



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS
INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

**ANÁLISIS Y OPTIMIZACIÓN TOPOLOGICA DE
ELEMENTOS BIOMECANICOS**

Autor: Paloma Rivas Castillo

Director: Mariano Jiménez Calzado

Co-Director: Xavier Soldani

Madrid

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título

**ANÁLISIS Y OPTIMIZACIÓN TOPOLOGICA DE ELEMENTOS
BIOMECAÑICOS**

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el curso académico 2023/2024 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: Paloma Rivas Castillo

Fecha: 24/ 09/ 2024

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Fdo.: Xavier Soldani - Fecha: 24 / 09 / 2024



Fdo.: Mariano Jiménez Calzado - Fecha: 24 / 09 / 2024

Agradecimientos

Me gustaría expresar mi agradecimiento a los directores de este proyecto: Mariano Jiménez Calzado y Xavier Soldani, por su ayuda y enseñanza a lo largo del desarrollo del proyecto. Gracias a su apoyo, he podido ampliar mis conocimientos y adquirir una mayor comprensión de esta área, lo que ha sido clave en mi formación académica

ANALISIS Y OPTIMIZACION TOPOLOGICA DE ELEMENTOS BIOMECANICOS

Autor: Rivas Castillo, Paloma

Director: Jiménez Calzado, Mariano.

Codirector: Soldani, Xavier.

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

El presente Trabajo de Fin de Grado (TFG) se centra en el diseño y fabricación de una prótesis transtibial mediante la aplicación de tecnologías avanzadas de **fabricación aditiva (impresión 3D)** y **optimización topológica**. La motivación del proyecto surge de la necesidad de crear soluciones médicas más accesibles, personalizadas y económicas para personas con amputaciones, superando las limitaciones de las prótesis convencionales, que suelen ser costosas, pesadas y poco adaptables a las necesidades específicas de los pacientes.

- **Proceso de Desarrollo**

El proyecto comienza con la creación de un modelo digital en CAD basado en el escaneo de la pierna del paciente, lo que garantiza una personalización exacta y un ajuste perfecto. Este escaneo puede realizarse fácilmente utilizando un dispositivo móvil actualizado, lo que facilita la accesibilidad para los pacientes y reduce los costos de personalización.

A continuación, el modelo CAD se divide en dos partes: la tibia y el pie. Esta división permite optimizar de manera más eficiente cada parte por separado y facilita el proceso de fabricación aditiva. Posteriormente, se lleva a cabo un análisis de la optimización topológica para reducir el material empleado sin comprometer la resistencia estructural de la prótesis, lo que también ayuda a disminuir el peso total de la misma.



Ilustración 1: Piezas optimizadas en CAD

- **Materiales y Fabricación**

Para la fabricación de la prótesis, se han evaluado diversos materiales, siendo finalmente elegido el Nylon 12 por sus excelentes propiedades mecánicas y su compatibilidad con las impresoras 3D. El Nylon es un material más ligero y económico que los materiales convencionales utilizados en la fabricación de prótesis, lo que contribuye a reducir los costos de producción y aumentar el confort del usuario. Además, su flexibilidad y resistencia lo hacen ideal para soportar los esfuerzos diarios de una prótesis transtibial.

La prótesis se imprime en una impresora 3D especializada en nylon y polímero, permitiendo la creación de geometrías complejas y la implementación de estructuras lattice, que optimizan la distribución del material, manteniendo la resistencia mientras se reduce el peso.

- **Simulaciones y Ensayos**

Una vez diseñado el modelo optimizado, se realizan simulaciones bajo condiciones de compresión y torsión para asegurar que la prótesis cumpla con los estándares de esfuerzo y deformación requeridos para su uso diario. Sin embargo, los ensayos físicos de compresión, torsión y fatiga quedan pendientes para futuras fases del proyecto, donde se validará el diseño final y su durabilidad en la vida real.

- **Futuras Mejoras**

Debido a limitaciones de software, no ha sido posible implementar la optimización con estructuras lattice en nTop. No obstante, se contempla la posibilidad de incluir esta mejora en futuros estudios, lo que permitiría optimizar aún más la distribución de tensiones y aumentar la ligereza de la prótesis.

- **Conclusión**

Este proyecto demuestra que, mediante el uso de impresión 3D y optimización topológica, es posible desarrollar prótesis transtibiales más accesibles, ligeras y económicas, ofreciendo una alternativa viable a las prótesis tradicionales. Al ser personalizables y adaptadas a las necesidades específicas de cada paciente, estas prótesis mejoran significativamente la calidad de vida de los usuarios, reduciendo tanto el peso como los costos de producción. Además, la combinación de estas tecnologías permite crear prótesis de una sola pieza, con mayor eficiencia y menor consumo de materiales.



Ilustración 2: Prótesis en 3D

Palabras clave: Impresión 3D, Optimización topológica, Elementos biomecánicos, estructuras Lattice.

ANALYSIS AND TOPOLOGICAL OPTIMIZATION OF BIOMECHANICAL ELEMENTS

Author: Rivas Castillo, Paloma

Director: Jiménez Calzado, Mariano

Codirector: Soldani, Xavier

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

PROJECT SUMMARY

This Final Degree Project (TFG) focuses on the design and manufacturing of a transtibial prosthesis through the application of advanced additive manufacturing technologies (3D printing) and topological optimization. The motivation for the project stems from the need to create more accessible, personalized, and cost-effective medical solutions for amputees, overcoming the limitations of conventional prostheses, which are often expensive, heavy, and not easily adaptable to the specific needs of individual patients.

- **Development Process**

The project begins with the creation of a digital CAD model based on a scan of the patient's leg, ensuring exact personalization and a perfect fit. This scan can be easily carried out using an updated mobile device, which improves accessibility for patients and reduces customization costs.

Next, the CAD model is divided into two parts: the tibia and the foot. This division allows for more efficient optimization of each part individually and facilitates the additive manufacturing process. Subsequently, a topological optimization analysis is performed to reduce the material used without compromising the structural integrity of the prosthesis, which also helps to decrease its overall weight.

- **Materials and Manufacturin**

Several materials were evaluated for the fabrication of the prosthesis, with Nylon 12 being the final choice due to its excellent mechanical properties and compatibility with 3D printers. Nylon is a lighter and more economical material than those traditionally used in prosthetic manufacturing, contributing to reduced production costs and increased

comfort for the user. Additionally, its flexibility and strength make it ideal for handling the daily stresses of a transtibial prosthesis

The prosthesis is printed using a specialized 3D printer for nylon and polymers, allowing the creation of complex geometries and the implementation of lattice structures, which optimize material distribution, maintaining strength while reducing weight.

- **Simulations and Testing**

Once the optimized model is designed, simulations under compression and torsion conditions are conducted to ensure the prosthesis meets the required stress and deformation standards for daily use. However, physical tests for compression, torsion, and fatigue are pending for future phases of the project, where the final design and its durability will be validated in real-world conditions.

- **Future Improvements**

Due to software limitations, it was not possible to implement lattice structure optimization in nTop. However, future studies aim to include this improvement, which would further optimize stress distribution and increase the lightness of the prosthesis.

- **Conclusion**

This project demonstrates that, through the use of 3D printing and topological optimization, it is possible to develop transtibial prostheses that are more accessible, lightweight, and cost-effective, offering a viable alternative to traditional prostheses. By being customizable and adapted to the specific needs of each patient, these prostheses significantly improve the users' quality of life, reducing both the weight and production costs. Additionally, the combination of these technologies allows for the creation of single-piece prostheses with greater efficiency and lower material consumption.

Keywords: 3D printing, Topological optimization, Biomechanical elements, Lattice structures.

Índice de la memoria

Contenido

<i>Índice de la memoria</i>	<i>I</i>
<i>Índice de figuras</i>	<i>II</i>
Capítulo 1. Introducción	4
1.1 Motivación del proyecto.....	7
Capítulo 2. Descripción de las Tecnologías	9
Capítulo 3. Estado de la Cuestión	11
Capítulo 4. Definición del Trabajo	21
4.1 Justificación.....	21
4.2 Objetivos	22
4.3 Metodología.....	23
4.4 Planificación.....	24
Capítulo 5. Modelo Desarrollado	25
5.1 Escaneo.....	25
5.2 Elección de Material.....	29
5.3 Diseño.....	32
5.3.1 Tibia.....	32
5.3.2 Pie.....	36
5.4 simulación	41
5.5 Impresión 3D.....	43
Capítulo 6. Conclusiones y Trabajos Futuros	48
6.1 Conclusión.....	48
6.2 Proyectos Futuros	48
Capítulo 7. Bibliografía	50

Índice de figuras

Ilustración 1: Piezas optimizadas en CAD	5
Ilustración 2: Prótesis en 3D.....	6
Ilustración 3; Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por debajo.....	5
Ilustración 4:prótesis típica debajo de rodilla [6]	5
Ilustración 5: CAD/CAM "Monolimb"[7]	6
Ilustración 6: Diseño Monocoque [15].....	13
Ilustración 7:Diseño Biomimético[15]	14
Ilustración 8: Evolución de Optimización Topológica.....	15
Ilustración 9: Ejemplos de estructura lattice.....	15
Ilustración 10: Prótesis de mandíbula optimizada topológicamente y estructura lattice [18]	17
Ilustración 11: Impresora 3D.....	17
Ilustración 12: Impresora 3D Binder Jet	18
Ilustración 13: Volante impreso en 3D [19]	19
Ilustración 14: Escaneo con Go!Scan (Fuente Carlos Mas).....	26
Ilustración 15: Posicionamiento cámara fotogrametría (Fuente Carlos Mas).....	27
Ilustración 16: Modelo 3D pierna tras el relleno del sólido y la eliminación de partes innecesarias (fuente Carlos Mas).....	28
Ilustración 17: Modelos base de tibia y pie	29
Ilustración 18: Propiedades mecánicas específicas del material escogido	31
Ilustración 19: Mapa de esfuerzos	33
Ilustración 20: Modelo optimizado al 80% (con error).....	33
Ilustración 21: Modelos optimizados topológicamente. Reducción de masa un 60%(a), 70%(b) y 85%(c)	34
Ilustración 22: Punto fijo.....	35
Ilustración 23: Fuerzas de Compresion+torsion.....	35
Ilustración 24: Reducción de masa de la tibia bajo torsion+compresión, al 60% y 80%	36
Ilustración 25: Detalle pie, cargas de la normativa [15].....	37

Ilustración 26: Modelo base del pie y modelo base con base incorporada.....	37
Ilustración 27: Puntos fijos para la OT	38
Ilustración 28: Fuerzas aplicadas.....	39
Ilustración 29: Reducción de masa al 50%,65%,70% y 80%, respectivamente.....	39
Ilustración 30: Pie con una reducción de masa del 80%	40
Ilustración 31: Tibia simulada	41
Ilustración 32: Simulación del pie con una reducción del 80% de masa	42
Ilustración 33: .stl de las piezas	43
Ilustración 34: Piezas suavizadas	44
Ilustración 35: Imagen previa a la impresión	45
Ilustración 36: Pieza en proceso de impresión	45
Ilustración 37: Imágenes de las piezas impresas por separado.....	46
Ilustración 38: Imagen final de la prótesis ya unida.....	47

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

La tecnología asistencial ha experimentado un progreso significativo en las últimas décadas, con un enfoque especial en las prótesis, que están diseñadas para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades físicas. Estas tecnologías no solo tienen el objetivo de restaurar la movilidad y facilitar la autonomía en las actividades diarias, sino que también cumplen un rol crucial en la garantía de los derechos humanos y las libertades fundamentales de las personas con discapacidad, tal como se describe en la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (CRPD) de las Naciones Unidas ([1]; [2]).

Históricamente, las prótesis han sido parte integral de la vida de personas con amputaciones desde las antiguas civilizaciones de la India, Egipto, Grecia y Roma. A lo largo de los siglos, estas tecnologías han evolucionado junto con los avances científicos y técnicos de cada época, dando lugar a soluciones cada vez más sofisticadas y funcionales [3]. Actualmente, la demanda de prótesis está en constante crecimiento, lo que impulsa el desarrollo de nuevas soluciones que no solo mejoran la funcionalidad y el diseño, sino que también intentan hacerlas más accesibles económicamente. Esto es especialmente relevante [4] en un contexto donde se estima que aproximadamente 40 millones de personas en el mundo han sufrido amputaciones, y de ellas, la mayoría vive en países en desarrollo. Sin embargo, solo entre el 5% y el 15% de las personas que necesitan prótesis pueden acceder a ellas, en gran parte debido a los altos costos y la limitada disponibilidad de estas tecnologías.



Ilustración 3; Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla sin mecanismo de bloqueo [5]

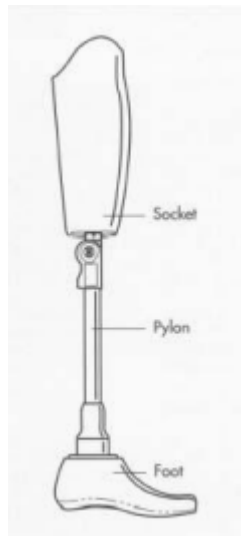


Ilustración 4:prótesis típica debajo de rodilla [6]

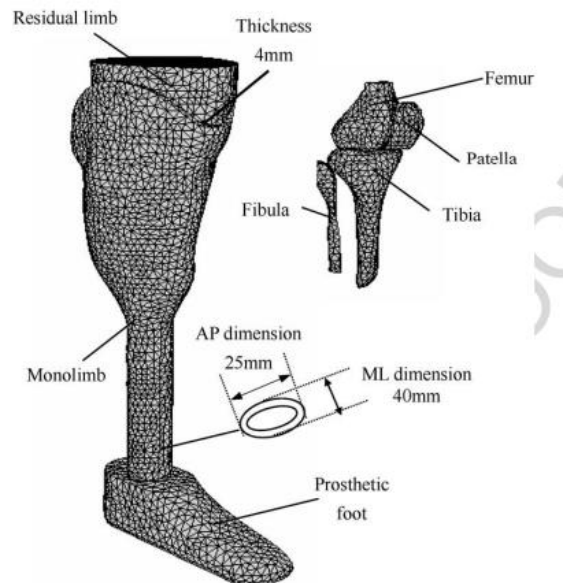


Ilustración 5: CAD/CAM "Monolimb"[7]

Uno de los mayores retos en la fabricación de prótesis es la necesidad de personalización, ya que cada paciente requiere una solución ajustada a su anatomía y necesidades específicas. Esta personalización impide la producción masiva y dificulta la reducción de costos a través de economías de escala. A ello se suma la complejidad en los procesos de fabricación y en los materiales, que encarecen aún más las prótesis. Además, muchas prótesis tienen limitaciones en términos de peso y maniobrabilidad, lo que puede afectar negativamente la experiencia del usuario, haciéndolas menos funcionales y estéticamente poco atractivas.

Para abordar estos desafíos, el presente proyecto se centra en explorar la posibilidad de aplicar tecnologías avanzadas de manufactura, como la impresión 3D y la optimización topológica (OT), a la creación de prótesis transtibiales. La impresión 3D ha demostrado ser una herramienta versátil, capaz de reducir costos y facilitar la fabricación de piezas con geometrías complejas. Esta tecnología permite una personalización más precisa y eficiente, al mismo tiempo que optimiza el uso de materiales y reduce el peso de las prótesis. Por otro lado, la optimización topológica ofrece la posibilidad de diseñar estructuras que maximizan

la eficiencia del material utilizado, lo que se traduce en dispositivos más ligeros, resistentes y adaptados a las necesidades de los pacientes.

El uso combinado de estas dos tecnologías, impresión 3D y OT, abre la puerta a la creación de prótesis más accesibles, personalizadas y con mejor desempeño. Estas innovaciones no solo responden a la creciente demanda de soluciones médicas más eficientes y asequibles, sino que también mejoran la calidad de vida de los usuarios al ofrecerles dispositivos que satisfacen tanto sus necesidades funcionales como estéticas.

En resumen, la motivación detrás de este estudio radica en la búsqueda de soluciones innovadoras para mejorar el acceso a prótesis transtibiales a través de la fabricación aditiva y la optimización topológica. Estas tecnologías permiten no solo reducir los costos y aumentar la personalización, sino también mejorar la estética y funcionalidad de los dispositivos, lo que supone un avance significativo en el campo de la medicina asistencial y la ingeniería biomédica.

1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

El interés por realizar un Trabajo de Fin de Grado (TFG) sobre la viabilidad de una prótesis transtibial mediante fabricación aditiva surge de la necesidad de ofrecer soluciones accesibles, personalizadas y sostenibles para las personas con amputaciones. Las prótesis convencionales suelen presentar limitaciones como el peso elevado, el alto coste y la falta de adaptabilidad a las necesidades específicas de cada usuario. Esto puede afectar tanto a la comodidad como a la funcionalidad del dispositivo, impactando negativamente en la calidad de vida del paciente.

La impresión 3D ofrece una vía innovadora para superar estas limitaciones, proporcionando la capacidad de fabricar prótesis más ligeras, económicas y con un alto grado de personalización. Al emplear esta tecnología, no solo se permite un ajuste preciso a las especificaciones individuales de cada paciente, sino que también se pueden optimizar los

diseños para reducir el peso y el consumo de materiales. Esto no solo mejora la manejabilidad de las prótesis, sino que también reduce considerablemente los costos de producción. Además, la aplicación de técnicas avanzadas como la Optimización Topológica y el uso de estructuras tipo lattice permiten mejorar la eficiencia estructural, garantizando que las prótesis sean más resistentes y duraderas.

Los siguientes puntos de la **Agenda 2030 para el Desarrollo Sostenible** se alinean con los objetivos de este trabajo:[8]

- **Objetivo 3: Salud y Bienestar**

El objetivo principal es garantizar una cobertura universal de salud que proteja a los pacientes frente a riesgos financieros y ofrezca acceso a servicios de calidad, incluidas las prótesis personalizadas. Este proyecto busca mejorar el acceso a tecnologías médicas que optimicen la movilidad y el bienestar de las personas con discapacidad.

- **Objetivo 10: Reducción de las desigualdades**

Este trabajo contribuye a reducir las barreras económicas y sociales que enfrentan las personas con discapacidad, particularmente aquellas con limitaciones económicas. La fabricación aditiva permite diseñar prótesis a un costo más bajo, empoderando a los pacientes mediante tecnologías que promueven su inclusión social, económica y política.

- **Objetivo 12: Producción y Consumo Responsable**

Se busca disminuir significativamente la generación de residuos optimizando el uso de materiales en la fabricación de prótesis. El uso de técnicas como la Optimización Topológica y la impresión 3D contribuye a un diseño más eficiente que minimiza el desperdicio de recursos y promueve un proceso de manufactura sostenible.

Este enfoque permite no solo crear prótesis más eficientes y accesibles, sino también cumplir con los estándares de sostenibilidad y equidad, impactando positivamente tanto a nivel individual como social.

Capítulo 2. DESCRIPCIÓN DE LAS TECNOLOGÍAS

En el presente proyecto se hace uso de varias herramientas de software especializadas en diseño asistido por computadora (CAD), optimización topológica y simulación estructural, fundamentales para la creación y análisis de la prótesis transtibial mediante impresión 3D. A continuación, se describen brevemente los programas empleados y sus principales aplicaciones.

Solid Edge

Solid Edge es un software CAD desarrollado por Siemens que combina potentes herramientas de modelado paramétrico con capacidades avanzadas para diseño generativo y simulación estructural. Se especializa en diseño 3D y puede crear conjuntos y piezas mecánicas complejas con una precisión elevada. En este trabajo se utilizó Solid Edge para el diseño inicial de la prótesis tibial, desde la creación del modelo base hasta la optimización de la geometría. Asimismo, integra análisis mediante el Método de Elementos Finitos (FEM), que permite realizar simulaciones numéricas para verificar el comportamiento estructural del diseño bajo diversas cargas. De esta forma se puede optimizar el peso y resistencia de la prótesis sin afectar a su funcionalidad.

Altair Inspire

Altair Inspire es una plataforma de simulación y diseño generativo que se utiliza principalmente para la optimización topológica. Esta herramienta permite reducir el material utilizado en una pieza sin afectar su rendimiento, algo crucial para lograr una solución eficiente y ligera. En la fabricación de prótesis, Altair Inspire se utiliza para generar diseños estructuralmente optimizados que minimizan el peso de las prótesis y mejoran la maniobrabilidad. La optimización de la topología es clave para este proceso, ya que puede reconocer áreas donde se puede reducir el material sin comprometer la integridad estructural del dispositivo, fundamental para prótesis livianas y funcionales.

nTop (nTopology)

nTop (nTopology) es un software avanzado para crear y optimizar geometrías complejas, principalmente para ingeniería y fabricación aditiva (impresión 3D). Una de sus principales características es la capacidad de generar estructuras internas llamadas lattice o retículas, que pueden disminuir el peso del componente manteniendo su rigidez y resistencia. En este proyecto, se utilizó nTop para implementar estas estructuras reticulares en un diseño de prótesis de pierna, optimizando aún más la cantidad de material requerido y logrando una distribución uniforme de la tensión. Además, nTop facilita la creación de diseños orgánicos y ajustados, esencial para adaptar las prótesis a las características físicas del paciente y garantizar un ajuste cómodo y eficiente.

Capítulo 3. ESTADO DE LA CUESTIÓN

El avance de la tecnología ha impactado profundamente en la medicina, especialmente en el ámbito de las prótesis y las tecnologías de asistencia. Los desarrollos recientes han logrado mejorar notablemente la fiabilidad y la robustez de estos dispositivos, además de reducir su peso y aumentar su maniobrabilidad en comparación con los primeros prototipos. Gracias a estos progresos, los pacientes disponen ahora de soluciones más adaptadas a sus necesidades individuales, lo que no solo mejora su calidad de vida, sino que también les permite utilizar dispositivos que satisfacen tanto sus requerimientos físicos como estéticos. Las opciones estéticas han avanzado considerablemente, permitiendo a los usuarios llevar una vida más natural y funcional.

Para mejorar aún más la funcionalidad de las prótesis, se han desarrollado modelaciones y simulaciones de la marcha humana que son fundamentales en el diseño de prótesis que reducen al mínimo el consumo de energía por parte del usuario, manteniendo al mismo tiempo un movimiento natural que garantiza el equilibrio [9], [1]. Estas innovaciones han propiciado la creación de prótesis motorizadas, que, en comparación con las prótesis pasivas, ofrecen una regulación más eficiente del coste metabólico durante el desplazamiento a diferentes velocidades y sobre terrenos inclinados [10]. Sin embargo, aún existe debate en la comunidad científica sobre si estas prótesis motorizadas ofrecen un beneficio global significativo para los pacientes. Aunque algunos estudios reportan una reducción en la actividad muscular medida por iEMG en ciertos músculos, otros muestran un aumento en el iEMG de diferentes músculos cuando se comparan con prótesis pasivas. Además, no se han observado diferencias significativas en el rango de H (momento angular del cuerpo) entre el uso de prótesis motorizadas y pasivas, lo que sugiere que el beneficio global aún está por determinarse. [11]

El uso de herramientas de diseño asistido por computadora (CAD) y simulaciones como el análisis de elementos finitos (FEM) está adquiriendo una importancia creciente en

la industria.[12] Estas tecnologías permiten también la aplicación de ingeniería inversa para crear modelos tridimensionales precisos que se utilizan en el desarrollo posterior de prótesis. El Departamento de Investigación de la Armada de los Estados Unidos, a través de su Comando de Desarrollo e Ingeniería, está adoptando estas tecnologías con entusiasmo. Rick Moore, jefe de la "Rapid Technologies Branch" en el "Edgewood Chemical Biological Center", confía en que el personal médico pueda utilizar herramientas de escaneo láser para capturar las características físicas de los soldados antes de su despliegue. Según Moore, esta información permitiría, en caso de lesiones, fabricar prótesis que replican exactamente las características físicas del soldado.[13]

En la actualidad, se emplea tecnología de escaneo por contacto y resonancia magnética (MRI) para modelar los sockets protésicos, permitiendo personalizar su ajuste y mapear la profundidad de la osteointegración del socket con el hueso.[14] La combinación de estas tecnologías con herramientas CAD ha llevado al uso de la manufactura aditiva (AM), más conocida como impresión 3D, que representa una alternativa innovadora a la fabricación tradicional de las diferentes partes de una prótesis, como el socket, pylon, adaptadores y pie protésico. La impresión 3D permite la creación de dispositivos compactos o "monocoque", lo que simplifica el diseño y la fabricación. Limber Prosthetics & Orthotics es una empresa de tecnología médica que se especializa en la producción de prótesis funcionales y asequibles mediante la impresión 3D, aplicando además técnicas de Optimización Topológica (OT) para reducir la cantidad de material empleado en su fabricación.[2]

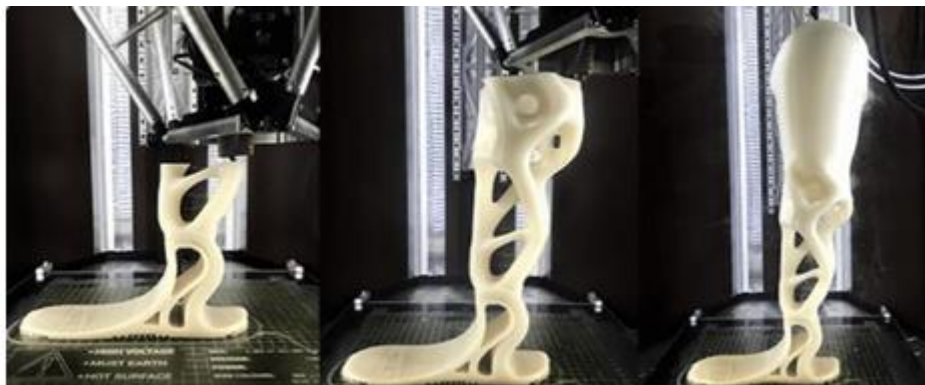


Ilustración 4: Prótesis realizada por fabricación aditiva[2]

El principal objetivo del trabajo es mejorar las soluciones actuales en el ámbito de las prótesis, haciéndolas más ligeras, resistentes y eficientes, manteniendo al mismo tiempo la funcionalidad esencial para los pacientes con amputaciones.

El diseño de monocoque, una técnica que implica la creación de una estructura en una sola pieza elimina la necesidad de ensamblaje de componentes separados, lo que puede aumentar la durabilidad del dispositivo y reducir los costos de producción. Esta aproximación es especialmente beneficiosa en comparación con las prótesis convencionales que suelen requerir ensamblaje de varios componentes, aumentando su complejidad y peso.



Ilustración 6: Diseño Monocoque [15]

El artículo también introduce el concepto de optimización topológica y diseño biomimético. A través de la optimización topológica, se logra reducir el peso de la prótesis al minimizar la cantidad de material utilizado sin comprometer la resistencia estructural. Por otro lado, el diseño biomimético se basa en replicar las estructuras óseas humanas, como las propiedades del fémur, para mejorar la eficiencia mecánica de la prótesis. Este enfoque

permite que la prótesis transmita fuerzas de manera eficiente, imitando el comportamiento biomecánico natural del cuerpo humano.[15]

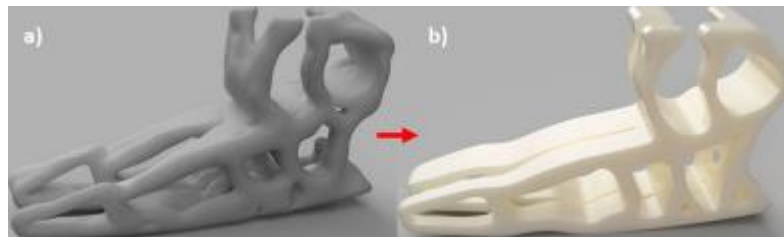


Ilustración 7: Diseño Biomimético[15]

El flujo de trabajo incluye varias fases clave, desde el análisis inicial de la estructura ósea hasta la modelación de la prótesis. La fabricación con impresión 3D permite construir formas geométricas complejas que no serían posibles con métodos tradicionales de manufactura. En este proceso, se utilizan herramientas como la ingeniería asistida por computadora (CAE) para validar el comportamiento estructural del dispositivo antes de su producción.

La **optimización topológica** es una técnica de diseño computacional que permite determinar la distribución óptima del material dentro de un volumen dado, con el fin de mejorar el rendimiento estructural de un componente. Esta técnica, ampliamente utilizada en ingeniería y diseño de productos, es fundamental cuando se busca crear estructuras ligeras pero resistentes, como es el caso de las prótesis. El proceso de optimización topológica se basa en algoritmos que eliminan material de las zonas menos críticas desde un punto de vista estructural, permitiendo que el material se concentre solo en las áreas donde sea realmente necesario para soportar cargas o fuerzas específicas.

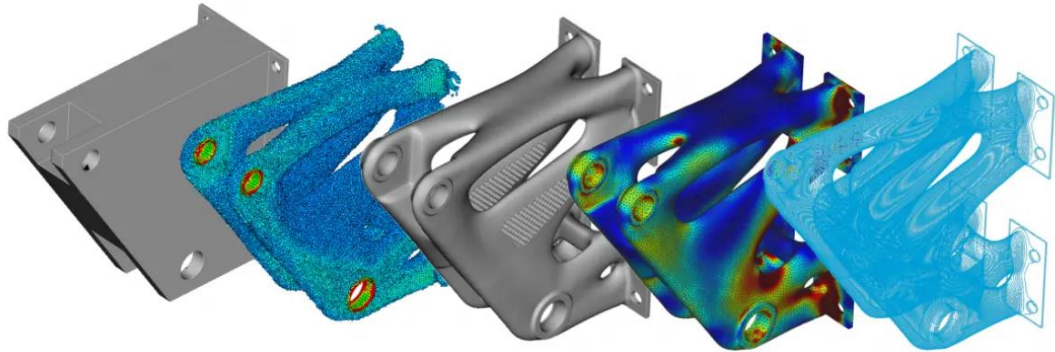


Ilustración 8: Evolución de Optimización Topológica

En el contexto de la fabricación de prótesis mediante tecnologías como la impresión 3D, la optimización topológica permite reducir el peso de las prótesis sin comprometer su resistencia. Esto no solo facilita la maniobrabilidad para el paciente, sino que también reduce el uso de material, lo cual tiene un impacto positivo tanto en los costos de producción como en la sostenibilidad del proceso.[16]

Continuando con la explicación de la optimización topológica, las **estructuras lattice** son un ejemplo avanzado de su aplicación en el diseño y fabricación de piezas ligeras y resistentes. Estas estructuras son patrones repetitivos de celdas geométricas abiertas o cerradas, que se distribuyen a lo largo de una pieza o componente para optimizar la distribución del material. Se inspiran en patrones presentes en la naturaleza, como los huesos y otros tejidos biológicos que logran un equilibrio ideal entre resistencia, rigidez y ligereza.[17]



Ilustración 9: Ejemplos de estructura lattice

Las estructuras lattice ofrecen una serie de ventajas claves en el diseño de prótesis transtibiales:

1. Reducción del peso: Al eliminar material de zonas menos críticas, las estructuras lattice permiten que la prótesis sea más ligera, lo que mejora significativamente la maniobrabilidad y reduce la fatiga del usuario al caminar o realizar otras actividades cotidianas.

2. Eficiencia estructural: Estas configuraciones permiten que la prótesis sea capaz de soportar las cargas y fuerzas a las que se enfrenta durante su uso diario, optimizando la cantidad de material utilizado sin comprometer la resistencia. Esto es especialmente importante para prótesis transtibiales, que deben soportar tanto el peso corporal del paciente como el estrés adicional generado durante el movimiento.

3. Personalización: Gracias a la flexibilidad de las estructuras lattice, es posible adaptarlas específicamente a las características físicas y necesidades del paciente. Esto se puede ajustar mediante simulaciones computacionales previas, asegurando que la prótesis esté perfectamente adaptada a la biomecánica individual de cada persona.

4. Mejora de la amortiguación y la flexibilidad: Dependiendo de cómo se diseñen las celdas en las estructuras lattice, es posible introducir elementos que mejoren la amortiguación y la capacidad de absorción de impactos, lo que se traduce en una mayor comodidad para el usuario al reducir las vibraciones y la presión sobre las zonas de contacto.

5. Sostenibilidad: Al emplear menos material durante la fabricación y al mismo tiempo reducir el desperdicio, estas estructuras permiten una fabricación más eficiente y sostenible. En combinación con la impresión 3D, la producción de piezas con estructuras lattice puede generar un ahorro significativo de recursos.



Ilustración 10: Prótesis de mandíbula optimizada topológicamente y estructura lattice [18]

En resumen, la aplicación de estructuras lattice en el diseño de prótesis no solo mejora la funcionalidad de estas, sino que también permite fabricar dispositivos más cómodos, ligeros y económicos, todo sin sacrificar la durabilidad ni la personalización que cada paciente requiere. Esta combinación de optimización topológica e impresión 3D es una tendencia innovadora que está redefiniendo el campo de las prótesis.

La impresión 3D parte de un **modelo tridimensional** creado mediante un software de diseño asistido por un ordenador (CAD) o un escaneo digital de un objeto existente. Este modelo se convierte en un formato de archivo compatible, como, STL, y luego es procesado por un software de impresión 3D que lo divide en capas horizontales delgadas. Posteriormente, la impresora sigue estas capas para crear el objeto final capa por capa.



*Ilustración 11:
Impresora 3D*

Existen varias tecnologías de impresión 3D, cada una con sus propios materiales y aplicaciones. Las más comunes son:

1. **FDM (Modelado por Deposición Fundida):** Es la más accesible y extendida. Funciona fundiendo un filamento termoplástico, que se deposita capa por capa para formar el objeto. Es común para la fabricación de piezas funcionales y prototipos.
2. **SLA (Estereolitografía):** Utiliza un láser para curar resinas líquidas sensibles a la luz, solidificando capas del objeto. Es ideal para piezas con gran precisión y acabado superficial.
3. **SLS (Sinterización Selectiva por Láser):** Usa un láser para sinterizar polvo de materiales como polímeros o metales. Esta técnica permite la creación de estructuras complejas y resistentes, como piezas industriales y prototipos avanzados.
4. **Binder Jetting:** Utiliza un aglutinante que se deposita sobre polvo de diversos materiales (metal, cerámica, polímero), capa por capa, para formar el objeto. Esta tecnología permite fabricar piezas a gran escala y con formas geométricas complejas.

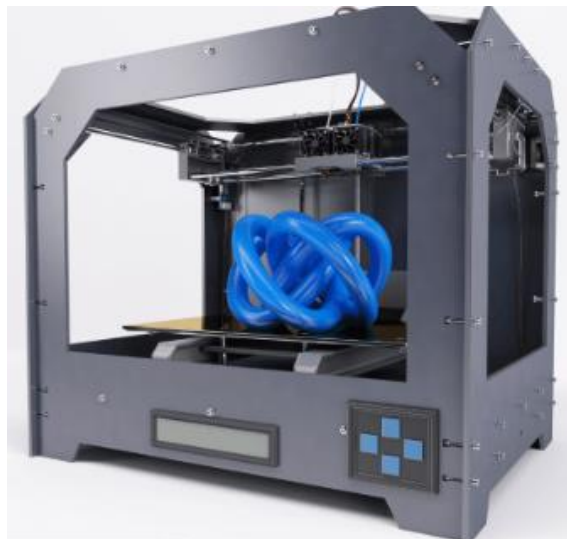


Ilustración 12: Impresora 3D Binder Jet

La impresión 3D puede utilizar una amplia gama de materiales dependiendo de la tecnología empleada. Algunos de los más comunes incluyen:

- **Plásticos** (PLA, ABS, PETG): Son los más utilizados en tecnologías como FDM.
- **Resinas**: Usadas principalmente en tecnologías como SLA y DLP.
- **Metales** (acero, titanio, aluminio): Utilizados en aplicaciones industriales y aeroespaciales mediante técnicas como SLM o DMLS.
- **Polvos cerámicos y compuestos**: Ideales para aplicaciones industriales que requieren alta resistencia al calor o desgaste.

La impresión 3D tienen aplicaciones en muchos campos, como:

- **Medicina**: Se utiliza para fabricar prótesis personalizadas, implantes, y modelos anatómicos para planificación quirúrgica. Las prótesis impresas en 3D, en particular, permiten una mayor adaptabilidad y comodidad para el paciente.
- **Ingeniería y manufactura**: La creación rápida de prototipos permite a las empresas probar diseños de productos de manera más eficiente y económica.
- **Aeronáutica y automoción**: Fabricación de piezas ligeras y resistentes, optimizando el rendimiento de vehículos y aeronaves.
- **Arquitectura y diseño**: Modelado de maquetas arquitectónicas, piezas decorativas y objetos de diseño únicos



Ilustración 13: Volante impreso en 3D [19]

Las ventajas de la impresión 3D son:

1. **Personalización:** los objetos pueden ser diseñados específicamente para las necesidades de cada usuario, como ocurre las prótesis médicas.
2. **Reducción de costes:** Al eliminar la necesidad de moldes y herramientas específicas, lo que reduce los costes de producción para lotes pequeños o personalizados significativamente.
3. **Rápida iteración:** Prototipos pueden ser diseñados, fabricados y testados en muy poco tiempo, acelerando el ciclo de desarrollo de productos.
4. **Reducción de desperdicio de materiales:** Dado que solo se utiliza el material necesario para fabricar el objeto, hay menos desperdicio en comparación con los métodos sustractivos.

Capítulo 4. DEFINICIÓN DEL TRABAJO

4.1 JUSTIFICACIÓN

La prótesis transtibial que se diseña en este proyecto ofrece una solución innovadora y altamente personalizada para personas que han sufrido amputaciones, mejorando significativamente su calidad de vida. Estas serían las razones principales por las cuales alguien debería considerar adquirir este producto:

1. **Escaneado personalizado de la pierna original:** El proceso comienza con un escaneo 3D detallado de la pierna del paciente, lo que garantiza una adaptación perfecta y personalizada al cuerpo del usuario. Este enfoque individualizado asegura que la prótesis se ajuste de manera óptima, reduciendo incomodidades y mejorando el rendimiento durante su uso diario.
2. **Optimización topológica:** Mediante el uso de técnicas de optimización topológica, se ha logrado diseñar una prótesis que minimiza el uso de materiales sin comprometer la resistencia estructural. Esto no solo reduce el peso total de la prótesis, haciéndola más manejable, sino que también contribuye a una mayor durabilidad, ya que la estructura está diseñada específicamente para soportar las tensiones y cargas a las que estará sometida.
3. **Incorporación de estructuras lattice:** La prótesis incluye estructuras internas tipo lattice, que brindan una combinación perfecta de ligereza y resistencia. Estas estructuras, imposibles de lograr con métodos de fabricación tradicionales, permiten un mejor rendimiento mecánico, proporcionando al usuario una experiencia más natural y cómoda al caminar. Además, mejoran la ventilación y reducen puntos de presión, lo que minimiza las molestias causadas por el uso prolongado.
4. **Fabricación mediante impresión 3D:** La fabricación aditiva o impresión 3D nos permite crear prótesis con una geometría compleja y altamente personalizable a un costo considerablemente más bajo que los métodos tradicionales. Esto no solo hace

que la prótesis sea más accesible económicamente, sino que también permite iterar y modificar el diseño rápidamente en función de las necesidades del paciente.

En resumen, esta prótesis transtibial combina lo mejor de la tecnología moderna—personalización avanzada, diseño optimizado y fabricación eficiente—para ofrecer una solución de alta calidad, asequible y cómoda que mejora significativamente la movilidad y el bienestar del usuario.

4.2 OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es evaluar la viabilidad de diseñar y fabricar una prótesis transtibial personalizada utilizando impresión 3D. Este enfoque permite desarrollar prótesis adaptadas a las características específicas de cada paciente, mejorando tanto la funcionalidad como la comodidad en comparación con los métodos tradicionales. Para lograr este objetivo, se emplearán técnicas de optimización topológica, lo que permitirá reducir el peso de la prótesis y mejorar su rendimiento estructural. Además, se estudiará el uso de diferentes materiales, con el fin de optimizar el diseño y fabricar la prótesis en una sola pieza mediante impresión 3D.

La personalización de la prótesis mediante escaneo 3D del miembro amputado permitirá replicar de manera precisa la anatomía del paciente, proporcionando un ajuste óptimo y mejorando la experiencia de uso. La aplicación de estructuras lattice en el diseño contribuirá a una mayor ligereza y eficiencia del dispositivo sin comprometer su resistencia. Este enfoque también busca reducir los costos de producción y el tiempo de fabricación, haciéndolo una alternativa más accesible y práctica para los pacientes que necesitan prótesis de alta calidad.

4.3 METODOLOGÍA

En este proyecto, para alcanzar de manera satisfactoria los objetivos establecidos, se implementarán diversas metodologías y se utilizará una amplia gama de recursos. Estos incluirán herramientas ofimáticas, maquinaria de impresión y verificación 3D, así como software especializado, como CAD, CAE y programas para la descomposición en capas de impresión.

Para la redacción y planificación de este proyecto, se utilizarán varios programas ofimáticos, entre ellos Microsoft Word, Microsoft PowerPoint, Microsoft Project, Miro, Notion y Zotero.

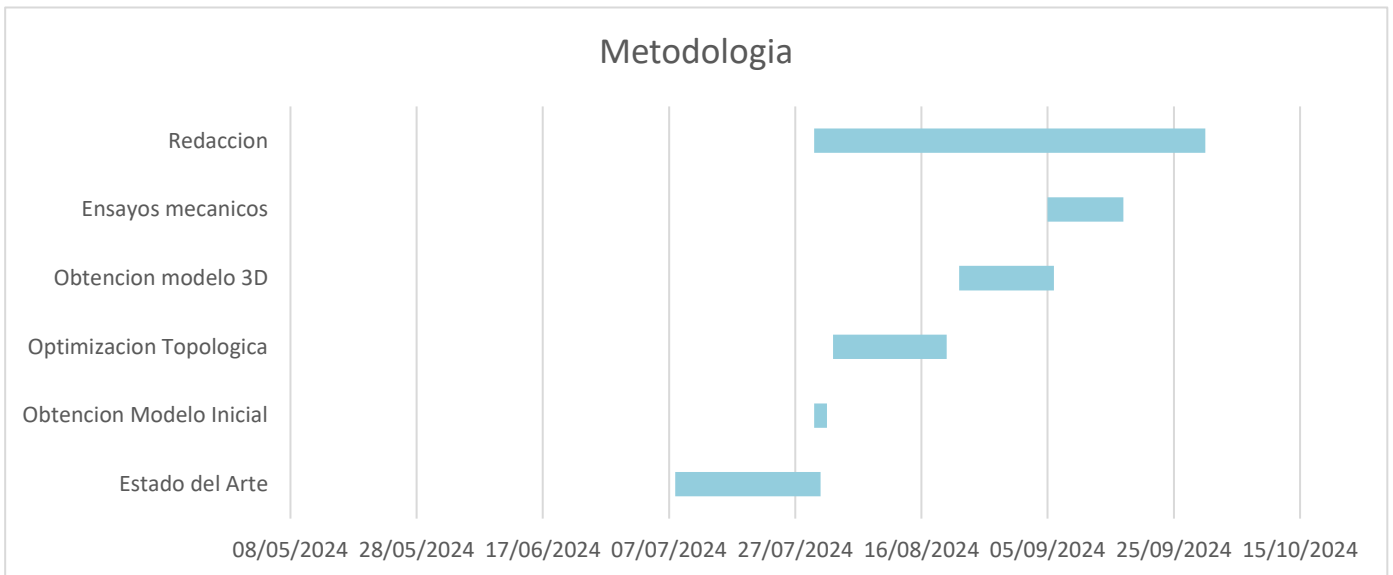
La obtención inicial del modelo 3D para el diseño de la prótesis dependerá del enfoque final adoptado. Si se opta por usar fotogrametría, se utilizarán una cámara de teléfono móvil y el software Autodesk Fusion360. Posteriormente, para llevar a cabo la Optimización Topológica (OT), obtención de estructura Lattice y la simulación numérica bajo condiciones de compresión, tracción, flexión y fatiga, se emplearán los programas Solid Edge y/o Ansys.

La obtención del modelo real se realizará a través de impresión 3D. En primer lugar, se utilizarán programas de descomposición en capas como Cura, Simplify3D y Netfabb para preparar el modelo para la impresión. Posteriormente, se emplearán diversas impresoras 3D, seleccionadas en función de las tecnologías de impresión y el material escogido para la prótesis:

- **Ultimaker S5:** tecnología FDM. Sus características: doble extrusión para combinar diferentes colores y materiales, amplia compatibilidad con materiales (PLA, ABS, TPU...)
- **Stratasys J750 Digital Anatomy:** tecnología PolyJet. Características: imprimir múltiples materiales y colores simultáneamente, permite crear modelos anatómicos altamente detallados y realistas.

- **EOS M290:** tecnología DMLS. Sus características: utiliza metales como titanio o aleaciones de aluminio, ofreciendo biocompatibilidad.
- **Formlabs Form 3:** tecnología SLA. Sus características: piezas con detalles finos y superficies lisas.
- **Markforged Mark Two:** tecnología FFF. Sus características: imprima con filamentos reforzados con fibra de carbono.

4.4 PLANIFICACIÓN



Capítulo 5. MODELO DESARROLLADO

El proyecto tiene como objetivo la creación de una prótesis transtibial mediante el uso de fabricación aditiva y técnicas avanzadas de diseño. El proceso comienza con el escaneo de una tibia, a partir del cual se genera un modelo CAD detallado que servirá como base para el diseño de la prótesis. En este proyecto, el escaneo de la tibia y la creación del modelo CAD inicial ya estarán realizados.

A partir de este modelo, se procederá a la selección del material óptimo para la fabricación de la prótesis, teniendo en cuenta factores como la resistencia, la flexibilidad y el peso. Posteriormente, se realizará un análisis topológico tanto de la tibia como del pie, con el objetivo de optimizar la estructura y reducir el uso de material sin comprometer la durabilidad ni la funcionalidad de la prótesis.

El proyecto incluirá también simulaciones de esfuerzos bajo compresión y torsión, para asegurar que la prótesis pueda soportar las cargas y condiciones a las que estará expuesta en la vida diaria del usuario. A continuación, se aplicarán estructuras lattice, conocidas por su capacidad para reducir peso mientras mantienen la resistencia estructural, lo que mejorará la eficiencia del diseño.

Finalmente, la prótesis será fabricada utilizando impresión 3D, lo que permitirá obtener una pieza altamente personalizada, ligera y fabricada en una sola fase. Esta metodología innovadora no solo garantiza una mayor personalización y adaptación al paciente, sino que también reduce los costes y el tiempo de producción en comparación con métodos tradicionales.

5.1 ESCANEEO

Esta parte fue realizada por el alumno Carlos Mas Solano para su TFM, y los resultados obtenidos son los utilizados para realizar la optimización de mi proyecto.

Este trabajo consistió en el proceso de escaneo del miembro no amputado para obtener un modelo tridimensional preciso. Es fundamental tener en cuenta aspectos como la iluminación, la estabilidad del objeto y la calibración del equipo. Se ha llevado a cabo en una habitación bien iluminada, evitando sombras que puedan distorsionar los datos. El paciente debe estar en una posición fija y cómoda para evitar movimientos. Se usaron plataformas con patrones que facilitan la alineación y fusión de datos.

- **Escaneo mediante Luz Estructurada**

Se utilizó el escáner Go!SCAN 50 conectado al software VXelements, que genera una nube de puntos para crear el mallado. Se experimentó con diferentes metodologías, concluyendo que es mejor mantener el escáner en movimiento alrededor del paciente, en lugar de rotar al paciente. Se usaron marcadores para mejorar la captación y superposición de imágenes, obteniendo un modelo de mayor calidad. Para mejorar detalles de la base y el pie, se realizó un segundo escaneo con la pierna en posición horizontal y se superpusieron ambos modelos con la herramienta Merge Scans.



Ilustración 14: Escaneo con Go!Scan (Fuente Carlos Mas)

- **Fotogrametría**

Esta técnica es más económica, utilizando un iPhone 12 para capturar imágenes. Se emplearon patrones tipo QR para mejorar la precisión. Se tomaron fotos desde distintos ángulos y distancias, siguiendo recomendaciones de Autodesk Recap Pro. El procesamiento en la nube reduce la necesidad de una computadora potente.



Ilustración 15: Posicionamiento cámara fotogrametría (Fuente Carlos Mas)

- **Posprocesado del Modelo**

El software orienta las fotos, crea una nube de puntos, proporciona una malla y la texturiza. Se eliminan partes innecesarias y se corrigen imperfecciones con herramientas de posprocesado como *Slice and Fill* y *Surface Tools*. Finalmente, el modelo se escala con las dimensiones reales del paciente y se refleja para crear la imagen del miembro amputado.

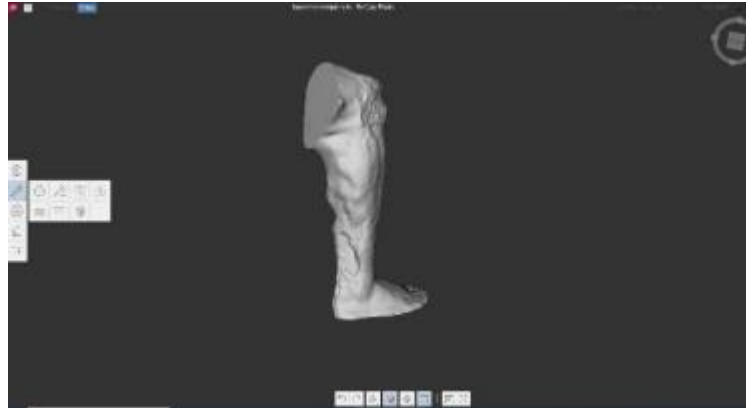


Ilustración 16: Modelo 3D pierna tras el relleno del sólido y la eliminación de partes innecesarias

(fuente Carlos Mas)

- **Preparación del Archivo para la Optimización Topológica**

El modelo se exporta a formatos compatibles con Solid Edge (.stl, .step) para realizar la optimización topológica.

5.2 ELECCIÓN DE MATERIAL

Tras la obtención del modelo CAD de la prótesis transtibial, el diseño se divide en dos subpiezas para facilitar su análisis y optimización. Estas dos partes corresponden, por un lado, a la tibia y, por otro, al pie. El corte del modelo se realiza justo por encima del tobillo, lo que no solo simplifica el estudio de cada componente por separado, sino que también permite llevar a cabo una impresión más detallada de ambas secciones.

Esta división también es crucial para garantizar una mejor precisión en el proceso de fabricación aditiva, ya que se evita la necesidad de escalar la pieza completa. Al trabajar por separado con la tibia y el pie, se logra una optimización más específica en términos de material y diseño, asegurando que cada parte de la prótesis se ajuste a las exigencias biomecánicas del usuario.

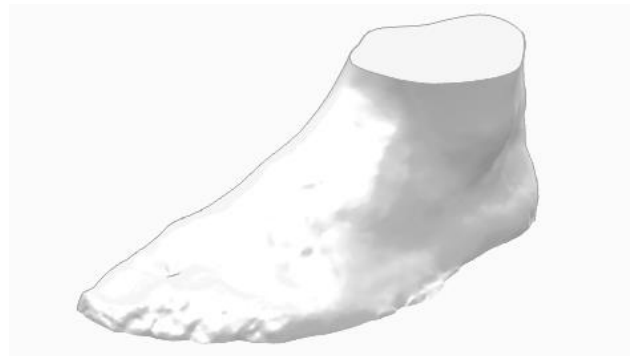


Ilustración 17: Modelos base de tibia y pie

En este proyecto, se estudiarán tres materiales clave para la fabricación de la prótesis transtibial mediante impresión 3D: ABS, Resina Clear V4 y Nylon 12. Estos materiales han sido seleccionados debido a sus propiedades mecánicas, su compatibilidad con tecnologías de impresión aditiva y su capacidad para cumplir con los requerimientos de durabilidad, flexibilidad y biocompatibilidad que se demandan en una prótesis transtibial.

- **ABS** es un polímero plástico conocido por su resistencia, rigidez y capacidad de absorción de impactos, lo que lo hace ideal para estructuras que requieren durabilidad y resistencia mecánica.
- **Resina Clear V4**, un material de resina fotopolimerizable, ofrece gran precisión en la impresión y un acabado liso, siendo adecuado para piezas que requieran detalles finos y alta resistencia a la tracción. Además, su transparencia es útil para evaluar la estructura interna y realizar pruebas visuales.
- **Nylon 12** es un termoplástico muy utilizado en la manufactura aditiva debido a su resistencia a la abrasión y a los productos químicos, su flexibilidad y su capacidad para soportar cargas mecánicas importantes, características que lo convierten en una opción ideal para elementos que estarán sujetos a esfuerzos repetitivos como en el caso de la prótesis.

Material	Densidad	Modulo elástico	Coefficiente de Poisson	Limite elástico
ABS	1.04 g/cm ³	2 GPa	0.35	40MPa
Resina Clear V4	1.12 g/cm ³	2.8 GPa	0.37	60MPa
Nylon 12	1.01 g/cm ³	1.5GPa	0.39	45MPa

Una vez en Solid Edge, procedemos a seleccionar el material de la prótesis, asegurando que las propiedades del material se ajusten a los requerimientos de la aplicación. En este caso, el material elegido es **Nylon**, debido a las siguientes características:

1. **Resistencia mecánica:** Ofrece una buena relación entre rigidez y flexibilidad, proporcionando el soporte necesario para resistir los esfuerzos sin perder elasticidad.
2. **Ligereza:** Con una baja densidad (1.01 g/cm³), permite crear una prótesis liviana, lo que mejora la comodidad del usuario.


3. **Durabilidad:** Resistente al desgaste y a factores ambientales, lo que aumenta la vida útil de la prótesis.
4. **Capacidad para impresión 3D:** El Nylon es adecuado para la fabricación aditiva, permitiendo crear piezas con geometrías complejas y estructuras como el lattice, asegurando una fabricación eficiente y precisa.

Mostrando propiedades de: Nylon (general) (Materials-GOST\Non-metals)

Estilo de cara

White

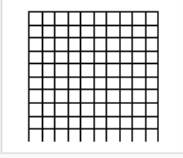
Administrar estilos...



Estilo de relleno

Normal Grid

Administrar estilos...



Propiedades

Nombre de propiedad	Valor	Eliminar...	Editar ...
Densidad	1220,000 kg/m ³		
Coefficiente de expansión térmica	0,0000 /C		
Conductividad térmica	0,002 kW/m-C		
Calor específico	1675,000 J/kg-C		
Módulo de elasticidad	1378,951 MPa		
Coefficiente de Poisson	0,400		
Límite elástico	37,921 MPa		
Tensión de rotura	0,000 MPa		
Elongación %	0,000		

Descripción
Definición de material = Nylon (general). Estilo de cara = White. Estilo de relleno = Normal Grid

Ilustración 18: Propiedades mecánicas específicas del material escogido

5.3 DISEÑO

5.3.1 TIBIA

Después de analizar los requerimientos mecánicos establecidos en la normativa ISO 10328:2016, se han simplificado y definido una serie de condiciones de contorno y carga que el nylon debe cumplir. En primer lugar, debe ser capaz de resistir una compresión con una carga máxima de 3220 N. Asimismo, es fundamental que tolere un torque de 50 Nm sin sufrir fallas. Con estos criterios, se realizaron dos estudios: uno centrado en generar una topología optimizada que asegure la resistencia a la compresión, y otro que garantice simultáneamente la resistencia tanto a la compresión como a la torsión.

La preparación del modelo para el estudio requiere la identificación de las áreas de trabajo donde se optimizará la topología, así como las regiones en las que se aplicarán las condiciones de contorno que incluyen las cargas y restricciones. La tibia se orienta de manera que su eje longitudinal quede alineado con el eje y las condiciones de contorno se definen en las secciones superior e inferior de la pieza, con un grosor de 2 mm, paralelas al plano x-z. Estas áreas se conectan mediante una unión rígida con el resto de la zona de trabajo.

5.3.1.1 Estudio de Compresión

Se definen las áreas para las condiciones de contorno, aplicando una carga máxima de compresión de 3220N sobre la cara de la sección superior, mientras que la sección inferior se fija en su lugar. Tras generar el modelo con una calidad de estudio establecida en 100, lo que proporciona un tamaño de vóxel de 0,92 mm (menor que el grosor de la región de contorno), y con un objetivo de reducción de masa del 80%, se obtuvo el modelo resultante.

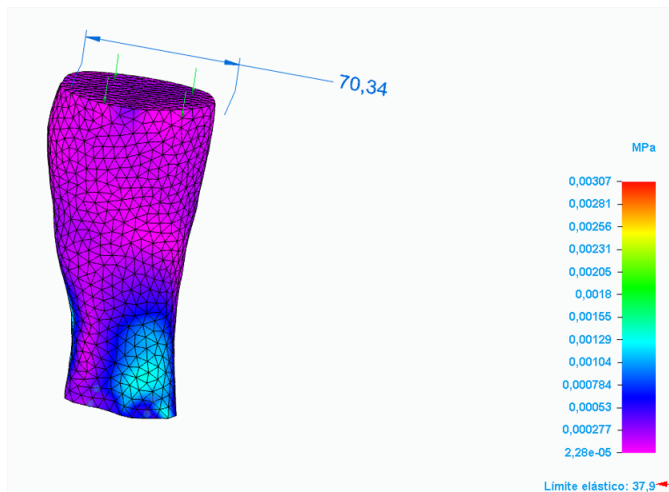


Ilustración 19: Mapa de esfuerzos

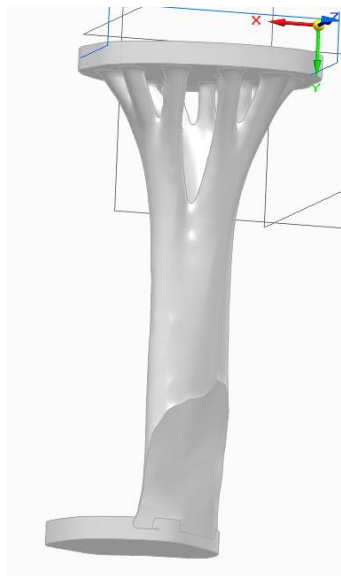


Ilustración 20: Modelo optimizado al 80% (con error)

Como podemos observar, en la parte inferior de la pieza queda una cantidad mínima de material, concentrado únicamente en la base. Esto se debe a que las fuerzas se aplicaron de manera localizada y no distribuidas uniformemente a lo largo de toda la base. Para solucionar este inconveniente, se han añadido dos tapas simétricas a ambos lados de la tibia.

De esta forma, al aplicar la fuerza, se logrará una distribución más equitativa a lo largo de toda la pieza, garantizando una mayor estabilidad y resistencia estructural.

Quedando unos modelos de reducción de 60%, 70% y 85% respectivamente

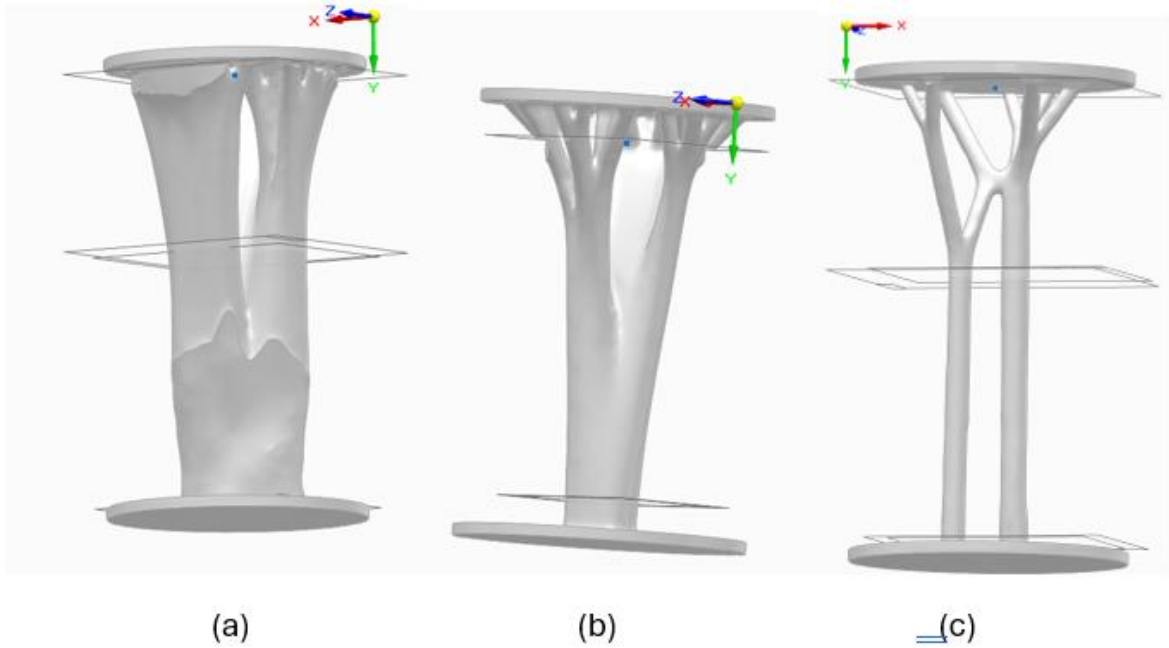


Ilustración 21: Modelos optimizados topológicamente. Reducción de masa un 60%(a), 70%(b) y 85%(c)

5.3.1.2 Estudio de Compresion + Torsion

Siguiendo el mismo procedimiento que en el análisis de compresión, se aplica una fuerza de compresión de 3220 N en la región de las condiciones de contorno superior, y además se añade un momento de torsión de 50 Nm.



Ilustración 22: Punto fijo

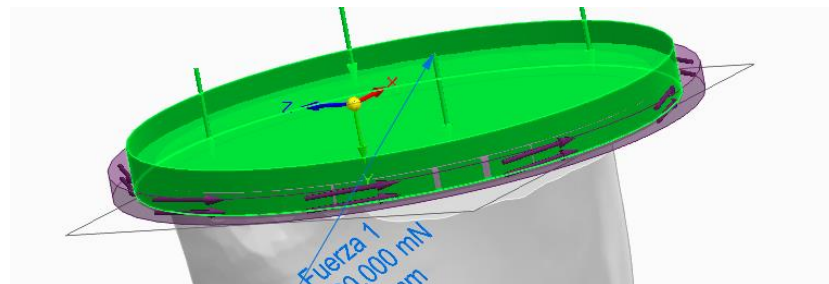


Ilustración 23: Fuerzas de Compresion+torsion

Después de generar el modelo con una calidad de estudio de 100, lo que permite un tamaño de Vóxel de 0,92 mm (menor que el grosor de la región de contorno), se obtuvieron los siguientes modelos con una reducción de masa del 60% y 80%, respectivamente.

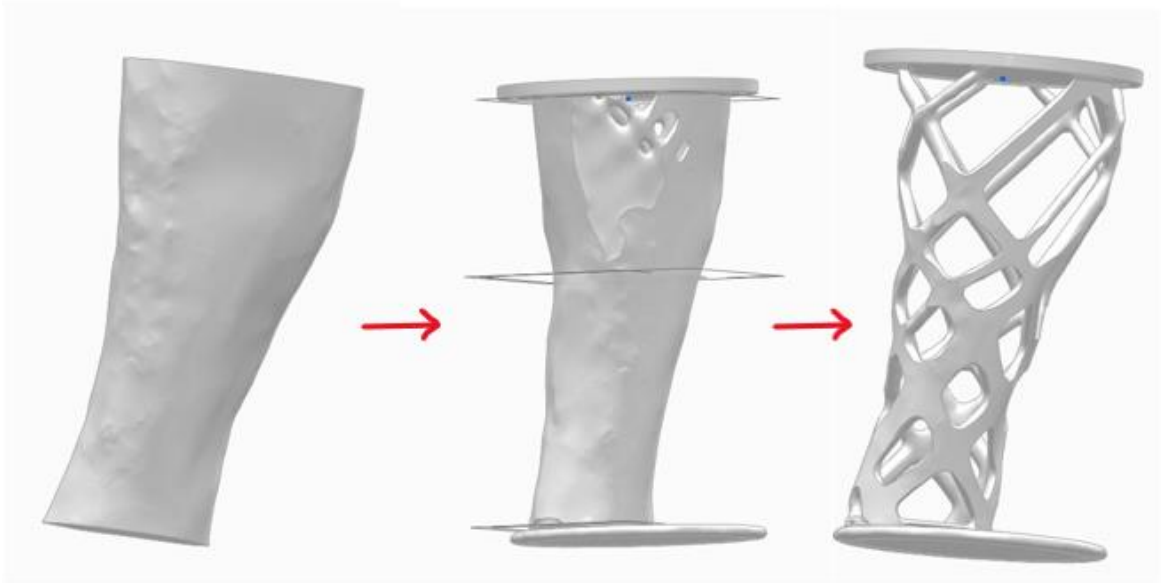


Ilustración 24: Reducción de masa de la tibia bajo torsion+compresión, al 60% y 80%

5.3.2 PIE

De manera similar a lo realizado con la tibia, se han analizado los requerimientos mecánicos establecidos por la normativa ISO 10328:2016 para determinar una serie de condiciones de contorno y carga que debe cumplir el pie protésico. Dado que la disposición de las cargas varía, se adaptó el modelo utilizando los módulos de CAD de Solid Edge. En este caso, se trabajará únicamente con fuerzas de compresión: una perpendicular a la superficie superior y dos adicionales en la parte anterior y posterior de la planta del pie, dirigidas hacia el centro, como se ilustra en la Ilustración 25.

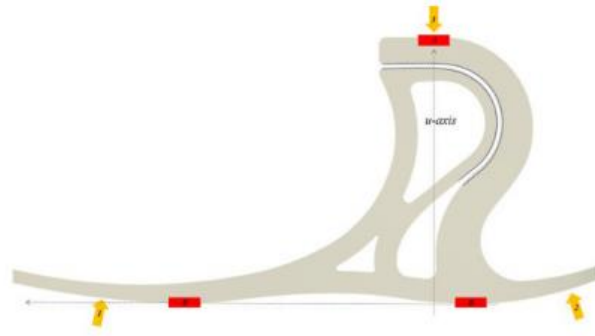


Ilustración 25: Detalle pie, cargas de la normativa [15]

5.3.2.1 Diseño de la base

Para esto, se creó una base con geometría curva, que permite aplicar las fuerzas perpendiculares a cada una de las caras (superior, inferior anterior e inferior posterior) y fijar los puntos de contacto de la base con el suelo.

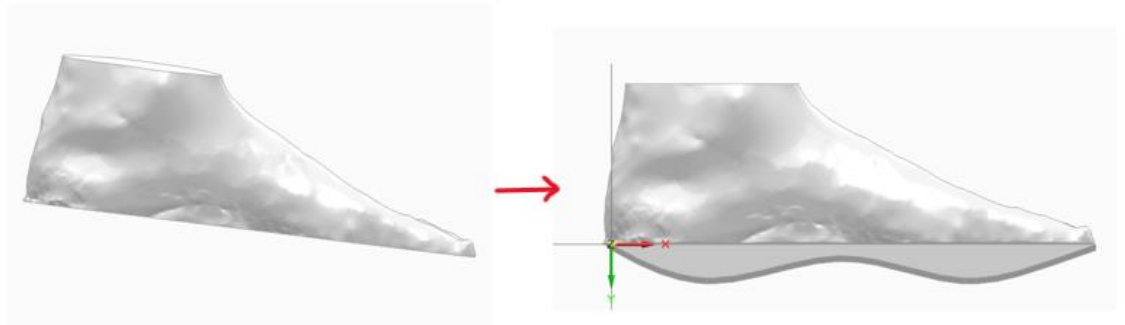


Ilustración 26: Modelo base del pie y modelo base con base incorporada

5.3.2.2 Ensayo Compresión

Se definen nuevamente las áreas de trabajo, donde se optimiza la topología, y las regiones de condiciones de contorno, donde se especifican las cargas y restricciones. Para ello, se alinea el eje que atraviesa perpendicularmente desde la sección del tobillo hasta el talón con el eje z, y se establecen dos regiones de condiciones de contorno. La primera es una sección de 3 mm de grosor paralela al plano x-z en la cara superior. La segunda es un volumen de 3 mm de grosor que cubre toda la planta del pie.

De acuerdo con la normativa ISO 10328, el pie protésico debe soportar una fuerza de 2240 N en las tres zonas de carga, asegurando las áreas de contacto de la planta con el suelo. Las cargas se aplican en la cara superior (tobillo), en la parte inferior anterior (antepié) y en la parte inferior posterior (talón).

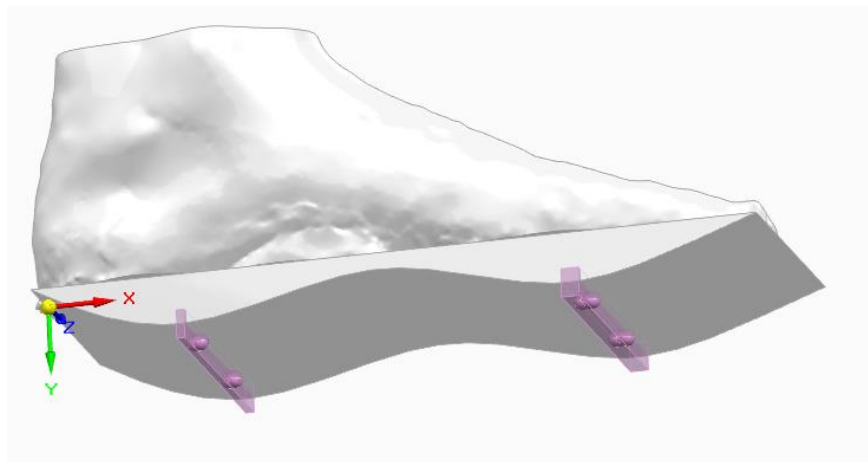


Ilustración 27: Puntos fijos para la OT

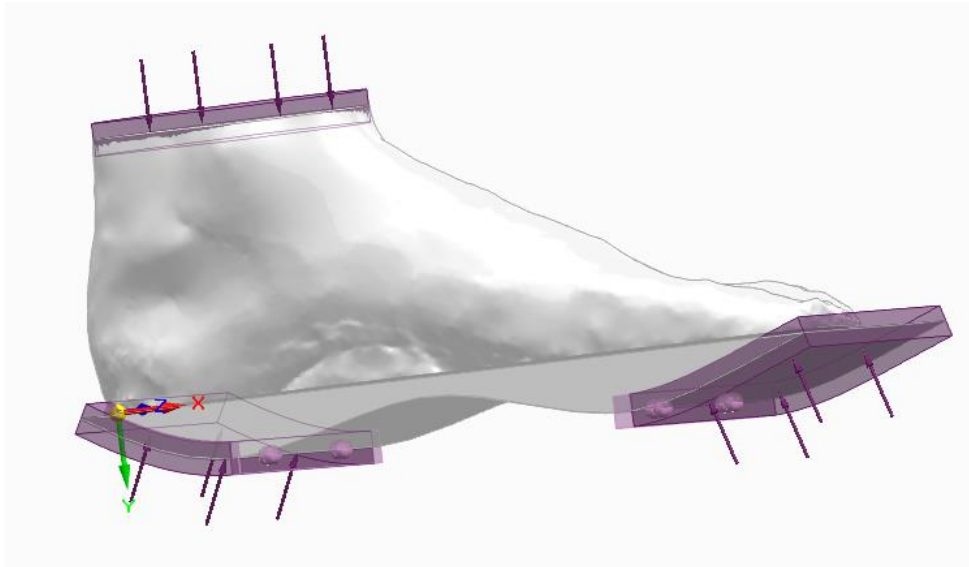


Ilustración 28: Fuerzas aplicadas

Después de generar el modelo con una calidad de estudio de 100, que permite un tamaño de Vóxel de 0,92 mm (menor que el grosor de la región de contorno), se obtuvieron los siguientes modelos con reducciones de masa del 50%, 65%, 70% y 80%, respectivamente.

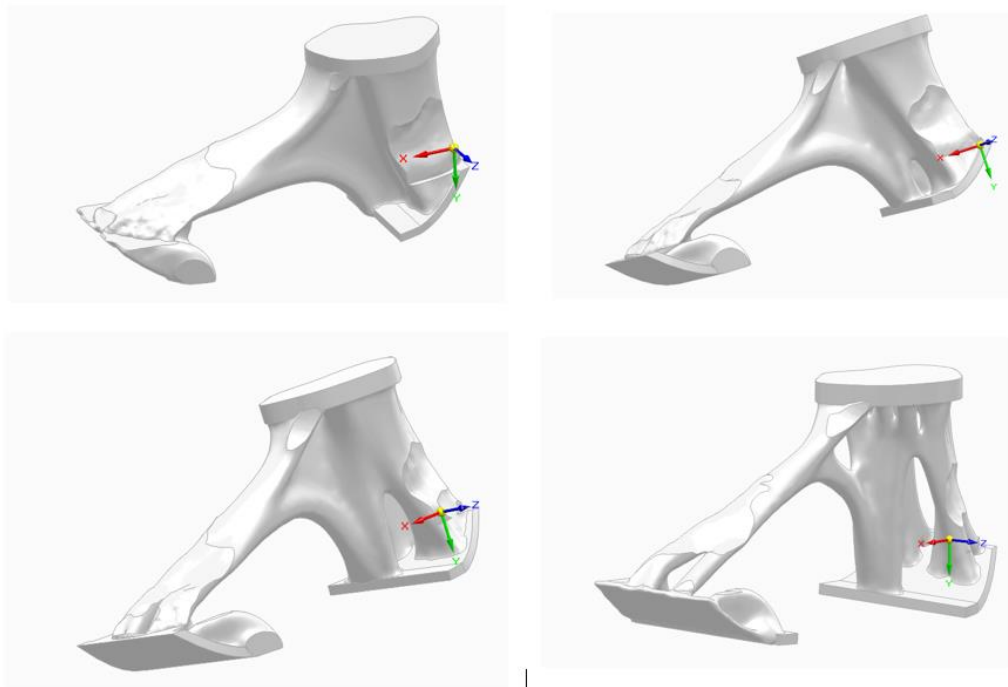


Ilustración 29: Reducción de masa al 50%, 65%, 70% y 80%, respectivamente

Finalmente, optamos por la reducción del 80% y optimizamos manualmente el diseño redondeando las esquinas.

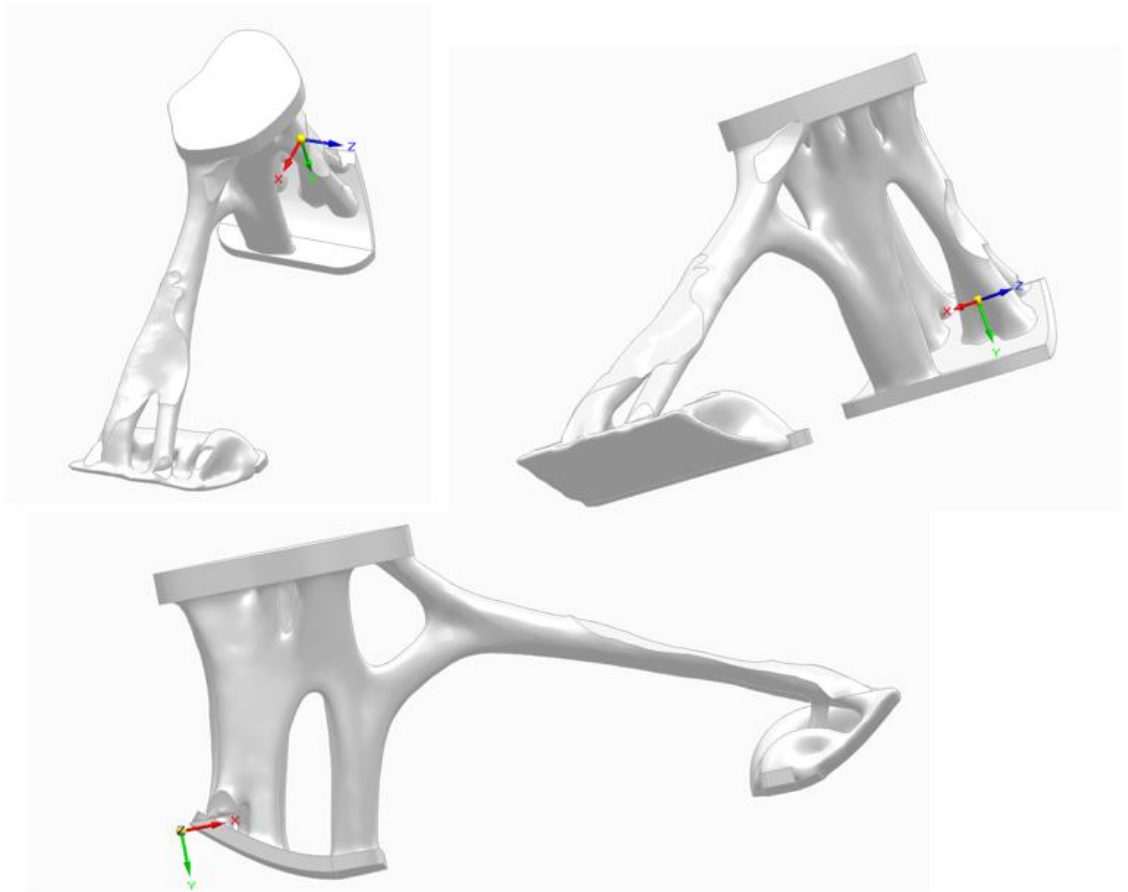


Ilustración 30: Pie con una reducción de masa del 80%

5.4 SIMULACIÓN

Finalmente, después de obtener los modelos optimizados minimizando la masa y maximizando el rendimiento, se realizaron una serie de simulaciones para validar el diseño final de las estructuras. De esta manera, se verificó que los esfuerzos y desplazamientos máximos experimentados por las estructuras cumplieran con los valores establecidos por la normativa mencionada anteriormente.

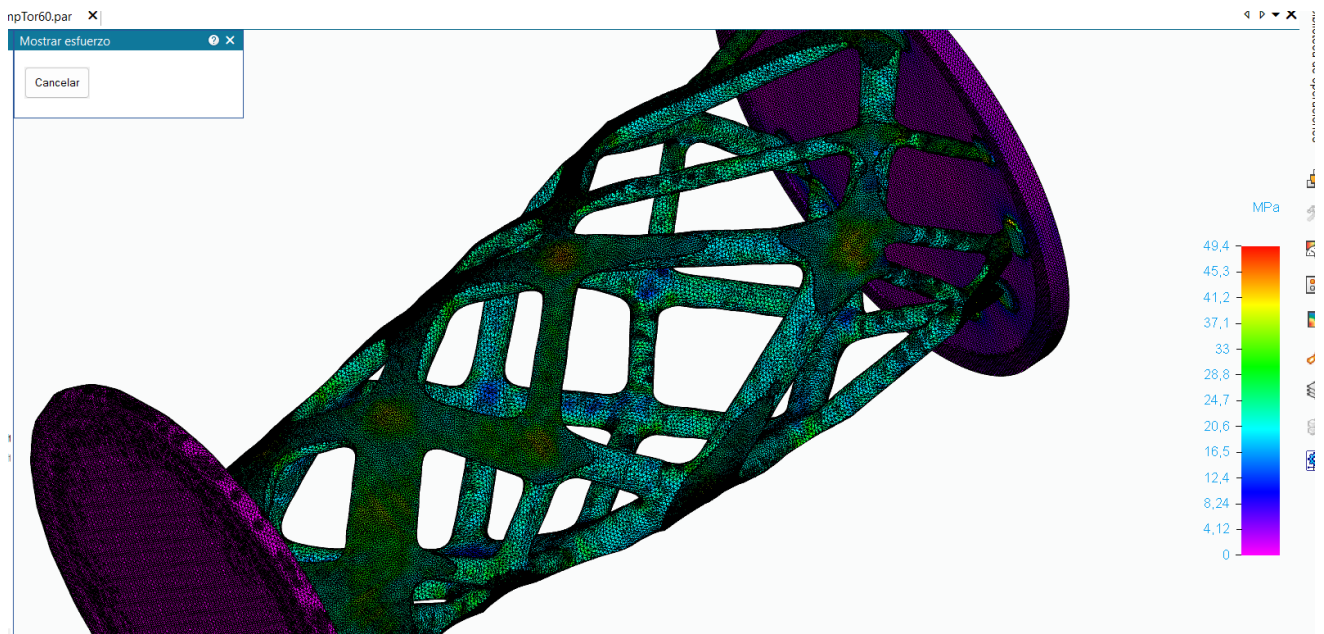


Ilustración 31: Tibia simulada

Como se puede observar, la prótesis, con solo un 20% de su masa inicial, alcanza en ciertos puntos un esfuerzo máximo de 40 MPa, manteniéndose dentro de los límites permitidos.

Por otro lado, la simulación del pie con un 20% de su masa inicial también se encuentra dentro de los parámetros establecidos. Tal y como podemos observar en la ilustración 32.

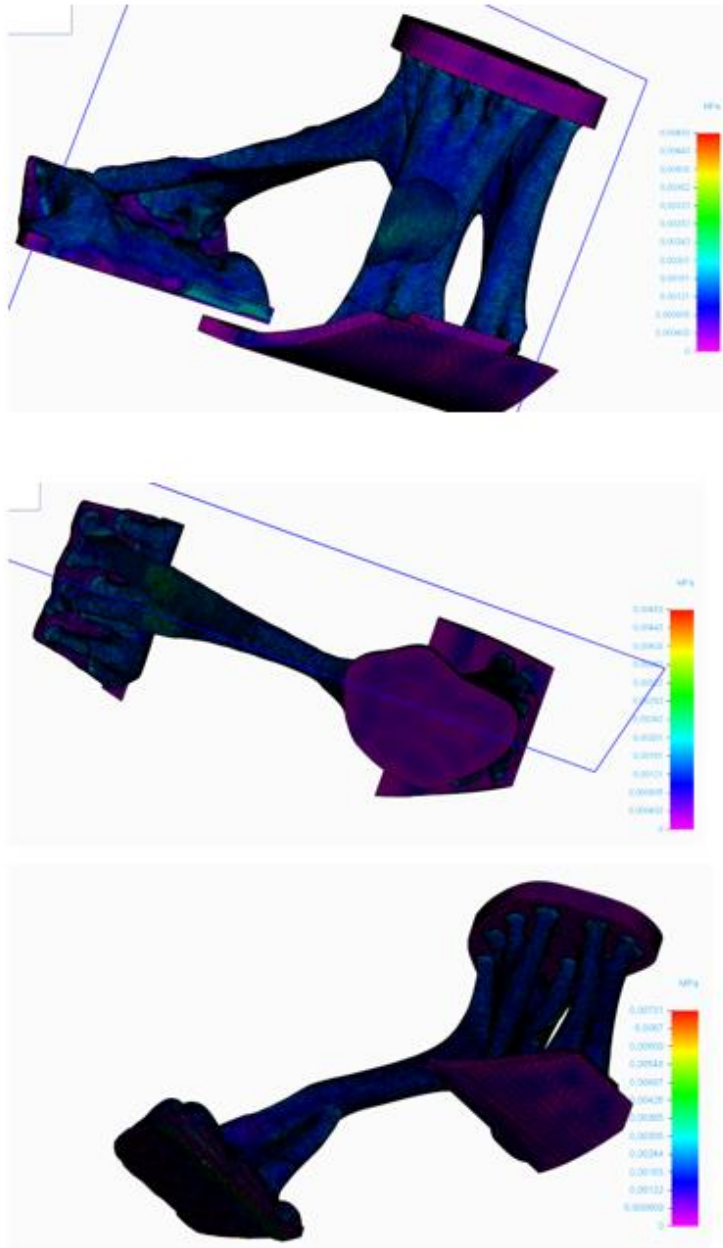


Ilustración 32: Simulación del pie con una reducción del 80% de masa

5.5 IMPRESIÓN 3D

Para llevar a cabo la fabricación de la prótesis transtibial, primero generamos archivos en formato .stl de las piezas, lo que nos permite exportar el diseño a distintos programas fuera de Solid Edge. Este formato es ampliamente utilizado para la impresión 3D y facilita la compatibilidad con otras plataformas de simulación y diseño.

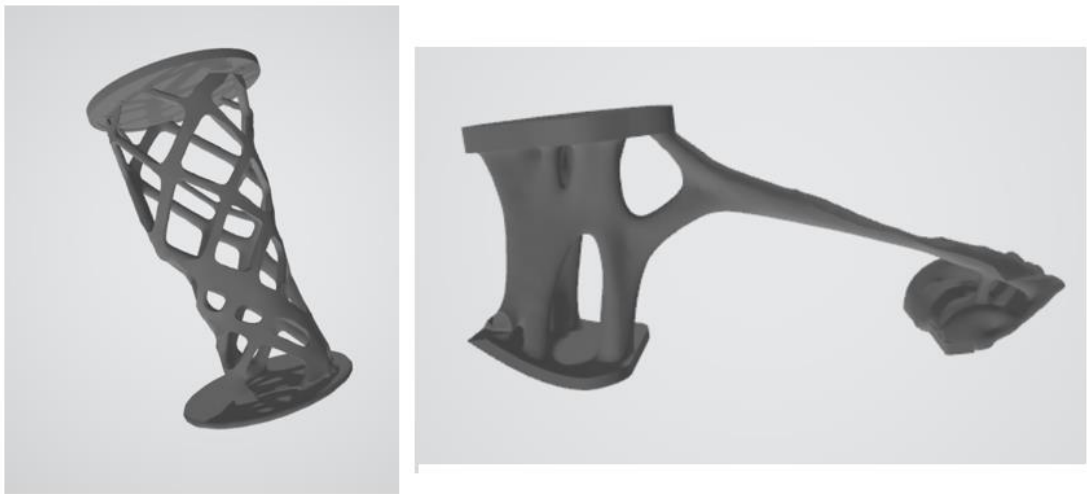


Ilustración 33: .stl de las piezas

A continuación, optimizamos el diseño generado suavizando la pieza mediante el estilizado de las superficies en la aplicación Altair Inspire. Este proceso permite mejorar la aerodinámica y la estética del modelo, ajustando las superficies para obtener un diseño más funcional y estéticamente refinado.



Ilustración 34: Piezas suavizadas

Una vez obtenida esta versión optimizada del modelo, preparamos el archivo .stl para ser impreso en 3D. Para ello se utilizara la impresora EtherealAsp, es una impresora 3D avanzada que destaca por su capacidad de imprimir utilizando materiales especializados, como polímeros y compuestos de alto rendimiento. Esta impresora está diseñada para aplicaciones industriales, proporcionando una alta precisión y resolución en la fabricación de piezas complejas y funcionales. Sus características incluyen una tecnología de impresión basada en sinterizado o fusión de polvo, lo que la hace ideal para la producción de componentes ligeros pero resistentes, como prótesis, piezas aeronáuticas o de automoción.

La EtherealAsp es conocida por su capacidad de manejar materiales de alta temperatura y ofrecer un control detallado del proceso de impresión, lo que permite crear piezas con propiedades mecánicas avanzadas y una excelente durabilidad. Además, su diseño modular facilita su adaptación a diferentes tipos de proyectos, desde prototipos hasta producción a gran escala.

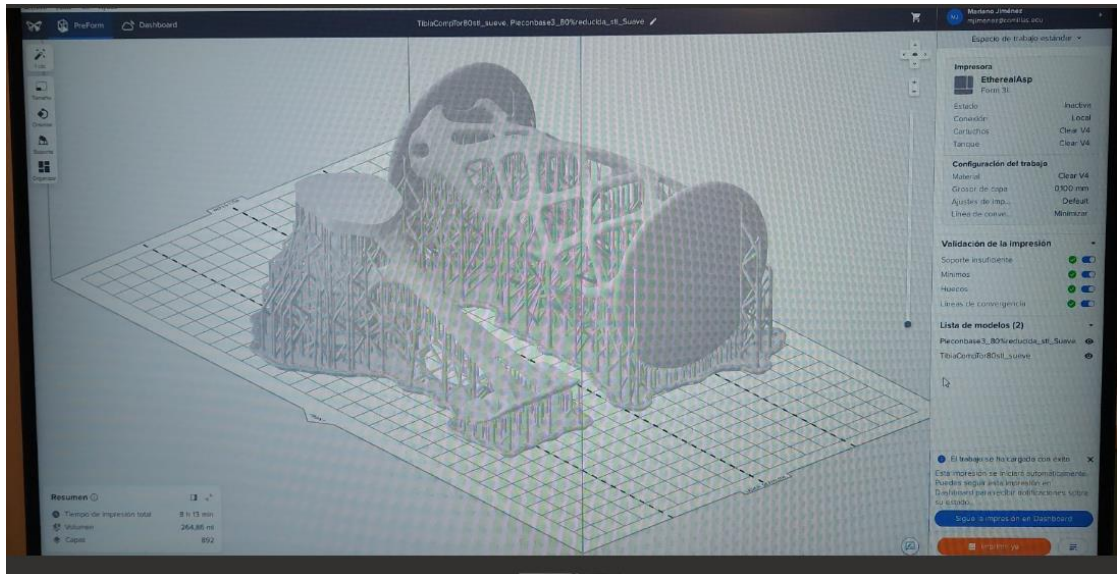


Ilustración 35: Imagen previa a la impresión



Ilustración 36: Pieza en proceso de impresión

Tras obtener la pieza impresa, procedemos a limpiarla, eliminando cualquier residuo de polvo o material sobrante. Posteriormente, introducimos la pieza en un horno

especializado, lo que permite aumentar su dureza y mejorar sus propiedades mecánicas. Este paso es fundamental para garantizar la resistencia de la prótesis durante su uso.

Finalmente, obtenemos la pieza definitiva, que en este caso es un prototipo a escala, lo que nos permite evaluar su viabilidad antes de proceder con versiones a tamaño real. Este prototipo proporciona una visión preliminar de la funcionalidad y estética de la prótesis final.



Ilustración 37: Imágenes de las piezas impresas por separado



Ilustración 38: Imagen final de la prótesis ya unida

Capítulo 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

6.1 CONCLUSIÓN

En conclusión, el desarrollo de una prótesis transtibial mediante la combinación de escaneo digital, optimización topológica, estructuras lattice y fabricación aditiva representa una oportunidad significativa para mejorar la accesibilidad y funcionalidad de las prótesis. Al utilizar un escaneo realizado con un dispositivo móvil actualizado, se facilita el proceso de personalización, permitiendo crear prótesis ajustadas a las necesidades específicas de cada paciente. Además, el uso de impresión 3D reduce considerablemente los costos en comparación con los métodos tradicionales de fabricación de prótesis, que suelen ser más complejos y caros.

El empleo de materiales como el nylon en lugar de los materiales tradicionales no solo resulta más económico, sino que también disminuye el peso de la prótesis, aumentando el confort del usuario. Este enfoque, al permitir la producción de prótesis únicas y personalizadas, mejora la adaptabilidad y la comodidad para cada paciente. En definitiva, este tipo de prótesis más ligeras, personalizadas y accesibles podrían marcar una diferencia importante en la calidad de vida de las personas con amputaciones, ofreciendo soluciones más asequibles y adecuadas para cada caso.

6.2 PROYECTOS FUTUROS

- **Estructura Lattice**

Debido a la falta de una licencia de software adecuada, no fue posible realizar la optimización topológica utilizando estructuras lattice en **nTop**, una técnica que hubiera permitido aligerar y mejorar aún más la resistencia de la prótesis. Esto queda pendiente

para futuros trabajos, donde se podrá implementar esta mejora, lo que permitirá una mayor personalización y eficiencia en el diseño, maximizando el rendimiento estructural del dispositivo.

- **Ensayos Físicos**

Por otro lado, también queda pendiente la realización de ensayos físicos de compresión, torsión y fatiga sobre la prótesis fabricada. Estos ensayos son cruciales para verificar si el diseño optimizado y simulado cumple con los estándares mecánicos requeridos y si es adecuado para el uso cotidiano del paciente. De este modo, se podrá comprobar que la prótesis es suficientemente resistente y duradera para ser empleada de manera confiable en la vida diaria de un usuario amputado.

Capítulo 7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Rodrigo y P. OH, *Modelación y simulación de la marcha humana normal y neuropatológica*. 2006.
- [2] «Home | Limber P&O | 3d Printing Prosthetic | San Diego», Limber P&O. Accedido: 31 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.limberprosthetics.com>
- [3] R. LeMoyne, *Advances for Prosthetic Technology*. Tokyo: Springer Japan, 2016. doi: 10.1007/978-4-431-55816-3.
- [4] S. R. Hamner, V. G. Narayan, y K. M. Donaldson, «Designing for Scale: Development of the ReMotion Knee for Global Emerging Markets», *Ann Biomed Eng*, vol. 41, n.º 9, pp. 1851-1859, sep. 2013, doi: 10.1007/s10439-013-0792-8.
- [5] «history_prosthetics.x20075-libre.pdf». Accedido: 29 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/51989978/history_prosthetics.x20075-libre.pdf?1488408758=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DUn_breve_recorrido_por_la_historia_de_la.pdf&Expires=1722274460&Signature=XlSdO5tvwWrpxz6Fx-odyqxhm-AkrZFPva3IIvp~x8Ck7l-rrrZccBgX-aMcfofXaGNtIAhpMzpDyn3Fk6ZKc-S5fDocnlkJqUacq-MRVf68rhsB8X1BBzfEE0wXYC96OaBE9h-o1A7QZ7zwmZxCE0Y13fasInknx4c7cV3ACir4o2Sh-skS-bBG1ZWNtvd5PspOHjhjf9v2LZG3mkXVDyZLuZfWC7N62Ir7RFk-O5JVWzH2tG5f9bEC-vKsGTHlaudpf-RhiKNPmspGPFoGercQMjDvV1BLcVhmkqoTrRY-Ye0gxQaCcJ8OUMZ6PAwRV5f0bnpnqDSSzlwY34RRrQ__&Key-Pair-Id=APKAJLOHF5GGSLRBV4ZA
- [6] E. Strait, «Prosthetics in Developing Countries», 2006. Accedido: 29 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.semanticscholar.org/paper/Prosthetics-in-Developing-Countries-Strait/b54b2441dc62cb1187cc89aeee42010ff8640754>
- [7] N.-Z. Chen, W. Lee, y M. Zhang, «A robust design procedure for improvement of quality of lower-limb prosthesis».
- [8] «La Asamblea General adopta la Agenda 2030 para el Desarrollo Sostenible», Desarrollo Sostenible. Accedido: 31 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/2015/09/la-asamblea-general-adopta-la-agenda-2030-para-el-desarrollo-sostenible/>
- [9] S. E. Rodrigo y J. Ambrosio, «ANÁLISIS DINÁMICO INVERSO DE MODELOS BIOMECÁNICOS ESPACIALES DEL CUERPO HUMANO», ene. 2000, Accedido: 29 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.academia.edu/17930214/AN%C3%81LISIS_DIN%C3%81MICO_INVERSO_DE_MODELOS_BIOMECA%C3%81NICOS_ESPACIALES_DEL_CUERPO_HUMANO
- [10] S. D'Andrea, N. Wilhelm, A. K. Silverman, y A. M. Grabowski, «Does Use of a Powered Ankle-foot Prosthesis Restore Whole-body Angular Momentum During

- Walking at Different Speeds?», *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, vol. 472, n.º 10, p. 3044, oct. 2014, doi: 10.1007/s11999-014-3647-1.
- [11] Z. A. Colvin, J. R. Montgomery, y A. M. Grabowski, «Effects of powered versus passive-elastic ankle foot prostheses on leg muscle activity during level, uphill and downhill walking», *Royal Society Open Science*, vol. 9, n.º 12, p. 220651, dic. 2022, doi: 10.1098/rsos.220651.
- [12] T. L.-W. Chen, Y. Wang, Y. Peng, G. Zhang, T. T.-H. Hong, y M. Zhang, «Dynamic finite element analyses to compare the influences of customised total talar replacement and total ankle arthroplasty on foot biomechanics during gait», *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 38, pp. 32-43, ene. 2023, doi: 10.1016/j.jot.2022.07.013.
- [13] «Army researchers use cutting edge 3D printers», www.army.mil. Accedido: 29 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.army.mil/article/88464/army_researchers_use_cutting_edge_3d_printers
- [14] D. M. Sengeh y H. Herr, «A Variable-Impedance Prosthetic Socket for a Transtibial Amputee Designed from Magnetic Resonance Imaging Data», *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 25, n.º 3, p. 129, jul. 2013, doi: 10.1097/JPO.0b013e31829be19c.
- [15] L. G. De Vivo Nicoloso, J. Pelz, H. Barrack, y F. Kuester, «Towards 3D printing of a monocoque transtibial prosthesis using a bio-inspired design workflow», *Rapid Prototyping Journal*, vol. 27, n.º 11, pp. 67-80, ene. 2021, doi: 10.1108/RPJ-06-2021-0136.
- [16] «Nociones básicas de optimización topológica: Cómo usar modelos algorítmicos para crear un diseño ligero», Formlabs. Accedido: 17 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://formlabs.com/es/blog/optimizacion-topologica/>
- [17] «Iber 3D», Iber3D. Accedido: 17 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.iber3d.es/>
- [18] «Optimización Topológica», Estudio de Ingeniería y Tecnología Avanzada S.L. Accedido: 17 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://eitaingenieros.com/optimizacion/>
- [19] A. Rueda, «Imprimir accesorios y piezas 3D para el coche ya es posible», El Motor. Accedido: 18 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://motor.elpais.com/actualidad/imprimir-accesorios-y-piezas-3d-para-el-coche-ya-es-posible/>