868	33,4747
7	2,8994	22,1141
8	0,8774	13,54
9	1,6726	23,784
10	1,37	15,97
11	3,7999	23,39
12	0,5881	21,25
13	1,9066	14,82

En la Figura 20 se muestra la representación gráfica de la fuerza aplicada en función del desplazamiento para todos los ensayos realizados.

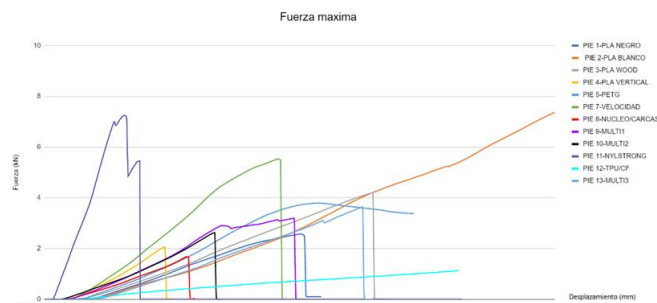


Figura 20. Relación entre el desplazamiento y la fuerza aplicada por la herramienta sobre las prótesis.

6. Conclusiones

En el presente artículo se muestra el diseño, fabricación por impresión 3D, y ensayo de una prótesis de pie.

Los polímeros utilizados para las impresiones de este proyecto son de fácil acceso y económicos. El material con un coste más elevado es el Nylstrong, con un coste de 76 €/kg.

Se han impreso 13 pies protésicos que han sido sometidos a esfuerzos de compresión. Para la selección de los modelos a imprimir se ha estudiado el efecto que supone, en las propiedades mecánicas, modificar el patrón de relleno, densidad, velocidad de impresión e inclinación a la hora de imprimir.

El giroide ha resultado ser el mejor patrón de relleno por sus propiedades isotrópicas. Así, en el ensayo a compresión del Pie 1, con patrón de relleno de panel de abeja, se obtiene una resistencia de 1,3457 kN, mientras que en el modelo de Pie 2 con patrón de giroide se alcanza una resistencia de un 300% superior con un valor de 3,8676 kN.

Respecto a la influencia de la densidad de impresión se obtiene que el Pie 1, con una densidad del 60%, no logra superar la carga mínima fijada por la norma. Mientras que el Pie 2, con una densidad del 46%, es decir usando menos material soporta un 300% más de carga.

En relación con la orientación de la impresión se observa que la orientación vertical obtiene peores resultados (Pies 1 y 4) que la orientación horizontal. Este hecho se explica atendiendo al efecto de la adhesión entre las capas de impresión frente a la dirección de la carga a la que se somete al pie.

Respecto a la velocidad de impresión, y según los ensayos realizados en el Pie 7, se puede concluir que una disminución en el tiempo de impresión puede mejorar las propiedades mecánicas pero la prótesis resultante es más susceptible de presentar fallos por fabricación.

Para el análisis de las prótesis se ha verificado el cumplimiento de la normativa UNE ISO 10328:2016-2017. Las prótesis de los Pies 2 y 11 lograron sobrepasar los 3,5 kN de carga, lo que significa un 25% superior al mínimo de 3,22 kN solicitado por la norma.

Por último, se puede concluir que la impresión 3D es una tecnología plenamente aplicable para la fabricación de prótesis obteniéndose un buen comportamiento mecánico con un coste reducido.

7. Trabajos futuros

Para futuros trabajos, se propone reimprimir las prótesis que han cumplido con la normativa de ensayo para analizar su comportamiento bajo esfuerzos de fatiga. Cuando finalice la verificación de que prótesis cumple con las exigencias requeridas en la normativa, puede iniciarse el proceso de optimización del diseño variando, por ejemplo, el arco del modelo, la longitud, etc. Además, se propone investigar cómo reciclar las prótesis utilizadas para crear prótesis nuevas, siguiendo conceptos de economía circular como los propuestos por McDonough y Braungart [11].

8. Referencias

[1] Sood, Anoop Kumar, et al. "Parametric Appraisal of Mechanical Property of Fused Deposition Modelling Processed Parts." *Materials & Design*, vol. 31, no. 1, 2010, pp. 287–295., Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2009.06.016>.

[2] Jiang, J., Xiong, Y., Zhang, Z., et al. (2022). Machine learning integrated design for additive manufacturing. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 33, 1073-1086. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s10845-020-01715-6>.

[3] Chen, Hsun-Yi, et al. "Multifunctionality of Three-Dimensional Self-Assembled Composite Structure." *Script Materialia*, vol. 61, no. 1, 2009, pp. 52–55., Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2009.03.006>.

[4] Zhao Qin et al., The mechanics and design of a lightweight three-dimensional graphene assembly. *Sci. Adv.* 3, e1601536 (2017). Disponible en: DOI:10.1126/sciadv.1601536

[5] Abueidda, Diab W., et al. "Mechanical Properties of 3D Printed Polymeric Cellular Materials with Triply Periodic Minimal Surface Architectures." *Materials & Design*, vol. 122, 2017, pp. 255–267., Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.03.018>.

[6] Chen, Xiaohong, et al. "Wide-Range Tuning of the Mechanical Properties of TPMS Lattice Structures through Frequency Variation." *Materials & Design*, vol. 224, 2022, p. 111370., Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2022.111370>.

[7] Cantrell, Jason T., et al. "Experimental Characterization of the Mechanical Properties of 3D-Printed ABS and Polycarbonate Parts." *Rapid Prototyping Journal*, vol. 23, no. 4, 2017, pp. 811–824., Disponible en: <https://doi.org/10.1108/rpj-03-2016-0042>.

[8] Doshi, Manav, et al. "Printing Parameters and Materials Affecting Mechanical Properties of FDM-3D Printed Parts: Perspective and Prospects." *Materials Today: Proceedings*, vol. 50, 2022, pp. 2269–2275., Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.10.003>.

[9] Ćwikła, G, et al. "The Influence of Printing Parameters on Selected Mechanical Properties of FDM/FFF 3D-Printed Parts." *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 227, 2017, p. 012033., Disponible en: <https://doi.org/10.1088/1757-899x/227/1/012033>.

[10] Prótesis Ensayo estructural de las prótesis de miembros inferiores Requisitos y métodos de ensayo, ISO 10328:2016-2017

[11] McDonough W. et Braungart M. "Cradle to Cradle: Remaking the Way We Make Things". ISBN-10: 022408786X