COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA
ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

Estudio Técnico-Económico sobre la fabricación de una prótesis tibial mediante la aplicación del diseño generativo y la impresión 3D

Autor: Mercedes Fernández de Mesa Berral

Director: Mariano Jiménez Calzada

Co-Director: Silvia Fernández Villamarín

Madrid

Julio de 2026

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

ESTUDIO TÉCNICO-ECONÓMICO SOBRE LA FABRICACIÓN DE UNA PRÓTESIS TIBIAL MEDIANTE LA APLICACIÓN DEL DISEÑO GENERATIVO Y LA IMPRESIÓN 3D

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2025/2026 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

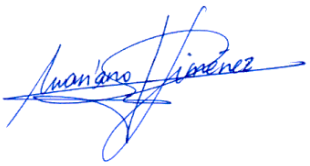
El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido

tomada de otros documentos está debidamente referenciada.

Fdo.: Mercedes Fernández de Mesa Berral Fecha: 06/07/2026

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Fdo.: Mariano Jiménez Calzado Fecha: 06/07/2026

EL CO-DIRECTOR DEL PROYECTO

Fdo.: Silvia Fernández Villamarín Fecha: 06/07/2026

Agradecimientos

A Mariano y Silvia, por guiarme y aconsejarme en este Trabajo de Fin de Grado que ha supuesto el final de esta etapa.

A mis amigos, por estar y compartir esta bonita experiencia universitaria.

A Álex, por estar pendiente de mí, motivarme y acompañarme estos 4 años.

A mis hermanos, por ser apoyo y alegría. Y por confiar siempre en mí.

A mis padres, por darme esta gran oportunidad. Por demostrarme siempre lo orgullosos que están de mí, antes y después de cada examen, saliese como saliese. Y por animarme en los momentos difíciles.

A Dios, por ser la verdadera luz al final del túnel. Por recordarme cada día que todo está en sus manos y lo afortunada que soy.

ESTUDIO TÉCNICO-ECONÓMICO SOBRE LA FABRICACIÓN DE UNA PRÓTESIS TIBIAL MEDIANTE LA APLICACIÓN DEL DISEÑO GENERATIVO Y LA IMPRESIÓN 3D

Autor: Mercedes Fernández de Mesa Berral
Director: Mariano Jiménez Calzada
Co-Director: Silvia Fernández Villamarín
Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

Este Trabajo de Fin de Grado desarrolla una metodología que integra el diseño y la fabricación de una prótesis de tibia personaliza, combinando ingeniería inversa mediante escaneado por láser, simulación por Método de Elementos Finitos, optimización topológica con diseño generativo e impresión 3D. El objetivo principal es demostrar la viabilidad técnica y económica de sustituir el diseño convencional de estas prótesis por el estudio analizado, que reduce un 40% del material. Se han realizado dos estudios de optimación impresos en tres técnicas diferentes.

Palabras clave: Prótesis tibial, optimización topológica, diseño generativo, fabricación aditiva, MEF, Ti-6Al-4V, ingeniería inversa.

1. Introducción

Las empresas industriales actuales afrontan retos críticos de eficiencia y sostenibilidad. En el sector médico, los implantes ortopédicos fabricados con métodos convencionales presentan limitaciones geométricas y de peso que la fabricación aditiva puede mejorar. La combinación de Diseño Generativo y Optimización Topológica permite redistribuir el material únicamente donde es necesario para soportar las cargas mecánicas, reduciendo peso sin comprometer la seguridad.

2. Definición del proyecto

Como pieza a optimizar se ha escogido el hueso de la tibia. Su geometría se obtiene mediante escaneado láser 3D (tres escaneos fusionados progresivamente en VXelements), se valida estructuralmente mediante MEF en Solid Edge bajo las cargas de la marcha normal, extraídas de un estudio anterior, y se optimiza topológicamente con el módulo de diseño generativo del mismo software. Se plantean dos estudios distintos: el Estudio I, sobre el hueso completo, y el Estudio II, centrado únicamente en la diáfisis, que es la región clínicamente relevante. El material empleado en todos los análisis es la aleación de titanio Ti-6Al-4V (densidad 4.430 kg/m³, módulo de elasticidad 113.800 MPa, límite elástico 880 MPa).

3. Descripción del modelo/sistema/herramienta

La tibia fue digitalizada mediante un escáner láser 3D en tres posiciones distintas. Las nubes de puntos obtenidas se fusionaron y procesaron en VXelements, generando una malla de 780 parches exportada en formato STEP para su apertura en Solid Edge. Sobre este modelo se realizó el análisis MEF aplicando fuerzas distribuidas en la plataforma tibial proximal, fuerzas de reacción en la zona distal y cargas musculares laterales a lo

largo de la diáfisis, con apoyos articulados en ambos extremos que reproducen el comportamiento de rodilla y tobillo.

4. Resultados

El análisis MEF del Estudio I confirmó que la tibia en Ti-6Al-4V trabaja de forma completamente segura bajo las cargas de la marcha: tensiones máximas reales de 250–291 MPa, muy por debajo del límite elástico (880 MPa), y desplazamientos máximos de 0,007 mm, prácticamente imperceptibles.

La optimización topológica del Estudio I (hueso completo, reducción del 40 %, masa final 0,774 kg) generó una geometría con vaciados internos en las zonas de baja tensión y conservación del material en las trayectorias de carga principales. El Estudio II, acotado a la diáfisis, alcanzó una reducción del 40 % sobre los 0,546 kg originales (masa final 0,328 kg).

Se fabricaron tres prototipos: tibia sin optimizar en filamento FDM, Estudio I en resina (SLA) y Estudio II en polvo (SLS). El análisis de costes mediante el método BITFAB mostró que la resina es la opción más económica, seguida del polvo, el filamento y finalmente el Ti-6Al-4V, cuyo coste estimado de producción real es de varios miles de euros.

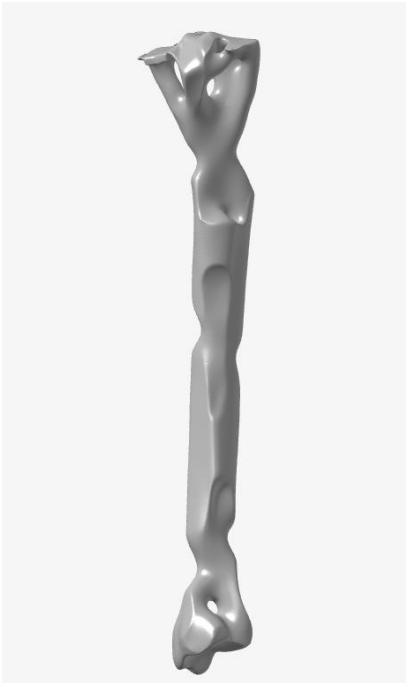


Ilustración 1. Resultado Estudio I.

Fuente: propia

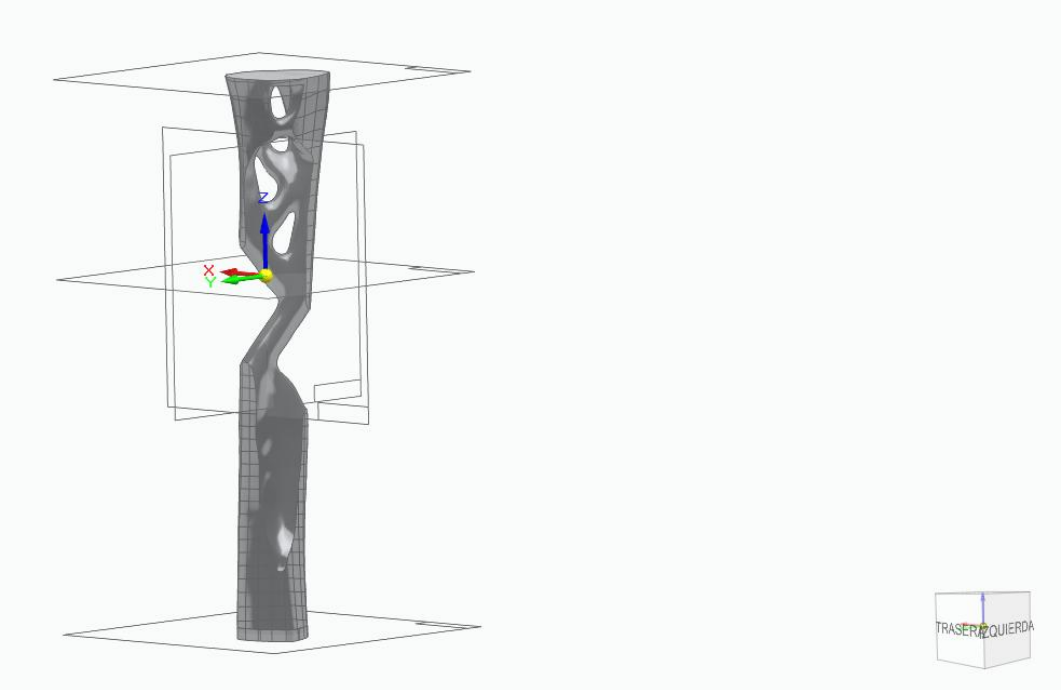


Ilustración 2. Resultado Estudio II.

Fuente: propia

5. Conclusiones

Los cinco objetivos iniciales fueron alcanzados. La fotogrametría resultó inadecuada para superficies óseas, mientras que el escaneado láser 3D demostró ser la herramienta adecuada. La simulación MEF validó la seguridad estructural del Ti-6Al-4V en ambos estudios. El Estudio II, con un espacio de diseño bien delimitado a la diáfisis, produjo una geometría más coherente. En conjunto, la metodología integrada demostró ser viable para desarrollar prótesis tibiales personalizadas más ligeras, con menor consumo de material.

TECHNICAL-ECONOMIC STUDY ON THE MANUFACTURE OF A TIBIAL PROSTHESIS THROUGH THE APPLICATION OF GENERATIVE DESIGN AND 3D PRINTING

Author: Mercedes Fernández de Mesa Berral
Supervisor: Mariano Jiménez Calzada
Co-Supervisor: Silvia Fernández Villamarín
Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

ABSTRACT

This Bachelor's Thesis develops a methodology that integrates the design and manufacture of a personalised tibial prosthesis, combining reverse engineering through laser scanning, simulation by the Finite Element Method, topological optimisation with generative design and 3D printing. The main objective is to demonstrate the technical and economic feasibility of replacing the conventional design of these prostheses with the studied approach, which reduces material by 40%. Two optimisation studies have been carried out, printed using three different techniques.

Keywords: Tibial prosthesis, topological optimisation, generative design, additive manufacturing, FEM, Ti-6Al-4V, reverse engineering.

1. Introduction

Today's industrial companies face critical challenges of efficiency and sustainability. In the medical sector, orthopaedic implants manufactured using conventional methods present geometric and weight limitations that additive manufacturing can improve. The combination of Generative Design and Topological Optimisation allows material to be redistributed only where it is needed to support mechanical loads, reducing weight without compromising safety.

2. Project definition

The tibia bone was chosen as the part to optimise. Its geometry is obtained through 3D laser scanning (three scans progressively merged in VXelements), structurally validated by FEM in Solid Edge under normal gait loads extracted from a previous study, and topologically optimised using the same software's generative design module. Two different studies are proposed: Study I, on the complete bone, and Study II, focused exclusively on the diaphysis, which is the clinically relevant region. The material used in all analyses is the titanium alloy Ti-6Al-4V (density 4,430 kg/m³, elastic modulus 113,800 MPa, yield strength 880 MPa).

3. Description of the model/system/tool

The tibia was digitised using a 3D laser scanner in three different positions. The point clouds obtained were merged and processed in VXelements, generating a 780-patch mesh exported in STEP format for opening in Solid Edge. FEM analysis was performed on this model by applying distributed forces on the proximal tibial plateau, reaction forces in the distal zone and lateral muscular loads along the diaphysis, with articulated supports at both ends reproducing the behaviour of the knee and ankle joints.

4. Results

The FEM analysis of Study I confirmed that the tibia in Ti-6Al-4V operates completely safely under gait loads: maximum real stresses of 250–291 MPa, well below the yield strength (880 MPa), and maximum displacements of 0.007 mm, practically imperceptible.

The topological optimisation of Study I (complete bone, 40% reduction, final mass 0.774 kg) generated a geometry with internal voids in low-stress zones and material conservation along the main load paths. Study II, limited to the diaphysis, achieved a 40% reduction on the original 0.546 kg (final mass 0.328 kg).

Three prototypes were manufactured: unoptimised tibia in FDM filament, Study I in resin (SLA) and Study II in powder (SLS). Cost analysis using the BITFAB method showed that resin is the most economical option, followed by powder, filament and finally Ti-6Al-4V, whose estimated real production cost amounts to several thousand euros.

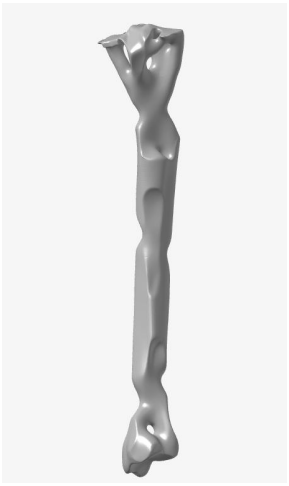


Ilustración 3.Study 1 results.

Source: own labor

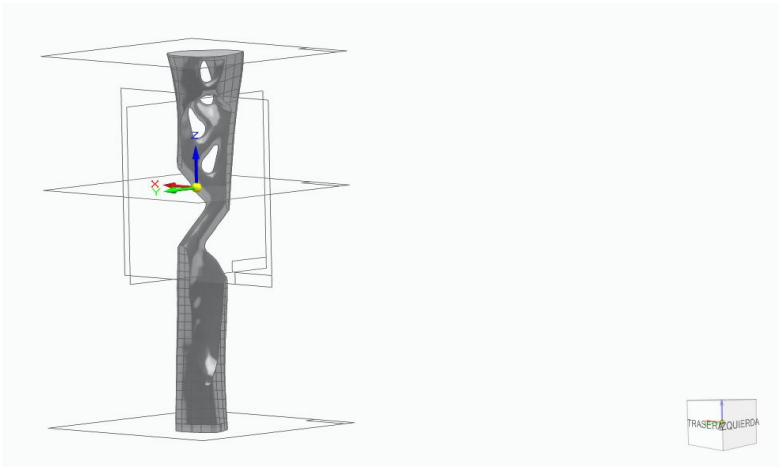


Ilustración 4.Study 2 results.

Source: own labor

5. Conclusions

All five initial objectives were met. Photogrammetry proved inadequate for bone surfaces, while 3D laser scanning demonstrated to be the right tool. FEM simulation validated the structural safety of Ti-6Al-4V in both studies. Study II, with a design space well delimited to the diaphysis, produced a more coherent geometry. Overall, the integrated methodology proved viable for developing lighter, personalised tibial prostheses with lower material consumption.

Índice de la memoria

Capítulo 1. Introducción 8

1.1 Motivación del proyecto 9

1.2 Alineación con los objetivos de desarrollo sostenible (ODS) 10

Capítulo 2. Estado del Arte 11

2.1 Ingeniería inversa 11

2.1.1 Escáner 3D de Luz Estructurada y Láser 12

2.1.2 Fotogrametría 14

2.2 Métodos de Elementos Finitos (MEF) 15

2.2.1 Fundamentos del análisis en biomecánica 15

2.3 Optimización Topológica 18

2.3.1 Fundamentos Matemáticos (Métodos) 19

2.3.2 Software de Optimización (Altair, Solid Edgde, Ansys) 20

2.4 Fabricación Aditiva 21

2.4.1 Técnicas relevantes 22

2.4.2 Materiales biocompatibles imprimibles 25

2.5 Sinergias 26

2.6 Anatomía y Biomecánica de la tibia 29

2.7 Cargas fisiológicas sobre la tibia durante la marcha 32

2.8 Patologías y casos clínicos que requieren prótesis tibial 36

2.9 Tipos de implantes tibiales existentes 38

2.10 Materiales empleados en la industria 41

2.11 Limitaciones de los diseños convencionales 42

Capítulo 3. Definición del Trabajo 45

3.1 Justificación 45

3.2 Objetivos 45

3.3 Cargas 46

Capítulo 4. Metodología 48

4.1 Optimización Topológica y Rediseño 48

4.2 Fabricación del prototipo y verificación 49

4.3 Comienzo por ingeniería inversa 49

Capítulo 5. Desarrollo 51

5.1 Ingeniería Inversa 51

5.1.1 Fotogrametría 51

5.1.2 Escaneado con láser 53

5.2 Simulación FEM 64

5.2.1 Estudio I 64

5.2.2 Estudio II 75

5.3 Optimización topológica 83

5.3.1 Estudio I 84

5.3.2 Estudio II 92

5.4 Altair Inspire 96

5.5 Impresión en 3D 99

5.5.1 Tibia sin optimizar (FDM) 99

5.5.2 Estudio I (Resina) 100

5.5.3 Estudio II (Polvo) 102

5.5.4 Pegado 103

5.6 Análisis de costes 106

Capítulo 6. Resultados 111

6.1 Estudio I 111

6.2 Estudio II 112

6.3 Elección 113

Capítulo 7. Conclusiones y Trabajos Futuros 114

7.1 Conclusiones 114

7.2 Trabajos Futuros 115

Capítulo 8. Bibliografía 117

ANEXO I. Diagrama de Flujo seguido 121

ANEXO II. Tabla Costes Bitfab 122

ANEXO III. Plano de dimensiones 125

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1. Resultado Estudio I. 5
Ilustración 2. Resultado Estudio II. 6
Ilustración 3.Study 1 results. 8
Ilustración 4.Study 2 results. 8
Ilustración 5. Proceso de ingeniería inversa. 11
Ilustración 6. Principios de un sistema de triangulación por láser. 13
Ilustración 7. Spray especial para escaneo con láser. 13
Ilustración 8. Modelo 3D para análisis de simulaciones de elementos finitos. 17
Ilustración 9. Simulación de elementos finitos. Resultados. 18
Ilustración 10. Tipos de materiales en FA. 22
Ilustración 11. Esquema de las tecnologías de FA con metales. 24
Ilustración 12. Extremidad tibial distal. 30
Ilustración 13. Extremidad tibial proximidad. 30
Ilustración 14. Epífisis y metáfisis tibial. 30
Ilustración 15. Hueso esponjoso 31
Ilustración 16. Hueso compacto. 31
Ilustración 17. Puntos de referencia. 33
Ilustración 18. Punto de aplicación de las cargas para medio/lateral. 35
Ilustración 19. Valores de las fuerzas aplicadas en anterior/posterior. 35
Ilustración 20. Punto de aplicación de las cargas en anterior/posterior. 36
Ilustración 21. Osteotomía aditiva medial con placa Puddu. 38
Ilustración 22. Osteotomía aditiva con placa TomoFix. 39
Ilustración 23. (A) Fractura diafisaria distal de tibia y peroné. (B) Radiografía a las 9 semanas de evolución. 40
Ilustración 24. (A) Fractura distal de tibia. (B) Osteosíntesis interna e implante de hidroxiapatita. (C) Radiografía evolutiva a las 7 semanas de evolución. 40
Ilustración 25. Estilos de ingeniería inversa. 49
Ilustración 26. De izquierda a derecha: toma lateral, superior e inferior. Iteración 1. 52

Ilustración 27. De izquierda a derecha: toma lateral, superior y lateral contrario. Iteración 2. 53
Ilustración 28. Posicionamiento de la tibia en el primer escaneo. 54
Ilustración 29. Posicionamiento de la tibia en el segundo escaneo. 54
Ilustración 30. Posicionamiento de la tibia en el tercer escaneo. 54
Ilustración 31. Escaneado 1: agujeros y zonas de datos faltantes en la región proximal. ... 55
Ilustración 32. Escaneo 2: defectos superficiales y zonas faltantes en el lateral contrario. 56
Ilustración 33. Ilustración 33. Escaneo 2: defectos superficiales y zonas faltantes en el lateral contrario. 56
Ilustración 34. Escaneo 1(amarillo) fusionado con el escaneo 2 (azul) desde dos perspectivas distintas. 57
Ilustración 35. Escaneado 3 (amarillo) junto con fusión anterior (azul) desde tres perspectivas distintas. 58
Ilustración 36. Orificio intrínseco al hueso inicial debido a su unión con el resto del esqueleto. 59
Ilustración 37. Vista lateral donde se aprecian los agujeros a rellenar. 59
Ilustración 38. Imperfecciones por rugosidades. 60
Ilustración 39. Vistas del prototipo final listo para exportar. 60
Ilustración 40. Vista del prototipo final a exportar. 61
Ilustración 41. Auto Surface con 3500 parches y 12 puntos de control. 62
Ilustración 42. Auto Surface con 500 parches aproximados y 8 puntos de control por parche. 63
Ilustración 43. Comparación de los tamaños de malla exportados. Derecha patch de 5.630 e izquierda patch de 780. 63
Ilustración 44. Hueso exportado de VX y convertido a .par orientado según ejes previamente establecidos. 65
Ilustración 45. Configuración del estudio estático 1 en Solid Edge. 65
Ilustración 46. Vista Izquierda (izquierda) y Trasera (derecha) de la distribución de cargas aplicadas sobre el modelo de la tibia. 66

Ilustración 47. Restricción articulada del movimiento sobre la rodilla (izquierda) y sobre el tobillo (derecha). 68
Ilustración 48. Propiedades mecánicas del material introducido manualmente, Ti-6Al-4V. 69
Ilustración 49. Proceso de mallado con tamaño 0,50 mm con más de 5 minutos de cómputo. 70
Ilustración 50. Configuración escogida de la malla tetraédrica: 2,00 mm. 71
Ilustración 51. Geometría de la tibia con la malla de 2,00 mm, las cargas y las restricciones. 71
Ilustración 52. Distribución de tensiones de Von Mises en la tibia. Vista trasera (izquierda) y vista frontal (derecha). Escala en Mpa. 72
Ilustración 53. Distribución de desplazamientos totales en la tibia. Vista frontal. 74
Ilustración 54. Distribución de desplazamientos totales en la tibia. Vista trasera. 74
Ilustración 55. De derecha a izquierda: cabeza proximal, diáfisis simplificada y zona distal, convertida a .par en Solid Edge y orientada según ejes previamente establecidos. 76
Ilustración 56. Vista Izquierda (izquierda) y Trasera (derecha) de la distribución de cargas aplicadas sobre la diáfisis. 77
Ilustración 57. Restricciones articuladas de movimiento aplicadas sobre las caras superior e inferior de la diáfisis. 78
Ilustración 58. Configuración elegida de la malla: 2,00 mm. 79
Ilustración 59. Geometría del Estudio 2 con la malla de 2,00 mm, las cargas y las restricciones de movimiento. 80
Ilustración 60. Distribución de tensiones de Von Mises en la vista frontal. 81
Ilustración 61. Distribución de tensiones de Von Mises en la vista trasera. 81
Ilustración 62. Distribución de desplazamientos totales en la diáfisis del Estudio 2. 82
Ilustración 63. Vista trasera e izquierda de la tibia con las cargas aplicadas (de izquierda a derecha). 85
Ilustración 64. Vista de planta e inferior de las restricciones articuladas (de izquierda a derecha). 85
Ilustración 65. Configuración Estudio 1, iteración 1. 86

Ilustración 66. Vista izquierda-trasera del resultado del Estudio 1, iteración 2. 87
Ilustración 67. Resultado de la primera iteración: detalle de la cabeza proximal. 87
Ilustración 68. Vista desde la planta de la tibia y árbol del Estudio 1, iteración 2, con la lista de cargas y restricciones. 89
Ilustración 69. Configuración del Estudio 1, iteración 2. 90
Ilustración 70. Vista Izquierda y Trasera del Estudio 1, iteración 2 (de izquierda a derecha). 91
Ilustración 71. Vista Alzado y Derecha del Estudio 1, iteración 2. 91
Ilustración 72. Configuración del Estudio 2. 93
Ilustración 73. Árbol de estudio del Estudio 2 con cargas y restricciones. 94
Ilustración 74. Vista de las restricciones de Planta. 94
Ilustración 75. Resultado de la optimización del Estudio 2. 95
Ilustración 76. Geometría optimizada con suavizado 50. 97
Ilustración 77. Geometría optimizada con suavizado 80. 98
Ilustración 78. Segmentos tras la impresión. 99
Ilustración 79. Segmentos tras la limpieza. 100
Ilustración 80. Tibia optimizada en resina dentro de la impresora. 100
Ilustración 81. Tibia recién extraída de la impresora. 101
Ilustración 82. Estación de lavado de alcohol. 101
Ilustración 83. Curado. 102
Ilustración 84. Piezas recién salidas de impresión. 102
Ilustración 85. De izquierda a derecha: cabeza distal, diáfisis tibial y cabeza proximal impresas en polvo. 103
Ilustración 86. Piezas con necesidad de unión. 103
Ilustración 87. Pegamento y acelerador usado: Nalan23. 104
Ilustración 88. Fase de pegado. 104
Ilustración 89. Tres impresiones. 105

Índice de Tablas

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los tejidos óseos cortical y trabecular. 32
Tabla 2. Valores de las tensiones máximas en función del ciclo de marcha para walking sidestep anterior/posterior..... 34
Tabla 3. Valores de las tensiones máximas en función del ciclo de marcha para walking crossover medio/lateral..... 35
Tabla 4. Valores de las fuerzas aplicadas para medio/lateral. 35
Tabla 5. Valores de las fuerzas usadas en el presente TFG..... 47
Tabla 6. Parámetros comunes en los cuatro análisis. 107
Tabla 7. Parámetros y resultado económico sin optimizar..... 107
Tabla 8. Parámetros y resultados económicos: Estudio I. 108
Tabla 9. Parámetros y resultado económico Estudio II. 108
Tabla 10. Estimación coste y precio en Ti-6Al-4V. 109
Tabla 11. Comparativa de costes según el tipo de impresión..... 110

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, las empresas industriales se enfrentan a retos críticos relacionados con la productividad, el diseño eficiente, el impacto medioambiental y la competitividad en un mercado altamente cambiante. La economía actual, marcada por la inflación y la disrupción, presiona a los líderes ejecutivos a buscar estrategias de optimización de costes y sostenibilidad que aseguren la rentabilidad a largo plazo. Uno de los objetivos primordiales en el diseño de ingeniería moderna es la reducción del peso estructural y el consumo eficiente de recursos sin comprometer la seguridad de los productos. Tradicionalmente, el diseño se veía limitado por procesos de fabricación convencionales, como el mecanizado o la fundición, que a menudo obligaban a sacrificar el rendimiento en favor de la fabricabilidad.

En este contexto, la fabricación aditiva surge como una nueva revolución industrial que permite crear piezas de geometrías complejas añadiendo material capa por capa directamente desde un modelo CAD 3D. Esta tecnología ofrece una libertad de diseño sin precedentes, facilitando la creación de componentes personalizados y estructuras ligeras que antes eran imposibles de producir. Sin embargo, para aprovechar plenamente el potencial de la fabricación aditiva, es imprescindible integrar técnicas avanzadas como el Diseño Generativo (GD) y la Optimización Topológica (TO). Estas herramientas permiten redistribuir el material dentro de un espacio de diseño definido, situándolo únicamente donde es necesario para soportar las cargas mecánicas.

El presente trabajo tiene como objetivo principal el diseño y la optimización de un componente industrial para su fabricación mediante tecnologías aditivas1920. A través del uso de software especializado y el análisis por Método de Elementos Finitos (FEM), se busca validar el comportamiento mecánico del nuevo diseño frente al original. En última instancia, se pretende demostrar que la transición hacia modelos de producción aditivos no solo es técnicamente viable, sino que también contribuye a una economía circular más eficiente y sostenible.

1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

La realización de este proyecto nace por la urgente necesidad de dar respuesta a los desafíos actuales de eficiencia y sostenibilidad que definen a la industria actual. En un mundo donde los márgenes de beneficio cada vez son menores y más estrechos y los requisitos de calidad y seguridad son más exigentes, la optimización de costes se ha vuelto una prioridad. Por eso, la motivación primordial de este proyecto es la exploración de nuevas formas de diseñar componentes, utilizando así tecnologías que permitan un uso mucho más responsable de los recursos naturales y económicos de los que disponemos.

Una de las causas principales que motiva este Trabajo de Fin de Grado es el reducir peso estructural. En muchos sectores aligerar un componente tiene un impacto directo y positivo en la mejora de las prestaciones del sistema, aumenta la capacidad de carga y reduce muchísimo el consumo de combustible y huella de carbona asociada. La fabricación aditiva, combinada con la optimización topológica, es la solución ideal para este reto, ya que permite reducir la masa del producto, y por consecuente, su material (en algunos casos por encima del 30%), manteniendo, incluso mejorando su rigidez original.

Asimismo, hay una fuerte motivación que viene dada por la innovación tecnológica y la digitalización de la producción. El uso de software avanzado permite transformar el inventario físico en un inventario digital, reduciendo así las necesidades de almacenamiento y facilitando la producción bajo demanda. Esto minimiza el desperdicio de material y mejora la relación entre el material prima que se compre y el peso de la pieza final, lo que es clave para indicar la eficiencia económica y ambiental.

Por último, este proyecto se hace con el propósito de demostrar que la adopción de estas técnicas contribuye directamente en algunos Objetivos de Desarrollo Sostenible, e indirectamente a otros, fomentando así una industria más resiliente y un modelo de producción y consumo responsables. Dominar el trabajo que integra el diseño optimizado, la simulación virtual y la fabricación avanzada no sólo es una mejora técnica para el

ingeniero, sino un imperativo para asegurar la competitividad y la sostenibilidad de las empresas en el futuro inmediato.

1.2 ALINEACIÓN CON LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE (ODS)

Este Trabajo de Fin de Grado se alinea con varios Objetivos de Desarrollo Sostenible:

- ODS 8: Trabajo decente y crecimiento económico. Al estudiar tecnología que lo que hacen es mejorar la eficiencia de los procesos tradicionales y optimizar los recursos para ello, se ayuda al crecimiento industrial más sostenible. Además, fomenta la adopción de herramientas digitales que se alinea con la evolución hacia empleos más cualificados en el ámbito ingenieril.

- ODS 9: Industria, innovación e infraestructura. Al promover el uso de tecnologías innovadoras en el diseño y la fabricación de componentes que se apliquen en la industria.

- ODS 11: Ciudades y comunidades sostenibles. Contribuye indirectamente ya que el desarrollo de componentes industriales más eficientes puede aplicarse a sectores que estén relacionados con la infraestructura y transporte, haciendo así sistemas urbanos más sostenibles.

- ODS 12: Producción y consumo responsables. Ya que, con la optimización topológica se busca el ahorra de material y así minimizar el posible desperdicio.

- ODS 13: Acción por el clima. Como se va a reducir material y peso en la pieza fabricada, prótesis de hueso de tibia, así se contribuye indirectamente a disminuir el impacto ambiental debido a la producción y transporte.

Capítulo 2. ESTADO DEL ARTE

2.1 INGENIERÍA INVERSA

La ingeniería inversa médica se erige como el pilar fundamental para este proyecto, actuando como el puente tecnológico indispensable que permite transformar la compleja realidad biológica de un paciente en un modelo matemático de alta precisión. A diferencia de los métodos de diseño convencionales, que suelen partir de especificaciones abstractas para crear un producto desde cero. Esta metodología es especialmente valiosa cuando trabajamos con superficies de "geometría libre", cuyas formas irregulares y orgánicas serían imposibles de capturar con precisión mediante herramientas de medición tradicionales.

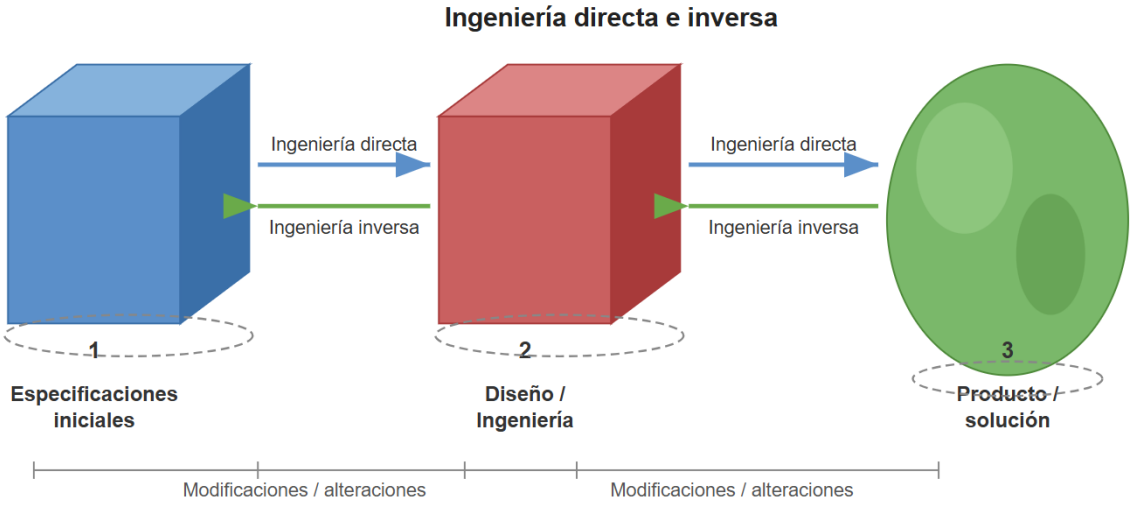


Ilustración 5. Proceso de ingeniería inversa.

Fuente: Trabajo de grado para optar por el título de Especialista en diseño mecánico

Todo el proceso comienza con la digitalización 3D, una fase de captura masiva de datos donde la herramienta protagonista es el Tomógrafo Axial Computarizado (TAC). El TAC genera una serie de cortes transversales que se almacenan en archivos de formato DICOM, los cuales contienen información crítica sobre la densidad de los tejidos. En la biomedicina esta discriminación de densidades es vital, ya que permite al ingeniero separar matemáticamente el tejido óseo del muscular o cutáneo, gracias a que cada uno presenta

valores numéricos proporcionales a su densidad física dentro de un campo escalar tridimensional.

Para pasar de imágenes de diagnóstico a un modelo que una computadora pueda interpretar como un sólido, se emplea el algoritmo de *Marching Cubes*. Este método analiza el volumen de datos (compuesto por miles de *voxels* o píxeles volumétricos) y, mediante un valor de umbral de referencia que para el tejido óseo suele oscilar entre 1800 y 2700, extrae una isosuperficie que delimita con exactitud la frontera del hueso. El resultado inmediato de esta operación es una malla poligonal de triángulos, que representa la primera aproximación matemática tangible al hueso real y sirve de base para cualquier análisis biomecánico posterior.

2.1.1 ESCÁNER 3D DE LUZ ESTRUCTURADA Y LÁSER

Los escáneres láser y de luz estructurada pertenecen al grupo de tecnologías de digitalización sin contacto activas. Estos dispositivos no esperan a que la luz ambiente ilumine el objeto, sino que emiten su propia radiación, ya sea un haz de luz láser o un patrón de luz específico, para capturar la geometría de superficies libres con una precisión extrema.

Puede ser por escaneado láser, técnica que funciona mediante un barrido o incidencia de un rayo láser sobre la superficie del objeto. El equipo analiza la reflexión del haz y traduce esa información en una nube de puntos no segmentada que incluye tanto la geometría como la topología (la conectividad entre los puntos). El resultado suele ser una serie de "imágenes de rango" tomadas desde diferentes ángulos que luego deben registrarse y unirse para conformar una superficie poligonal única. O también por escáner de luz estructurada donde un ejemplo destacado en la industria es el uso de luz blanca tipo LED, que proyecta patrones lumínicos sobre la pieza. Esta tecnología es capaz de alcanzar resoluciones de hasta 0.100 mm.

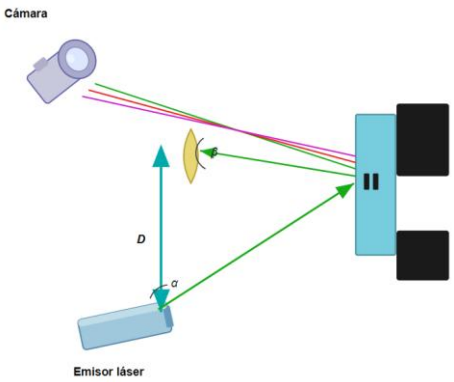


Ilustración 6. Principios de un sistema de triangulación por láser.

Fuente: Trabajo de grado para optar por el título de Especialista en diseño mecánico

Aunque estos sistemas ofrecen una velocidad de captura alta y una calidad de malla superior, presentan ciertas limitaciones ante superficies con características ópticas complejas, como aquellas que son muy reflexivas o brillantes. En estos casos, es habitual el uso de sprays de ingeniería inversa que crean una capa mate sobre la pieza para facilitar la lectura del sensor. El producto final de estos escáneres es una malla poligonal de triángulos (faceta), que representa la primera aproximación matemática tangible al hueso real y sirve de base para el posterior modelado CAD paramétrico y la optimización topológica.

Ilustración 7. Spray especial para escaneo con láser.

Fuente: Diseño de un componente industrial a partir de ingeniería inversa, mediante la combinación de optimización topológica, diseño generativo y estructuras lattice.

2.1.2 FOTOGRAMETRÍA

La fotogrametría se define como la ciencia y el arte de obtener mediciones e interpretaciones fiables de objetos físicos a través del análisis de fotografías. Se parte de imágenes en 2D para formular modelos tridimensionales precisos. Se trata de una tecnología de digitalización sin contacto de tipo pasivo, lo que significa que no emite ningún tipo de radiación sobre el objeto, sino que se apoya en la luz incidente y en la superposición de imágenes para situar cada punto en el espacio virtual.

El proceso ha evolucionado desde métodos analógicos y analíticos hasta la fotogrametría digital, que es la que empleamos actualmente mediante el procesamiento informático. El principio fundamental es la alineación de puntos: al capturar el objeto desde al menos dos puntos de vista distintos, el software es capaz de triangular la posición masiva de datos y generar una nube de puntos o una malla texturizada. Esta técnica destaca por su versatilidad y bajo coste, ya que permite obtener modelos realistas utilizando desde cámaras DSLR profesionales hasta dispositivos móviles de gama media.

Al igual que en el escaneado láser, para garantizar el éxito de la reconstrucción, es crucial mitigar factores externos como los reflejos y brillos, los cuales pueden confundir al software y generar errores de alineación de píxeles. Para solventar esta limitación técnica, es una práctica común el uso de sprays reveladores mate que anulan los destellos y permiten una captura de datos uniforme bajo una iluminación controlada.

En la práctica médica, la fotogrametría ya se utiliza para la reproducción de estructuras anatómicas y la planificación quirúrgica, permitiendo conservar fielmente las texturas y relieves del tejido óseo. Algunos métodos requieren el uso de "marcas fiduciales" o plantillas de apoyo para que el programa pueda orientarse espacialmente y reconocer los ejes de la pieza.

2.2 MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

El Método de los Elementos Finitos (MEF) se ha consolidado como la herramienta numérica de referencia para el cálculo de estructuras complejas y así superando las limitaciones de los métodos tradicionales. Estos últimos se basan en hipótesis simplificadas (como considerar un medio elástico lineal y uniforme), mientras que el MEF permite modelar el comportamiento de materiales en un espacio semi-elástico-plástico, ofreciendo así mayor precisión en la estimación de tensiones y deformaciones.

El proceso que sigue consiste en dividir la geometría compleja del objeto en una malla de cálculo compuesta por elementos finitos interconectados por nodos. Gracias a esto podemos:

- Analizar heterogeneidades: el MEF puede simular áreas con diferentes propiedades mecánicas, incluso zonas más blandas.

- Simulación de cargas: el software es capaz de triangular la posición de una gran cantidad de datos para generar nubes de puntos y mallas que representan con bastante precisión la respuesta estructural ante cargas uniformes y puntuales.

Una de las principales ventajas del uso del MEF frente a los métodos tradicionales es la capacidad de visualizar componentes de deformación, que sino quedarían ocultos, como los defectos de flexión. En la práctica, es el motor de la optimización topológica, ya que podemos identificar zonas de menor compromiso estructural para reducir material sin aumentar el riesgo de fallo.

2.2.1 FUNDAMENTOS DEL ANÁLISIS EN BIOMECÁNICA

La bioingeniería ha encontrado en el MEF una herramienta que con el trascurso de los años se ha convertido fundamental para cerrar la brecha que hay entre la ingeniería y la complejidad de la biología humana. Nos permite predecir con exactitud cómo reaccionará el material seleccionado para ver si cumple o no los requerimientos necesarios que haría un hueso en su uso diario. Esta capacidad de predicción es lo que permite hoy en día prevenir

los riesgos de fractura de las prótesis de hueso y además perfeccionar el diseño de los modelos actuales.

El progreso del MEF ha permitido pasar de modelos bidimensionales simples a análisis tridimensionales que consideran la heterogeneidad del hueso. Esta aplicación destaca por lo siguiente:

- Predicción del comportamiento: permite prever cómo responderá la prótesis, según el material biocompatible escogido, y así poder prevenir riesgos de fractura y perfeccionar el diseño de las prótesis actuales.

- Diferenciación de tejidos: este método facilita asignar propiedades mecánicas específicas a las distintas partes de la anatomía, permitiendo asignar distintos comportamientos mecánicos a distintas partes de el mismo objeto de estudio.

- Simulación de estados de carga: mediante el ensamblaje de los elementos discretizados, el sistema puede calcular las tensiones y deformaciones resultantes de fuerzas complejas, como las que ocurren durante el ciclo de marcha

En conclusión, la evolución del MEF frente a los métodos analíticos tradicionales ha permitido que el diseño de implantes y prótesis se aporte en una base científica robusta, minimizando la incertidumbre mediante resultados que se mantienen en el orden de magnitud correcto para así garantizar la seguridad estructurar y que así no se rompa.

Por otro lado, más allá de la validación estructural, la integración del MEF en el estudio biomecánico se ha convertido en un pilar fundamental en la investigación de hoy en día porque se superan las restricciones que se tenían con los métodos tradicionales. En el ámbito de la bioingeniería, realizar ensayos directamente a humanos es inviable por los costes tan elevados y la complejidad que supone recrear las patologías en órganos biológicos. Debido a estas limitaciones nace el MEF que permite obtener información con gran detalle y muy precisa sobre el comportamiento mecánico de los tejidos que si no sería muy difícil de alcanzar de forma experimental.

Esto ha hecho que el MEF también se convierta en objeto de diagnóstico clínico y planificación preoperatoria de mucho valor. Al tener una previsualización detalla de cada paciente antes de la operación, los especialistas pueden valorar y evaluar la integridad de los tejidos y simular el procedimiento quirúrgico que seguirán para así evaluar si es seguro. Esto ayuda a predecir los resultados, pero también permite practicar intervenciones de manera virtual antes de llegar al quirófano y así se minimizan riesgos y se mejora la precisión de las cirugías.

En el desarrollo de los dispositivos ortopédicos, el estudio de la distribución de tensiones es un factor determinante para garantizar la duración y el rendimiento de las estructuras artificiales una vez se le apliquen las cargas mecánicas. De esta forma podemos evaluar cómo responden los materiales que queremos emplear a las diferentes fuerzas y así escoger cuál funcionaría mejor en cada caso. También, es crucial para comprender su comportamiento a largo plazo y así evitar fallos prematuros.

Este avance facilita el diseño de prótesis personalizas que aseguran una distribución de carga uniforme, optimizando la movilidad y el confort del paciente al adaptarse así a su morfología única. Por esto, el MEF es de vital importancia para evaluar parámetros como la tensión máxima y las deformaciones en modelos que posteriormente pueden fabricarse mediante tecnologías avanzadas como la impresión 3D, asegurando que el diseño final sea biocompatible y funcional.

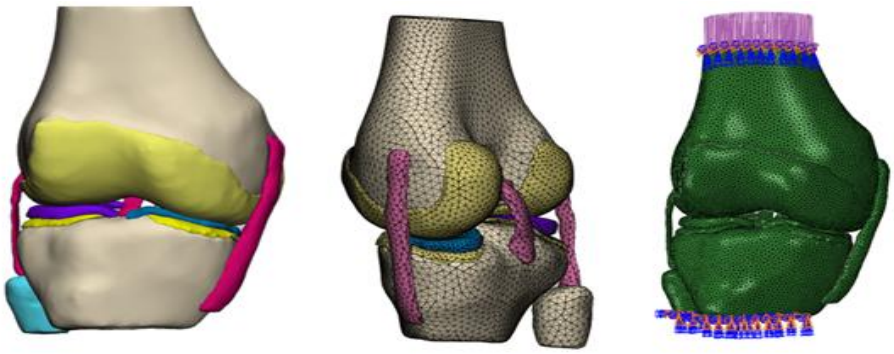


Ilustración 8. Modelo 3D para análisis de simulaciones de elementos finitos.

Fuente: Herramientas virtuales para el diagnóstico clínico: modelos 3D de elementos finitos en biomecánica

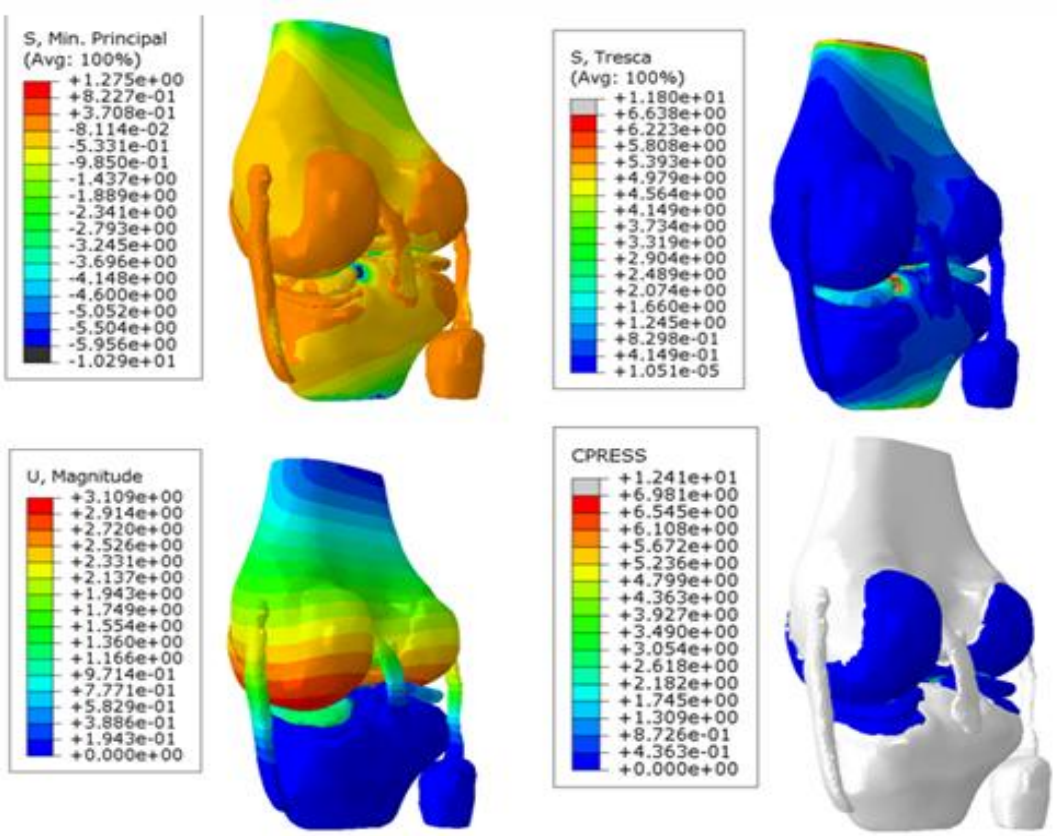


Ilustración 9. Simulación de elementos finitos. Resultados.

Fuente: Herramientas virtuales para el diagnóstico clínico: modelos 3D de elementos finitos en biomecánica

2.3 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA

El problema de Optimización Topológica (OT) consiste en buscar una distribución óptima de material en un dominio de diseño que satisfaga las solicitaciones y las condiciones de borde definidas. Generalmente, la OT ha sido formulada en términos de minimizar la energía de deformación de la estructura analizada.

La optimización topológica es la herramienta matemática para cumplir con objetivos de rendimiento bajo cargas determinadas. Su sinergia con el diseño radica en su capacidad para

generar formas orgánicas y bio-inspiradas que imitan estructuras naturales, como los huesos, logrando un equilibrio ideal entre rigidez y ligereza. Entre sus beneficios directos en este ecosistema destacan:

- Reducción drástica de masa: Es posible eliminar entre un 60% y un 80% del peso original de un componente sin comprometer su integridad estructural

- Implementación de estructuras Lattice: Permite la creación de patrones repetitivos de celdas geométricas (retículas) que optimizan la distribución de tensiones, algo fundamental en dispositivos biomecánicos livianos y funcionales

- Diseño Monocoque: Facilita la creación de dispositivos de una sola pieza, eliminando la necesidad de ensamblajes complejos, lo que aumenta la durabilidad y reduce los puntos de fallo

2.3.1 FUNDAMENTOS MATEMÁTICOS (MÉTODOS)

Los métodos de optimización comúnmente empleados son: el criterio de Optimalidad Estándar (Optimality Criteria), el Método de la Curva de Nivel (Level Set Method), y la eficiencia de Pareto (Pareto Optimal Tracing), entre otros. Sin embargo, la OT es un problema con múltiples mínimos locales susceptible de solución a través de métodos estocásticos diseñados para identificar mínimos globales. De forma general, todas estas técnicas exploran el espacio de búsqueda de una manera controlada y tienen la ventaja de no depender del cálculo de derivadas para llevar a cabo el proceso de optimización.

Para llevar a cabo este proceso, uno de los enfoques más extendidos es el método de Material Isótropo Sólido con Penalización (SIMP), el cual permite discretizar el dominio mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) asignado a cada elemento densidades distintas entre 0 y 1 y según proceda. Este método usa una ley de potencia para definir el módulo de elasticidad de cada elemento, usando un factor de penalización, que normalmente es p=3, cuyo objetivo es llegar a soluciones muy concretas, es decir, la presencia o ausencia total de material en el diseño final.

Analizándolo con más detalle se observa que la formulación lo que busca es minimizar la función de cumplimiento *c(x),* que posee restricciones de volumen y a la satisfacción de las ecuaciones de equilibrio global del sistema. Cabe destacar que, debido a que el problema resulta no convexo cuando el factor de penalización es mayor a uno, el uso de técnicas estocásticas como el Algoritmo Simulated Annealing Modificado (ASAM) tiene especial relevancia por su capacidad de equilibrar las exploraciones globales y locales del espacio de búsqueda.

Además, para asegurar la viabilidad del modelo matemático y evitar inestabilidades numéricas, existen filtros de densidad que se integran para realizar un alisado de las energías de deformación basándose en lo de alrededor de cada elemento. Esto permite tener topologías más suavizadas y continuas.

2.3.2 SOFTWARE DE OPTIMIZACIÓN (ALTAIR, SOLID EDGDE, ANSYS)

La implementación efectiva de la optimización topológica y el diseño generativo depende de un ecosistema de herramientas digitales que permitan iterar con precisión desde el concepto hasta la fabricación.

Altair Inspire se posiciona como el motor principal para la obtención de la distribución óptima de material en las fases tempranas del desarrollo. Su algoritmo permite realizar análisis automáticos basados en el volumen, respetando cargas físicas y térmicas para generar formas orgánicas y eficientes. Una funcionalidad clave de este software es la herramienta Fit PolyNURBS, la cual permite refinar y suavizar las mallas complejas resultantes de la optimización, transformándolas en sólidos precisos que garantizan la continuidad geométrica y la fabricabilidad.

Como complemento indispensable, Altair SimSolid revoluciona la validación estructural al introducir el método de "External Approximations", el cual permite realizar simulaciones de elementos finitos (FEM) eliminando la necesidad de mallado y simplificación de la geometría. Esta característica es vital para el diseñador que busca respuestas casi instantáneas sin depender de estaciones de trabajo de alto rendimiento, manteniendo un

margen de error sumamente bajo (inferior al 6%) en comparación con los métodos tradicionales. Mientras Inspire define la forma lógica del componente, SimSolid valida su integridad mecánica bajo múltiples escenarios de carga, como frenadas bruscas o giros a alta velocidad en estructuras vehiculares.

Paralelamente, Solid Edge se integra como una plataforma robusta para el diseño generativo, facilitando un proceso iterativo donde el ingeniero define "zonas preservadas" (como agujeros de sujeción) que deben permanecer intactas para el ensamblaje. El software permite ajustar progresivamente el porcentaje de reducción de masa (por ejemplo, iniciando en un 20% y escalando hasta un 50%) mientras se monitorean las tensiones de Von Mises para asegurar que la pieza nunca supere el límite elástico del material.

Finalmente, para los desafíos de mayor envergadura técnica, como la discretización de geometrías lattice extremadamente densas, se recurre a herramientas de alto nivel como Ansys. Este software es imprescindible cuando la complejidad de la red interna supera la capacidad de cálculo de los programas estándar, proporcionando los algoritmos avanzados necesarios para asegurar que hasta la microestructura más pequeña cumpla con los estándares de seguridad industrial antes de pasar a la impresora 3D.

2.4 FABRICACIÓN ADITIVA

El proceso de diseño tradicional ha evolucionado hacia un modelo donde la tecnología de escaneo 3D e ingeniería inversa actúan como punto de partida, permitiendo así capturar y desarrollar geometrías complejas (como la anatomía humana o chasis existentes) para su posterior tratamiento. A diferencia del diseño clásico lineal, donde el ingeniero reconstruye la idea desde cero y pensando y llevando a cabo cada modificación, el diseño generativo permite definir reglas, requisitos técnicos y algoritmos de los cuales el software extrae la solución óptima.

Esta nueva manera de trabajo permite tener una personalización absoluta del objeto que se está desarrollando. Se pueden adaptar las piezas a entornos específicos, como es el caso de

las prótesis en medicina, de determinados chasis para estructuras de vehículos. Todos ellos pensados en ajustarse milimétricamente a los requisitos pedidos.

2.4.1 TÉCNICAS RELEVANTES

Dentro de la evolución de la fabricación aditiva, las tecnologías que operan mediante la unión de materiales capa por capa han permitido pasar de la simple creación de maquetas a la producción de piezas finales totalmente funcionales. Este avance es especialmente visible en el campo de los metales, los cuales, como se ilustra en la gráfica de tipos de materiales, representan ya el 40% de los materiales disponibles en el sector, situándose como el segundo grupo más numeroso solo por detrás de los polímeros.

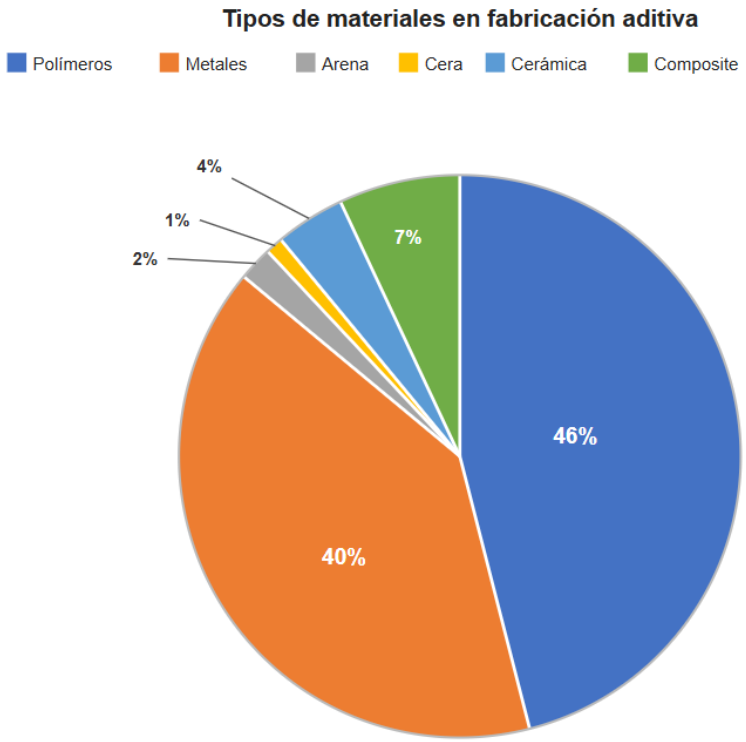


Ilustración 10. Tipos de materiales en FA.

Fuente: Últimos avances en la fabricación aditiva con materiales metálicos

En este contexto, las técnicas de Fusión en Lecho de Polvo (PBF) se han consolidado como el estándar para fabricar componentes de alta precisión y geometría compleja que serían imposibles de obtener mediante métodos sustractivos convencionales.

La tecnología SLM (también conocida como DMLS o LPBF) se considera actualmente la técnica más madura y sirve frecuentemente como referencia para evaluar el rendimiento de otros procesos de fabricación metálica. Su funcionamiento se basa en el uso de láseres de alta potencia para fundir de forma selectiva capas de polvo metálico muy finas, que oscilan habitualmente entre los 20 y 100 micrómetros. Para garantizar la integridad del material durante la fusión, el proceso se desarrolla en una cámara cerrada bajo una atmósfera controlada de gases inertes, como argón o nitrógeno.

Una de las virtudes más destacadas del SLM es su capacidad para alcanzar una precisión dimensional excepcional, con márgenes de error cercanos a los 0,004 milímetros. Sin embargo, desde un punto de vista metalúrgico, el proceso presenta retos importantes: debido a las altísimas velocidades de enfriamiento, el material tiende a formar microestructuras de martensita acicular (α'), que son extremadamente resistentes pero frágiles. Esto, sumado a las tensiones residuales que se generan durante la impresión, hace que las piezas requieran casi invariablemente de tratamientos térmicos posteriores para aliviar tensiones y estabilizar sus propiedades mecánicas antes de ser puestas en servicio.

Como contrapartida, la tecnología EBM ofrece un enfoque distinto que soluciona de forma intrínseca algunos de los problemas térmicos del láser. Desarrollada y patentada originalmente por la empresa Arcam, esta técnica sustituye el láser por un haz de electrones como fuente de energía calorífica. A diferencia del SLM, el EBM requiere operar obligatoriamente en condiciones de vacío total (alrededor de 10^{-3} Pa), lo que supone una ventaja crítica al trabajar con metales altamente reactivos con el oxígeno, como las aleaciones de Titanio (Ti-6Al-4V).

La característica más distintiva del EBM es su gestión térmica. Durante todo el proceso de fabricación, el lecho de polvo se mantiene precalentado a temperaturas constantes de entre 650°C y 750°C. Este entorno actúa como un tratamiento térmico *in-situ*, permitiendo que las

fases frágiles de martensita se descompongan de forma natural en una microestructura de láminas finas de $\alpha+\beta$, lo que otorga a las piezas una ductilidad y estabilidad mecánica superiores desde el momento en que salen de la máquina.

Además, el ligero sinterizado del polvo circundante debido al calor de la cámara proporciona un soporte natural a la pieza, reduciendo significativamente la necesidad de estructuras de soporte complejas y facilitando el apilamiento de múltiples componentes en un solo ciclo de construcción. Aunque el acabado superficial puede ser algo más rugoso que en el SLM debido al uso de partículas de polvo de mayor diámetro (mínimo 45 µm), su mayor velocidad de construcción y la ausencia de tensiones residuales críticas lo convierten en la opción predilecta para componentes estructurales de gran tamaño en los sectores aeroespacial y médico.

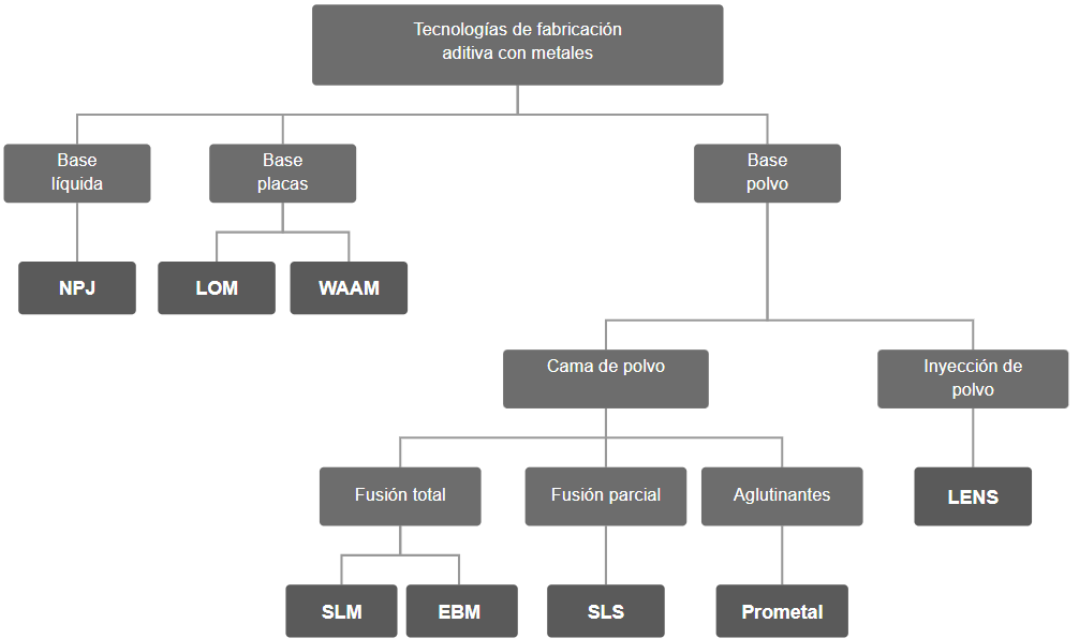


Ilustración 11. Esquema de las tecnologías de FA con metales.

Fuente: Últimos avances en la fabricación aditiva con materiales metálicos

2.4.2 MATERIALES BIOCOMPATIBLES IMPRIMIBLES

En el contexto de la fabricación aditiva aplicada al sector salud, la selección del material es un factor crítico que depende directamente de la aplicación anatómica y de los requisitos mecánicos del dispositivo. Según los datos de la industria, los metales representan el segundo grupo más numeroso de materiales disponibles, un 40% del total *(ilustración 10)*, situándose solo por detrás de los polímeros. Esta diversidad permite clasificar los materiales biocompatibles imprimibles en cuatro grandes familias: metales, cerámicas, polímeros y resinas.

1. Biomateriales Metálicos: El Estándar de Resistencia:

Los metales son fundamentales en aplicaciones donde se deben soportar pesos elevados y se requiere una alta fiabilidad mecánica. La aleación de Titanio Ti-6Al-4V, especialmente en su condición ELI (elementos intersticiales extra-bajos), es el material más estudiado y utilizado en tecnologías como EBM y SLM. Su éxito como biomaterial se debe a su excelente relación resistencia-peso, baja densidad y una resistencia a la corrosión superior. Su biocompatibilidad se explica por la formación espontánea de una capa de óxido de apenas 5 nanómetros en su superficie, que minimiza la liberación de iones hacia los tejidos circundantes.

Además del titanio, se emplean comúnmente aleaciones de Cobalto-Cromo y diversos tipos de acero inoxidable para componentes protésicos de alta resistencia

2. Biocerámicas: Soluciones Bioactivas y Reabsorbibles:

Una de las tendencias más innovadoras es la sustitución del titanio por biocerámicas, cuyas composiciones son semejantes a las del hueso humano. El Fosfato Tricálcico (TCP) destaca por ser un material reabsorbible y oseointegrable que reproduce a nivel químico la estructura ósea, facilitando la regeneración celular a través de "andamios" o scaffolds de ingeniería tisular. Otros materiales cerámicos como la Alúmina y la Zirconia se utilizan en aplicaciones que demandan una alta resistencia al desgaste o al calor.

Asimismo, se han documentado pruebas con Nitruro de Silicio para la fabricación de tornillos óseos e implantes vertebrales, aprovechando la precisión de la impresión 3D para reproducir detalles intrincados como los filetes de las roscas.

3. Polímeros Técnicos y Biodegradables:

Los plásticos son ampliamente utilizados debido a su facilidad de uso y coste contenido. Entre ellos, el Nylon 12 (PA12) es una de las opciones más versátiles para prótesis externas debido a su resistencia a la abrasión, ligereza (densidad cercana a 1,01 g/cm^3) y capacidad para soportar esfuerzos repetitivos. Por otro lado, polímeros como el PLA ofrecen una alternativa biodegradable adecuada para aplicaciones no estructurales, mientras que el ABS se prefiere por su mayor durabilidad y rigidez en componentes de carga. En el ámbito de la regeneración tisular, la Policaprolactona (PCL) destaca como un polímero biodegradable con un punto de fusión muy bajo (40-50°C), lo que permite manipularlo fácilmente para crear membranas funcionales que se adaptan a la forma de otros componentes médicos.

4. Resinas Fotopoliméricas de Alta Precisión:

Finalmente, las resinas utilizadas en tecnologías como SLA y DLP permiten alcanzar acabados superficiales lisos y detalles de alta definición que son inalcanzables con otras técnicas. Existen formulaciones de resinas biocompatibles diseñadas específicamente para el contacto directo con la piel, lo que las hace ideales para prótesis auditivas o faciales con un acabado estético superior. Materiales como la Resina Clear V4 se emplean no solo por su resistencia a la tracción, sino también por su transparencia, que permite a los facultativos evaluar visualmente la estructura interna de los modelos antes de su aplicación clínica.

2.5 SINERGIAS

La convergencia del diseño avanzado, la optimización topológica y la fabricación aditiva ha supuesto una revolución en el desarrollo de productos industriales y biomédicos, permitiendo a los ingenieros trabajar de manera más eficaz alcanzando las soluciones que antes eran prácticamente imposibles debido a su geometría y además económicamente muy

poco viables. Esta sinergia además de ser una suma de herramientas supone un cambio en la forma de ver y adoptar el ciclo de la vida del producto que redefine la relación entre forma, fundición y fabricación.

Este flujo también permite la validación temprana, muy importante para poder ir iterando en caso de error, en vez de tener que esperar hasta el final del proyecto para ver si ha sido satisfactorio. Integrar el MEF desde las fases iniciales para garantizar que el diseño cumpla con la rigidez y resistencia estructural demandada antes de pasar por la producción, que en este caso sería la fabricación aditiva.

Esta integración de disciplinas no solo representa un avance teórico, sino que ofrece resultados tangibles en términos de eficiencia mecánica y sostenibilidad. Se ha conseguido en algunos productos resultados de aligeramiento extremo sin comprometer la seguridad. Por ejemplo, en componentes biomecánicos se han logrado reducciones de hasta el 85% y en aplicaciones industriales, la optimización de soportes ha demostrado ser capaz de eliminar un 60% de la masa manteniendo un coeficiente de seguridad elevado. También hay otros modelos, como estructuras de bicicletas en los que sólo ha sido posible llegar a un 35% de aligeramiento manteniendo la resistencia estructural.

También, cabe destacar, la sostenibilidad y eficiencia productiva. La reducción de material además de impactar en el peso final conlleva directamente una reducción en el uso de material, tiempo de impresión y gasto energético. Esto refuerza el cumplimiento de los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) relativos a la producción y el consumo responsables.

En el ámbito médico, esta sinergia permite pasar de prótesis estandarizadas a soluciones totalmente adaptadas a la anatomía del paciente mediante ingeniería inversa. Esto mejora la calidad de vida del paciente ya que obtiene una solución hecha a medida para él.

A pesar de las ventajas técnicas, el coste de fabricación aditiva para piezas de gran tamaño sigue siendo significativamente superior a los métodos tradicionales, limitando su uso actual a sectores de alto rendimiento (como el aeronáutico o deporte profesional) donde el ahorro

de pesos justifica la inversión. Además, se han identificado límites en la capacidad de cómputo de los softwares actuales al enfrentarse a geometrías con un alto número de superficies, lo que requiere hardware especializado para evitar errores de simulación.

Centrándonos en el futuro, hay que enfocar los esfuerzos en lo siguiente para así consolidar esta tecnología:

- Estructuras Lattice: Implementar redes reticulares a nivel micro para optimizar aún más la distribución de tensiones y la ligereza, superando las actuales limitaciones de las licencias de software

- Validación Física: Realizar ensayos reales de compresión, torsión y fatiga sobre los prototipos impresos para correlacionar los resultados de las simulaciones por elementos finitos (FEM) con el comportamiento mecánico real

- Refinamiento de Ingeniería Inversa: Desarrollar metodologías para convertir nubes de puntos de objetos escaneados directamente en sólidos tubulares eficientes en CAD, optimizando el flujo de trabajo desde el objeto físico al modelo optimizado

- Optimización del DfAM: Profundizar en el Diseño para Fabricación Aditiva (DfAM), analizando cómo la orientación de la pieza y el uso de soportes afectan tanto a la calidad final como a la sostenibilidad del proceso

En conjunto estas tecnologías cierran un ciclo del producto, donde, el diseño define la función; la optimización topológica determina la forma más eficiente y la fabricación aditiva proporciona la capacidad de producción, ya que el resultado es una geometría compleja que no podría ser fabricada de otra forma. El resultado es un producto final mejorado: más ligero, más resistente y totalmente personalizado y fabricado con un impacto ambiental menor y así cumpliendo con los objetivos de desarrollo sostenible de industria, innovación y consumo responsable.

2.6 ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA TIBIA

Es un hueso prismático triangular y en su conjunto no del todo rectilíneo, sino que dibuja una "S" itálica alargada con dos curvaturas, una superior cóncava lateralmente y otra inferior cóncava medialmente.

La diáfisis tibial es el segmento más fuerte de la región y por estadística es la más expuesta a traumas y entonces la que más se factura, ya que tiene una cara cubierta solamente por piel y tejido celular subcutáneo por lo que lo hace más vulnerable.

Es el segundo hueso más largo del cuerpo humano después del fémur, articulada en su parte inferior con el fémur y la rótula, lateralmente con el peroné y en su parte inferior con el tobillo.

El peroné se localiza lateralmente a la tibia, articulándose en su parte inferior y superior y su extremo superior está situado hacia atrás y por debajo de los platillos tibiales, excluida de la articulación de la rodilla, mientras que su extremo inferior se inclina hacia adelante proyectándose por debajo de la tibia para formar parte de la articulación del tobillo.

La tibia presenta en sus extremidades la epífisis que son dos segmentos, uno proximal (figura 1) y otro distal (Figura 2), estos segmentos se delimitan por un cuadrado cuyos lados son de la misma longitud que del lado más ancho de la epífisis en cuestión (Figura 3), por lo que su diáfisis o cuerpo tibial es la superficie ósea que queda comprendida por debajo y arriba de estos cuadrados, superficie que coincide si trazamos por arriba una línea a 6 cm por debajo de la articulación de la rodilla y por abajo una línea a 6 cm por arriba de la articulación del tobillo.

Ilustración 12. Extremidad tibial distal.

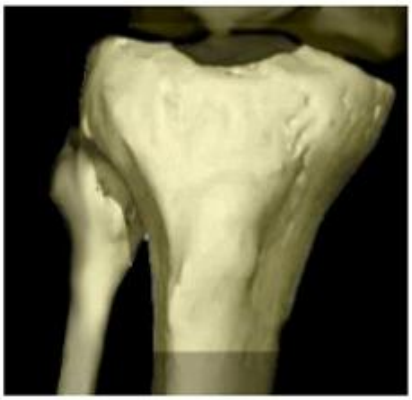


Ilustración 13. Extremidad tibial proximidad.

Fuente: Anatomía e irrigación de la diáfisis tibial, su relación con las fracturas de adulto

Ilustración 14. Epífisis y metáfisis tibial.

Fuente: Anatomía e irrigación de la diáfisis tibial, su relación con las fracturas de adulto

La tibia no es simplemente una pieza rígida de nuestro esqueleto; es una estructura biológica bifásica y dinámica que actúa como el soporte principal del peso corporal durante la bipedestación y el movimiento.

Su morfología revela una complejidad asombrosa, diseñada para equilibrar una alta resistencia a la tracción y compresión con un peso lo suficientemente bajo para permitir la agilidad humana.

Desde una perspectiva técnica, el hueso tibial se organiza en dos arquitecturas fundamentales que trabajan en continuidad funcional: el hueso cortical (compacto) y el hueso trabecular (esponjoso). La corteza externa, o tejido compacto, se presenta como una masa sólida y organizada, constituida por sistemas laminares y osteonas (unidades estructurales que albergan los conductos de Havers).

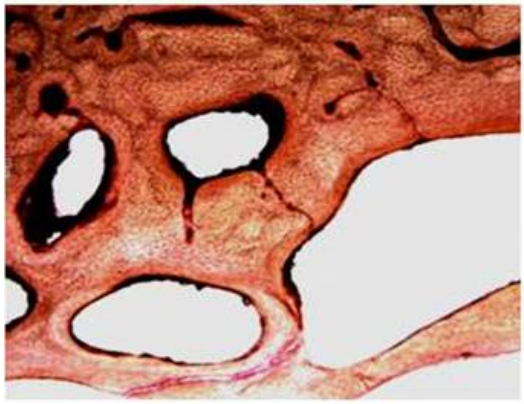


Ilustración 15. Hueso esponjoso

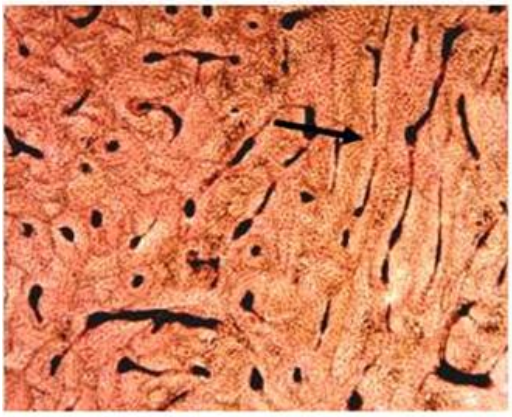


Ilustración 16. Hueso compacto.

Fuente: Estudio comparativo de la morfología ósea, en individuos prehispánicos sanos y con treponematosis, utilizando tecnología de punta

Esta densa organización es la responsable de la firmeza mecánica necesaria para mantener el centro de gravedad. Por el contrario, en su interior, la tibia transita hacia un armazón tridimensional de trabéculas y espículas ramificadas. Este tejido esponjoso no solo aligera el peso del hueso, sino que sus interconexiones actúan amortiguando las fuerzas bipedestales.

PROPIEDADES	**HUESO CORTICAL**	**HUESO TRABECULAR**
Densidad apartente ρ $(\frac{kg}{m^3})$	1900	450
Módulo de Young E (MPa)	150.000	513,9673
Coeficiente de Poisson ν	0,3	0,3

Límite elástico σ_{lim} (MPa)	343,843	30,19

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los tejidos óseos cortical y trabecular.

Fuente: Estudio comparativo de la morfología ósea, en individuos prehispánicos sanos y con treponematosis, utilizando tecnología de punta

La base de estas propiedades mecánicas reside en su composición: una fase orgánica de colágeno y células, y una fase inorgánica compuesta principalmente por cristales de hidroxiapatita. Esta combinación permite que el hueso sea un tejido de reparación automática, capaz de alterar sus propiedades mecánicas según las demandas físicas. En este proceso de renovación constante participan tres actores celulares clave: los osteoblastos, encargados de la síntesis de matriz; los osteocitos, que mantienen el tejido maduro; y los osteoclastos, cuya función es la resorción y remodelado óseo para asegurar la integridad anatómica.

2.7 CARGAS FISIOLÓGICAS SOBRE LA TIBIA DURANTE LA MARCHA

Para realizar el estudio de cargas, se ha tomado como referencia el artículo “Lad along the tibial shaft during activities of daily living”. Es este artículo se realizó un estudio de 20 pacientes de los momentos a los que se ve sometida la tibia durante las actividades de la vida diaria.

Los valores se obtuvieron para cada dirección (medio/lateral corresponde con el eje X, anterior/posterior corresponde con el eje Y, proximal/distal corresponde con el eje Z) utilizando un sistema de análisis junto con marcadores de la piel en diez puntos equidistantes a lo largo del eje tibial. De los diez puntos, se han tomado cuatro como más representativos: P1, se encuentra en la posición del tobillo, P10, indica la posición de la rodilla y P4 y P7, se encuentran como puntos intermedios entre P1 y P10 para evaluar el comportamiento de toda la tibia.

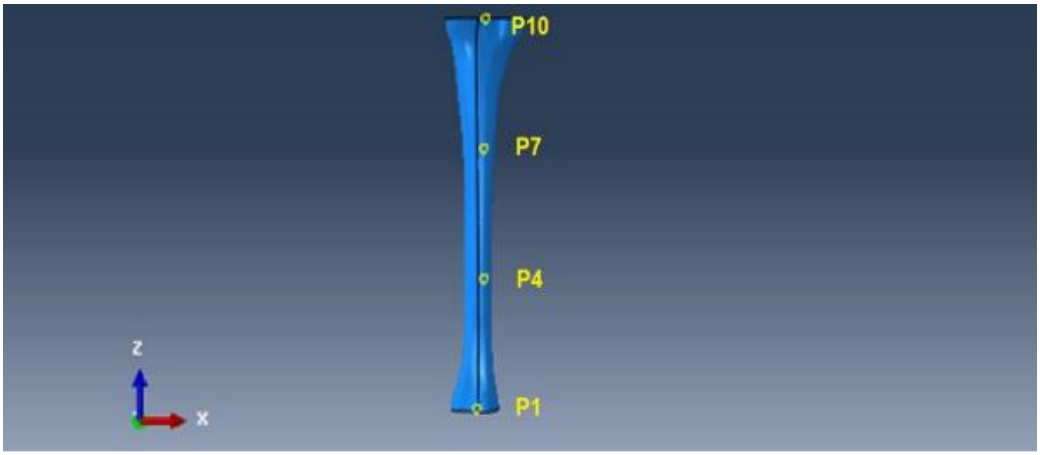


Ilustración 17. Puntos de referencia.

Fuente: Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana

En el artículo se representan los momentos normalizados según BWH (Body Weight time Height), en función del porcentaje del ciclo de marcha.

En este estudio de la tibia, se ha analizado su comportamiento durante el ciclo de marcha (walking sidestep) y el ciclo de marcha con pasos cruzados (walking crossover) según la dirección medio/lateral y anterior/posterior. El momento en la dirección proximal/distal es constante y muy inferior a los momentos que aparecen en la dirección medio/lateral y anterior/posterior por lo que no se considerarán en el estudio.

A partir de los momentos normalizados extraídos de las siguientes gráficas del artículo de referencia, se aplica la siguiente expresión para obtener el momento real en cada instante del ciclo:

$$M_{aplicado} = \frac{X * BW * H}{100}$$

donde X es el valor adimensional leído de las gráficas del artículo, BW = 627 N y H = 1,713m son los valores medios de los sujetos de estudio.

Cada momento se introduce en el modelo como un par de fuerzas concentradas de sentido opuesto, aplicadas en dos nodos de la sección trasversal, y considerando que cada nodo ejerce la mitad del momento, correspondiente a distancias R1 y R2 del punto de referencia:

$$F_1 = \frac{M_{aplicado}}{2*R_1} \qquad F_2 = \frac{M_{aplicado}}{2*R_2}$$

Estas fuerzas se aplican en dirección longitudinal con amplitud variable a lo largo del ciclo de marcha y se introducen en el modelo FEM, donde ABAQUS resuelve el sistema *K*D = F* y calcula las tensiones nodales mediante la ley de Hooke. La tensión equivalente de Von Mises se evalúa en cada instante del ciclo de los cuatro puntos de referencia, obteniéndose los siguientes valores:

% Ciclo de marcha	**Tensión máxima (*MPa*)**
0	0
0.1	48,08
0.2	28,66
0.3	74,16
0.4	95,28
0.5	95,28
0.6	112,1
0.7	129,0
0.8	149,5
0.9	84,10
1	2,659E-11

Tabla 2. Valores de las tensiones máximas en función del ciclo de marcha para walking sidestep anterior/posterior.

Fuente: Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana

% Ciclo de marcha	**Tensión máxima (*MPa*)**
0	0
0.1	20,37
0.2	28,60
0.3	37,75
0.4	51,92
0.5	63,20
0.6	69,49
0.7	75,64
0.8	80,62

0.9	48,10
1	5,249

Tabla 3. Valores de las tensiones máximas en función del ciclo de marcha para walking crossover medio/lateral.

Fuente: Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana

PUNTO	**R1 (m)**	**R2 (m)**	**F1**	**F2**
P10	2,97e-2	3,25e-2	1.634,15	-1531,21
P7	2,14e-2	1,04e-2	702,95	-1445,42
P4	1,53e-2	8,28e-3	1823,04	-3.294,63
P1	2,46e-2	2,63e-2	1634,15	-1.531,21

Tabla 4. Valores de las fuerzas aplicadas para medio/lateral.

Fuente: propia

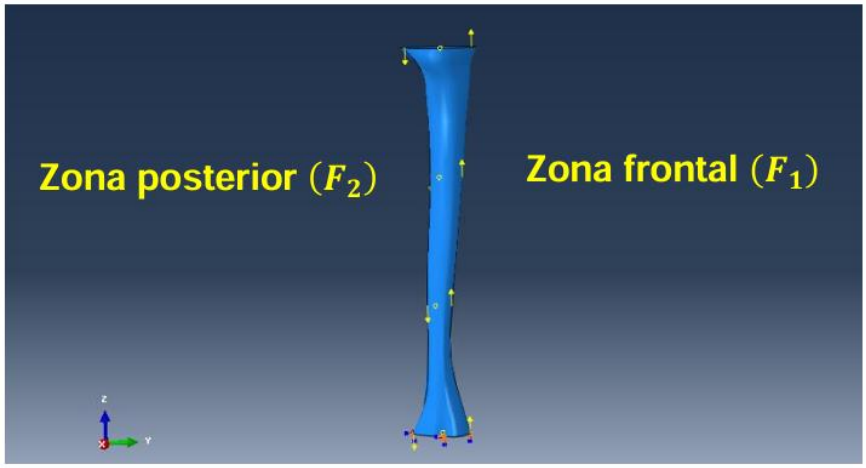


Ilustración 18. Punto de aplicación de las cargas para medio/lateral.

Fuente: Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana

PUNTO	**R1' (m)**	**R2 '(m)**	**F1'**	**F2'**
P10	4,05e-2	3,94e-2	290,6	-298,9
P7	1,46e-2	2.05e-2	863,5	-612,8l
P4	1,05e-2	1,86e-2	1376,2	-781,0
P1	1,98e-2	2,75e-2	746,6	-537,9

Ilustración 19. Valores de las fuerzas aplicadas en anterior/posterior.

Fuente: propia

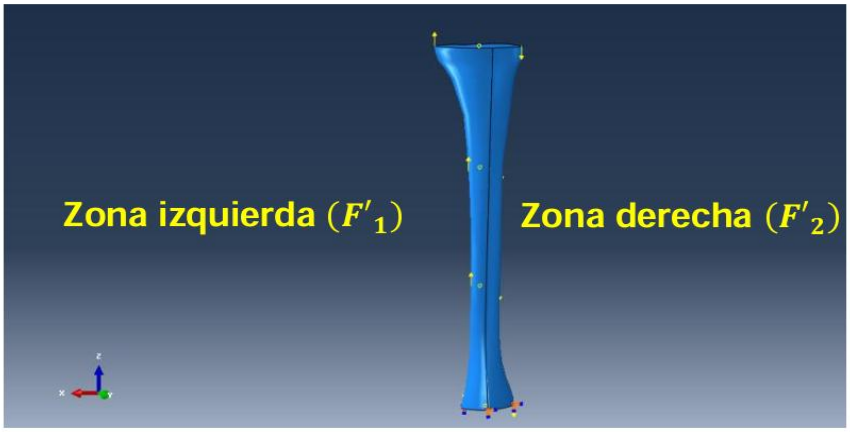


Ilustración 20. Punto de aplicación de las cargas en anterior/posterior.

Fuente: Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana

2.8 PATOLOGÍAS Y CASOS CLÍNICOS QUE REQUIEREN PRÓTESIS TIBIAL

Las prótesis de tibia, que incluyen tanto las prótesis transtibiales (dispositivos externos) como las endoprótesis de salvamento (implantes internos), tienen como objetico sustituir total o parcialmente el hueso de la tibia cuando este ha sufrido daños irreparables o ha sido removido.

A continuación, se detallan las principales patologías y casos clínicos que requieren este tipo de intervenciones:

- Amputación Transitibial: Se realiza cuando es necesario remover la parte inferior de la pierna por debajo de la rodilla, permitiendo que el paciente conserve la articulación de la misma para una mejor movilidad con la prótesis externa.

- Traumatismos Graves: Accidentes de tráfico o caídas de gran altura que provocan fracturas expuestas o daños tan severos en los tejidos y el hueso que la reconstrucción biológica simple no es posible.

- Tumores Óseos (Reconstrucción Endoprotésica): En diagnósticos como el osteosarcoma proximal, se reseca la zona afectada por el cáncer y se implanta una endoprótesis interna para evitar la amputación y salvar la extremidad.

- Enfermedades vasculares: Complicaciones derivadas de una diabetes avanzada o problemas severos de circulación que derivan en necrosis (muerte celular de tejido) o gangrena (caso grave de necrosis).

- Malformaciones Congénitas: Deficiencias graves presentes desde el nacimiento, como la hemimelia tibial (ausencia de tibia), que requieren adaptación protésica desde la infancia.

La necesidad del uso de una prótesis de tibia también podría darse debido a la mala curación de la fractura en la tuberosidad tibial anterior (TTA), las cuales, aunque a menudo se tratan con fijación interna, representan el tipo de traumatismo deportivo que puede comprometer la funcionalidad de la pierna.

Este traumatismo ocurre generalmente a varones adolescentes, de entre 14-17 años, deportistas, que están finalizando su maduración esquelética. Suele ocurrir por una contracción brusca del cuádriceps durante el salto o la recepción, o por traumatismos directos (golpes) en deportes como baloncesto o fútbol.

En estos casos de TTA el objetivo principal es restaurar el mecanismo extensor y la congruencia articular y para ello el tratamiento que ese utiliza es la reducción abierta y fijación interna con tornillos canulados de esponjosa. No obstante, si estas lesiones no se tratan correctamente o si el daño óseo es masivo, pueden surgir complicaciones como el *genu recurvatum* (deformación en la que la rodilla se dobla hacia atrás, superando los 180º) o deformidades graves que podrían derivar en la necesidad de soluciones reconstructivas más complejas, como las endoprótesis.

2.9 TIPOS DE IMPLANTES TIBIALES EXISTENTES

En la práctica clínica, la elección de un implante no es solo una decisión mecánica, sino un equilibrio entre la estabilidad necesaria para que el hueso suelde y la comodidad del paciente durante su recuperación. A continuación, se detallan las soluciones actuales para la reconstrucción y tratamiento de la tibia, que sirven como base para los modelos de optimización topológica.

Cuando se trata de corregir deformidades como el *genu varo* mediante osteotomías de apertura medial, los cirujanos suelen elegir entre dos filosofías de diseño distintas:

- La Placa Puddu (Diseño Minimalista): Este implante de titanio destaca por ser de bajo perfil, lo que significa que abulta poco bajo la piel y reduce drásticamente la irritación de los tejidos blandos. Su característica más distintiva es un "poste" metálico que se inserta en la abertura del hueso para mantener la corrección. Sin embargo, al ser más pequeña y menos rígida, depende de que el paciente sea disciplinado y no apoye la pierna entre 6 y 8 semanas, permitiendo micro movimientos que, si son controlados, estimulan la formación de hueso nuevo.

Ilustración 21. Osteotomía aditiva medial con placa Puddu.

Fuente: Osteotomía valguizante de tibia aditiva medial: análisis de dos tipos de implante

- La Placa TomoFix™ (La Fortaleza de Estabilidad): En el extremo opuesto encontramos este sistema de compresión bloqueada. Es un implante mucho más

robusto que permite al paciente empezar a caminar mucho antes (a veces en solo dos semanas), ya que la placa soporta casi toda la carga mecánica. El desafío para la ingeniería aquí es el *stress shielding*: la placa es tan rígida que el hueso deja de recibir estímulo mecánico, lo que paradójicamente puede retrasar su curación si no se optimiza su diseño.

Ilustración 22. Osteotomía aditiva con placa TomoFix.

Fuente: Osteotomía valguizante de tibia aditiva medial: análisis de dos tipos de implante

Para las fracturas en el cuerpo de la tibia (diáfisis), donde la irrigación sanguínea suele ser escasa, se emplean métodos de osteosíntesis interna.

- Enclavado Intramedular: Se utilizan clavos que se introducen por el canal del hueso, actuando como un tutor interno que preserva la biología de la zona dañada.

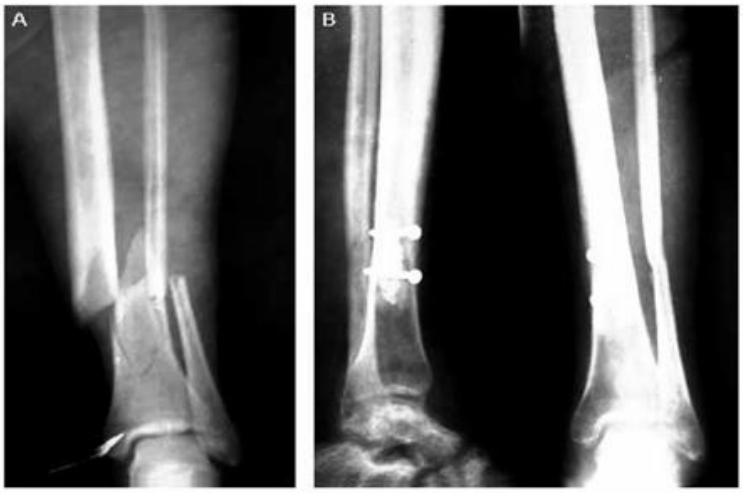


Ilustración 23. (A) Fractura diafisaria distal de tibia y peroné. (B) Radiografía a las 9 semanas de evolución.

Fuente: Tratamiento de fracturas diafisarias cerradas de tibia con osteosíntesis interna e implantes de hidroxiapatita Coralina® HAP-200

- Placas de Compresión: Se aplican directamente sobre la superficie ósea para unir fragmentos mediante tornillos, buscando una fijación que no permita movimiento alguno en el foco de la fractura.

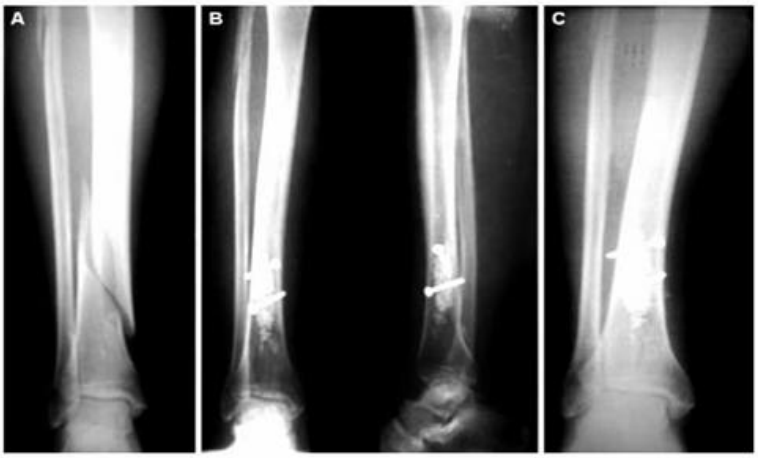


Ilustración 24. (A) Fractura distal de tibia. (B) Osteosíntesis interna e implante de hidroxiapatita. (C) Radiografía evolutiva a las 7 semanas de evolución.

Fuente: Tratamiento de fracturas diafisarias cerradas de tibia con osteosíntesis interna e implantes de hidroxiapatita Coralina® HAP-200

2.10 MATERIALES EMPLEADOS EN LA INDUSTRIA

En la optimización topográfica de un implante tibial, el diseño geométrico es solo la mitad del desafío; la otra mitad es la elección del material. No se busca solo algo resistente, sino un material que sea capaz de habitar en el cuerpo sin provocar rechazo y que soporte las duras condiciones del organismo (37°C y un ambiente salino altamente corrosivo). Para eso, se encuentran los siguientes materiales:

1. Ti-6Al-4V: esta aleación de titanio se ha convertido en lo más usado en la industria. Su éxito es porque el cuerpo lo acepta excepcionalmente bien gracias a que, de forma casi mágica el metal genera una capa de óxido microscópica (menos de 5 nanómetros) que actúa como un escudo, evitando que el metal se oxide dentro de nosotros y reduciendo así la inflamación. Además, este material es ideal para la optimización topológica porque nos permite usar impresión 3D para crear formas complejas que antes eran imposibles de fabricar. Sin embargo, el proceso también tiene sus impedimentos: el enfriamiento tan rápido del láser crea una estructura interna muy dura pero quebradiza. Para arreglarlo, aplicamos calor y presión (proceso HIP), aunque esto a veces crea una "piel" frágil llamada *α-case* que debemos retirar cuidadosamente para que el implante no se rompa prematuramente bajo carga.

2. Aceros biocompatibles: antes del auge del titano, los aceros inoxidables eran los reyes de la traumatología y aún siguen siendo muy importantes. Son materiales extremadamente fuertes y fiables cuando se necesita soportar cargas pesadas de inmediato. Su principal reto es que son más “pesados” y rígidos que el titanio, y si su uso va a ser prolongado, pueden ser más susceptibles a la corrosión si no se controlan estrictamente, lo que podría generar reacciones no deseadas en los tejidos.

3. PEEK y polímeros: estos materiales se encontraron buscando materiales que se sientan “más humanos” y gracias a eso se llevó al desarrollo de polímero avanzados como el PEEK. A diferencia de los metales, estos materiales intentan imitar la elasticidad del hueso real para evitar que el implante sea "demasiado rígido" y debilite el hueso circundante. Aunque son materiales muy estables químicamente, suelen ser biológicamente inertes, por lo que a menudo necesitan que les ayudemos a integrarse con el cuerpo mediante recubrimientos especiales.

4. Recubrimientos bioactivos: cuando el metal por sí solo no es suficiente para que el hueso se “pegue” a él. En este ámbito, se usan materiales como los siguientes:

    - Hidroxiapatita (Coralina® HAP-200): Se obtiene de corales marinos y es casi idéntica al mineral de nuestros huesos. Al recubrir un implante con ella, el hueso no solo lo acepta, sino que "crece" dentro de él, acelerando la curación y dando una estabilidad que el metal solo no podría lograr.

    - Quitosano: Un material fascinante derivado de las conchas de crustáceos. Se usa como una capa inteligente que no solo ayuda a que el implante se integre, sino que también tiene propiedades antibacterianas, protegiendo al paciente de posibles infecciones tras la cirugía.

2.11 LIMITACIONES DE LOS DISEÑOS CONVENCIONALES

El diseño de implantes y prótesis para la tibia enfrenta restricciones significativas que afectan tanto la integridad estructural del dispositivo como la respuesta biológica del hueso. Estas limitaciones justifican la búsqueda de soluciones mediante optimización topológica.

La rigidez de los implantes convencionales actuales plantea un dilema mecánico fundamental para la salud ósea:

- Efecto de *Stress Shielding*: Implantes muy rígidos, como la placa TomoFix, asumen la mayor parte de la carga mecánica debido a su estabilidad angular y rigidez. Esto

provoca que el hueso deje de recibir el estímulo necesario para su remodelación según la Ley de Wolff, lo que aumenta el riesgo de pseudoartrosis o falta de unión ósea.

- Inestabilidad y Aflojamiento: Por el contrario, diseños menos rígidos o de bajo perfil, como la placa Puddu, permiten un mayor desplazamiento relativo o micromovimiento. Si este movimiento es excesivo, puede derivar en el aflojamiento del implante, la pérdida de la estabilidad y el fracaso de la corrección quirúrgica.

La anatomía específica de la tibia condiciona el éxito de los diseños estandarizados:

- Irritación de Tejidos Blandos: Los implantes de alto perfil (como la placa TomoFix) causan frecuentemente dolor e irritación local por fricción. Esto resulta en una tasa de reintervención quirúrgica del 8% exclusivamente para retirar el material.

- Compromiso Vascular: La escasa cobertura muscular de la tibia distal empobrece su irrigación sanguínea. Los diseños que no consideran esta limitación biológica aumentan el riesgo de complicaciones óseas, retardos de consolidación y seudoartrosis.

La sustitución artificial de la superficie tibial es compleja debido a las propiedades tensoelásticas del hueso natural. El cartílago tibial está diseñado para soportar cargas de forma alternante y moverse de forma congruentemente coaxial. Esta morfología tridimensional es extremadamente difícil de suplir mediante diseños protésicos convencionales "macizos", lo que favorece el desgaste y el aflojamiento de los componentes.

Incluso utilizando materiales avanzados como la aleación de titanio procesada por tecnologías láser, existen limitaciones intrínsecas:

- Microestructura Acicular: La solidificación rápida genera una microestructura martensítica muy fina que limita la ductilidad de la pieza final.

- Fragilidad por Capa de Óxido *(α-case)*: Durante los tratamientos térmicos necesarios para el material, se forma una capa superficial de óxido frágil. Esta capa actúa como un foco para la nucleación de grietas superficiales que pueden causar la rotura prematura del implante bajo cargas externas si no se elimina mediante procesos adicionales.

Capítulo 3. DEFINICIÓN DEL TRABAJO

3.1 JUSTIFICACIÓN

Cuando alguien pierde parte de su tibia, por un tumor, por un accidente, por una infección que no respondió al tratamiento, lo que necesita no es un implante estándar diseñado para una anatomía media que no existe. Lo necesita para él, para su hueso y adaptado a su forma de caminar. Y, sin embargo, la mayoría de los implantes tibiales que se colocan hoy en quirófanos de todo el mundo siguen siendo piezas genéricas, fabricadas en serie, que el cirujano adapta como puede durante la operación. Esto no es por falta de alternativas, sino porque nadie ha conseguido hacer que esas alternativas sean prácticas y asequibles.

Los escáneres 3D capturan geometrías con precisión submilimétrica. Los algoritmos de optimización topológica calculan exactamente dónde hace falta material y dónde es prescindible. Las impresoras de metal fabrican geometrías que hace diez años eran inimaginables. Lo que faltaba era juntar todas esas piezas en un flujo de trabajo coherente, probarlo sobre un caso real y demostrar que funciona. Eso es lo que hace este proyecto: cerrar ese ciclo, de principio a fin, con un hueso real, herramientas reales y un prototipo físico al final del proceso. El resultado es una prótesis diafisaria tibial un 40% más ligera, diseñada para repartir las cargas igual que lo hace el hueso natural, y lista para fabricarse en cualquier centro que tenga acceso a una impresora 3D metálica.

3.2 OBJETIVOS

El objetivo principal de este Trabajo de Fin de Grado es estudiar de forma práctica si el uso de la optimización topológica y la fabricación aditiva es una alternativa viable y rentable para el desarrollo de la pieza, aún por determinar. Para alcanzar este objetivo general, desarrollamos lo siguientes objetivos específicos:

1. Diseñar un componente aplicando técnicas de optimización topológica. Este objetivo busca que el proyecto no sólo sea teórico, sino que permite aplicar de forma real las herramientas de diseño disponibles a un caso real y práctico. Para ello, de un diseño inicial tradicional, definiendo las condiciones de carga y restricciones geométricas; para así tener una pieza optimizada que cumpla con una necesidad industrial real.

2. Evaluar su viabilidad técnica mediante impresión 3D. A través de este objetivo se intenta comprobar si los diseños obtenidos mediante optimización topológica pueden hacerse correctamente con fabricación aditiva. Se analizará la calidad de la pieza, la geometría y cómo se comporta la estructura cuando se somete a esfuerzos. Se comparará con un diseño tradicional.

3. Fabricar los componentes que se han diseñado con la impresión 3D. Para así cerrar el ciclo de diseño y fabricación y dar el proceso, en lo que a la pieza se refiere, por terminado. Se hará en el laboratorio de fabricación aditiva de la ETSI-ICAI y así poder identificar bien las ventajas y los problemas que salgan durante el proceso, más allá de los resultados que se obtengan.

4. Analizar la rentabilidad económica del uso de optimización topológica y fabricación aditiva frente a los métodos tradicionales. Estudio de costes que tengan en cuenta: el consumo de material, tiempo que tarda en fabricarse y los recursos que se necesitan para así poder valorar si la solución que se presenta resulta atractiva económicamente.

5. Conclusiones sobre la aplicación en la industria. A partir de los resultados técnicos y económicos, se quiere ver en qué tipo de situaciones resultará más relevante aplicar este tipo nuevo de fabricación, además de analizar sus limitaciones.

3.3 CARGAS

Como se habían calculado anteriormente en el apartado de Estado del Arte, aquí se resumen las cargas calculadas y utilizadas en el presente trabajo, siendo los puntos de aplicación los expuestos anteriormente:

PUNTO	F1	F2	F1'	F2'
P10	1.634,15	-1531,21	290,6	-298,9
P7	702,95	-1445,42	863,5	-612,8l
P4	1823,04	-3.294,63	1376,2	-781,0
P1	1634,15	-1.531,21	746,6	-537,9

Tabla 5. Valores de las fuerzas usadas en el presente TFG.

Fuente: propia

Capítulo 4. METODOLOGÍA

El proceso comienza con la definición de las especificaciones del producto, que engloban las condiciones de carga, las restricciones geométricas, las tolerancias admisibles y las reglas de diseño aplicables. Dado que en este proyecto no existe geometría imposible a priori, estas restricciones actúan únicamente como guía del espacio de diseño.

A partir de dichas especificaciones se construye el modelo inicial CAD en Siemens Solid Edge. Este modelo se somete a una validación mediante simulación por elementos finitos (FEM), comprobando que el comportamiento estructural cumple los requisitos de producto en cuanto a material y cargas. Si el resultado no es satisfactorio, el diseño se corrige y se repite la validación de forma iterativa hasta obtener un modelo correcto.

4.1 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA Y REDISEÑO

Una vez validado el modelo base, se procede a la optimización topológica con el objetivo de minimizar la masa del componente manteniendo su rigidez estructural. Los parámetros de entrada de esta fase son:

- Región de dominio: definición de la región de diseño e interfaces de no diseño.
- Propiedades del material: módulo de Young, coeficiente de Poisson y densidad.
- Cargas y condiciones de contorno: fuerzas aplicadas y restricciones de movimiento.
- Objetivo: máxima reducción de masa con criterio de máxima rigidez.
- Especificaciones de fabricación: requisitos de impresión 3D (orientación, espesor de pared, dimensiones mínimas, relleno interior) y de fundición (tolerancias, contracción, creces de mecanizado).

El resultado de la optimización se valida de nuevo mediante FEM. Si es correcto, se pasa a la fase de rediseño, donde se aplica suavizado y conversión de superficies mediante

herramientas PolyNURBS (Altair Inspire), obteniendo la geometría definitiva lista para fabricación.

4.2 FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO Y VERIFICACIÓN

Con la geometría definitiva se procede a la fabricación del prototipo mediante impresión 3D, donde hay que elegir previamente la técnica a usar y simulación de la tecnología de fabricación más adecuada. La verificación del prototipo comprende: inspección dimensional, geométrica y superficial; análisis de defectología y ensayos mecánicos según la norma de ensayo aplicable.

Todo el ciclo puede repetirse en iteraciones sucesivas hasta alcanzar el nivel requerido.

4.3 COMIENZO POR INGENIERÍA INVERSA

En los casos en que el diseño parte de una pieza física existente, se emplea ingeniería inversa para obtener el modelo CAD inicial. El proceso de digitalización 3D puede llevarse a cabo mediante métodos de contacto (palpadores, máquinas CMM) o sin contacto (escáner láser, digitalización óptica, fotogrametría o tomografía), tal y como se muestra en la figura siguiente.

Ilustración 25. Estilos de ingeniería inversa.

Fuente: Diagrama de flujo ingeniería inversa

Una vez obtenida la nube de puntos, el flujo de trabajo de ingeniería inversa sigue los pasos indicados en la figura siguiente: preparación de la pieza, escaneo desde múltiples ángulos, alineación de capturas, limpieza de datos, generación de malla 3D y conversión a modelo CAD (NURBS o sólido paramétrico). El proceso incluye una verificación de tolerancias antes de la exportación final en formatos STEP, IGES o STL.

Capítulo 5. DESARROLLO

5.1 INGENIERÍA INVERSA

5.1.1 FOTOGRAMETRÍA

Antes de recibir el espécimen de tibia objeto principal de este estudio, se llevaron a cabo dos iteraciones de fotogrametría utilizando en una de ellas huesos del antebrazo (aún no se disponía de la tibia del esqueleto), concretamente el cúbito y el radio, con el objetivo de familiarizarse con la técnica y evaluar su viabilidad como método de captura geométrica para huesos.

En ambas iteraciones se siguió una metodología sistemática de captura de imágenes donde siempre se cumplían tres de los cuatro puntos de vista principales: una toma lateral, toma lateral contraria, una toma superior y una toma desde el plano inferior. Para cada posición angular, se realizó una serie de fotografías desplazando la cámara circularmente alrededor de los huesos, manteniendo una superposición entre imágenes consecutiva de al menos el 70% para así garantizar suficientes puntos de correspondencia entre las fotos.

Los huesos fueron colocados sobre una superficie texturada de contraste, y se utilizaron marcadores fiduciales para facilitar el proceso de alineación automática en el software de reconstrucción. La iluminación fue la existente en el laboratorio de Ingería Inversa de ICAI y sin sombras.

En la primera iteración se colocó el hueso en posición vertical apoyado sobre una base de plastilina para aportar la estabilidad necesaria para que este no se moviera durante las fotografías. Se colocó sobre un fondo de cartón, con la intención de proporcionar una superficie de referencia neutra que minimizara los ruidos de fondo. Sin embargo, esta configuración presentó dos problemas principales. Por un lado, el fondo de corcho, a pesar de no ser de tono blanco (como los huesos a capturar), no ofrecía suficiente contraste respecto a los huesos, lo que llevó al software de reconstrucción a interpretar parte del fondo

como geometría del objeto, incorporando ruido y no distinguiéndose el fondo del objeto de estudio. Por otro lado, la base de referencia fiducial al ser en casi su totalidad blanca, el software presentó problemas de reconocimiento y diferenciación.

Ilustración 26. De izquierda a derecha: toma lateral, superior e inferior. Iteración 1.

Fuente: propia

Para corregir estos problemas, en la segunda iteración se sustituyó el fondo por una superficie negra, que proporciona un contraste mucho más marcado respecto al tono claro del hueso y permite al algoritmo de segmentación delimitar con precisión el contorno del espécimen. Asimismo, se modificó el sistema de referencia utilizado para la orientación adoptando un patrón más adecuado como es sólo un punto de apoyo fotogramétrico. El hueso se reposicionó de forma horizontal.

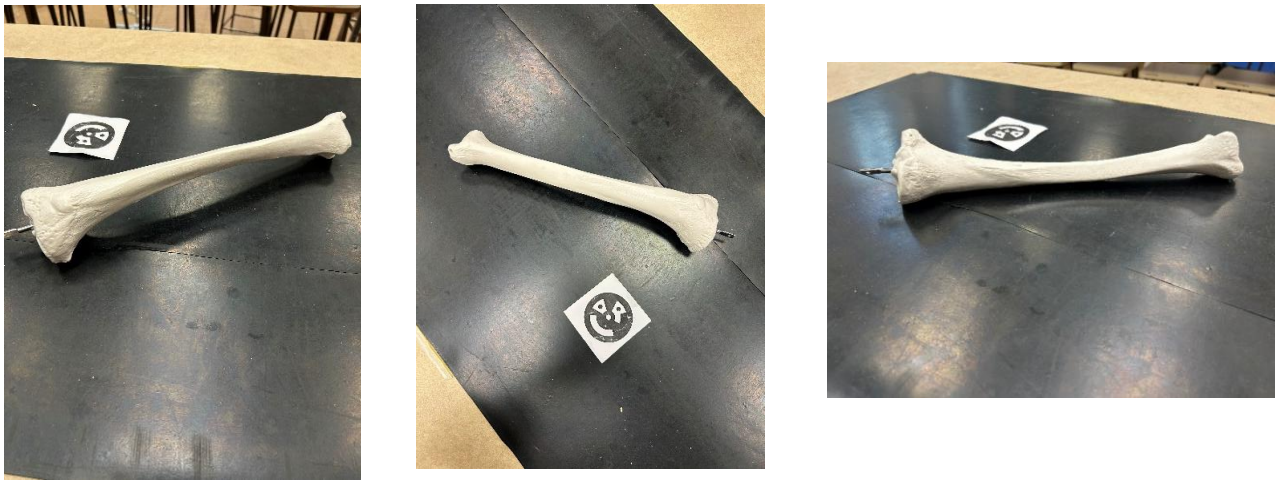


Ilustración 27. De izquierda a derecha: toma lateral, superior y lateral contrario. Iteración 2.

Fuente: propia

A pesar de las mejoras introducidas en la segunda iteración, los resultados obtenidos mediante fotogrametría no alcanzaron el nivel de precisión deseado para los fines del presente trabajo. La técnica mostró limitaciones inherentes a la hora de capturar con fidelidad la superficie ósea, y de distinguirse con la superficie que lo rodea. Por estos motivos, se tomó la decisión de abandonar la fotogrametría como técnica principal de captura y adoptar el escaneado láser 3D, que ofrece una precisión dimensional y una resolución superficial superiores.

5.1.2 ESCANEADO CON LÁSER

Para la captura de la geometría de la tibia se realizaron tres escaneos independientes desde distintas orientaciones del espécimen, con el fin de obtener una cobertura completa de toda la superficie del hueso. Esta estrategia de múltiples posiciones es necesaria debido a las oclusiones que se producen inevitablemente en un escaneado desde una única dirección: las zonas del objeto que quedan fuera del campo de visión del escáner en una posición determinada deben ser capturadas en escaneos complementarios desde otros ángulos.

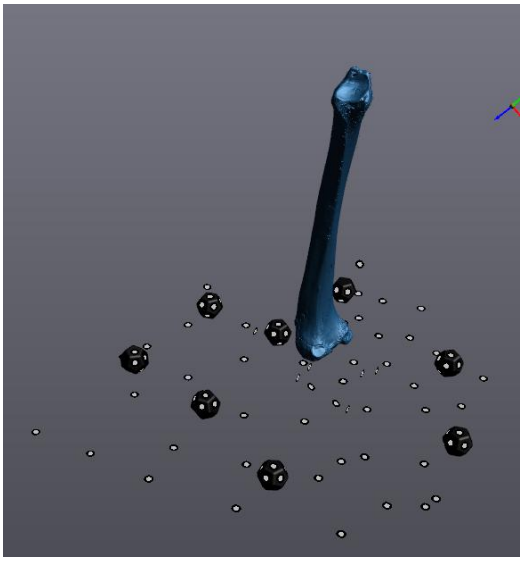


Ilustración 28. Posicionamiento de la tibia en el primer escaneo.

Fuente: propia

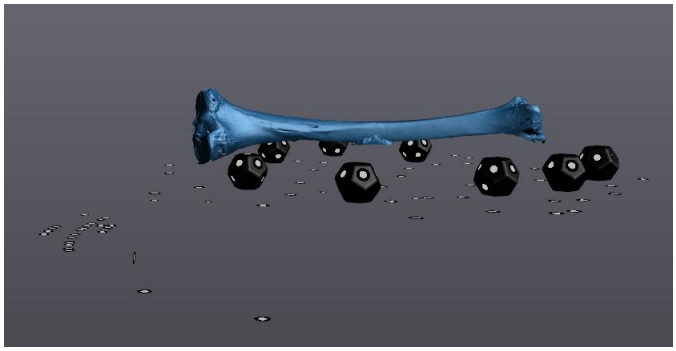


Ilustración 29. Posicionamiento de la tibia en el segundo escaneo.

Fuente: propia

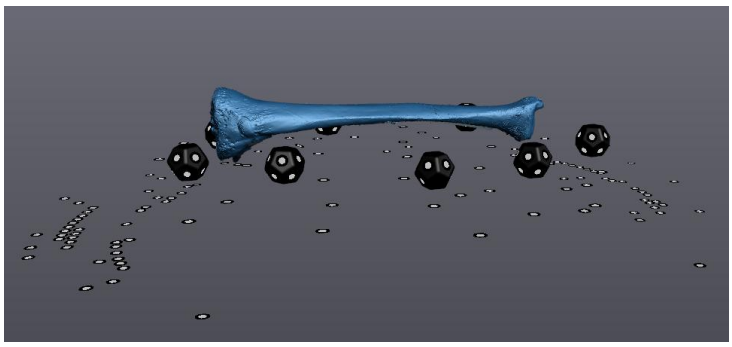


Ilustración 30. Posicionamiento de la tibia en el tercer escaneo.

Fuente: propia

En cada posición, el escáner registra una nube de puntos densa que describe la geometría superficial visible del hueso. Cada punto de la nube queda definido por sus coordenadas tridimensionales (x, y, z) en el sistema de referencia local del escáner.

Los tres escaneos realizados corresponden a posiciones angulares separadas aproximadamente 120° entre sí, garantizando así que la suma de las tres capturas proporcione cobertura de la práctica totalidad de la superficie del hueso, incluyendo las epífisis proximal y distal, el cuerpo de la diáfisis y las zonas de mayor complejidad geométrica como la tuberosidad tibial y el maléolo medial.

Cada uno de los escaneos individuales presentó, de forma inherente a la técnica, una serie de defectos e imperfecciones que deben ser atendidos en fases posteriores del procesado. Los principales tipos de artefactos observados fueron los siguientes:

En primer lugar, se identificaron agujeros o huecos en la malla, producidos por zonas de la superficie que no fueron alcanzadas por el haz del escáner debido a oclusiones, como era de esperar, siendo este el motivo por el cual se hicieron varios escaneos. Estos huecos son especialmente frecuentes en las zonas de mayor concavidad del hueso y en los bordes de la zona de captura.

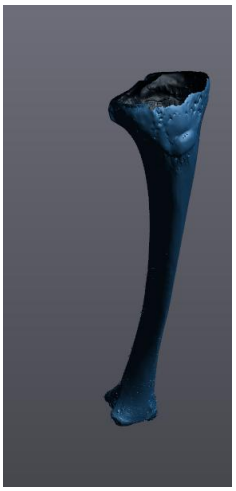


Ilustración 31. Escaneado 1: agujeros y zonas de datos faltantes en la región proximal.

Fuente: propia

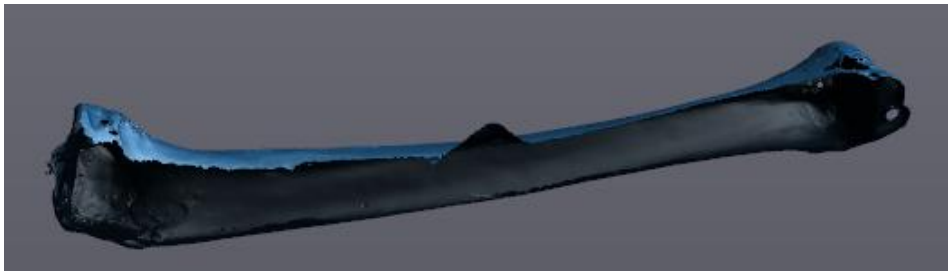


Ilustración 32. Escaneo 2: defectos superficiales y zonas faltantes en el lateral contrario.

Fuente: propia

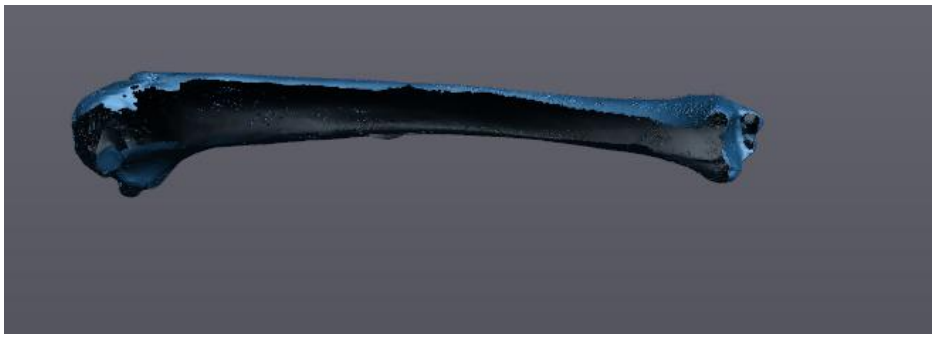


Ilustración 33. Ilustración 33. Escaneo 2: defectos superficiales y zonas faltantes en el lateral contrario.

Fuente: propia

En segundo lugar, se detectaron fragmentos de geometría flotante, correspondientes a pequeños grupos de polígonos desconectados del cuerpo principal de la malla y originados por reflexiones o interferencias en el proceso de medición. Estos fragmentos deben ser eliminados en la fase de limpieza.

En tercer lugar, se observaron irregularidades en la curvatura superficial *(ilustraciones 32 y 33)* debidas a la resolución finita del sensor y al ruido inherente al proceso de medición. Si bien estos defectos son de menor entidad dimensional que los agujeros, su corrección es igualmente importante para obtener una malla de calidad adecuada para el análisis por elementos finitos.

Una vez obtenidos los tres escaneos individuales, el siguiente paso consiste en alinearlos en un sistema de referencia común y fusionarlos en una única malla que represente la geometría completa del hueso.

El alineamiento se llevó a cabo en dos etapas sucesivas. En una primera etapa de alineamiento manual, entre el escaneo 1 y el 2, donde se establece una correspondencia aproximada entre los escaneos señalando manualmente puntos anatómicos homólogos reconocibles en los distintos escaneos. El programa fusiona los dos escaneos para que converjan en una sola malla.

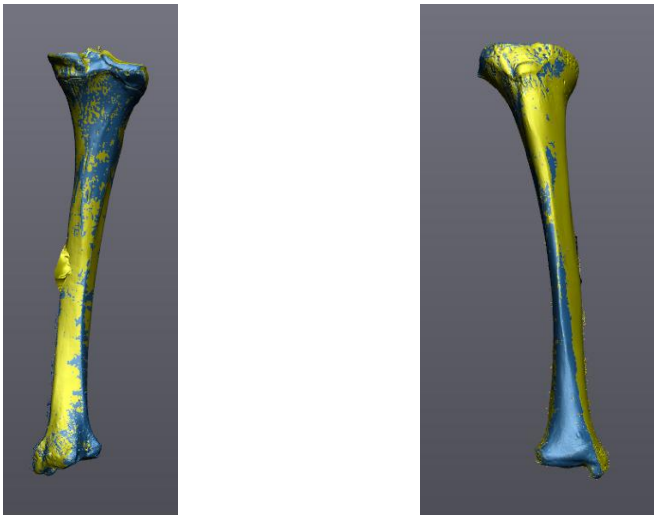


Ilustración 34. Escaneo 1(amarillo) fusionado con el escaneo 2 (azul) desde dos perspectivas distintas.

Fuente: propia

Una vez fusionados los dos primeros escaneos, se procedió a integrar la malla resultante con el tercer escaneo. Si bien en muchos casos dos escaneos complementarios son suficientes para obtener una cobertura aceptable de la geometría, en el presente trabajo se optó por incorporar un tercer escaneo con el objetivo de maximizar la precisión y minimizar las zonas de falta de datos, obteniendo así una representación geométrica lo más fiel posible a la tibia que queremos representar.

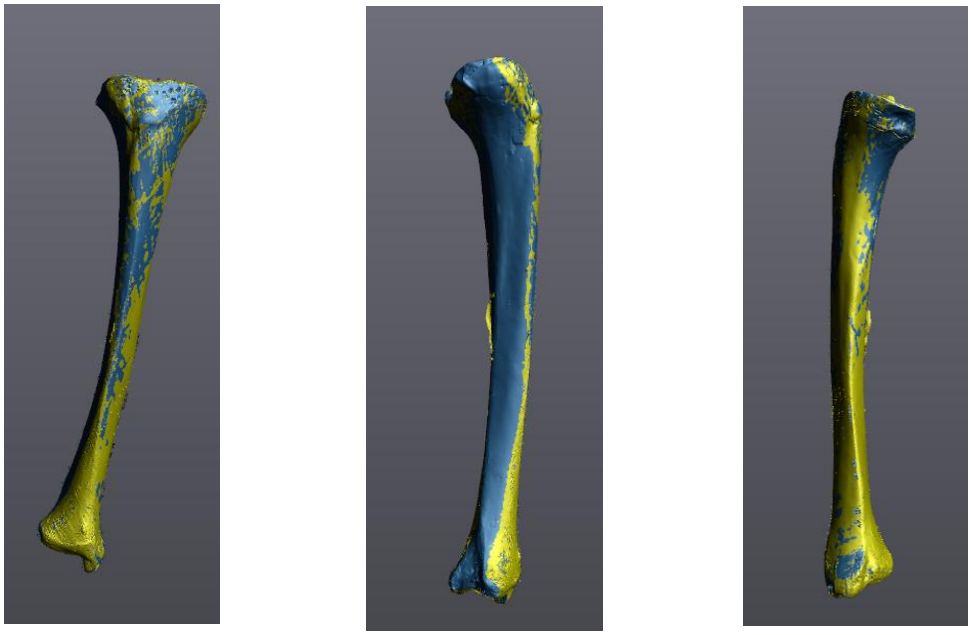


Ilustración 35. Escaneado 3 (amarillo) junto con fusión anterior (azul) desde tres perspectivas distintas.

Fuente: propia

La calidad del alineamiento se evaluó visualmente inspeccionando las zonas de solape entre escaneos consecutivos, donde los bordes de las mallas parciales deben coincidir de forma precisa sin presentar discontinuidades ni desplazamientos apreciables. La representación bicolor (azul/amarillo) utilizada en las figuras anteriores resulta de gran utilidad para este propósito, ya que permite distinguir visualmente las contribuciones de cada escaneo y detectar posibles faltas en las zonas de transición.

A partir de este punto, el objeto de estudio del presente trabajo será la malla resultante de la fusión completa de los tres escaneos. Esta malla, obtenida mediante la integración progresiva del escaneo 1 y 2 en una primera fusión, y de ésta con el escaneo 3 en una segunda convergencia, constituye la representación geométrica definitiva del hueso de tibia sobre la que se desarrollarán todas las fases posteriores del trabajo.

Tras la fusión, la malla poligonal obtenida presenta todavía una serie de imperfecciones que deben ser corregidas antes de que pueda utilizarse como base para el modelo de elementos finitos. Esta fase de limpieza y tratamiento es especialmente delicada en el caso de huesos, ya que la superficie ósea presenta una rugosidad y textura natural que debe preservarse en la

medida de lo posible, evitando un suavizado excesivo que eliminaría características morfológicas relevantes desde el punto de vista biomecánico. Los procesos de tratamiento aplicados a la malla fueron los siguientes:

Eliminación de componentes desconectados: en primer lugar, se identificaron y eliminaron todos los fragmentos de malla desconectados del cuerpo principal, tanto los generados por reflexiones del escáner como los pequeños fragmentos residuales procedentes de la base de soporte del durante el escaneo *(Ilustraciones 28-35 inclusives)*.

Relleno de agujeros: los huecos en la malla que no pudieron ser completados mediante la fusión de escaneos complementarios fueron rellenados mediante una herramienta de relleno del software VX usado. Nótese que el hueso inicial utilizado para el escaneo presentaba un pequeño orificio en la región de unión con el resto del esqueleto, el cual, al no formar parte de la geometría funcional de interés para el análisis, fue igualmente rellenado durante esta fase.

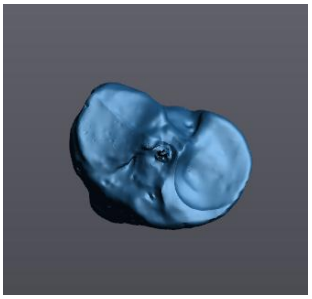


Ilustración 36. Orificio intrínseco al hueso inicial debido a su unión con el resto del esqueleto.

Fuente: propia

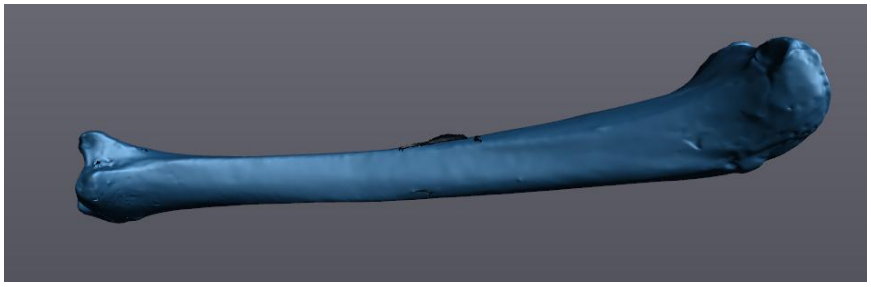


Ilustración 37. Vista lateral donde se aprecian los agujeros a rellenar.

Fuente: propia

Suavizado selectivo: se aplicó un suavizado superficial manual, donde se aplicaba el suavizado y lijado donde interesaba y convenía, en vez de forma automática. Se ha hecho de esta forma para eliminar el ruido sin distorsionar la morfología anatómica del hueso. El objetivo era eliminar el ruido y los desperfectos sin que eso comprometiese con la rugosidad natural del tejido óseo.

Ilustración 38. Imperfecciones por rugosidades.

Fuente: propia

El resultado de este proceso de limpieza es una malla cerrada, sin agujeros ni componentes desconectados, con la rugosidad natural del hueso preservada, lista para la siguiente fase del proceso.

Ilustración 39. Vistas del prototipo final listo para exportar.

Fuente: propia

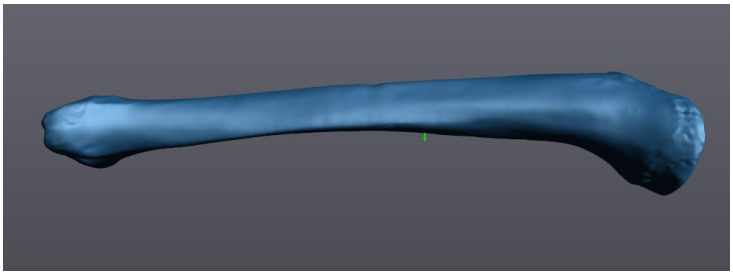


Ilustración 40. Vista del prototipo final a exportar.

Fuente: propia

Con el objeto de obtener una representación geométrica parametrizada de la tibia compatible con los entornos de simulación y diseño CAD, como es el software Solid Edge, se llevó a cabo la conversión de la malla poligonal triangular a una superficie NURBS (Non-Uniform Rational B-Spline) mediante la función de *Auto Surface* del software VX empleado.

Las superficies NURBS son una forma de representar la geometría del hueso mediante ecuaciones matemáticas continuas, en lugar de mediante miles de triángulos como en la malla poligonal original (STL). Esto produce una superficie más limpia y precisa, especialmente en las zonas de mayor curvatura. Una vez generada esta superficie, se exportó en formatos STEP e IGES para su uso en Solid Edge, donde se continuará el procesado del modelo en las fases posteriores del trabajo.

La generación de la superficie Auto Surface requiere la definición de dos parámetros principales: el número aproximado de parches NURBS y el número de puntos de control por parche. Estos parámetros determinan el equilibrio entre la fidelidad geométrica de la representación y la complejidad del modelo resultante.

Se evaluaron dos configuraciones distintas con el fin de seleccionar la más adecuada para los requerimientos del análisis posterior:

En la primera opción encontramos un número aproximado de 3.500 parches y 12 puntos de control por parche, esto genera una superficie con un *patch count* final de 5.630 parches. Esta configuración produce una representación de alta fidelidad geométrica, capaz de

reproducir los detalles morfológicos y las zonas de mayor complejidad anatómica, pero con mayor coste computacional.

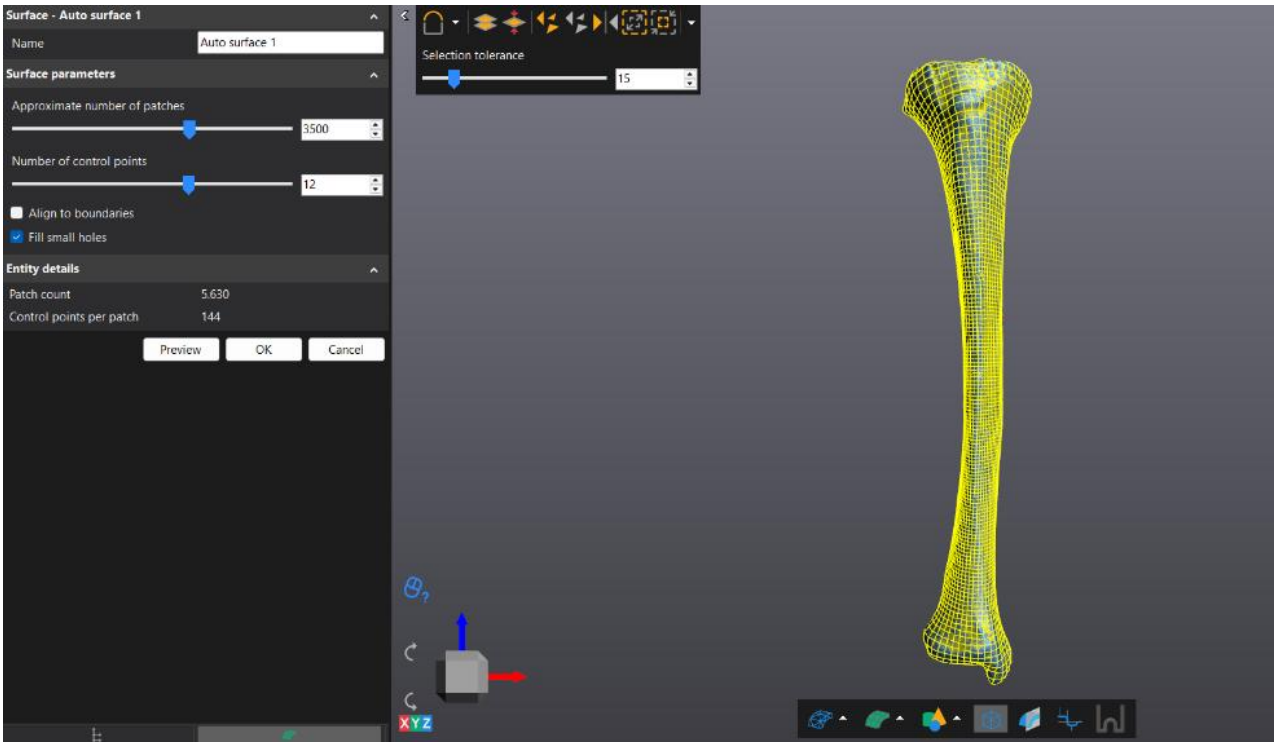


Ilustración 41. Auto Surface con 3500 parches y 12 puntos de control.

Fuente: propia

La segunda configuración, con 500 parches aproximados y 8 puntos de control por parche, dio lugar a una superficie de 780 parches. Esta configuración resulta computacionalmente más eficiente y produce una representación más suave de la geometría, sacrificando parte del detalle superficial.

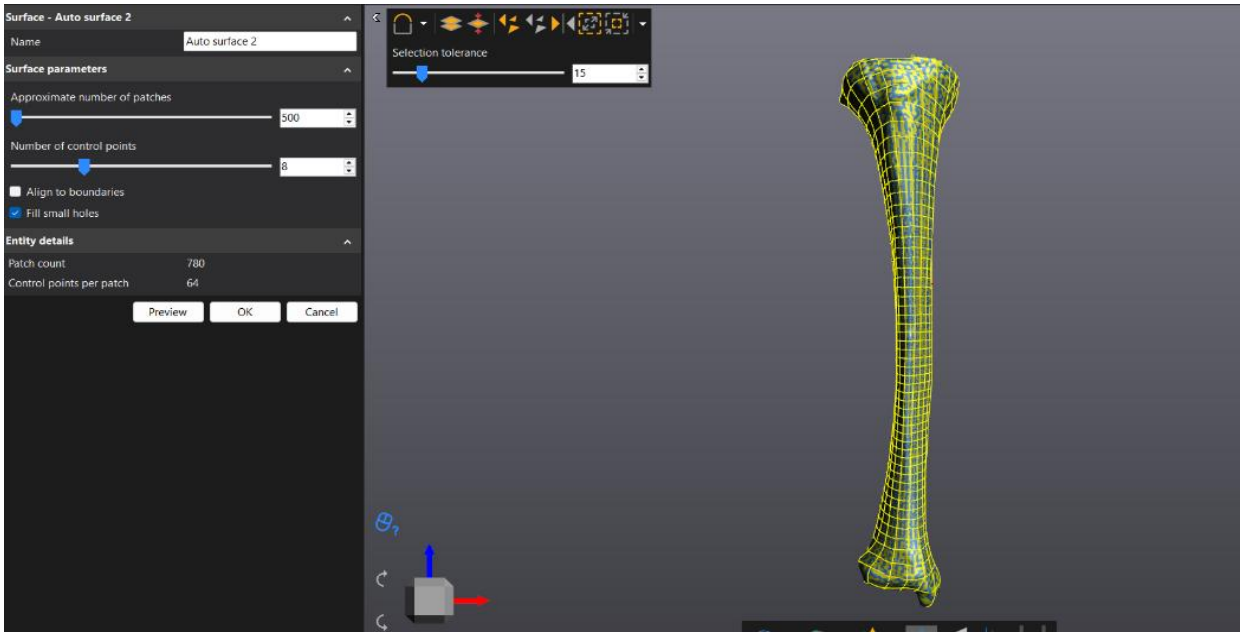


Ilustración 42. Auto Surface con 500 parches aproximados y 8 puntos de control por parche.

Fuente: propia

Se hizo estas dos iteraciones y se exportaron estas dos mallas debido a la incertidumbre inicial sobre cuál sería el equilibrio entre agilidez computacional a la hora de simular en elementos finitos y topológicamente, ya que son procesos lentos, o por la necesidad de mucha precisión.

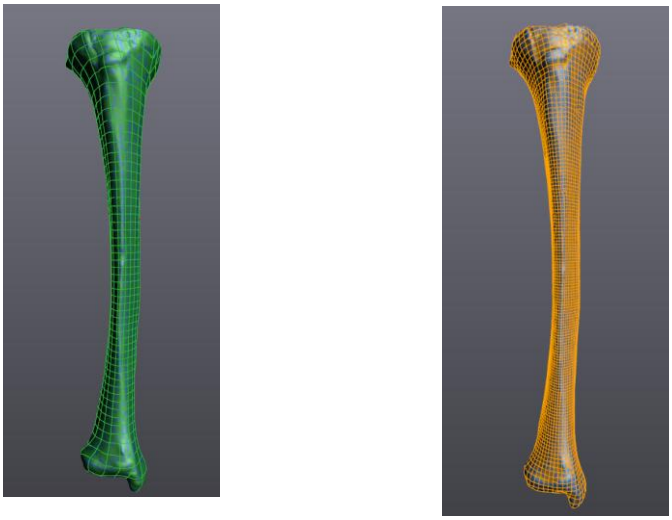


Ilustración 43. Comparación de los tamaños de malla exportados. Derecha patch de 5.630 e izquierda patch de 780.

Fuente: propia

5.2 SIMULACIÓN FEM

En el presente TFG se han llevado a cabo dos estudios de optimización topológica sobre la tibia, tomando como punto de partida un análisis estático mediante el Método de Elementos Finitos (MEF). Ambos estudios comparten la misma configuración de cargas, restricciones de movimiento y material, pero difieren en la estrategia de optimización aplicada.

La geometría de la tibia fue exportada desde el software de origen, VX, en tres formatos distintos: STL, STEP e IGES. Sin embargo, tras evaluar la compatibilidad de cada formato con el entorno de simulación, se optó por trabajar con el archivo en formato STEP para su apertura en Solid Edge. El motivo principal fue que el formato STL, al tratarse de una representación puramente superficial basada en triángulos, no diferencia las caras internas de la malla, lo que impedía la correcta selección de superficies sobre las que aplicar las cargas en el análisis por elementos finitos. El formato STEP, en cambio, conserva la información topológica de la geometría y permite identificar cada cara de forma individual, resultando en una mejor aplicación y distribución de cargas.

Asimismo, con el fin de facilitar el posterior proceso de mallado y resolución en Solid Edge, se usó el de la malla de 780 *patches*. Esta decisión se tomó debido a que posteriormente a la hora de mallar para resolver en Solid Edge el tiempo computacional fuese lo menos elevado posible entre iteración e iteración y esto se consigue con la malla elegida, más que con la de mayor precisión. Además, tener una malla de tantos números de *patches* podría haber resultado en error a la hora de resolver debido a la elevada complejidad.

El software empleado para la realización del análisis fue Solid Edge.

5.2.1 ESTUDIO I

Este apartado describe en detalle el primer estudio, que constituye la base de referencia sobre la que se sustenta todo el proceso posterior.

Se abría el archivo, exportado en formato STEP, desde la página inicial de Solid y lo convertíamos a PAR para ya poder trabajar en este nuevo software. Además, al abrirlo ya estaba completamente alineado con los ejes que queríamos que habíamos establecido en VX.

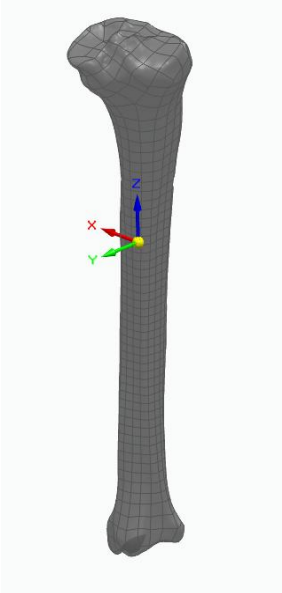


Ilustración 44. Hueso exportado de VX y convertido a .par orientado según ejes previamente establecidos.

Fuente: propia

El tipo de análisis seleccionado fue el estudio estático (Estudio estático 1), tal y como se puede apreciar en la configuración del entorno de simulación.

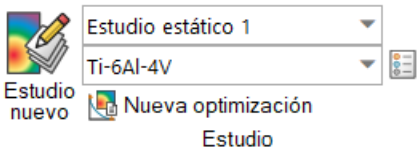


Ilustración 45. Configuración del estudio estático 1 en Solid Edge.

Fuente: propia

La correcta definición de las cargas es un paso fundamental en cualquier análisis por elementos finitos, ya que de ella depende la representatividad biomecánica del modelo. Para este estudio, las cargas aplicadas sobre la tibia se extrajeron del Trabajo de Fin de Grado de Verónica Pulido Bargsten: *Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana* (2015) y revisada en el estado del arte del proyecto, y

representan las fuerzas que actúan sobre el hueso durante la marcha normal o actividad fisiológica habitual.

Se definieron fuerzas distribuidas tanto en la zona proximal, concretamente sobre la plataforma tibial, que recibe las cargas transmitidas desde el fémur a través de la articulación de la rodilla, como en la zona distal del hueso, correspondiente a las fuerzas de reacción procedentes del tobillo y el suelo. Adicionalmente, se aplicaron cargas a lo largo de la diáfisis para simular la acción muscular que actúa sobre la tibia durante el ciclo de la marcha.

Las cargas se introdujeron en el entorno de simulación de Solid Edge en forma de fuerzas nodales distribuidas sobre las superficies correspondientes. Las imágenes siguientes muestran el modelo con las cargas aplicadas desde distintos puntos de vista, permitiendo apreciar la distribución espacial de las mismas.

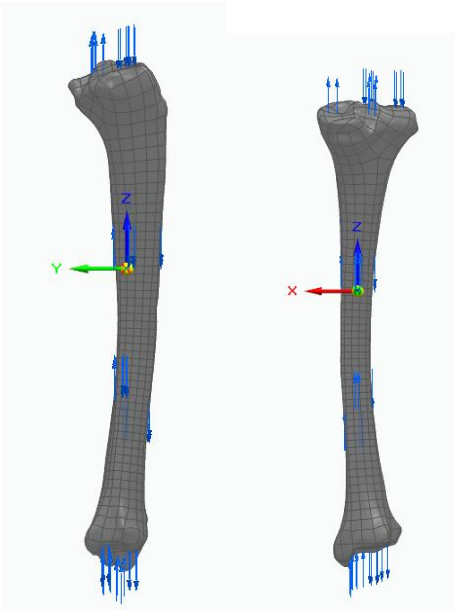


Ilustración 46. Vista Izquierda (izquierda) y Trasera (derecha) de la distribución de cargas aplicadas sobre el modelo de la tibia.

Fuente: propia

Como se puede observar en las figuras anteriores, las flechas azules representan las fuerzas aplicadas en dirección axial (eje Z), en correspondencia con el estado de carga típico del hueso tibial durante la marcha. Las cargas laterales presentes a lo largo de la diáfisis reflejan

los momentos flectores generados por la musculatura del compartimento anterior y posterior de la pierna.

Para que el análisis por elementos finitos sea estáticamente determinado y reproduzca fielmente las condiciones de contorno biomecánicas de la tibia, es necesario imponer restricciones de movimiento en los nodos correspondientes a las zonas de articulación. Asimismo, hasta que no estén las restricciones impuestas, ya sean fijas o articuladas, el estudio no habilita la opción de poderse resolver.

En este caso se ha optado por una condición de apoyo articulado tanto en el extremo proximal como en el extremo distal del hueso. Un apoyo articulado permite la rotación libre en todos los ejes, pero impide el desplazamiento traslacional en las direcciones restringidas. Esta condición es biomecánicamente coherente con la realidad, ya que las articulaciones de la rodilla y el tobillo, que corresponden respectivamente a los extremos proximal y distal de la tibia, admiten movimientos angulares significativos, pero transmiten fuerzas de reacción que impiden el desplazamiento libre de la superficie articular.

Dicha configuración de restricciones se puede apreciar en las figuras siguientes, donde se observan los indicadores de condición de contorno (marcas azules). Esta elección de restricciones, combinada con la definición de cargas descrita en el apartado previo, garantiza que el modelo sea representativo del estado de carga real del hueso y que los resultados obtenidos sean físicamente consistentes.

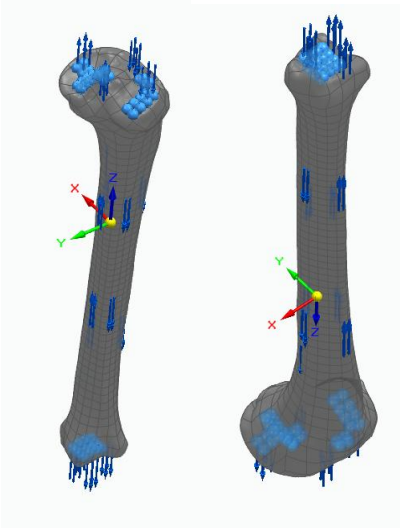


Ilustración 47. Restricción articulada del movimiento sobre la rodilla (izquierda) y sobre el tobillo (derecha).

Fuente: propia

La selección del material es uno de los parámetros más influyentes en el comportamiento mecánico del modelo y, por extensión, en los resultados de la optimización topológica. En el contexto de este TFG, el objetivo es obtener una geometría optimizada que pueda ser utilizada como prótesis o implante tibial, por lo que el material elegido debe cumplir con los requerimientos de biocompatibilidad, resistencia mecánica y ligereza propios de los implantes ortopédicos.

Tras revisar lo analizado en el estado del arte, el material seleccionado para el análisis fue la aleación de titanio Ti-6Al-4V, que es actualmente el estándar de referencia en implantología ortopédica por sus excelentes propiedades mecánicas, su elevada resistencia a la corrosión en entornos fisiológicos y su probada biocompatibilidad.

Cabe destacar que el material Ti-6Al-4V no se encontraba predefinido en la biblioteca de materiales, por lo que fue necesario crearlo manualmente e introducir sus propiedades mecánicas, se introdujeron uno a uno en el editor de materiales del software, definiendo la densidad (4.430 kg/m³), el módulo de elasticidad (113.800 MPa), el coeficiente de Poisson (0,342), el límite elástico (880 MPa), la tensión de rotura (950 MPa), la conductividad térmica (6,700 kW/m·C), el calor específico (560 J/kg·C) y la elongación (14%). La

Ilustración 48 muestra el panel de propiedades del material tal y como quedó configurado en el entorno de simulación.

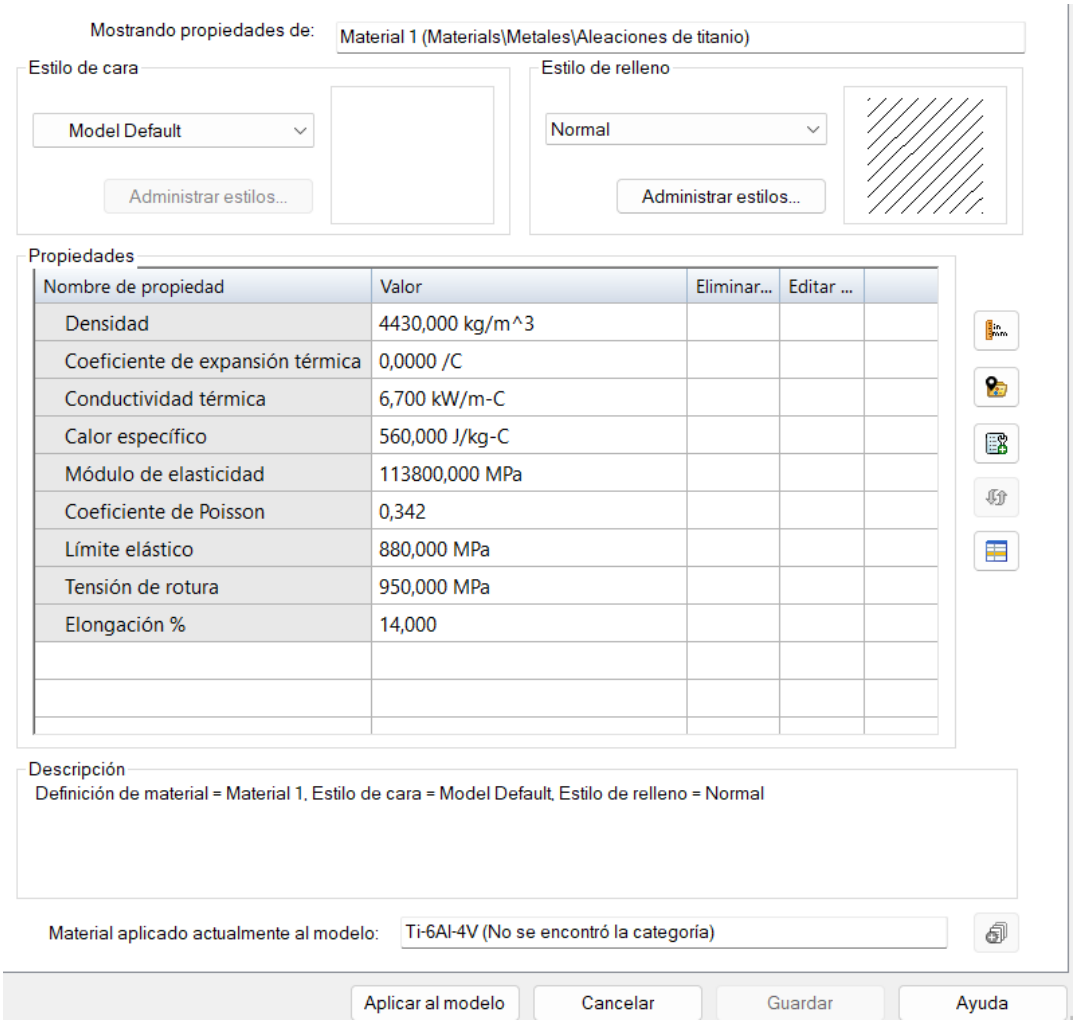


Ilustración 48. Propiedades mecánicas del material introducido manualmente, Ti-6Al-4V.

Fuente: propia

Como se observa en la Ilustración 48, las propiedades más relevantes para el análisis estático son el módulo de elasticidad (113.800 MPa), el coeficiente de Poisson (0,342), el límite elástico (880 MPa) y la tensión de rotura (950 MPa). Estas propiedades determinan tanto la rigidez del modelo, y por tanto los desplazamientos obtenidos, como los umbrales de fallo que se utilizarán para evaluar la seguridad estructural de los resultados. La densidad del

material es de 4.430 kg/m³, notablemente inferior a la del acero inoxidable quirúrgico (≈ 7.900 kg/m³), lo que supone una ventaja significativa en términos de reducción de peso del implante.

Antes de proceder a la resolución del análisis estático, es necesario discretizar la geometría continua de la tibia en un conjunto finito de elementos, proceso conocido como mallado.

En el entorno de Solid Edge, el parámetro principal que controla la densidad de la malla es el tamaño subjetivo de malla, expresado en milímetros. Inicialmente, el programa establece por defecto un tamaño de malla de 0,50 mm.

Sin embargo, tal y como se puede observar en la Ilustración 49, el proceso de mallado con un tamaño de elemento de 0,50 mm superó los cinco minutos de tiempo de cómputo sin completarse, y además impidió la posterior resolución del análisis debido al elevado número de nodos y elementos generados, que excedía la capacidad de procesamiento disponible. Ante esta limitación, se optó por incrementar el tamaño de malla a un valor que permitiera un equilibrio adecuado entre precisión y coste computacional.

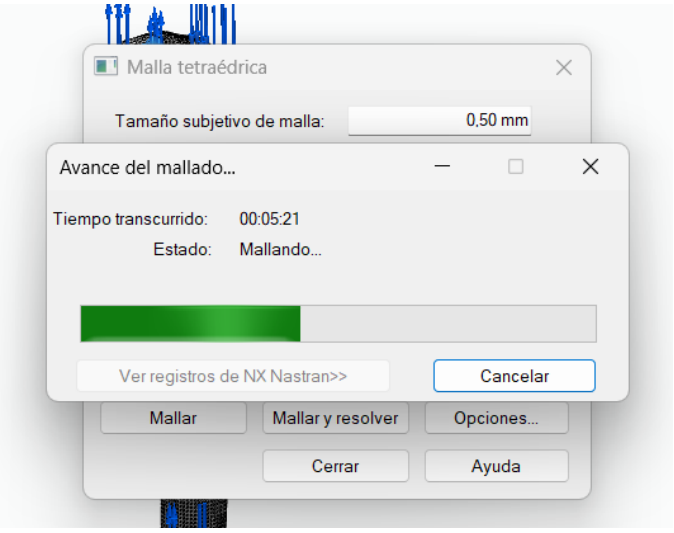


Ilustración 49. Proceso de mallado con tamaño 0,50 mm con más de 5 minutos de cómputo.

Fuente: propia

Al final, se determinó que el tamaño de malla óptimo para este estudio era de 2,00 mm, que permitió completar el mallado y la resolución del análisis en un tiempo razonable,

obteniendo a la vez una discretización suficientemente fina para capturar con fidelidad los gradientes de tensión más relevantes en la geometría de la tibia.

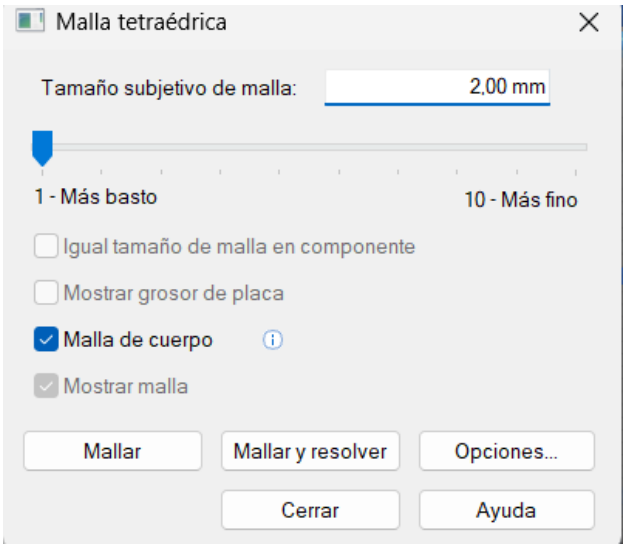


Ilustración 50. Configuración escogida de la malla tetraédrica: 2,00 mm.

Fuente: propia

El resultado del mallado con este tamaño se muestra en la Ilustración 51, donde puede apreciarse la distribución uniforme de los elementos tetraédricos sobre toda la superficie del hueso.

Ilustración 51. Geometría de la tibia con la malla de 2,00 mm, las cargas y las restricciones.

Fuente: propia

Una vez completado el proceso de mallado y definidas las condiciones de contorno (cargas y restricciones de movimiento), se procedió a la resolución del estudio estático en Solid Edge. Los resultados obtenidos se presentan en forma de mapas de color que permiten visualizar de forma intuitiva la distribución de tensiones de Von Mises y los desplazamientos totales sobre la geometría de la tibia.

El criterio de Von Mises es el más utilizado. Este criterio combina los distintos componentes del tensor de tensiones en un único valor escalar equivalente, que puede compararse directamente con el límite elástico del material (880 MPa para el Ti-6Al-4V) para determinar si el componente se encuentra en régimen elástico.

Los mapas de tensiones obtenidos se muestran a continuación desde dos puntos de vista complementarios (vista frontal y vista lateral), lo que permite identificar las zonas críticas de concentración de tensiones en la tibia bajo las condiciones de carga definidas.

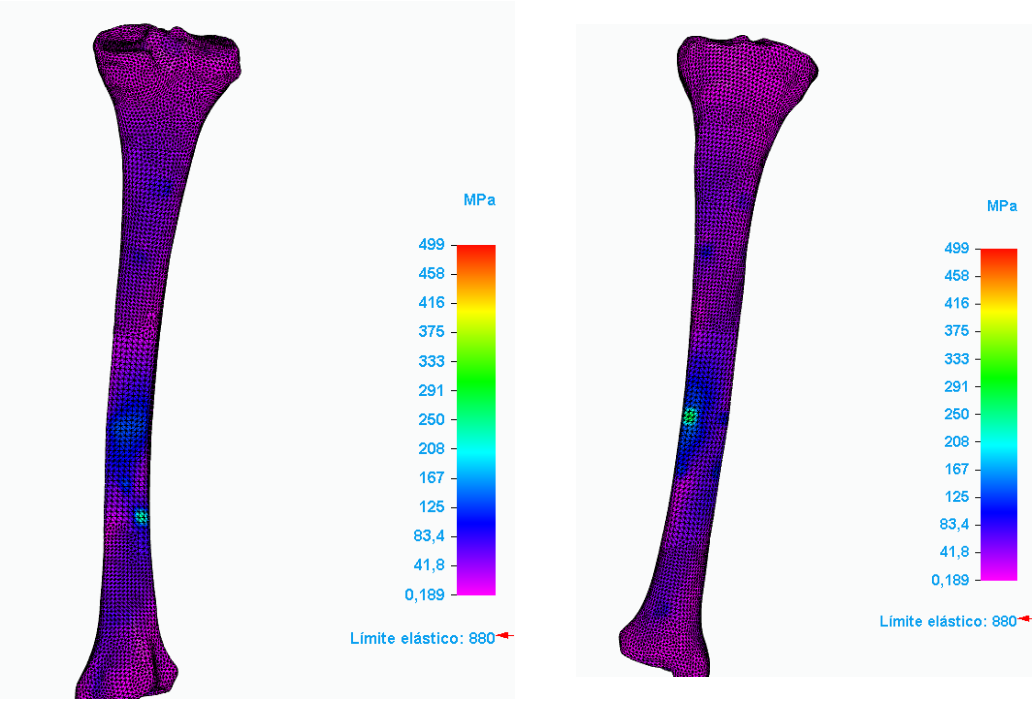


Ilustración 52. Distribución de tensiones de Von Mises en la tibia. Vista trasera (izquierda) y vista frontal (derecha). Escala en Mpa.

Fuente: propia

Como se observa en la Ilustración 52, la escala cromática del mapa de tensiones indica un valor máximo de 499 MPa, pero este valor es meramente el límite superior de la escala de representación y no refleja lo que realmente se aprecia en la geometría del modelo, ya que no encontrado el color rojo en ninguna parte de la geometría de la tibia. En la práctica, el color más elevado que aparece de forma puntual en la tibia es el verde, correspondiente a valores en torno a 250-291 MPa, localizado en zonas muy concretas de la diáfisis, justamente en los nodos donde las cargas están aplicadas.

La práctica totalidad del volumen del hueso presenta colores azul y rosa, lo que indica que las tensiones se encuentran mayoritariamente en el rango de 0 a 125 MPa. Este resultado es completamente coherente con los valores recogidos en el estudio del estado del arte sobre el que se han definido las cargas del modelo, donde se indicaba que las tensiones en la tibia durante la marcha oscilan entre esos valores, con un máximo reportado de 149,5 MPa. La distribución obtenida valida por tanto la representatividad biomecánica del modelo y confirma que el hueso trabaja en régimen elástico con un amplio margen de seguridad respecto al límite elástico del Ti-6Al-4V (880 MPa).

Además del análisis tensional, se obtuvo el mapa de desplazamientos totales del modelo, que permite cuantificar la deformación que experimenta la tibia bajo las cargas aplicadas. Los desplazamientos se expresan en milímetros y representan el módulo del vector de desplazamiento de cada nodo de la malla respecto a su posición original sin deformar.

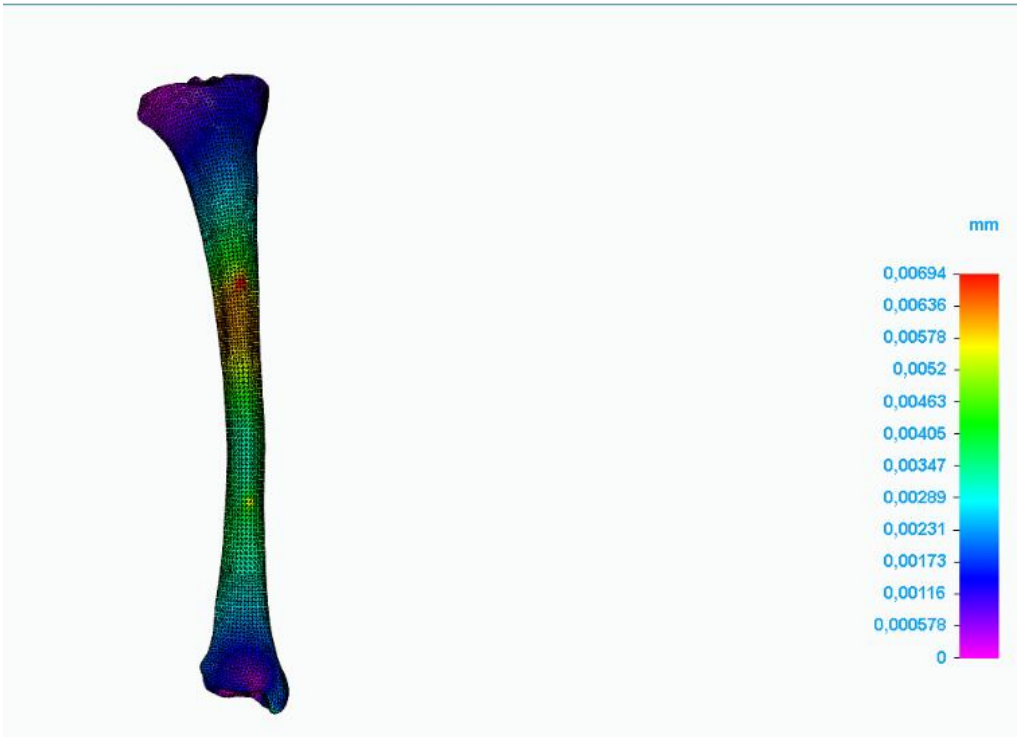


Ilustración 53. Distribución de desplazamientos totales en la tibia. Vista frontal.

Fuente: propia

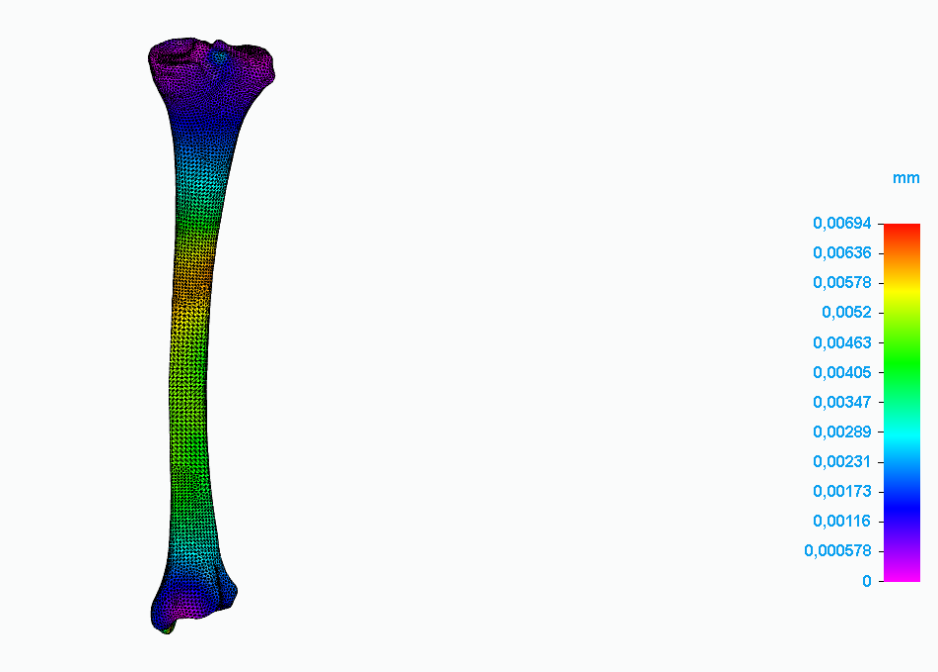


Ilustración 54. Distribución de desplazamientos totales en la tibia. Vista trasera.

Fuente: propia

Los resultados muestran que el desplazamiento máximo obtenido en el modelo es de 0,00694 mm, un valor extremadamente reducido que evidencia la alta rigidez del Ti-6Al-4V y la adecuada distribución de las cargas sobre la geometría del hueso. Este desplazamiento máximo se localiza en la zona proximal de la tibia, que es el punto de aplicación de las fuerzas de mayor magnitud procedentes de la articulación de la rodilla.

El gradiente de desplazamientos sigue un patrón coherente con las condiciones de contorno impuestas: el extremo distal, que está articulado (restricción de desplazamiento), presenta valores próximos a cero (colores morado y azul en la escala), mientras que los desplazamientos aumentan progresivamente hacia la zona proximal a medida que nos alejamos del punto de apoyo.

En conjunto, los resultados del análisis estático muestran que la tibia modelada en Ti-6Al-4V presenta un comportamiento estructural completamente seguro bajo las cargas biomecánicas definidas, con tensiones máximas que no alcanzan el límite elástico del material y con deformaciones prácticamente imperceptibles en términos macroscópicos. Estos resultados validan el modelo y proporcionan la distribución de tensiones de referencia necesaria para acometer el proceso de optimización topológica que se describe en los apartados siguientes del presente TFG.

5.2.2 ESTUDIO II

Este apartado describe en detalle el segundo estudio de elementos finitos, que difiere del primero en la geometría analizada. Mientras que en el Estudio 1 se trabajó con el hueso completo exportado directamente de VX, en el Estudio 2 se ha conservado la cabeza proximal y la zona distal del hueso, y estas dos zonas no se les va a someter a ningún estudio por elementos finitos ya que no van a ser optimizadas topológicamente. Mientras que la diáfisis es la que se va a buscar optimizar topológicamente y la que se someterá al estudio. Esta estrategia permite centrar el proceso de optimización topológica en la zona de la diáfisis, que es la región de mayor interés desde el punto de vista estructural y protésico, manteniendo las superficies de articulación original para garantizar la coherencia biomecánica del modelo.

Para la obtención de la geometría del Estudio 2, se partió del archivo exportado en formato STEP desde VX y convertido a .par en Solid Edge, al igual que en el Estudio 1. A continuación, se realizaron tres copias del modelo original dentro del entorno de Solid Edge. Sobre cada una de estas copias se aplicó un vaciado mediante un plano de corte paralelo a los planos de referencia del modelo, seleccionando en cada caso la zona geométrica que se deseaba conservar: la cabeza proximal, la diáfisis y la zona distal respectivamente. De este modo se obtuvieron por separado las tres regiones del hueso, permitiendo trabajar de forma independiente con cada zona y facilitando posteriormente la sustitución de la diáfisis original por la geometría simplificada empleada en el análisis.

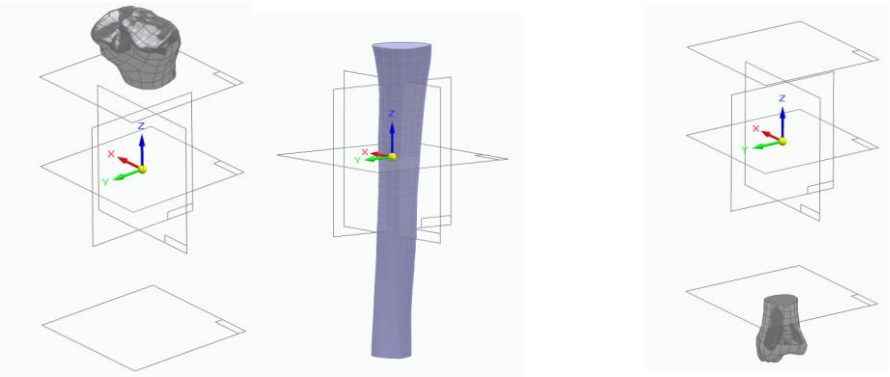


Ilustración 55. De derecha a izquierda: cabeza proximal, diáfisis simplificada y zona distal, convertida a .par en Solid Edge y orientada según ejes previamente establecidos.

Fuente: propia

La configuración del análisis cargas, restricciones de movimiento y material es idéntica a la empleada en el Estudio 1, tal y como se describe en los apartados correspondientes. El tipo de análisis seleccionado fue igualmente el estudio estático.

Las cargas aplicadas en este estudio mantienen los mismos valores que las definidas en el Estudio 1, pero su punto de aplicación difiere debido a la geometría del modelo. Al haberse conservado únicamente la diáfisis simplificada, sin las cabezas proximal y distal originales, las fuerzas que en el Estudio 1 se aplicaban sobre la plataforma tibial y sobre la superficie articular del tobillo se han trasladado en este caso a las caras superior e inferior de la diáfisis,

simulando que dichas cargas se distribuirían hacia esas zonas de transición. Además, ahora no se puede elegir los puntos de aplicación, sino que se distribuye uniformemente una única fuerza aplicada por la cara. Entonces esta fuerza aplicada es la fuerza resultante de la suma vectorial del estudio de cargas de cada cara.

Por otro lado, las cargas a lo largo de la diáfisis para simular la acción muscular se mantienen aplicadas de la misma forma que en el estudio anterior. Esta adaptación garantiza que el estado de carga interno de la diáfisis sea representativo del que experimentaría el hueso completo, preservando así la comparabilidad biomecánica entre ambos estudios.

Las ilustraciones siguientes muestran la distribución de las cargas aplicadas sobre el modelo del Estudio 2 desde distintos puntos de vista.

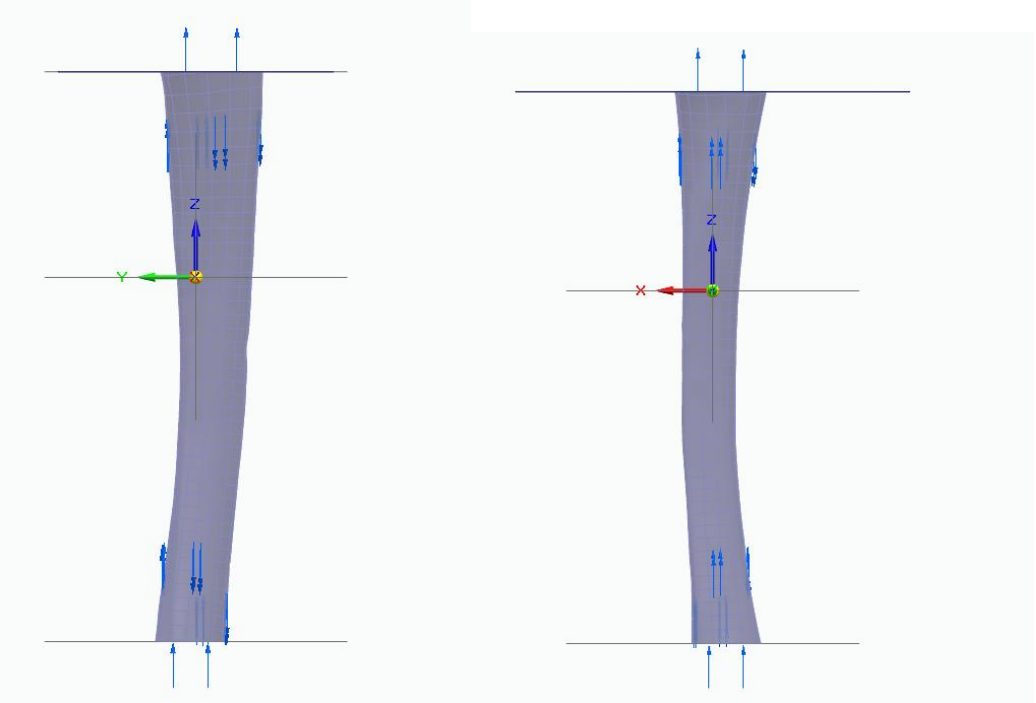


Ilustración 56. Vista Izquierda (izquierda) y Trasera (derecha) de la distribución de cargas aplicadas sobre la diáfisis.

Fuente: propia

Como se puede observar en las figuras anteriores, las flechas azules representan las fuerzas aplicadas en dirección axial (eje Z), en correspondencia con el estado de carga típico del hueso tibial durante la marcha. Las cargas laterales presentes a lo largo de la diáfisis reflejan los momentos flectores generados por la musculatura del compartimento anterior y posterior de la pierna. La distribución es coherente con la empleada en el Estudio 1.

Al igual que en el Estudio 1, se han impuesto condiciones de apoyo articulado en el extremo proximal y en el extremo distal del modelo. Esta condición permite la rotación libre en todos los ejes, pero impide el desplazamiento traslacional en las direcciones restringidas, reproduciendo de forma biomecánicamente coherente el comportamiento de las articulaciones de la rodilla y el tobillo. La figura siguiente muestra los indicadores de condición de contorno (marcas azules) aplicados al modelo del Estudio 2.

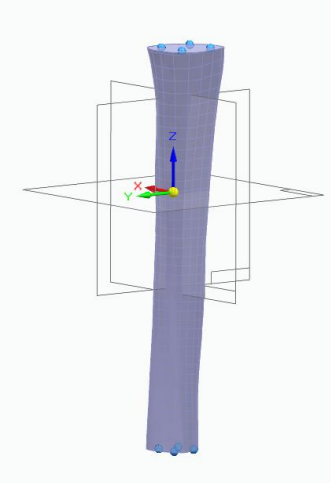


Ilustración 57. Restricciones articuladas de movimiento aplicadas sobre las caras superior e inferior de la diáfisis.

Fuente: propia

El material empleado en el Estudio 2 es el mismo que en el Estudio 1: la aleación de titanio Ti-6Al-4V. Sus propiedades mecánicas fueron introducidas manualmente en el editor de materiales de Solid Edge, tal y como se describió en el apartado *5.2.1*, y se mantienen inalteradas para garantizar la comparabilidad de los resultados: densidad de 4.430 kg/m³,

módulo de elasticidad de 113.800 MPa, coeficiente de Poisson de 0,342, límite elástico de 880 MPa, tensión de rotura de 950 MPa y elongación del 14%.

Para el mallado del Estudio 2 se empleó el mismo tamaño de elemento que en el Estudio 1: 2,00 mm de tamaño subjetivo de malla. Este valor fue seleccionado previamente como el equilibrio óptimo entre precisión y coste computacional, y se mantiene en este estudio para asegurar la coherencia metodológica entre ambos análisis.

La figura siguiente muestra el cuadro de diálogo de configuración de la malla tetraédrica empleado, con el tamaño de malla establecido en 2,00 mm..

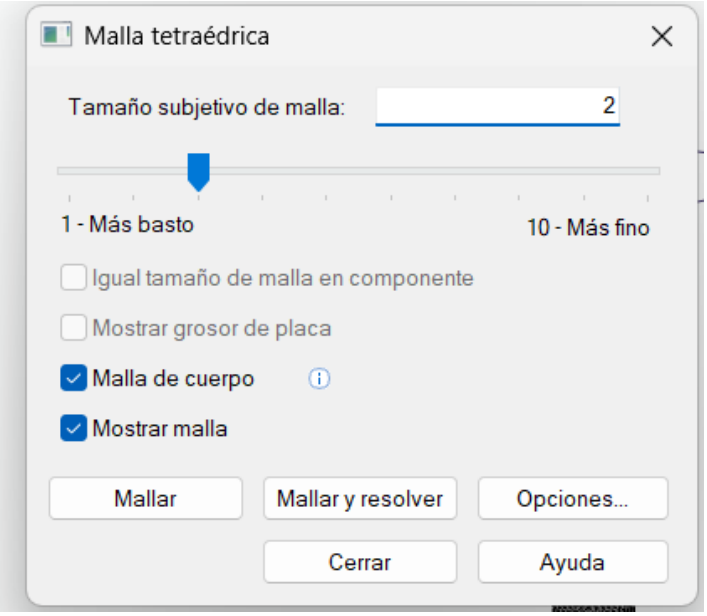


Ilustración 58. Configuración elegida de la malla: 2,00 mm.

Fuente: propia

El resultado del mallado se muestra en la siguiente figura, donde puede apreciarse la distribución de los elementos sobre la geometría del Estudio 2, incluyendo las cargas y las restricciones de movimiento aplicadas.

Ilustración 59. Geometría del Estudio 2 con la malla de 2,00 mm, las cargas y las restricciones de movimiento.

Fuente: propia

Una vez completado el proceso de mallado y definidas las condiciones de contorno, se procedió a la resolución del estudio estático en Solid Edge.

Al igual que en el Estudio 1, el criterio de Von Mises permite combinar los distintos componentes del tensor de tensiones en un único valor escalar equivalente, directamente comparable con el límite elástico del material (880 MPa para el Ti-6Al-4V) para evaluar la seguridad estructural del modelo.

Los mapas de tensiones de Von Mises obtenidos se muestran a continuación desde dos puntos de vista complementarios (vista trasera y vista frontal), lo que permite identificar las zonas críticas de concentración de tensiones bajo las condiciones de carga definidas.

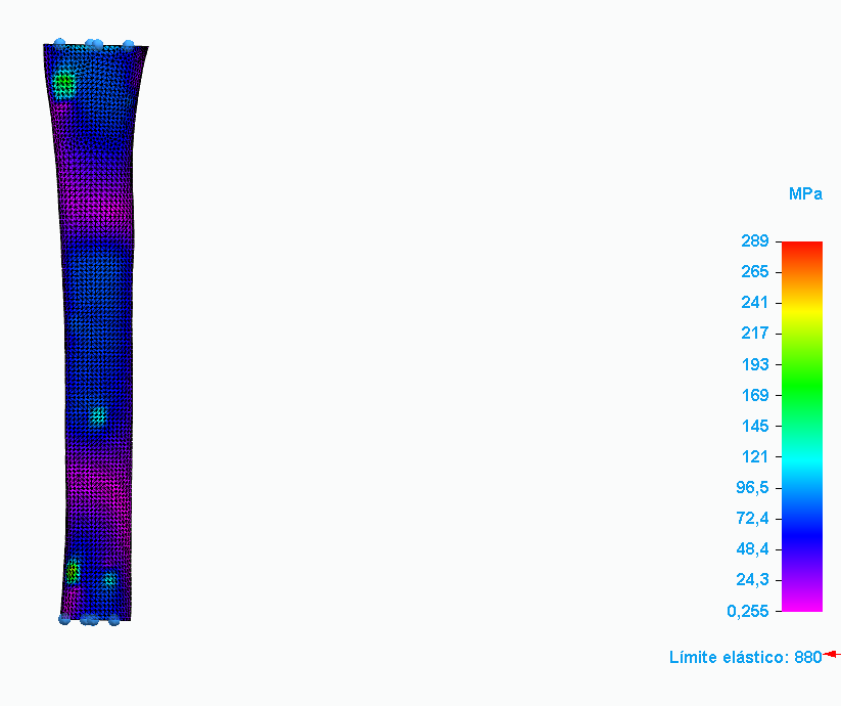


Ilustración 60. Distribución de tensiones de Von Mises en la vista frontal.

Fuente: propia

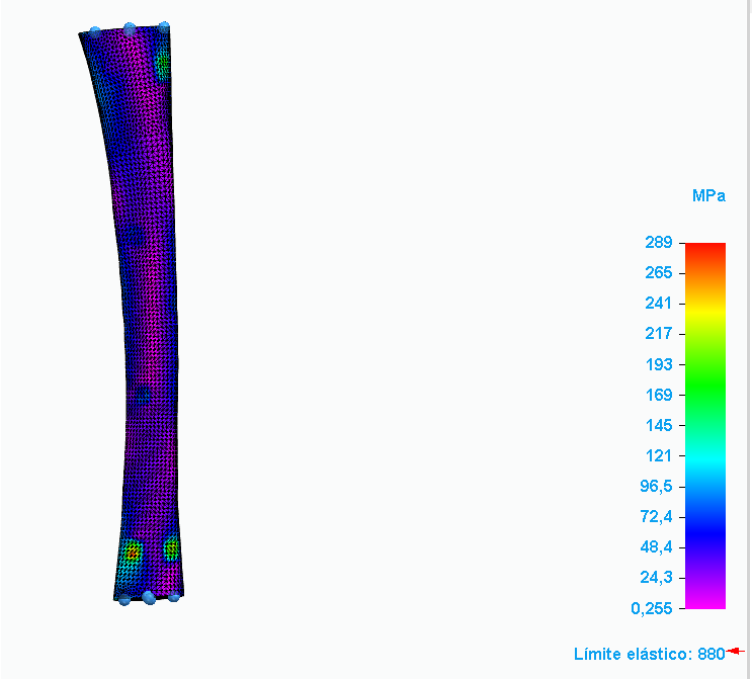


Ilustración 61. Distribución de tensiones de Von Mises en la vista trasera.

Fuente: propia

Como se observa en las figuras anteriores, el mapa de tensiones presenta un valor máximo de escala de 289 MPa, con un límite elástico de referencia de 880 MPa. La mayor parte de la diáfisis simplificada presenta colores azul y morado, indicativos de tensiones en el rango bajo, mientras que las zonas de mayor concentración (color verde) se localizan en las proximidades de los nodos de aplicación de carga en la zona proximal. En ningún punto de la geometría se supera el límite elástico del material, lo que confirma que el modelo trabaja en régimen elástico con un margen de seguridad amplio. La distribución de tensiones es coherente con los resultados obtenidos en el Estudio 1 y con los valores reportados en la literatura para la tibia durante la marcha.

Adicionalmente, se obtuvo el mapa de desplazamientos totales del modelo. La figura siguiente muestra la distribución de desplazamientos (en mm) sobre la geometría del Estudio 2.

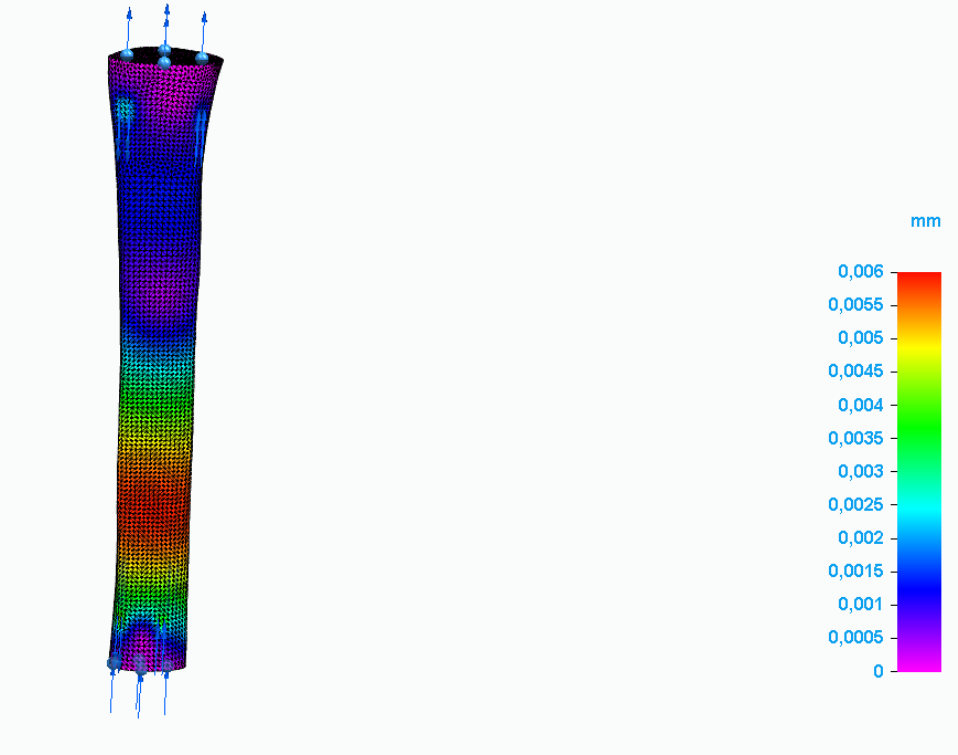


Ilustración 62. Distribución de desplazamientos totales en la diáfisis del Estudio 2.

Fuente: propia

Los resultados muestran que el desplazamiento máximo obtenido en el modelo es de 0,006 mm, un valor de la misma magnitud que el obtenido en el Estudio 1 (0,00694 mm), lo que evidencia la coherencia entre ambos análisis y la alta rigidez del Ti-6Al-4V.

Cabe destacar que, a diferencia del Estudio 1, donde el desplazamiento máximo se concentraba en la parte superior de la diáfisis, zona proximal, en el presente estudio los desplazamientos más elevados se localizan en la parte inferior de la diáfisis. Esta diferencia en la distribución de desplazamientos puede atribuirse al cambio en la geometría del modelo, ya que al simplificar la diáfisis y trasladar las cargas proximales a la cara superior de la misma, el comportamiento deformacional del conjunto se ve modificado respecto al modelo completo del Estudio 1. El extremo distal, que cuenta con la restricción articulada, presenta desplazamientos próximos a cero, tal y como cabía esperar dado el patrón de condiciones de contorno impuesto.

En conjunto, los resultados del análisis estático del Estudio 2 confirman que la geometría simplificada de la diáfisis, manteniendo las cabezas proximal y distal originales, presenta un comportamiento estructural seguro bajo las cargas biomecánicas definidas. Las tensiones máximas se mantienen muy por debajo del límite elástico del Ti-6Al-4V y las deformaciones son prácticamente imperceptibles a escala macroscópica. Estos resultados validan el modelo y proporcionan la distribución de tensiones de referencia necesaria para el proceso de optimización topológica de la diáfisis que se describe en los apartados siguientes del presente TFG.

5.3 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA

Una vez validados los modelos de elementos finitos de ambos estudios, se procedió a llevar a cabo la optimización topológica sobre cada uno de ellos. El objetivo de este proceso es determinar la distribución óptima de material dentro del espacio de diseño definido, eliminando la materia que no contribuye de forma significativa a la resistencia estructural del conjunto bajo las condiciones de carga aplicadas, con el fin de minimizar el peso del implante manteniendo su integridad mecánica.

El módulo de diseño generativo de Solid Edge fue la herramienta empleada para realizar la optimización topológica, integrando directamente las condiciones de contorno definidas en los estudios de elementos finitos previos.

El presente capítulo describe de forma detallada el proceso de configuración, las decisiones metodológicas adoptadas y los resultados obtenidos en cada uno de los dos estudios de optimización realizados, denominados Estudio 1 y Estudio 2 en correspondencia con los análisis estáticos que les sirven de base. En ambos estudios se partía de las cargas analizadas con el Método de Elementos Finitos y con el mismo material, Ti-6Al-4V.

5.3.1 ESTUDIO I

El espacio de diseño fue definido sobre el volumen completo del hueso, sin excluir ninguna región geométrica de forma explícita, lo que otorgó al algoritmo máxima libertad para redistribuir el material en función de las cargas.

5.3.1.1 Iteración 1

El Estudio 1 de optimización topológica toma como base el modelo de elementos finitos del hueso completo descrito en el Capítulo 4, por lo que la configuración de cargas y restricciones de movimiento empleada es idéntica a la definida en dicho estudio y no requiere ser redefinida. Las cargas aplicadas representan las fuerzas que actúan sobre la tibia durante la marcha normal, con fuerzas distribuidas sobre la plataforma tibial en la zona proximal para simular la transmisión de cargas desde la articulación de la rodilla, fuerzas de reacción en la zona distal correspondientes al contacto con el tobillo y el suelo, y cargas laterales a lo largo de la diáfisis que reproducen la acción muscular durante el ciclo de la marcha. Las restricciones de movimiento consisten en apoyos articulados tanto en el extremo proximal como en el distal, condición biomecánicamente coherente con el comportamiento real de las articulaciones de la rodilla y el tobillo, que permiten la rotación libre pero impiden el desplazamiento traslacional.

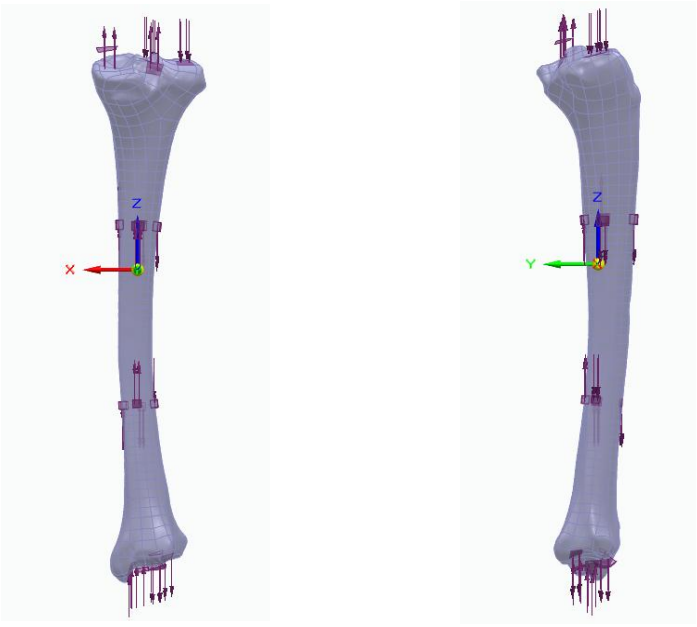


Ilustración 63. Vista trasera e izquierda de la tibia con las cargas aplicadas (de izquierda a derecha).

Fuente: propia

Ilustración 64. Vista de planta e inferior de las restricciones articuladas (de izquierda a derecha).

Fuente: propia

En la primera iteración se configuró el estudio generativo con un objetivo de reducción de masa del 50 %, partiendo de una masa original de 1,291 kg, lo que establecía una masa objetivo de 0,645 kg. Esta configuración implica que el algoritmo debe eliminar la mitad del material del modelo original, conservando únicamente las regiones que resulten imprescindibles para transmitir las cargas aplicadas con el nivel de rigidez requerido. La Ilustración 65 muestra el panel de configuración del estudio generativo correspondiente a esta primera iteración.

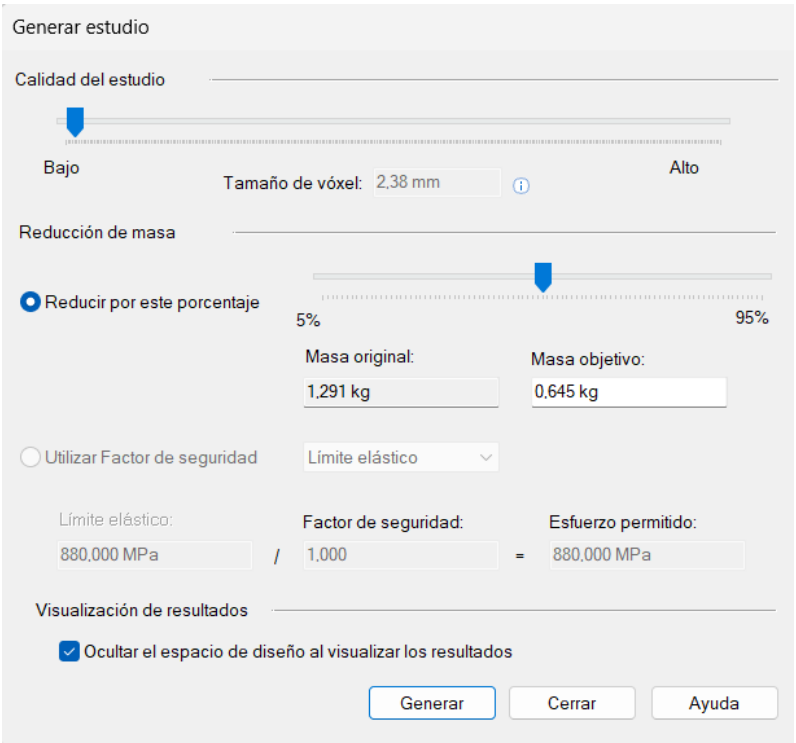


Ilustración 65. Configuración Estudio 1, iteración 1.

Fuente: propia

Tras la resolución del estudio, la geometría resultante mostró un comportamiento insatisfactorio en la zona de la cabeza proximal de la tibia. El algoritmo de optimización eliminó material de forma excesiva en dicha región, generando una geometría con paredes extremadamente delgadas en la plataforma tibial que resultaba estructural y funcionalmente inviable para su uso como implante ortopédico.

La causa de este comportamiento radica en el fundamento matemático del propio algoritmo de optimización topológica: al buscar la distribución mínima de material que satisface el estado de carga definido, el método elimina preferentemente las regiones donde las tensiones son bajas, interpretando ese material como prescindible desde el punto de vista de la resistencia estructural.

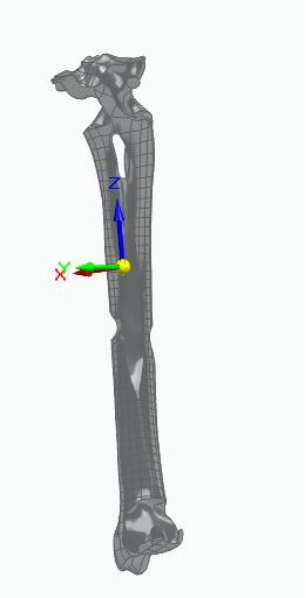


Ilustración 66. Vista izquierda-trasera del resultado del Estudio 1, iteración 2.

Fuente: propia

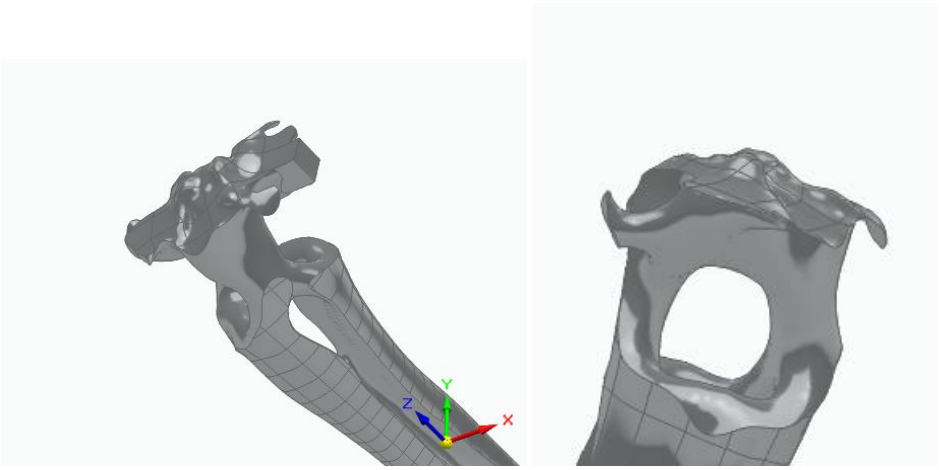


Ilustración 67. Resultado de la primera iteración: detalle de la cabeza proximal.

Fuente: propia

Como puede apreciarse en la Ilustraciones 66 y 67, la geometría de la cabeza proximal quedó reducida a una estructura laminar de escasa sección. Ante este resultado, se descartó la primera iteración y se procedió a revisar la estrategia de configuración del estudio generativo para la segunda iteración.

5.3.1.2 Segunda Iteración

Para corregir el comportamiento observado en la primera iteración y preservar la integridad geométrica de la cabeza proximal, se adoptaron dos medidas complementarias que constituyen la base metodológica de la segunda iteración.

La primera medida consistió en la introducción de cargas auxiliares de 1 N en los nodos de la zona de la cabeza proximal que se deseaba preservar. Estas fuerzas, de magnitud absolutamente despreciable en comparación con las cargas biomecánicas principales, que oscilan en miles de Newtons, no alteran de forma significativa el estado tensional global del modelo ni condicionan los resultados del análisis. Sin embargo, su presencia en el árbol de cargas del estudio generativo fuerza al algoritmo de optimización a reconocer esa región como sometida a carga y, por tanto, a conservar material en ella durante el proceso iterativo. Concretamente, se añadieron 4 fuerzas auxiliares de 1 N, aplicadas en las zonas de la cabeza proximal donde la primera iteración había generado un grosor insuficiente.

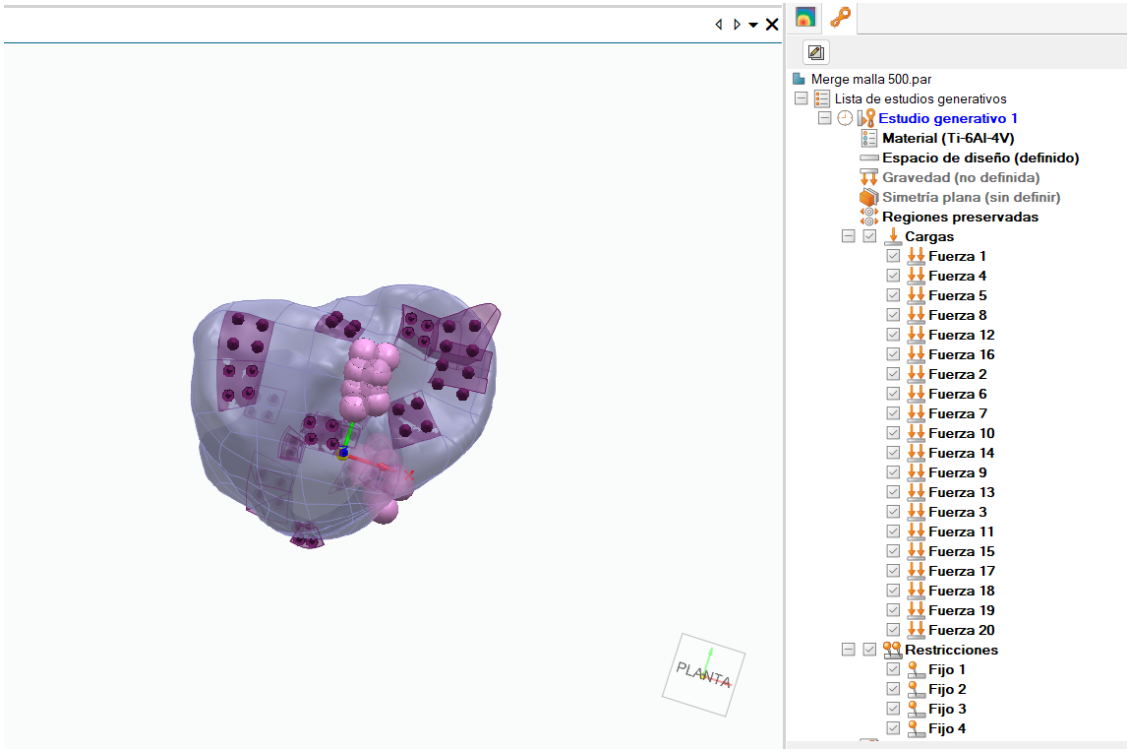


Ilustración 68. Vista desde la planta de la tibia y árbol del Estudio 1, iteración 2, con la lista de cargas y restricciones.

Fuente: propia

La segunda medida consistió en reducir el objetivo de reducción de masa del 50 % al 40 %, estableciendo así una masa objetivo de 0,774 kg sobre la masa original de 1,291 kg. Esta reducción del objetivo proporciona al algoritmo un mayor margen de material disponible para distribuir en el dominio, lo que se traduce en una geometría resultante con mayor sección transversal en las zonas de transición y, en particular, en la cabeza proximal, mejorando notablemente la viabilidad estructural del resultado optimizado.

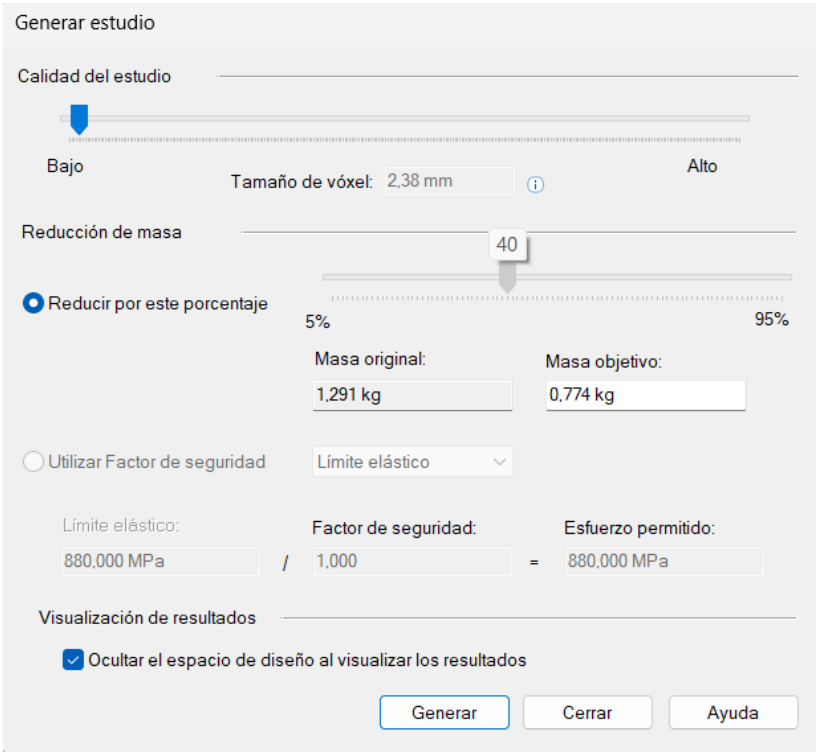


Ilustración 69. Configuración del Estudio 1, iteración 2.

Fuente: propia

Los resultados de la segunda iteración mejoraron notablemente respecto a los obtenidos en la primera. La geometría optimizada conservó una sección transversal suficiente en la cabeza proximal, distribuyendo el material de forma coherente con la función estructural de cada zona del hueso tibial. Las ilustraciones muestran el resultado final desde distintos puntos de vista, permitiendo apreciar la distribución de material obtenida en las diferentes regiones.

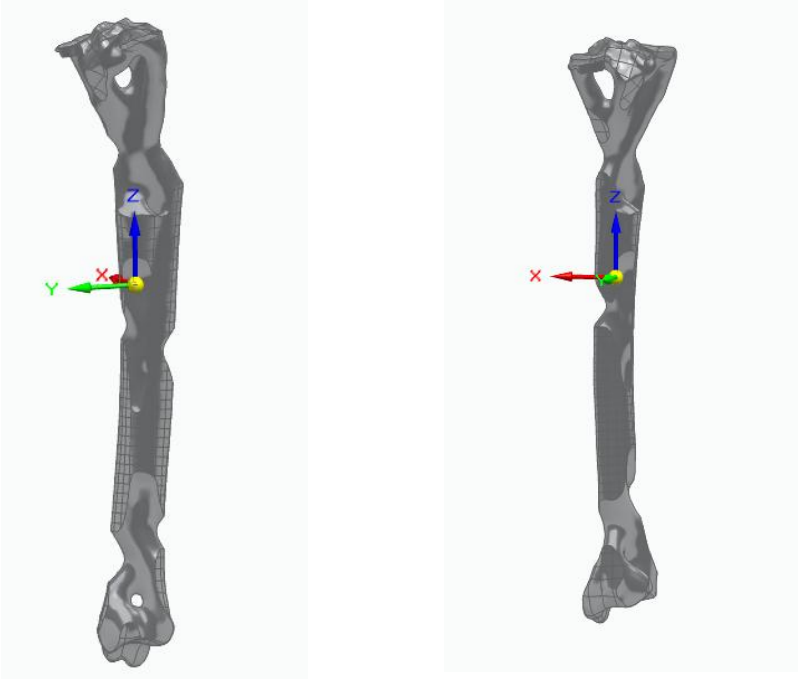


Ilustración 70. Vista Izquierda y Trasera del Estudio 1, iteración 2 (de izquierda a derecha).

Fuente: propia

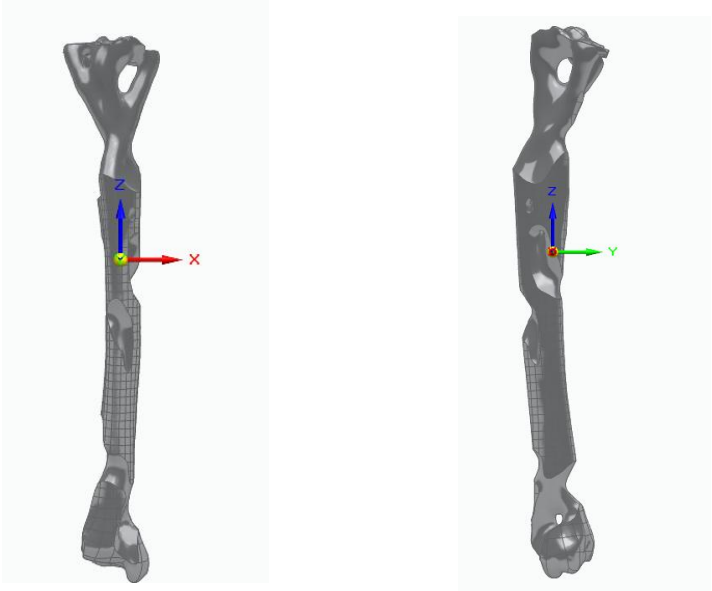


Ilustración 71. Vista Alzado y Derecha del Estudio 1, iteración 2.

Fuente: propia

Como se puede observar en las figuras anteriores, el algoritmo concentró el material en las trayectorias de carga principales, generando una estructura de carácter trabecular con vaciados internos en las zonas de baja tensión, mientras que las regiones sometidas a mayores solicitaciones mecánicas, la diáfisis en su zona central y las zonas de transición con las epífisis, conservaron mayor sección. La cabeza proximal, gracias a las cargas auxiliares introducidas, mantuvo una geometría suficientemente robusta para garantizar la viabilidad del implante.

5.3.2 ESTUDIO II

El segundo estudio de optimización se centra exclusivamente en la diáfisis tibial, que constituye la región de mayor interés desde el punto de vista estructural en el contexto de una prótesis tibial. A diferencia del Estudio 1, donde se optimizaba la totalidad del hueso, en este caso el espacio de diseño queda acotado al segmento diafisario simplificado, manteniendo como regiones externas, no incluidas en el modelo de optimización, la cabeza proximal y la zona distal originales, que serán conservadas tal y como se obtuvieron del modelo anatómico.

La configuración de cargas, restricciones y material del Estudio 2 es equivalente a la empleada en el Estudio 2 de elementos finitos, descrita en el Capítulo 4, con una particularidad relevante: en el Estudio 1, las fuerzas correspondientes a la plataforma tibial y a la superficie articular del tobillo se distribuían sobre las superficies articulares completas, que presentan una geometría compleja con múltiples regiones de aplicación diferenciadas. En el Estudio 2, al haberse simplificado la diáfisis mediante un corte geométrico planar, las caras superior e inferior de la diáfisis son superficies planas de sección circular-ovalada que no permiten reproducir la distribución espacial de los puntos de aplicación originales. Por este motivo, se optó por aplicar en cada cara la fuerza resultante de las cuatro fuerzas originales que en el Estudio 1 se aplicaban en esa zona, manteniendo el equilibrio global de fuerzas y momentos sobre el modelo.

El material empleado en el Estudio 2 es el mismo que en los apartados anteriores, Ti-6Al-4V. La masa original de la diáfisis es de 0,546 kg. Partiendo de los resultados y conclusiones

obtenidos en las dos iteraciones del Estudio 1, se decidió iniciar directamente el Estudio 2 con un objetivo de reducción de masa del 40 %, fijando así una masa objetivo de 0,328 kg y evitando repetir el proceso iterativo ya realizado en el Estudio 1.

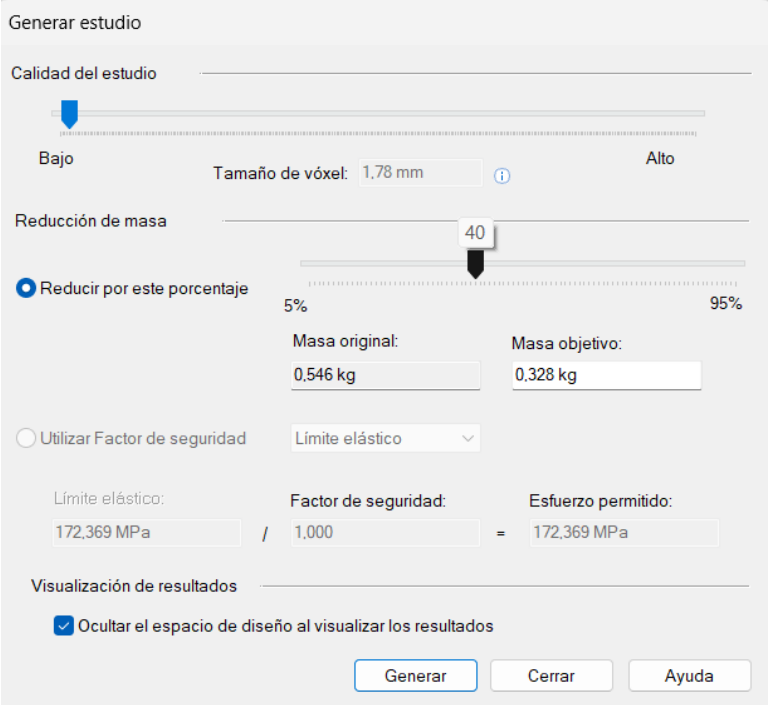


Ilustración 72. Configuración del Estudio 2.

Fuente: propia

La Ilustración 73 muestra el árbol del estudio generativo del Estudio 2, donde se pueden apreciar las 10 fuerzas aplicadas sobre la diáfisis, incluyendo las fuerzas resultantes en las caras superior e inferior, y las dos restricciones fijas, agrupadas en un único caso de cargas.

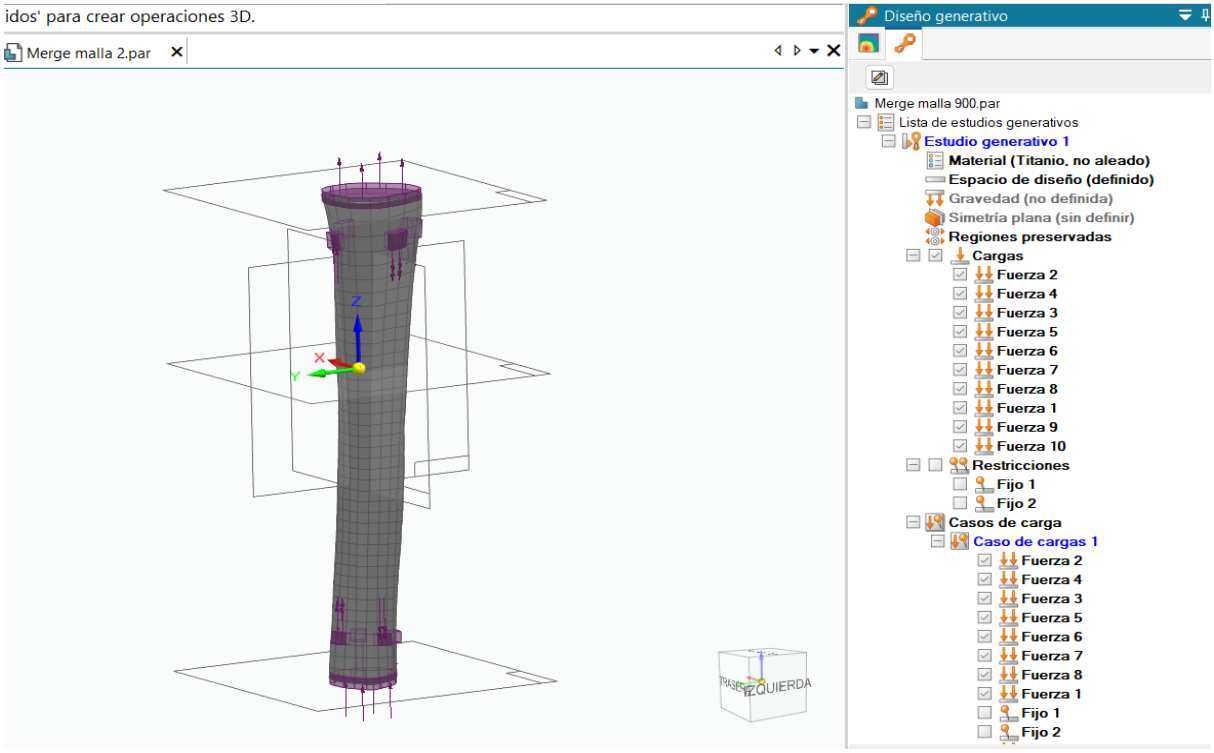


Ilustración 73. Árbol de estudio del Estudio 2 con cargas y restricciones.

Fuente: propia

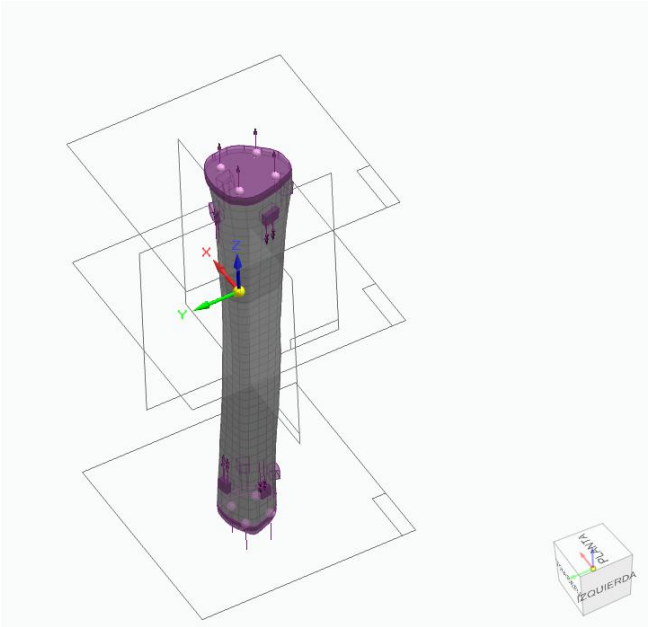


Ilustración 74. Vista de las restricciones de Planta.

Fuente: propia

La Ilustración 74 muestra una vista general del modelo completo con la totalidad de las cargas y restricciones aplicadas. Se pueden apreciar las fuerzas axiales en las caras superior e inferior, representadas por las flechas en los extremos del modelo, y las cargas distribuidas a lo largo del fuste diafisario que simulan la acción muscular durante la marcha. Las esferas rosas en los extremos representan las restricciones de articulación correspondientes, que impiden la traslación.

En el resultado de la optimización se observa que la geometría optimizada presenta una estructura marcadamente aligerada, con vaciados significativos en las zonas de baja tensión del fuste diafisario y conservación del material en las trayectorias de carga principales, siguiendo un patrón coherente con la distribución de tensiones obtenida en el análisis estático previo del Estudio 2.

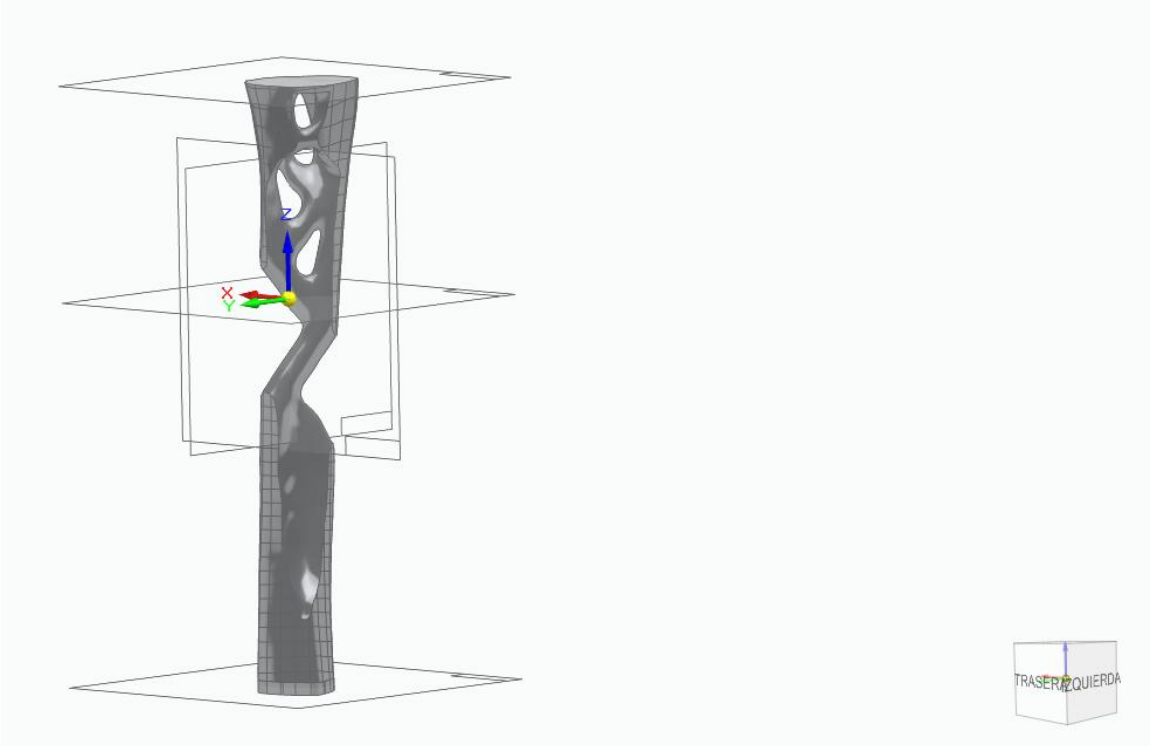


Ilustración 75. Resultado de la optimización del Estudio 2.

Fuente: propia

La geometría resultante muestra cómo el algoritmo ha generado una estructura de tipo columna hueca con nervios longitudinales de refuerzo, que concentran el material en las direcciones de mayor sometedura de cargas. Los vaciados internos se localizan preferentemente en la región central del fuste diafisario, donde las tensiones son menores, mientras que las zonas de transición con las caras superior e inferior, donde se aplican las cargas resultantes, presentan mayor densidad de material para garantizar la correcta transmisión de esfuerzos.

5.4 ALTAIR INSPIRE

Una vez obtenida la geometría optimizada del Estudio 1, se identificó que la superficie resultante presentaba aristas pronunciadas, discontinuidades geométricas y transiciones abruptas entre las zonas de material conservado y las regiones vaciadas. Esta morfología, aunque estructuralmente válida, plantea dificultades significativas de cara a la fabricación mediante impresión 3D metálica, ya que las aristas vivas y los cambios bruscos de sección incrementan el riesgo de concentración de tensiones residuales durante el proceso de fusión y solidificación del material, además de dificultar la generación de soportes de impresión y el post-procesado superficial del implante.

Con el objetivo de obtener una geometría fabricable, se procedió al suavizado de la superficie optimizada utilizando el software Altair Inspire, que incorpora herramientas específicas de alisado y refinamiento de geometrías. El proceso consiste en aplicar un algoritmo de suavizado superficial basado en PolyNURBS, una tecnología de modelado que representa la geometría mediante superficies NURBS definidas sobre una malla poligonal de control, lo que permite redondear aristas, suavizar transiciones entre regiones y eliminar las irregularidades de pequeña escala, manteniendo la topología global de la estructura optimizada, es decir, conservando los vaciados y los caminos de carga principales sin alterar la distribución de material a gran escala.

Se realizaron dos niveles de suavizado sobre la geometría del Estudio 1, aplicando un parámetro de ajuste de 50 y de 80 respectivamente, donde un valor mayor implica un mayor

grado de alisado superficial. A continuación, se presentan los resultados obtenidos en cada caso.

Ilustración 76. Geometría optimizada con suavizado 50.

Fuente: propia

El ajuste a 50 produce una geometría moderadamente suavizada que conserva con mayor fidelidad los rasgos morfológicos de la optimización, como los adelgazamientos locales de la diáfisis y los refuerzos en las zonas de mayor solicitación, pero mantiene todavía ciertas irregularidades superficiales y cambios de curvatura que podrían generar concentraciones de tensiones residuales durante el proceso de fusión del material y complicar la generación de soportes de impresión.

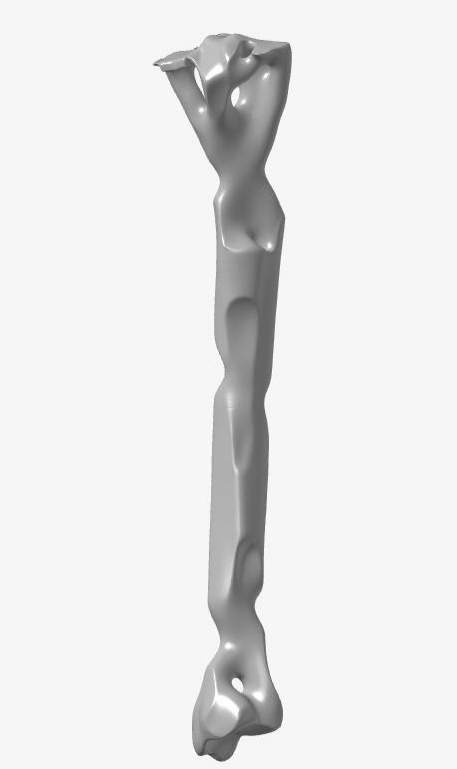


Ilustración 77. Geometría optimizada con suavizado 80.

Fuente: propia

El ajuste a 80, en cambio, produce una superficie considerablemente más lisa y orgánica, con transiciones completamente graduales y sin aristas visibles, lo que garantiza una mayor continuidad superficial y reduce significativamente los problemas asociados a la fabricación aditiva metálica. Si bien este nivel de suavizado implica una ligera desviación respecto a la geometría optimizada original al redondear en mayor medida algunas regiones de menor sección, se consideró que dicha desviación es asumible dado que la geometría sigue respetando las trayectorias de carga principales.

Por este motivo se optó por el ajuste a 80 como geometría definitiva para la impresión, priorizando la viabilidad del proceso de fabricación sobre la fidelidad milimétrica al resultado de la optimización.

Una vez finalizado el proceso de optimización topológica de la tibia de ambos estudios y ya con las geometrías finales se pasó a su fabricación 3D. En el presente trabajo se fabricaron tres modelos diferenciados: (1) la tibia completa sin optimizar, impresa en filamento (FDM); (2) la tibia completa con optimización topológica, impresa en resina (SLA); y (3) la diáfisis topológicamente optimizada, junto con las cabezas distales y proximales, impresas mediante polvo (SLS).

5.5 IMPRESIÓN EN 3D

5.5.1 TIBIA SIN OPTIMIZAR (FDM)

Dado que las dimensiones de la tibia superaban la capacidad de la impresora, el modelo se dividió en dos segmentos que fueron impresos por separado y unidos posteriormente mediante pegamento. Ambas piezas presentaron soportes de impresión en las zonas de mayor voladizo, que se eliminaron manualmente tras la impresión.

Ilustración 78. Segmentos tras la impresión.

Fuente: propia

Ilustración 79. Segmentos tras la limpieza.

Fuente: propia

5.5.2 ESTUDIO I (RESINA)

Para la tibia optimizada se eligió la resina. Al superar el hueso con creces el tamaño máximo de la impresora se redujo este mediante escala. Para minimizarla lo menos posible se orientó en diagonal. En este caso sale con mucho más soporte y además la eliminación, debido a la resina, debe hacerse con guantes.

Ilustración 80. Tibia optimizada en resina dentro de la impresora.

Fuente: propia

Ilustración 81. Tibia recién extraída de la impresora.

Fuente: propia

El siguiente paso es la limpieza. Hay que rociar la pieza con alcohol mediante una brocha para así eliminarle los restos de resina líquida. Tras esto, se seca con pistola de aire a presión.

Ilustración 82. Estación de lavado de alcohol.

Fuente: propia

Por último, hay que curarlo durante 20 minutos a 60ºC.

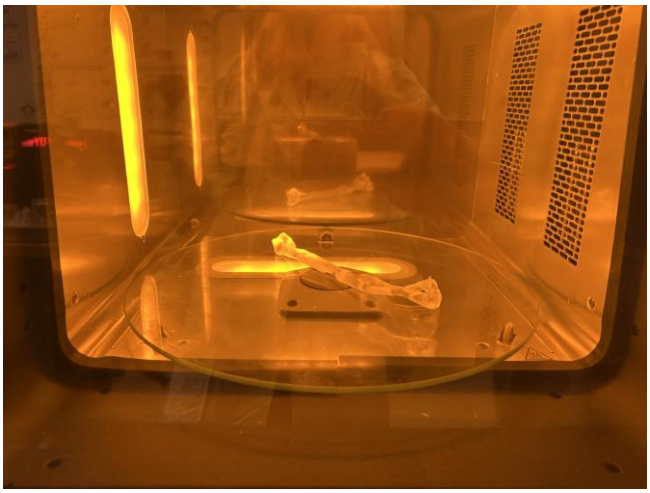


Ilustración 83. Curado.

Fuente: propia

5.5.3 ESTUDIO II (POLVO)

En este estudio se partía de las tres que lo componen diferenciadas debido a la geometría, por lo que se imprimió cada una por separado.

Ilustración 84. Piezas recién salidas de impresión.

Fuente: propia

Ilustración 85. De izquierda a derecha: cabeza distal, diáfisis tibial y cabeza proximal impresas en polvo.

Fuente: propia

Esto requería que también se necesitase de pegarlas para así concluir este estudio por terminado.

5.5.4 PEGADO

Una vez estaban todas las piezas limpias y curadas, se pasó a la unión de aquellas que lo necesitasen.

Ilustración 86. Piezas con necesidad de unión.

Fuente: propia

Para eso se usó Nalan23, que es válido para pegar tanto filamento como polvo. Este pegamento funciona mediante un acelerador, por lo que hay que mezclar el pegamento junto con este último y mezclarlos antes de así poder usarlo.

Ilustración 87. Pegamento y acelerador usado: Nalan23.

Fuente: propia

Para este último paso fue necesario estar un rato sujetando ambas partes que se estaban uniendo debido a que resbalan entre ellas. Una vez ya sujetas se optó por soportarlas y dejar terminar al pegamento hacer su efecto.

Ilustración 88. Fase de pegado.

Fuente: propia

Para finalizar, se muestran las tres impresiones terminadas en la Ilustración 87.

Ilustración 89. Tres impresiones.

Fuente: propia

5.6 ANÁLISIS DE COSTES

El análisis económico de los cuatro escenarios: el hueso sin optimizar impreso en filamento, el hueso completo optimizado impreso en resina, el estudio de la diáfisis partida impresa en polvo y una estimación del coste de fabricar la diáfisis en titanio Ti-6Al-4V, para la prótesis tibial se ha realizado mediante el método BITFAB, que desglosa los costes en tres grandes grupos: costes del servicio (amortización de la máquina y electricidad, lo que cuesta tener la impresora funcionando durante una hora), costes del pedido (material, masa y mano de obra, lo equivalente a cuánto cuesta producir el pedido) y precio del pedido (lo que le facturaremos al cliente). Este último solo aplicable al caso final de estimación por Titanio. Con esto hemos querido probar y aprender de todas las técnicas disponibles en el laboratorio de ICAI y estimar cuánto sería la producción real de uno de los estudios.

Dado que varios parámetros son idénticos o están condicionados por las mismas hipótesis en los cuatro casos, se presenta primero una tabla de parámetros comunes y a continuación una tabla individual por escenario donde únicamente aparecen los datos que le son propios.

Los parámetros recogidos en la Tabla 6 son independientes del material y la geometría impresa. El período de amortización de 2 años se justifica por el rápido avance tecnológico del sector de la fabricación aditiva. El tiempo de preparación y post-procesado de 60 horas incluye la limpieza y el curado o la extracción según la tecnología.

Parámetros comunes		
Parámetro	**Valor**	**Unidad**
Máquina e infraestructura		
Período de amortización	2	años
Horas de uso diario de la impresora	8	h/día
Días laborables anuales (supuesto)	250	días/año
Horas anuales de uso (supuesto)	**2000**	h/año
Energía		
Coste de electricidad	0,15	€/kWh
Potencia media de la impresora	0,15	kW
Coste eléctrico por hora de impresión	**0,02**	€/h

Tabla 6. Parámetros comunes en los cuatro análisis.

Fuente: propia

Filamento: Sin optimizar		
Parámetro	**Valor**	**Unidad**
Datos específicos de la máquina y el material		
Coste de adquisición de la impresora	30.000	€
Coste amortización horaria	7,5	€/h
Coste de material (FDM)	152,53	€/kg
Datos específicos de la pieza		
Tiempo de impresión	6	h
Masa de la pieza	1,2	kg
Resultados económicos		
Coste de material por pieza	183,4	€/u
Coste horas de impresión por pieza	24	€/u
Coste por pieza	**228,4**	€/u

Tabla 7. Parámetros y resultado económico sin optimizar.

Fuente: propia

Resina: Estudio I		
Parámetro	**Valor**	**Unidad**
Datos específicos de la máquina y el material		
Impresora	Form 3L (Formlabs)	—
Coste de adquisición de la impresora	17.000	€
Coste amortización horaria	4,25	€/h
Coste de material (resina fotopolimérica)	140	€/kg
Datos específicos de la pieza		
Tiempo de impresión	6,7	h
Masa de la pieza	0,26	kg
Resultados económicos		
Coste de material por pieza	36,90	€/u
Coste horas de impresión por pieza	28,63	€/u
Coste por pieza	**65,52**	€/u

Tabla 8. Parámetros y resultados económicos: Estudio I.

Fuente: propia

Polvo: Estudio II		
Parámetro	**Valor**	**Unidad**
Datos específicos de la máquina y el material		
Impresora	Fuse 1 (Formlabs)	—
Coste de adquisición de la impresora	29.000	€
Coste amortización horaria	7,25	€/h
Coste de material (Nylon)	140,97	€/kg
Datos específicos de la pieza		
Tiempo de impresión	8,8	h
Masa de la pieza	0,8	kg
Resultados económicos		
Coste de material por pieza	112	€/u
Coste horas de impresión por pieza	37,06	€/u
Coste por pieza	**149,06**	€/u

Tabla 9. Parámetros y resultado económico Estudio II.

Fuente: propia

Titanio Ti-6Al-4V		
Parámetro	**Valor**	**Unidad**
Datos específicos de la máquina y el material		
Tecnología de referencia	SLS/LPBF (equiv. Fuse 1)	—
Coste amortización horaria (reutilizado de POL)	7,25	€/h
Coste de material (Ti-6Al-4V, grado médico)	400,00	€/kg
Datos específicos de la pieza		
Geometría impresa	Diáfisis tibial	—
Tiempo de impresión (reutilizado de POL)	14	h
Masa de la pieza (reutilizada de POL)	1,2	kg
Personal		
Coste por hora de personal (coste)	20	€/h
Tiempo de preparación y postprocesado	60	h/pedido
Coste de preparación/postprocesado del pedido	**1.200,00**	€/pedido
Resultados económicos		
Coste de material por pieza	480	€/u
Coste horas de impresión por pieza	101,5	€/u
Coste por pieza	**581,5**	€/u
Coste total del pedido (1 u.)	**1781,5**	€
Precio de venta y margen		
Precio hora personal (venta)	35,00	€/h
Precio kg material (venta)	700,00	€/kg
Precio hora de impresión (venta)	15	€/h
Precio total del pedido	**3150**	€
Margen bruto	**1368,5**	**43,44%**

Tabla 10. Estimación coste y precio en Ti-6Al-4V.

Fuente: propia

A modo resumen comparativo se presenta la la tabla 11:

Resumen comparativo de los cuatro escenarios de fabricación			
Escenario	**Material**	**Coste pieza [€/u]**	**Coste total pedido [€]**
Estudio I – Resina (SLA)	Resina fotopolimérica	65,52	—
Estudio II – Polvo (SLS)	Nylon	149,06	—
Filamento – FDM (sin optim.)	Filamento FDM	228,40	—
Titanio Ti-6Al-4V (est.)	Ti-6Al-4V polvo, grado médico	581,50	1.781,50

Tabla 11. Comparativa de costes según el tipo de impresión.

Fuente: propia

Se ve que el más económico es la resina, seguida del polvo, después el filamente y siguientemente el Ti-6Al-4V. Cabe destacar el alto precio del filamento que se debe a que este se ha impreso sin optimizar.

Una próteis transtibial estándar fabricada por los métodos tradicionales, en España, tiene un coste de mercado entre los 3.000-8.000€, en la gama más básica, pudiendo superar los 15.000€ en modelos más avanzados.

Frente a estos valores, los costes de fabricación calculados en el presente TFG son notablemente inferiores, incluso en el escenario más costoso, que sería la estimación real de la diáfisis de Ti-6Al-4V, donde el precio rondaría los 3.000€. Si bien es verdad que se pueden encontrar en el mercado actual por este precio, no son personalizadas y adaptadas a cada paciente, como en este estudio se plantea. Por otro lado, también, cabe la posibilidad de la búsqueda de materiales biocompatibles imprimibles.

Capítulo 6. RESULTADOS

6.1 ESTUDIO I

La idea inicial era optimizar el hueso completo ya que se quería una prótesis de toda la tibia. Pero esto resultó ser más complicado de lo que se había planeado debido a una serie de problemas.

El primer problema apareció en la aplicación de cargas. Al trabajar con la geometría completa del hueso, las fuerzas se aplicaron sobre las superficies articulares reales, la plataforma tibial en la parte superior y la superficie del tobillo en la parte inferior, que son zonas de morfología extremadamente irregular. Esto generó concentraciones de carga muy localizadas que condicionaron el comportamiento de toda la simulación.

Los resultados del análisis estático, no obstante, fueron correctos desde el punto de vista del orden de magnitud. Las tensiones máximas reales observadas sobre la geometría no superaron los 250-291 MPa en ningún punto, con la mayor parte del volumen trabajando entre 0 y 125 MPa. El desplazamiento máximo fue de 0,00694 mm, localizado en la zona proximal, que es donde se aplican las cargas de mayor magnitud procedentes de la rodilla. Todo ello muy por debajo del límite elástico del material (880 MPa), lo que confirmó que el modelo era estructuralmente seguro.

El verdadero problema llegó con la optimización topológica. En la primera iteración, con un objetivo de reducción de masa del 50% sobre los 1,291 kg originales, el algoritmo actuó bien de forma matemática, optimizando en aquellas zonas donde podía, pero desde el punto de vista funcional no se puede decir lo mismo. El resultado fue una plataforma tibial reducida a una lámina casi sin grosor, que ningún cirujano podría implantar ni ningún paciente podría soportar.

Fue necesario hacer una segunda iteración introduciendo cargas auxiliares ficticias de 1 N en la zona proximal, lo justo para que el algoritmo "entendiese" que esa región no era prescindible, y reduciendo el objetivo de reducción al 40%. Con estas correcciones se obtuvo una geometría más razonable, con una masa final de 0,774 kg.

6.2 ESTUDIO II

La experiencia del Estudio I llevó a replantear el enfoque. Si el problema de la cabeza proximal era que el algoritmo no la veía como una zona sometida a carga relevante, igual la solución no era forzar a que no se prescindiera de ella con cargas artificiales, sino ver si tenía sentido incluirla en la optimización.

Se concluyó que no. Desde un punto de vista clínico, las endoprótesis diafisarias, que son las que se utilizan en casos de resección por tumor, traumatismo grave o pseudoartrosis, sustituyen únicamente el cuerpo de la tibia, conservando cuando es posible las superficies articulares propias del paciente. Optimizar las epífisis no tenía sentido ni técnico ni clínico. Por lo que se sacaron del dominio del diseño.

Con esto surgió el Estudio II. La diáfisis se separó del resto del hueso mediante planos de corte y se convirtió en el único espacio de diseño. Sus extremos, ahora superficies planas, recibieron las fuerzas resultantes de la suma vectorial de las cargas originales de cada cara, manteniendo el equilibrio global del modelo. Las cargas musculares distribuidas a lo largo del fuste se mantuvieron exactamente igual que en el Estudio I.

Los resultados del análisis estático del Estudio II fueron completamente coherentes con los del Estudio I, lo que validó la comparabilidad entre ambos modelos. Las tensiones máximas no superaron los 289 MPa en escala. El desplazamiento máximo fue de 0,006 mm, prácticamente idéntico al obtenido en el Estudio I. La única diferencia apreciable fue la localización del desplazamiento máximo, que en este caso se situó en la parte inferior de la diáfisis en lugar de en la superior, algo lógico dado que al simplificar la geometría el comportamiento deformacional del conjunto cambia ligeramente.

6.3 ELECCIÓN

No se considera que el Estudio I haya sido un fracaso, sino el puente para así poder llegar al Estudio II. El Estudio se considera mejor por lo siguiente:

- Tiene más sentido clínico. Nadie fabrica una prótesis tibial que reemplace simultáneamente la superficie articular de la rodilla y la del tobillo con una única pieza optimizada topológicamente. Eso no existe en la práctica clínica. El Estudio II, en cambio, reproduce el escenario real de una endoprótesis diafisaria: sustituye únicamente el segmento que necesita ser sustituido y respeta las estructuras articulares que el paciente conserva. Es un modelo que un cirujano podría reconocer.
- El espacio de diseño está bien definido. En el Estudio I, el algoritmo tenía que decidir qué hacer con regiones que en realidad no debían tocarse. En el Estudio II, todo lo que está dentro del dominio de optimización es susceptible de ser modificado, y todo lo que no debe tocarse está fuera.
- La geometría de la diáfisis optimizada es mucho más manejable para la impresión 3D metálica que la geometría compleja del hueso completo del Estudio I. Menos superficie total implica menos tiempo de cómputo en el suavizado posterior, menor complejidad en la generación de soportes de impresión y un proceso de post-procesado más controlable.

Capítulo 7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

7.1 CONCLUSIONES

De los cinco objetivos iniciales planteados se puede afirmar que se han cumplido todos ellos. Desde diseñar y elegir el componente, como en este caso ha sido la tibia, mediante ingeniería inversa y con optimización topológica hasta fabricarlo con la impresión 3D, una vez se había visto que era técnicamente viable. También se ha analizado su análisis de costes y si es rentable económicamente esta propuesta. A partir de estos resultados concluimos que esta industria, la medicina, es un buen sector donde empezar a integrar estas tecnologías.

La fotogrametría parecía una buena idea al principio porque es mucho más barata y accesible. Pero la superficie de un hueso, blanca, irregular y sin texturas marcadas demostró que no era lo mejor para este tipo de objeto. El software de reconstrucción confundía el fondo con el objeto, los marcadores fiduciales fallaban en reconocimiento y el modelo resultante no alcanzaba la precisión necesaria para un análisis biomecánico. El escaneado láser 3D, aunque es más costoso, fue la herramienta a utilizar. Tres escaneos desde orientaciones distintas, fusionados progresivamente y tratados con un suavizado selectivo manual, dieron como resultado una malla de calidad suficiente para las fases siguientes.

La simulación por elementos finitos confirmó que el modelo de tibia en Ti-6Al-4V se comporta de forma completamente segura bajo las cargas de la marcha. Ninguno de los dos estudios superó en ningún punto el límite elástico del material (880 MPa), y los desplazamientos fueron del orden de micras. Estos resultados no solo validan el modelo, sino que también transmiten algo importante sobre el material elegido: el Ti-6Al-4V tiene un margen de seguridad estructural muy amplio para esta aplicación.

El Estudio I enseñó que un espacio de diseño mal definido conduce a resultados que hay que forzar con correcciones. El Estudio II demostró que cuando el problema está bien planteado, el algoritmo hace exactamente lo que se espera de él: distribuye el material donde hace falta

y retira el que sobra. El resultado final, una diáfisis con una reducción de masa del 40% respecto al modelo original, con una estructura de nervios longitudinales coherente con la biomecánica del hueso y que es técnicamente sólido.

El suavizado posterior en Altair Inspire fue el último paso antes de la fabricación. El nivel de suavizado 80 fue el que mejor equilibró la continuidad superficial, indispensable para la fabricación aditiva metálica. Un suavizado más agresivo habría borrado parte de la información estructural del diseño; uno menor habría dejado aristas y discontinuidades.

En conjunto, este TFG ha demostrado que la integración secuencial de ingeniería inversa, MEF, optimización topológica y fabricación aditiva es una metodología viable para desarrollar prótesis tibiales personalizadas. No es un proceso lineal ni exento de retrocesos, pero cuando se aplica con criterio y se va ajustando en función de lo que los resultados van mostrando, conduce a soluciones que tienen mucho que aportar desde el punto de vista técnico. Una prótesis más ligera, adaptada a la anatomía de quien la lleva y fabricada con menos material del que habría requerido el diseño convencional, es un objetivo que merece el esfuerzo.

Este trabajo también reduce el material necesario para fabricar un implante y eso no es solo una cuestión de costes, sino es una forma concreta de producir con más responsabilidad. Las técnicas aquí empleadas contribuyen directamente a los Objetivos de Desarrollo Sostenible relativos a la industria y la innovación (ODS 9), la producción y el consumo responsables (ODS 12) y la acción climática (ODS 13).

7.2 TRABAJOS FUTUROS

Las siguientes líneas de trabajo son las que parecen más interesantes y necesarias de cara a continuar lo que aquí se ha empezado:

- Validación experimental. La simulación dice que la estructura aguanta. Pero hasta que no se ensaya físicamente, compresión, flexión, fatiga, eso sigue siendo una predicción. El siguiente paso obligado es someter el prototipo, ya impreso con el

material escogido, a ensayos reales para contrastar los resultados numéricos con el comportamiento del material tal y como sale de la impresora.

- Personalización para cada paciente. El hueso utilizado en este trabajo es un espécimen genérico de laboratorio. La potencia real de esta metodología está en aplicarla a la anatomía concreta de un paciente concreto, a partir de imágenes de TAC o de un escaneado intraoperatorio. Una prótesis diseñada específicamente para la morfología de quien la va a llevar mejoraría el ajuste, reduciría los tiempos quirúrgicos y aumentaría las probabilidades de oseointegración exitosa.
- Recubrimientos bioactivos**.** La geometría optimizada, por muy bien diseñada que esté, sigue siendo metal. Para que el hueso crezca sobre ella y la integre de verdad, suelen necesitarse recubrimientos. Un trabajo futuro podría estudiar cómo estos recubrimientos afectan a las propiedades superficiales del implante y si son compatibles con el proceso de fabricación aditiva empleado.
- Evaluación de pegado de la diáfisis. Al analizar el Estudio II se ha visto que una buena opción sería operar solo con la diáfisis, conservando la cabeza proximal y distal del paciente. Un buen punto para analizar es cómo se integraría o pegaría estas dos materiales distintos una vez empezada la operación, cuáles deberían ser los materiales a usar para esto.

Capítulo 8. BIBLIOGRAFÍA

(1) Navarrina, F., Muíños Pantín, I., Colominas, I., & Casteleiro, M. (2002). Optimización topológica de estructuras: una formulación de mínimo peso con restricciones en tensión.

(2) Viana Colino, M. V. (2015). Optimización topológica de una pieza metálica para adaptarla a fabricación aditiva.

(3) Mateos Coloma, Á. (2024). Diseño y optimización topológica de una pieza de rotor de un helicóptero para fabricación aditiva.

(4) Navarrina, F., Muiños, I., Colominas, I., & Casteleiro, M. (2002). Optimización topológica de estructuras: una formulación de mínimo peso con restricciones en tensión. En V Congreso de Métodos Numéricos en Ingeniería (CD-ROM). Madrid, España.

(5) Choi, S. H., & Samavedam, S. (2002). Modelling and optimisation of rapid prototyping. Computers in Industry, 47(1), 39–53.

(6) Mesicek, J., Pagac, M., Petru, J., Novak, P., Hajnys, J., & Kutiova, K. (2019). Topological optimization of the Formula Student bell crank. MM Science Journal, October 2019, 2964–2968.

(7) Moyer, K., Tratz-Ryan, B., Watt, S., Demetriou, G., Mingay, S., & Grafeld, S. (2022). 20 strategic cost optimization and sustainability opportunities. Gartner.

(8) Avolio, A. M. (2023). Unlock the circular economy to drive revenue, risk and cost benefits. Gartner.

(9) Programa de las Naciones Unidas para el Desarrollo (PNUD). (s. f.). Objetivos de Desarrollo Sostenible. https://www.undp.org/es/sustainabledevelopment-goals.

(10) Simondi, N., & Jáuregui, E. (2018). Anatomía e irrigación de la diáfisis tibial, su relación con las fracturas del adulto (Doctoral dissertation, UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA).

(11) Castañeda Murcia, Z. E. Estudio comparativo de la morfología ósea, en individuos prehispánicos sanos y con treponematosis, utilizando tecnología de punta.

(12) Pulido Bargsten, V. (2015). Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana.

(13) Ares, O., Seijas, R., Casas-Duhrkop, D., & Catala, J. (2012). Fractura de la tuberosidad anterior de la tibia en el adolescente. Casos clínicos. Acta Ortopédica Mexicana, 26(2), 121-124.

(14) Saralegui, P., Yacuzzi, C. H., Zícaro, J. P., & Paz, M. C. (2022). Osteotomía valguizante de tibia aditiva medial: análisis de dos tipos de implante. RELART| Revista Latinoamericana de Artroscopia, Reconstrucción Articular y Trauma Deportivo, 29(04).

(15) García, C. M., Achirica, C. M., & Vallejo, F. M. (2013). Clasificaciones de prótesis y biomateriales. Cirugía Andaluza, 24(3), 233-235.

(16) Zujur, D., & Barreto, J. Á. (2016). Prótesis en artroplastia total de cadera y recubrimientos bioactivos de quitosano para mejorar su desempeño. Revista Ingeniería Biomédica, 10(19), 33-43.

(17) Rodríguez, N., Mancisidor, A. M., Garciandía, F., & Álvarez, P. (2022). Efecto del tratamiento térmico sobre las propiedades mecánicas de la aleación Ti6Al4V procesada mediante fusión selectiva por láser. XV Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Madrid, España.

(18) Pereda Cardoso, O., & Rumbaut Reyes, M. (2006). Tratamiento de fracturas diafisarias cerradas de tibia con osteosíntesis interna e implantes de hidroxiapatita Coralina® HAP-200. Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología, 20(1), 0-0.

(19) Núñez-Samper, M., la O Duran, E., & Chmeit, F. S. (2015). Prótesis total de tobillo en el paciente joven. Indicaciones y limitaciones. Rev Pie Tobillo., 7, 81-92.

(20) Betancur Rodríguez, M. A. (2011). Ingeniería inversa aplicada: metodología y aplicaciones industriales (Bachelor's thesis, Universidad EAFIT).

(21) Hernández, F. P., & Uribe, J. R. R. (1995). Ingeniería clínica. Fundamentos para la implementación de la tecnología en los hospitales. Gac Méd Méx, 131(1).

(22) Martín Barrio, N. (2016). Análisis y aplicación de un escáner 3D en el ámbito médico-estético.

(23) Carrara Bittini, I. L. (2021). Aplicación de la ingeniería inversa mediante fotogrametría. Alcance por sectores.

(24) Barón Gómez, L. (2019). Estudio de un prototipo de fotogrametría para el escaneo de rostros y para la posterior realización de ingeniería inversa.

(25) Jesús-Luis, A. S. D., Ordóñez-Velázquez, S., Pineda-Martínez, D., Brenes-Solano, B., & González-Fernández, J. (2019). Fotogrametría: cómo crear modelos tridimensionales de bajo costo, con características realistas y fácil manipulación, para

su uso en la enseñanza y el diagnóstico médico. Investigación en educación médica, 8(32), 100-111.

(26) Segovia, L., & Sánchez, M. B. S. (2024). Herramientas virtuales para el diagnóstico clínico: modelos 3D de elementos finitos en biomecánica. European Public & Social Innovation Review, 9, 1-21.

(27) Escolano-Sánchez, F., Bueno-Aguado, M., & Fernández-Ordóñez, D. (2015). Análisis comparativo entre el método por elementos finitos (FEM) y el método clásico (MC) en la estimación de asientos y cálculo del coeficiente de balasto para el diseño de losas de cimentación en zonas afectadas por cavidades naturales o antrópicas. Informes de la Construcción, 67(537), e069-e069.

(28) Juárez, G., & Ortiz, P. (2021). Importancia del mallado de elementos finitos de muros de mampostería confinada en el análisis sísmico de edificios. Revista Internacional de Ingeniería de Estructuras, 26(4), 712-745.

(29) Páramo, C. M., & Carrillo, O. B. (2016). Solución de problemas de optimización topológica empleando el Algoritmo Simulated Annealing Modificado. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería, 32(2), 65-69.

(30) Gudiño Guerrón, P. A. (2021). Diseño de estructura de minibús eléctrico urbano mediante optimización estructural y pruebas estáticas virtuales de resistencia usando software Inspire y Simsolid de Altair.

(31) Buezo Bufalá, A. (2025). Diseño de un componente industrial a partir de ingeniería inversa y mediante la combinación de optimización topológica, diseño generativo y estructuras lattice.

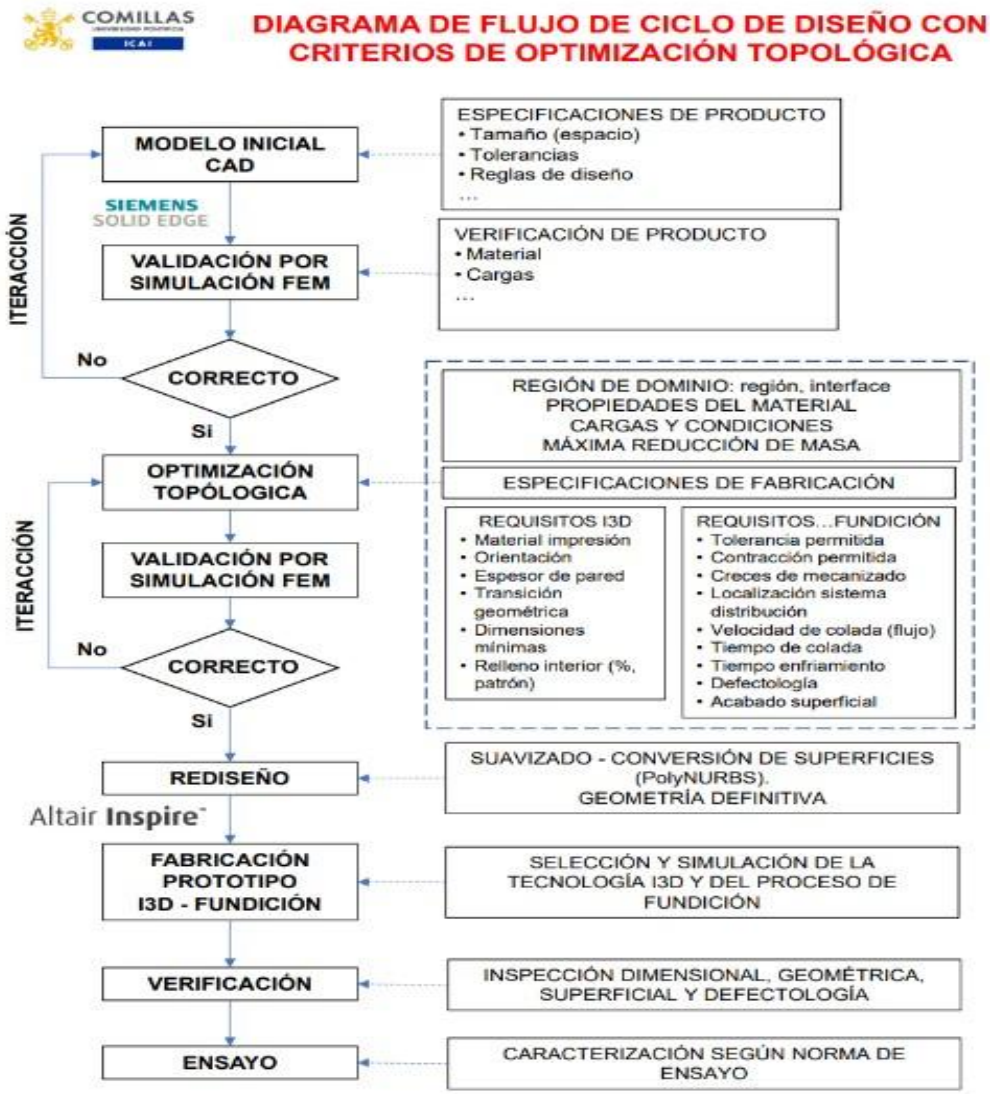
(32) Mas Solano, C. (2024). Análisis y optimización topológica de elementos biomecánicos.

(33) García García, M. A., Suárez Ríos, L. I., Montes Rodríguez, E., Gómez Dosil, I., Piquero Camblor, J. C., Dé Ávlila Pelaez, I., & Blanco Fanjul, P. (2018). Investigación sobre el diseño biomédico adaptativo, la optimización topológica y el desarrollo de nuevos materiales y procesos de fabricación aditiva, para la generación de nuevas soluciones personalizadas de alto valor añadido en el sector salud. AMedico.

(34) Calvo, A. B., Escudero, M. D. M. E., & Somonte, M. D. (2018). Últimos avances en la fabricación aditiva con materiales metálicos. Lámpsakos, (19), 47-54.

(35) Galarraga Pinillos, H. (2020). Microestructura y comportamiento mecánico de la aleación Ti-6Al-4V procesada mediante fabricación aditiva de lecho de polvo Electron Beam Melting.

ANEXO I. DIAGRAMA DE FLUJO SEGUIDO



ANEXO II. TABLA COSTES BITFAB

Datos del servicio		
Coste de la impresora	80000	[€]
Periodo de amortización	5	[años]
Horas de uso por día laborable de la impresora	8	[h]
Coste luz	0,05	[€/kWh]
Potencia media de la impresora	6,3	[kW]
Coste de material	20	[€/kg]
Coste por hora de personal	20	[€/h]
Cálculo de los costes del servicio		
Costes pedido		
Coste por hora preparación/postprocesado	20	[€]
Costes por hora de impresión		
Coste de amortización de la impresora	8,00	[€/h]
Coste de la electricidad	0,32	[€/h]
Coste por hora total	8,32	[€/h]
Costes de consumibles		
Coste de material	20	[€/kg]

bitfab

Datos del pedido		
Tiempo de preparación/postprocesado	2	[h]
Datos de la pieza		
Tiempo de impresión	2,56	[h]
Masa	0,027	[kg]
Cantidad	1	[u]
Coste de pedido		
Costes de pedido		
Preparación/postprocesado del pedido	40	[€]
Coste de la pieza		
Material	0,54	[€/u]
Horas de impresión	21,29	[€/u]
Coste por pieza	21,83	[€/u]
Coste de todas las piezas	21,83	[€]
Costes totales del pedido		
Coste total del pedido	61,83	[€]
Cada unidad adicional	21,83	[€]

bitfab

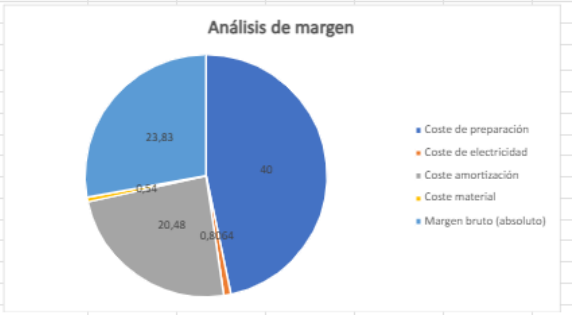
Precios públicos		
Precio hora de personal	40	[€/h]
Precio hora de impresión	2	[€/h]
Precio kilogramo material	20	[€/kg]

Precio de pedido		
Preparación del pedido	80	[€]

Precio de la pieza		
Material	0,54	[€/u]
Horas de impresión	5,12	[€/u]
Precio por pieza	5,66	[€/u]
Precio de todas las piezas	5,66	[€]

Precio total del pedido		
Precio total del pedido	85,66	[€]
Precio unidad adicional	5,66	[€]

Análisis de margen		
Precio	85,66	[€]
Coste de preparación	40	[€]
Coste de electricidad	0,8064	[€]
Coste amortización	20,48	[€]
Coste material	0,54	[€]
Margen bruto (absoluto)	23,83	[€]
Margen bruto (porcentaje)	28%	



ANEXO III. PLANO DE DIMENSIONES

pieza plano.pdf