GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

APLICACIÓN DE LA IMPRESIÓN 3D PARA LA SIMULACIÓN DE ESTRUCTURAS ÓSEAS: PROPIEDADES MECÁNICAS Y SEMEJANZA MORFOLÓGICA CON EL HUESO HUMANO

Autor: Lucía Ayllón Sarti

Director: Eva Paz Jiménez

Co-Director: Juan Carlos del Real Romero

Madrid

Julio de 2025

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

Aplicación de la impresión 3D para la simulación de estructuras óseas: propiedades mecánicas, y semejanza morfológica con el hueso humano

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el curso académico 2024/2025 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.: Lucía Ayllón Sarti Fecha: 07/07/2025

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Firmado por DEL REAL ROMERO JUAN CARLOS - ***2261** el día

Fdo.: Eva Paz Jiménez Fecha: 07/ 07/ 2025

COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA
ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

APLICACIÓN DE LA IMPRESIÓN 3D PARA LA SIMULACIÓN DE ESTRUCTURAS ÓSEAS: PROPIEDADES MECÁNICAS Y SEMEJANZA MORFOLÓGICA CON EL HUESO HUMANO

Autor: Lucía Ayllón Sarti

Director: Eva Paz Jiménez

Co-Director: Juan Carlos del Real Romero

Madrid

Julio de 2025

APLICACIÓN DE LA IMPRESIÓN 3D PARA LA SIMULACIÓN DE ESTRUCTURAS ÓSEAS: PROPIEDADES MECÁNICAS Y SEMEJANZA MORFOLÓGICA CON EL HUESO HUMANO

Autor: Ayllón Sarti, Lucía.
Director: Paz Jiménez, Eva.
Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

Este estudio explora la viabilidad del uso de impresión 3D para replicar tanto la morfología como las propiedades mecánicas del hueso humano bajo cargas de compresión. Se caracterizaron tres materiales (PLA, ASA y Simubone) mediante ensayos de compresión variando el patrón y porcentaje de relleno. Los resultados muestran que configuraciones específicas, como Simubone con patrón concéntrico al 100%, permiten alcanzar valores de módulo de elasticidad y tensión máxima cercanos a los del hueso real. Además con los tres materiales utilizados es posible cubrir un rango considerable de las opciones ofrecidas por el principal fabricante de modelos anatómicos (*phantoms*), ofreciendo una alternativa económica y personalizable para planificación quirúrgica y simulación médica.

Palabras clave: **Impresión 3D, simulación ósea, propiedades mecánicas, planificación quirúrgica, modelos anatómicos, medicina personalizada.**

1. Introducción

La impresión 3D se ha consolidado como una herramienta clave en la medicina, permitiendo la creación de modelos anatómicos personalizados. Los modelos tradicionales de huesos, tienen precios elevados y no se adaptan a la variabilidad de cada paciente. Este trabajo tiene como objetivo investigar cómo la impresión 3D puede utilizarse para replicar la forma y las propiedades mecánicas del hueso humano. A través de esta investigación, se pretende ofrecer una alternativa más accesible y personalizada para la planificación quirúrgica y la formación médica.

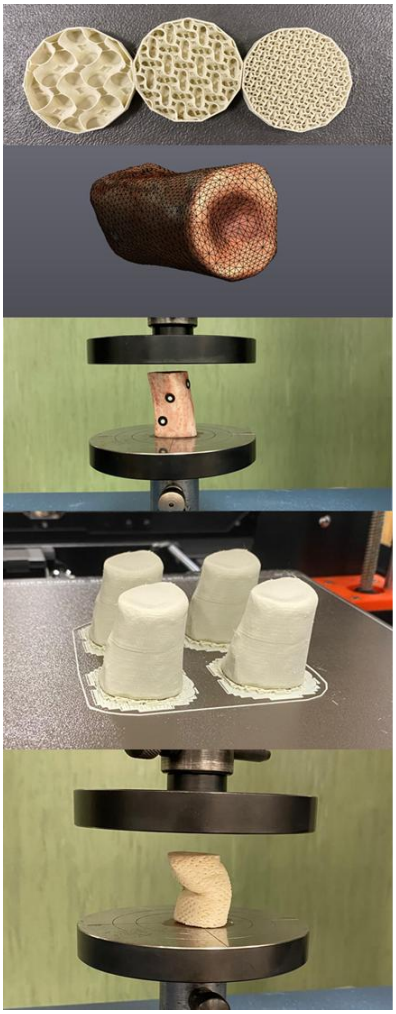
2. Definición del proyecto

El proyecto tiene como objetivo crear modelos óseos que no solo sean anatómicamente precisos, sino también funcionales en cuanto a similitud con las propiedades mecánicas del

hueso real. A través del estudio de diferentes materiales de impresión 3D, patrones de relleno y porcentajes de infill, se busca replicar la rigidez, y resistencia a compresión del hueso humano utilizando para ello dos muestras de hueso real de cerdo como aproximación. El proyecto aborda la viabilidad de estos modelos como una alternativa más accesible y económica a los modelos tradicionales utilizados en procedimientos médicos, para la planificación quirúrgica, especialmente en entornos clínicos con recursos limitados.

3. Descripción del sistema

Para la creación de los modelos óseos, se utilizó la impresión 3D de tecnología FDM (Modelado por Deposición Fundida), empleando diferentes materiales, PLA, ASA y Simubone. Se imprimieron cilindros de caracterización con distintos patrones de relleno (giroide, concéntrico y rectilíneo) y se aplicaron diversos porcentajes de relleno (10%, 20%, 40%, 60%, 80%, 100%) para evaluar su impacto en las propiedades mecánicas. A continuación, se realizaron ensayos de compresión sobre muestras biológicas reales para determinar su módulo de elasticidad y tensión máxima, y tras obtener su geometría mediante técnicas de escaneado, se imprimieron modelos en 3D con la misma morfología que se ensayaron con el mismo método para comparar finalmente los resultados obtenidos con los de huesos reales para evaluar la similitud.



Caracterización en cilindros de compression

Obtención del modelo 3D de la geometría del hueso real

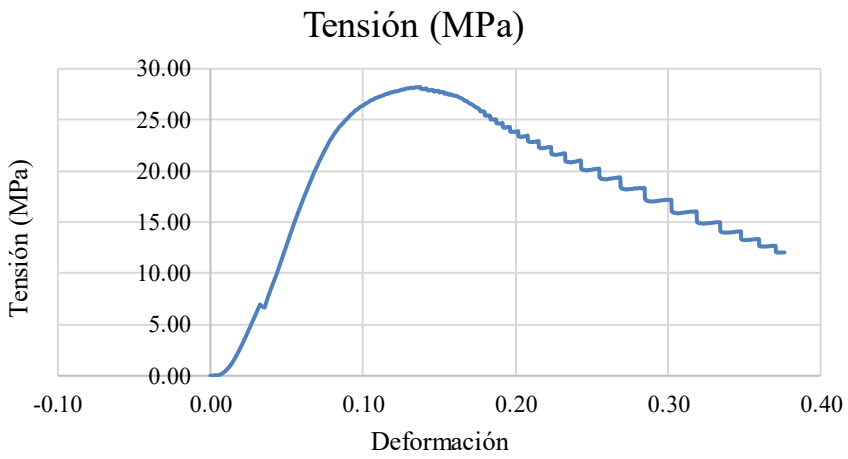
Ensayo a compression del hueso real

Impresión 3D de la geometría de los huesos ensayados

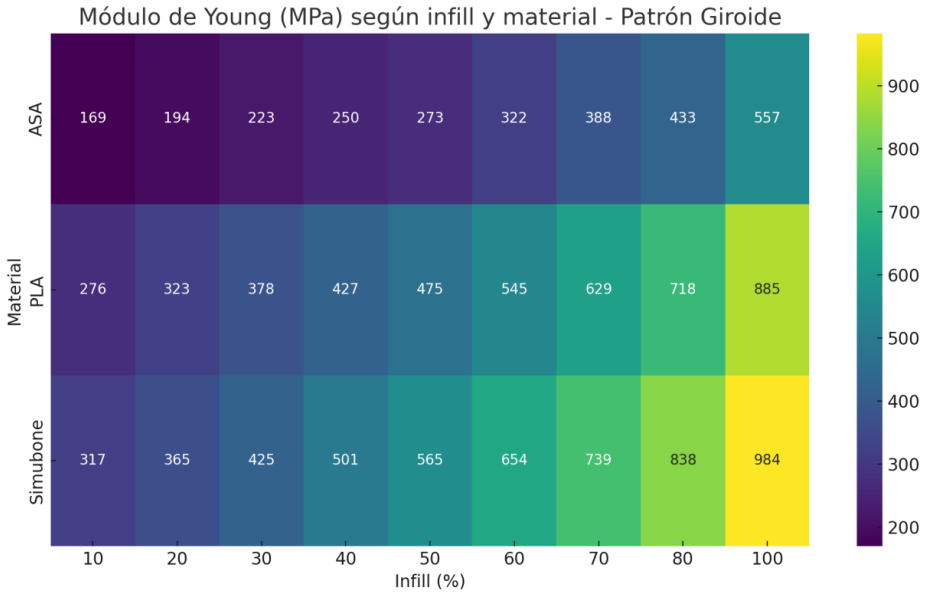
Ensayo a compression del modelo 3D del hueso

4. Resultados

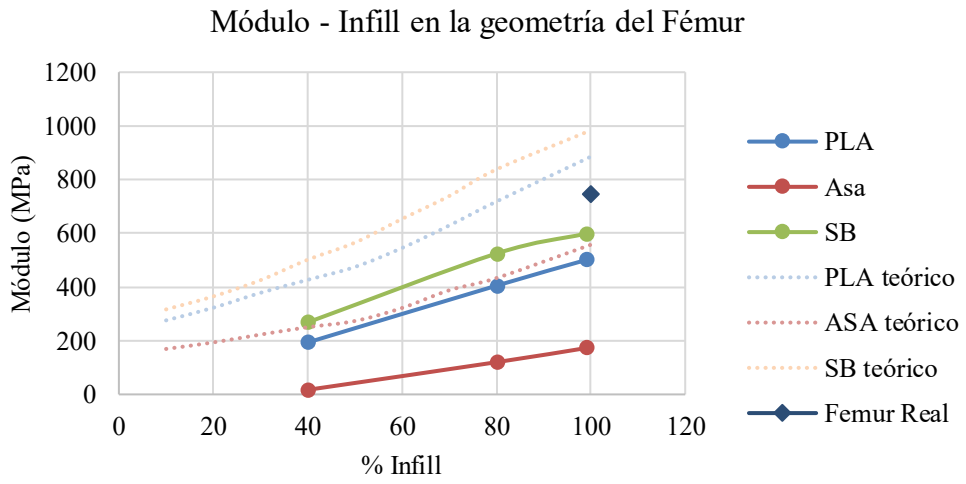
Los resultados de la caracterización de los cilindros de compresión mostraron una tendencia creciente del módulo y tensión máxima a mayor porcentaje de infill, manteniéndose una jerarquía clara de mayor a menor valor de rigidez y resistencia en el orden Simubone- PLA-ASA. Los ensayos sobre los modelos 3D con la geometría del hueso real mostraron que el Simubone, combinado con un patrón concéntrico y un alto porcentaje de infill (80% a 100%), replicó de manera más efectiva las propiedades mecánicas del hueso de cerdo, alcanzando con la geometría del fémur el módulo de elasticidad de los huesos reales. Los modelos impresos con este patrón ofrecieron una mayor rigidez y resistencia a la compresión en comparación con los patrones giroide y rectilíneo. Sin embargo los valores obtenidos en estas geometrías fueron menores que los obtenidos para los cilindros de caracterización y además demostraron un comportamiento más plástico y menos frágil que el hueso real, lo que sugiere que, aunque se acercan a las propiedades mecánicas del hueso, aún existen diferencias significativas en el comportamiento estructural.



Gráfica 1: Ejemplo de curva tensión deformación para un cilindro de caracterización. Comportamiento plástico



Gráfica 2: Mapa de calor del módulo en función del infill para los cilindros de caracterización



Gráfica 3: Módulo en función del infill para patrón giroide en la geometría del fémur

5. Conclusiones

El proyecto demuestra que la impresión 3D puede replicar la morfología del hueso humano y, en ciertas configuraciones, alcanzar propiedades mecánicas comparables a las de *phantoms* comerciales como los fabricados con espuma de poliuretano rígida de Sawbones®. Para cada material, interpolando en la curva de caracterización, se logró obtener un valor de infill para iigualar el módulo de elasticidad y de estos modelos, ofreciendo una alternativa más accesible y personalizable.

Sin embargo, los modelos impresos no reproducen el comportamiento frágil del hueso real y solo se aproximan a su rigidez bajo condiciones muy específicas y extremas. Aun así, estos modelos son útiles en educación médica y simulaciones básicas, especialmente en entornos con recursos limitados, y sientan las bases para futuras mejoras en simulación ósea personalizada.

APPLICATION OF 3D PRINTING FOR BONE STRUCTURE SIMULATION: MECHANICAL PROPERTIES AND MORPHOLOGICAL SIMILARITY TO HUMAN BONE

Author: Ayllón Sarti, Lucía
Supervisor: Paz Jiménez, Eva
Collaborating Entity: ICAI – Comillas Pontifical University

PROJECT SUMMARY

This project explores the feasibility of using 3D printing to replicate both the morphology and mechanical properties of human bone under compressive loads. Three materials (PLA, ASA, and Simubone) were characterized through compression tests, varying the infill pattern and percentage. The results show that specific configurations, such as Simubone with 100% concentric infill, can achieve values of Young's modulus and maximum stress close to those of real bone. Moreover, the three materials used covered a considerable range of options offered by the leading manufacturer of anatomical models (*phantoms*), providing an economical and customizable alternative for surgical planning and medical simulation.

Keywords: 3D printing, bone simulation, mechanical properties, surgical planning, anatomical models, personalized medicine.

Introduction

3D printing has established itself as a key tool in medicine, enabling the creation of personalized anatomical models. Traditional bone models are expensive and do not adapt to the variability of each patient. This project aims to investigate how 3D printing can be used to replicate both the shape and mechanical properties of human bone. The ultimate goal is to offer a more accessible and personalized alternative for surgical planning and medical training.

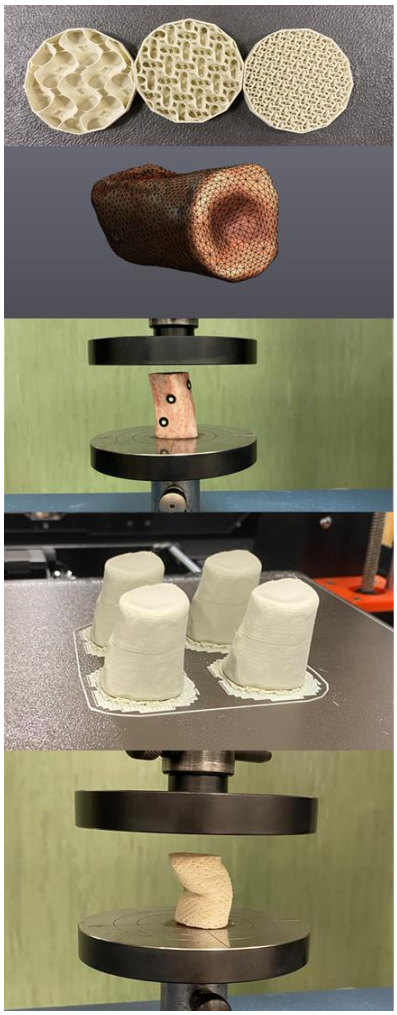
Project definition

The objective of this project is to create bone models that are not only anatomically accurate but also functionally similar in terms of the mechanical behaviour of real bone. By studying different 3D printing materials, infill patterns, and infill percentages, the project seeks to replicate the stiffness and compressive strength of human bone, using two real pig bone

samples as a biological approximation. The project examines the feasibility of these models as a more affordable and accessible alternative to traditional models used in medical procedures, particularly for surgical planning in low-resource clinical settings.

System Description

For the creation of the bone models, Fused Deposition Modeling (FDM) 3D printing technology was used, employing three different materials: PLA, ASA, and Simubone. Characterization cylinders were printed with different infill patterns (gyroid, concentric, and rectilinear) and various infill percentages (10%, 20%, 40%, 60%, 80%, 100%) to evaluate their impact on mechanical properties. Subsequently, compression tests were carried out on real biological bone samples to determine their Young's modulus and maximum stress. After obtaining their geometry via scanning, 3D printed models with the same morphology were tested using the same method to compare the printed results with those of the real bones and evaluate their similarity.



Caracterización en cilindros de compression

Obtención del modelo 3D de la geometría del hueso real

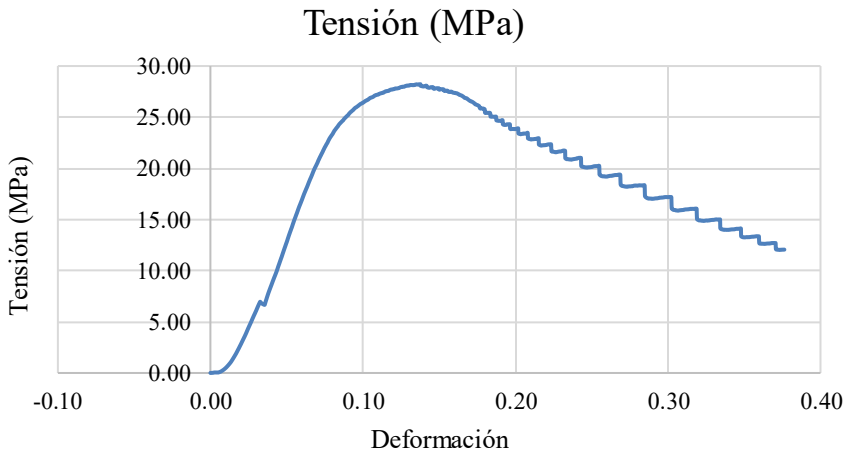
Ensayo a compression del hueso real

Impresión 3D de la geometría de los huesos ensayados

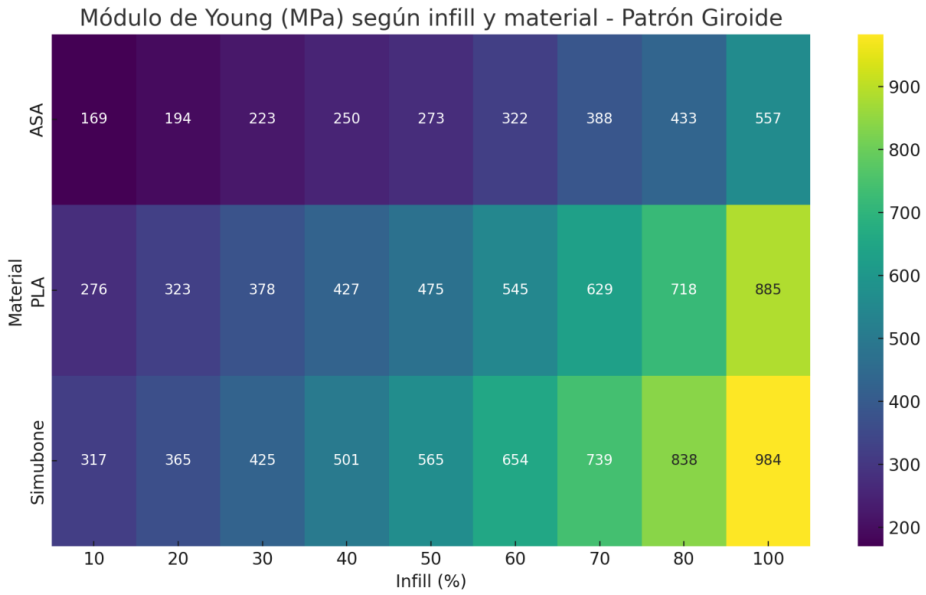
Ensayo a compression del modelo 3D del hueso

Results

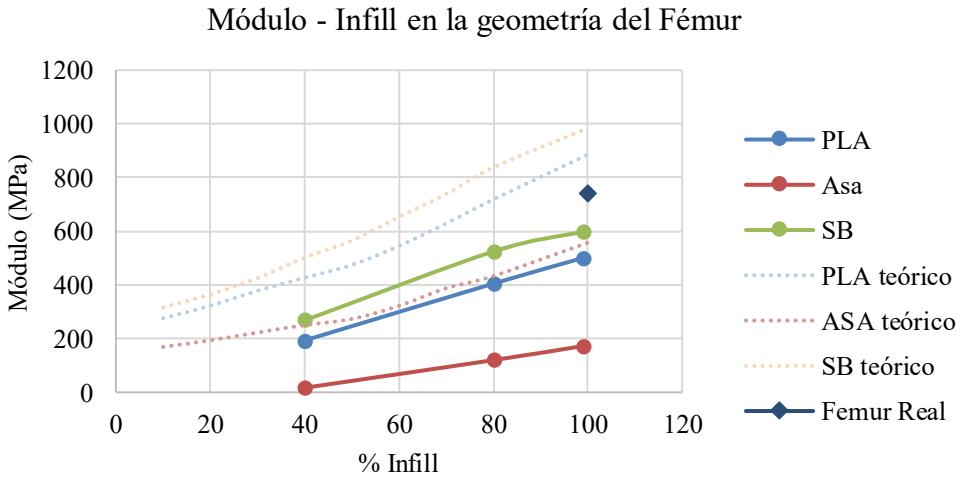
The characterization tests on the printed cylinders showed a consistent trend of increasing modulus and maximum stress with higher infill percentages. A clear hierarchy in mechanical performance was observed: Simubone > PLA > ASA. Tests on 3D printed models with real bone geometry revealed that Simubone, combined with a concentric pattern and high infill percentage (80%–100%), most effectively replicated the mechanical properties of pig bone, even reaching the Young's modulus values of real femur samples. Printed models with this configuration exhibited greater stiffness and compressive strength than those printed with gyroid or rectilinear patterns. However, the mechanical values obtained from the real-geometry models were lower than those from the characterization cylinders and showed a more plastic and less brittle behaviour than real bone, suggesting that although the mechanical properties approach those of bone, significant structural differences remain.



Gráfica 4: Example of stress-strain curve for a characterization cylinder — plastic behaviour



Gráfica 5: Heat map of modulus as a function of infill for characterization cylinders



Gráfica 6: Modulus as a function of infill for gyroid pattern in femur geometry

Conclusions

The project demonstrates that 3D printing can replicate the morphology of human bone and, under certain configurations, achieve mechanical properties comparable to commercial phantoms such as those made of rigid polyurethane foam by Sawbones®. For each material, interpolation from the characterization curve enabled selection of an infill value to match the modulus of elasticity of these commercial models, offering a more accessible and customizable solution.

However, the printed models do not reproduce the brittle failure behaviour of real bone and only approximate its stiffness under very specific and optimized conditions. Even so, these models are valuable for medical education and basic simulations, particularly in low-resource settings, and lay the groundwork for future advancements in personalized bone simulation.

Índice de la memoria

Índice de figuras ..... ***III***

Índice de tablas ..... ***IV***

Índice de Gráficas ..... ***V***

Capítulo 1. Introducción ***7***

Capítulo 2. Estado del Arte ***9***

2.1 Impresión 3D 9

2.1.1 Aplicaciones de la impresión 3D en la medicina *9*

2.1.2 Tecnologías de impresión 3D *10*

2.2 Planificación quirúrgica 11

2.2.1 Biomodelos (Phantoms) *12*

2.2.2 Importancia de los modelos anatómicos para la planificación quirúrgica *13*

2.2.3 Impresión 3D de hueso artificial *14*

2.3 Propiedades mecánicas y comparación con el hueso humano 15

2.3.1 Curva Tensión-Deformación: interpretación, zonas y cálculo *17*

2.3.2 Comportamiento mecánico del hueso natural *19*

2.3.3 Semejanza morfológica con el hueso humano *21*

Capítulo 3. Motivación y Objetivos ***23***

3.1 Motivación 23

3.2 Objetivos 24

3.3 ODS 26

Capítulo 4. Materiales y Métodos ***29***

4.1 Material 29

4.1.1 Muestras Biológicas *29*

4.1.2 Materiales de Impresión *30*

4.2 Método 31

4.2.1 Impresión de probetas de caracterización *31*

4.2.2 Escaneado de las muestras biológicas *32*

4.2.3 Impresión *32*

4.2.4 Ensayos *33*

Capítulo 5. Resultados ***37***

Capítulo 6. Discusión de Resultados ***42***

6.1 Comparación con estudios previos 52

Capítulo 7. Conclusiones ***56***

7.1 Comportamiento mecánico de los materiales: Módulo de Elasticidad 56

7.2 Tensión Máxima: Comparación entre materiales impresos y hueso real 57

7.3 Comportamiento a rotura 57

7.4 Influencia de la geometría en el comportamiento estructural 59

7.5 relación entre patrón de relleno, infill, y comportamiento mecánico 61

7.6 implicaciones prácticas para medicina personalizada y entornos de bajo coste 63

7.7 Limitaciones del estudio y validez de los resultados 65

Capítulo 8. TRABAJOS FUTUROS ***67***

8.1 Nuevos materiales y técnicas de impresión 67

8.2 Mayor exactitud geométrica a partir de CT 69

Capítulo 9. Bibliografía ***74***

Índice de figuras

Figura 1: Modelos óseos de densidad normal (A) y osteoporótica (B) (7) 13
Figura 2: Ejemplo de prótesis o implante. Uso de tornillos conductores 15
Figura 3: Cubo de tensiones 16
Figura 4: Deformación longitudinal 16
Figura 5: Curva tensión deformación para distintos materiales (16) 18
Figura 6: Secciones transversales a lo largo del fémur (17) 20
Figura 7: Muestra biológica. Sección de tibia de cerdo 29
Figura 8: Cilindros de caracterización de materiales de impresión 31
Figura 9: Escaneado y mallado de las muestras biológicas 32
Figura 10: Ejemplos de patrón de relleno 33
Figura 11: Cilindros de caracterización. Patrón giroide-varios infill 34
Figura 12: Impresión 3D del modelo con geometría de Fémur 1 35
Figura 13: Ensayo de compresión de tibia real y tibia 3D 36
Figura 14: Segmentación del TAC para obtener el material óseo del escáner 70
Figura 15: Aislamiento del fémur 71
Figura 16: Corte por plano del fémur para obtener su sección 71
Figura 17: Sección en planta 72
Figura 18: Vista en 2D alzado y planta 72

Índice de tablas

Tabla 1: Parámetros de impresión estándar 30
Tabla 2: Resultados Cilindros de caracterización 38
Tabla 3: Resultados huesos reales 39
Tabla 4: Resultados huesos impresos. Tibia 40
Tabla 5: Resultados huesos impresos. Fémur 40
Tabla 6: Medidas de las muestras biológicas 41
Tabla 7: Comparación de resultados de la caracterización con datos de las hojas técnicas 53
Tabla 8: % de Infill asociado a cada valor de densidad de Solid Rigid Polyurethane Foam de Sawbones 55
Tabla 9: Análisis de costes 65
Tabla 10: Materiales alternativos de impresión 68

Índice de Gráficas

Gráfica 1: Example of stress-strain curve for a characterization cylinder — plastic behaviour 9
Gráfica 2: Heat map of modulus as a function of infill for characterization cylinders 10
Gráfica 3: Modulus as a function of infill for gyroid pattern in femur geometry 10
Gráfica 4: Módulo de Elasticidad en cilindros de caracterización 43
Gráfica 5: Tensión máxima en cilindros de caracterización..... 43
Gráfica 6: Módulo máximo (MPa) - Patrón de relleno 44
Gráfica 7: Tensión máxima (MPa) - Patrón de relleno 45
Gráfica 8: Tibia, Gráfica 9: Fémur 1, Gráfica 10: Fémur 2..... 46
Gráfica 11: Modulo -infill en la geometría de la Tibia..... 48
Gráfica 12: Modulo vs Infill en la geometría de la Tibia 49
Gráfica 13: Módulo - Infill en la geometría del Fémur 50
Gráfica 14: Tensión - Infill en la geometría de la Tibia 51
Gráfica 15: Tensión - Infill en la geometría del Fémur..... 51
Gráfica 16: Ejemplo de meseta prolongada en una curva de ensayo de un cilindro en PLA 58
Gráfica 17: Ejemplo de escalones de rotura en una curva de ensayo de un cilindro de Simubone (99%)..... 59
Gráfica 18: Mapa de calor de Módulo-Infill-Material en patrón giroide 61
Gráfica 19: Mapa de calor de Tensión máxima- Infill- Material en patrón giroide 62
Gráfica 20: Materiales alternativos de impresión..... 69

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

Este proyecto surge de la necesidad de lograr una alternativa innovadora y accesible a los modelos de huesos artificiales conocidos como *phantoms*, los cuales son ampliamente utilizados en ámbitos médicos y educativos para prácticas quirúrgicas, estudios anatómicos y formación médica. Estos modelos, entre otras aplicaciones, permiten la práctica controlada para minimizar los riesgos en situaciones reales pero suelen ser tener precios altos y carecen de la flexibilidad para adaptarse a cada caso clínico particular. El tejido óseo humano combina propiedades únicas de resistencia y elasticidad, y cuenta con una estructura no uniforme en la que se distinguen el hueso cortical y el hueso trabecular. Estas características hacen que sea difícil replicar de manera artificial su morfología y propiedades mecánicas.

Por ello, este proyecto se centra en utilizar las técnicas de impresión 3D para conseguir modelos más económicos y adaptables a las condiciones particulares de cada paciente, contribuyendo así a su accesibilidad y a la mejora de las prácticas médicas. (1)

La fabricación aditiva es una tecnología que ha revolucionado numerosos sectores gracias a la flexibilidad que ofrece en la fabricación de piezas con geometrías complejas, sirviendo de alternativa a las técnicas de fabricación tradicionales. El campo de posibilidades de esta tecnología es inmenso así como sus aplicaciones, que están presentes en sectores como el de la automoción, el alimentario, el aeroespacial o el industrial, y cada vez más en el ámbito médico, desde la fabricación de modelos y prótesis ortopédicas hasta tejidos artificiales.

Los modelos anatómicos impresos en 3D permiten simular la morfología exacta del material biológico, consiguiendo así réplicas anatómicas útiles para fines educativos o divulgativos. Sin embargo, aunque cada vez son más las similitudes entre el hueso humano y el modelo impreso, el reto que se plantea es lograr que el modelo de impresión 3D pueda también replicar las propiedades mecánicas del hueso humano. Esto permitiría a los médicos la

práctica de las intervenciones en modelos no solo morfológicamente semejantes al del paciente, sino con comportamiento similar al del hueso real.

Capítulo 2. ESTADO DEL ARTE

2.1 IMPRESIÓN 3D

La impresión 3D es una tecnología que permite crear objetos físicos a partir de un diseño digital. La historia de esta técnica comienza en la década de los 80 cuando se desarrolló la impresión por estereolitografía (SLA), que consiste en la solidificación de resina fotosensible mediante luz ultravioleta. Durante la siguiente década se desarrollaron otros métodos de impresión y se fue perfeccionando la técnica y los equipos hasta lograr impresoras baratas y accesibles.

Desde ese momento no han dejado de producirse grandes avances tecnológicos alrededor de la impresión 3D, entre los que destacan aquellos relacionados con la medicina, desde implantes personalizados hasta el crecimiento de órganos y células vivas. (2)

2.1.1 APLICACIONES DE LA IMPRESIÓN 3D EN LA MEDICINA

Actualmente existen 4 líneas principales de investigación en torno a la impresión 3D aplicada al ámbito médico: la primera, y en la que se centra este proyecto, es la investigación sobre la fabricación de modelos para contribuir a la planificación quirúrgica; la segunda, es la investigación sobre implantes permanentes personalizados no bioactivos; la tercera es la fabricación de 'scaffolds' locales bioactivos y biodegradables y por último, la impresión de tejidos y órganos con funciones vitales. (3)

- **Planificación quirúrgica**: consiste en la fabricación de modelos a partir de imágenes médicas (TAC, resonancias, etc) reales de los pacientes que permiten reproducir su anatomía con precisión. Estos modelos se utilizan para ensayar el comportamiento de los órganos ante prótesis o implantes antes de su colocación, y para estudiar las

intervenciones con antelación reduciendo los riesgos y mejorando la precisión de los médicos.

- **Implantes permanentes personalizados:** son implantes que se adaptan a la anatomía de cada paciente, mejorando su integración. Además mediante la optimización de la geometría que permite la impresión 3D, se consigue una mejor distribución de las cargas minimizando el sufrimiento del órgano y del hueso. Se han realizado numerosas intervenciones con el uso de estos implantes, sobre todo en estructuras faciales como el cráneo o la mandíbula. (4)(5)
- **Scaffolds bioactivos:** son estructuras diseñadas para guiar e impulsar el crecimiento de órganos vivos a su alrededor, actuando como soporte para que células y tejidos puedan formar nuevas estructuras. Además, estos scaffolds pueden incluir compuestos bioactivos que estimulan la regeneración celular.
- **Impresión de tejidos vivos:** es la línea más novedosa y que cuenta con menos desarrollo actualmente, se trata de la creación de tejidos vivos mediante "bioimpresión", utilizando "bio-tintas" compuestas por células vivas.

2.1.2 TECNOLOGÍAS DE IMPRESIÓN 3D

Actualmente existen numerosos métodos de impresión 3D entre los que se encuentran: el Modelado por Deposición Fundida (FDM) en el que se deposita filamento fundido capa a capa; la Estereolitografía (SLA) que se realiza a partir de resina fotocurable; la Sinterización Selectiva por Láser (SLS) en la que un láser sinteriza un polvo de polímero; Fusión Selectiva por Láser (SLM) en la que un láser funde un polvo metálico; Chorro de Aglutinante y Chorro de Material (Binder/Material Jetting) depositando material líquido de forma análoga a una impresora de inyección ; entre otros.

De estos, los más comunes son el FDM, SLA y SLS y en concreto en el ámbito médico también es común el uso de la SLM. Las demás están asociadas a variantes de los mismos y aplicaciones más concretas de algunos sectores industriales.

Modelado por Deposición Fundida (FDM)

Es la tecnología de impresión más común y accesible. Se suelen utilizar polímeros termoplásticos como el PLA, PC o ABS algunos de los cuales son biocompatibles y biodegradables lo que los hace ideales para aplicaciones médicas y farmacéuticas.

Algunas de las limitaciones que presenta esta técnica es la baja resolución y detalle frente a otros métodos cómo SLA o SLS, la necesidad de soportes para la impresión de estructuras complejas o la limitación en los materiales a utilizar.

Sin embargo, la posibilidad de imprimir con varios extrusores permite realizar estructuras que combinen varios materiales convirtiéndola en una técnica versátil a la vez que económica, lo que la hace ideal para la producción de prototipos, guías y modelos en medicina. (6)

2.2 PLANIFICACIÓN QUIRÚRGICA

La planificación quirúrgica surge a partir del desarrollo de las técnicas de imagen como las tomografías computarizadas (CTs) y los escáneres que permiten obtener imágenes médicas precisas para visualizar la anatomía concreta del paciente.

En este contexto, la impresión 3D tiene un gran potencial a la hora de obtener objetos tangibles a partir de estos archivos de imagen, con el propósito de ofrecer una visualización detallada de la zona en la que se realizará la intervención, fabricando réplicas personalizadas de las distintas estructuras anatómicas.

Esto es especialmente interesante en la simulación de estructuras óseas ya que permitiría evaluar no solo la semejanza morfológica del modelo sino también la similitud en propiedades mecánicas, de manera que la planificación quirúrgica fuera aún más eficiente, al predecir el comportamiento del hueso real ante las cargas y procedimientos a los que se le somete.

Este proyecto se centra en la integración de la impresión 3D en la planificación quirúrgica de procedimientos ortopédicos y traumatológicos, en concreto, aquellos que requieren conocer el comportamiento del hueso a compresión, como la colocación de implantes intraóseos o prótesis

2.2.1 BIOMODELOS (PHANTOMS)

Los *phantoms* son modelos físicos que buscan simular las propiedades de los tejidos humanos, reemplazando las muestras biológicas reales en su uso para la educación y formación de los médicos y para la planificación y práctica de las intervenciones quirúrgicas.

Según su aplicación, los *phantoms* se centran en replicar distintas propiedades de los tejidos, por ejemplo, los anatómicos, utilizados para formación, se centran en replicar la morfología exacta del cuerpo humano, mientras que los de calibración de equipos, utilizados para probar las máquinas de diagnóstico, se centran en replicar la respuesta de los tejidos ante las técnicas de imagen.

En lo que concierne a este proyecto, los *phantoms* que se contemplan son modelos óseos que tratan de ser semejantes tanto en su morfología como en sus propiedades mecánicas, al hueso natural. Existen varias empresas que comercializan estos materiales y que ofrecen una amplia gama de opciones variando además del tipo de hueso, su densidad y apariencia según la aplicación que se le quiera dar como se muestra en la Figura 1. Uno de los fabricantes más famosos y cuyos modelos son más utilizados en trabajos de investigación es *Sawbones®*

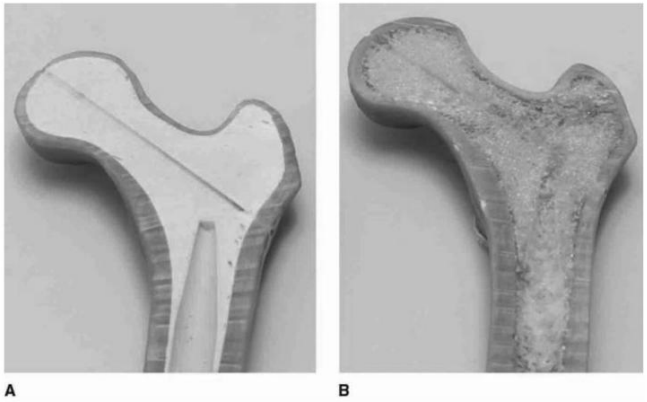


Figura 1: Modelos óseos de densidad normal (A) y osteoporótica (B) (7)

Varios estudios determinan las propiedades mecánicas de los productos de esta marca, comparándolas con aquellas de los huesos reales, probando así su similitud y eficacia en las aplicaciones médicas y planificación de operaciones ortopédicas por lo que se utilizan a nivel mundial en numerosos proyectos de investigación relacionados con el comportamiento de los huesos a la hora de usar nuevas técnicas o instrumentos de cirugía ortopédica (8)(9)

Sin embargo, aunque ofrecen buenos resultados, tienen un alto coste (100-500€) y a pesar de la gran variedad disponible, no son fácilmente adaptables a los casos clínicos concretos ya que los modelos comercializados tienen una dimensiones estandarizadas. Por ello, la impresión 3D se plantea como una potente alternativa que si llega a desarrollarse adecuadamente en este ámbito, podrá cubrir esta necesidad al ser adaptable y accesible.

2.2.2 IMPORTANCIA DE LOS MODELOS ANATÓMICOS PARA LA PLANIFICACIÓN QUIRÚRGICA

Se ha demostrado la eficacia de la utilización de prototipos y modelos en el rendimiento de los cirujanos que ensayaron las operaciones con *phantoms* mejorando notablemente la técnica de los médicos en la intervención. (10, 11)

Estos prototipos ofrecen a los médicos la posibilidad de visualizar la zona y componentes de la intervención y en algunos casos están diseñados para imitar las propiedades mecánicas de sus homólogos reales. Estos últimos permiten también practicar las técnicas de la operación, pudiendo así ensayar la fuerza, inclinación, o profundidad necesarias para realizar correctamente el procedimiento, o predecir el comportamiento del órgano simulado ante la colocación de prótesis o implantes y por ello, también resultan más caros y menos accesibles. (12)

2.2.3 IMPRESIÓN 3D DE HUESO ARTIFICIAL

Si bien es cierto que existen varios artículos sobre la fabricación aditiva de *phantoms* anatómicos de huesos, estos se suelen centrar en su uso para CTs, radiografías y visualización y la investigación es limitada en lo que se refiere a la similitud en cuanto a propiedades mecánicas.

En 2022, se ensayaron modelos de fémur impresos en 3D para analizar la rigidez y capacidad de carga en comparación con la del fémur humano y su análogo de Sawbones®, concluyendo que era posible lograr una mayor similitud con el hueso real mediante las técnicas de fabricación aditiva. En este estudio se realizaron ensayos a compresión de las impresiones y de los *phantoms*, y se compararon con la información de huesos reales obtenida de CTs y estudios previos de caracterización.

Basado en el anterior estudio, el enfoque de este proyecto supone determinar qué materiales y qué patrones y densidades en el relleno de la impresión logran la mayor semejanza con las propiedades mecánicas de los huesos reales, respetando su morfología y reduciendo el coste de fabricación con respecto a los *phantoms* tradicionales.

En este estudio, se analizará el comportamiento del hueso a compresión, con el objetivo de lograr un análogo impreso en 3D que permita imitar ese comportamiento y sea útil a la hora de ensayar las cargas que soporta el hueso ante la colocación de una prótesis o implante que pueda afectar a su resistencia a compresión. **(**Figura 2**)**

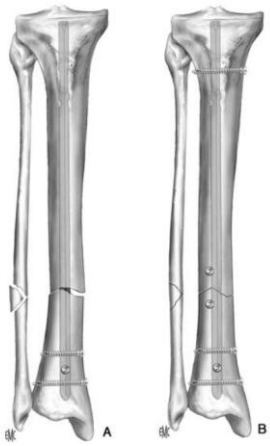


Figura 2: Ejemplo de prótesis o implante. Uso de tornillos conductores

2.3 PROPIEDADES MECÁNICAS Y COMPARACIÓN CON EL HUESO HUMANO

El comportamiento mecánico de una estructura está determinado por su geometría y por las propiedades de los materiales que la componen. Para determinar estas propiedades, es necesario definir los conceptos de tensión y deformación.

La tensión se define como la fuerza aplicada por unidad de superficie y se mide en Pa en unidades del Sistema Internacional. En estudios de este tipo, las tensiones suelen ser del orden de miles de Pa por lo que es común utilizar los megapascales (MPa) como unidades de medida.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Ecuación 1: Cálculo de la tensión normal

Al analizar el efecto de aplicar una fuerza sobre un cuerpo, y dividirlo en cubos infinitesimales, la tensión sobre cada cara de este cubo se divide en tres vectores, uno normal a la superficie y dos contenidos en ella, son las tensiones normal y tangenciales. En lo que

concierne a este caso, se analizará la tensión normal, calculada como la fuerza normal dividida entre el área de la cara.(13)

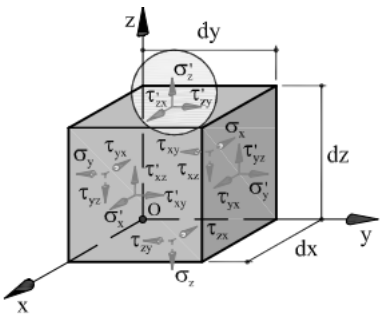


Figura 3: Cubo de tensiones

Por otro lado, la deformación se puede definir como la variación respecto a la longitud inicial de un cuerpo al aplicar una carga.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{Lo}$$

Ecuación 2: Cálculo de la deformación longitudinal

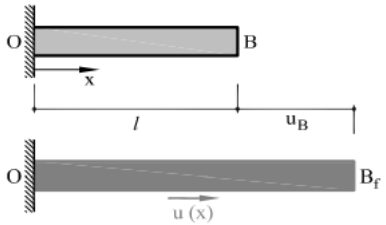


Figura 4: Deformación longitudinal

De nuevo, para este caso se considera la deformación en el sentido de la carga, llamada deformación longitudinal, calculada como la variación de longitud dividido entre la longitud inicial. (14)

A partir de estas medidas, es posible determinar el módulo de Young, o módulo de elasticidad longitudinal. Este factor se determina de manera experimental y mide la capacidad de un material de deformarse elásticamente.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Ecuación 3: Módulo de Young

Una observación sobre el módulo de Young es que ante ensayos de tracción y compresión, en los que se aplica una carga y se obtiene una tensión, debería ser el mismo en materiales ideales. Sin embargo, en materiales reales y más concretamente en estructuras biológicas, esto no siempre sucede ya que la estructura suele ser asimétrica y el material que conforma el hueso, anisotrópico (15) por lo que las fibras del material o materiales que componen el cuerpo a ensayar se comportan de manera distinta según el sentido del ensayo, absorbiendo más o menos carga a tracción o compresión. Esta diferencia en el módulo también puede deberse a microgrietas o defectos en el material.

2.3.1 CURVA TENSIÓN-DEFORMACIÓN: INTERPRETACIÓN, ZONAS Y CÁLCULO

La curva tensión-deformación permite visualizar el comportamiento del material a lo largo de todo el ensayo de carga, identificando las distintas fases que reflejan la respuesta estructural de la pieza. En este proyecto, su análisis permite medir y comparar las propiedades mecánicas estudiadas.

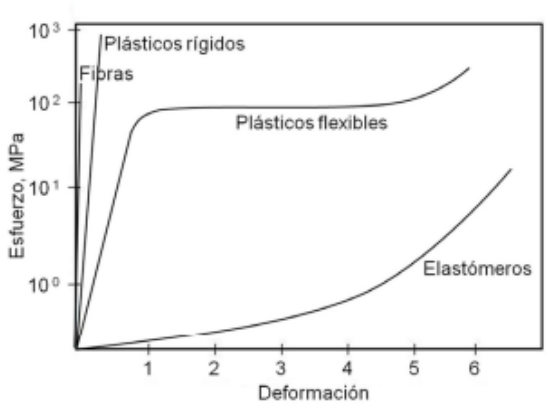


Figura 5: Curva tensión deformación para distintos materiales (16)

Una vez obtenidos los valores de tensión y deformación, a partir de los valores de fuerza y carrera, se pueden distinguir varias zonas en la curva obtenida:

- **Zona elástica:** es una zona lineal, en la que el material se deforma proporcionalmente a la tensión aplicada. En esta región, toda deformación es reversible. A partir de la pendiente de esta zona es posible obtener el módulo de elasticidad.
- **Límite de elasticidad (fluencia):** Es el punto donde se pierde la linealidad de la zona elástica, y el límite que marca el inicio de la deformación permanente.
- **Zona plástica:** la pendiente disminuye y el material comienza a deformarse de manera irreversible
- **Pico de tensión máxima:** representa el valor máximo antes del fallo.
- **Descenso y rotura:** característico en materiales dúctiles o con cierto grado de plastificación. En los materiales frágiles se observa un descenso brusco tras el pico de tensión debido a la rotura frágil del material. Sin embargo, en los materiales

poliméricos se observa una curva prolongada antes de observarse pequeños escalones por la rotura de las fibras.

En este estudio, la curva ha sido clave para comparar visualmente el comportamiento global de las muestras: su rigidez, capacidad de absorción de carga, y tipo de deformación final. Esto permite un análisis cualitativo más completo que el simple valor numérico de los módulos.

2.3.2 COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL HUESO NATURAL

El tejido óseo está compuesto por dos estructuras diferenciables: el hueso cortical o compacto y el hueso trabecular o esponjoso.

El hueso cortical tiene una porosidad del 5% al 15% mientras que la del trabecular oscila entre el 40% y el 95%. El cortical se encuentra en la parte más externa del hueso, rodeando la parte trabecular como se muestra en la Figura 6.

Estas estructuras tienen por separado comportamientos mecánicos distintos, pero a la hora de analizar el comportamiento mecánico del hueso, interesa conocer sus propiedades en conjunto.

Por supuesto las propiedades mecánicas de los distintos huesos según su tamaño y función en el organismo dependen directamente de la cantidad de tejido óseo de cada tipo que forme el hueso y su distribución espacial, y debe tenerse en cuenta para replicarlo mediante la impresión 3D, pudiendo jugar con los parámetros que aportan la estructura externa e interna al modelo (perímetros y relleno) como se explicará más adelante.

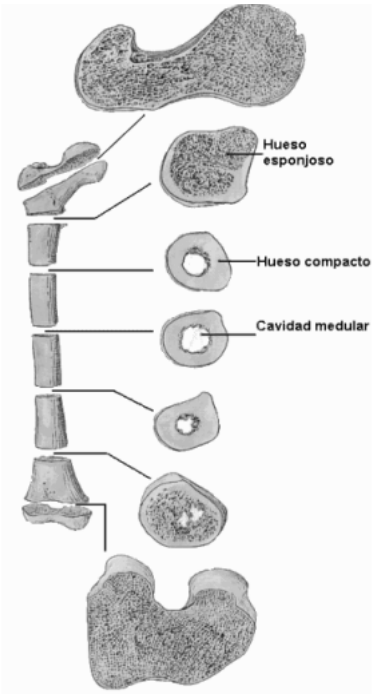


Figura 6: Secciones transversales a lo largo del fémur (17)

Según su función, cada hueso del organismo soporta unas cargas distintas, y teniendo en cuenta que presentan una estructura anisotrópica, es importante determinar las cargas principales a las que está sometido el hueso para poder realizar los ensayos de laboratorio bajo esas mismas fuerzas, de manera que las propiedades mecánicas obtenidas sean relevantes y extrapolables a las cargas reales del cuerpo humano.

Para estimar estas condiciones de carga, se realizan análisis de marcha y prótesis instrumentadas. Los resultados se utilizan para realizar simplificaciones de las cargas reales ya que suelen ser demasiado complejas. Estas simplificaciones suelen producir patrones de fractura similares a los reales, por lo que se consideran lo suficientemente buenas para los estudios. (15)

Para este estudio, en el que los huesos analizados pertenecen a las extremidades inferiores, la simplificación sugiere que la carga principal que soportan tanto la tibia como el fémur es de compresión en la dirección longitudinal del hueso, llegando a soportar hasta cerca de 5 veces el peso del cuerpo que sostiene en actividades de marcha o carrera.

Suponiendo un peso para un adulto promedio de 75kg esto equivale a aproximadamente 3,7 kN

Por ello, los ensayos que se realizarán en este trabajo de investigación se centran en igualar las propiedades mecánicas a compresión. En concreto el módulo de elasticidad y la resistencia.

Según la bibliografía consultada, el módulo de Young del hueso trabecular, oscila entre los 50 y 500MPa (18), según el tipo de hueso, mientras que el módulo del hueso cortical alcanza valores de 10-20GPa (19)

En este proyecto se trata el hueso en su conjunto, sin diferenciar entre hueso cortical o trabecular. Además, las secciones consideradas pertenecen a huesos largos en los que se espera mayor presencia de hueso cortical, y por tanto mayores valores de módulo.

2.3.3 SEMEJANZA MORFOLÓGICA CON EL HUESO HUMANO

La geometría del hueso, es irregular y variable para cada organismo, por lo que replicar su morfología es demasiado complejo para programas de modelado. Por ello, se recurre a otras técnicas que permiten obtener de manera precisa la forma del hueso a ensayar.

Existen dos métodos inmediatos para obtener este modelo. En primer lugar, a partir de un archivo .DICOM[1], obtenido de un TAC (Tomografía Axial Computarizada), es posible obtener la geometría tanto externa como interna del hueso, pudiendo conocer el espesor de las paredes del hueso frente al conducto medular, relleno de tejido blando. Además, esta técnica permite estimar la densidad ósea a partir de la fracción volumétrica del hueso gracias a las imágenes que muestran su sección, e identificar este parámetro con el porcentaje de infill del hueso a imprimir. Sin embargo, realizar un escáner de cada muestra es un proceso con un coste elevado, que en el caso de este estudio no está justificado ya que el propósito principal es determinar la relación entre la geometría del hueso y los parámetros de impresión que logran igualar sus propiedades mecánicas respetando únicamente su morfología externa.

El proceso que se ha utilizado en este proyecto consiste en el escaneado de las muestras, obteniendo únicamente la geometría externa del hueso. Para ello se ha utilizado un escáner manual y un programa de procesamiento de imágenes para crear el archivo .STL[2] del modelo 3D. Este proceso permite obtener los modelos de forma rápida y con un coste menor que el anterior, aunque conlleva la tarea de construir el modelo a partir de los distintos archivos de escaneo. La limitación de este procedimiento es que está inevitablemente restringido a muestras *ex vivo*, ya que no es posible escanear los huesos dentro del organismo.

Para la ampliación de esta investigación, en la impresión de modelos personalizados para la planificación quirúrgica será necesario utilizar la primera técnica.

[1] Un archivo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) es un formato estándar utilizado para almacenar y transmitir imágenes médicas y otros datos relacionados con la medicina, como resultados de resonancias magnéticas, tomografías computarizadas, radiografías, entre otros.

[2] Un archivo STL (Stereolithography) es un formato de archivo utilizado principalmente para la impresión 3D. Representa la geometría de un objeto tridimensional en forma de una malla de triángulos

Capítulo 3. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS

3.1 MOTIVACIÓN

La incorporación de la tecnología en el ámbito médico ha permitido mejorar en muchos aspectos la calidad de vida y el tratamiento de los pacientes, consiguiendo intervenciones cada vez menos invasivas y más precisas, además de facilitar la enseñanza y práctica de los procedimientos minimizando los riesgos mediante herramientas de simulación. Por ello, es esencial seguir avanzando en esta línea y profundizar en el conocimiento de estas herramientas para conseguir soluciones innovadoras que se ajusten lo máximo posible a la realidad.

Este proyecto surge de la necesidad de realizar un estudio de las propiedades mecánicas que se alcanzan con distintos materiales y patrones geométricos de impresión, con el objetivo de conseguir la máxima semejanza con el hueso real, con el doble propósito de que estos modelos sean adaptables a cada paciente o caso clínico, a la vez que accesibles, con el potencial de contribuir a un futuro en el que las operaciones de ortopedia sean más seguras y los médicos cuenten con recursos para poder practicar las operaciones y conocer de antemano el comportamiento del hueso en la intervención.

Con esta aportación, la planificación quirúrgica contaría con más recursos y sería aplicable también a intervenciones urgentes pero complejas en las que contar con modelos de impresión 3D, que se puedan generar de manera inmediata e imprimir en menos de una hora a partir de un escáner, podría ayudar a los médicos a prevenir complicaciones.

Otro motor principal de este proyecto ha sido el interés personal por aplicar la ingeniería a la medicina, pudiendo utilizar los conocimientos sobre mecánica, resistencia e ingeniería de materiales en una aplicación tan gratificante como esta, y dar un pequeño paso hacia la

mejora de la salud y los tratamientos médicos, también en los países con menos recursos, para contribuir a una medicina cada vez más desarrollada, accesible y personalizada.

Esta transversalidad entre disciplinas es uno de los aspectos más valiosos de este trabajo, y permite imaginar el gran potencial de la colaboración entre ambos sectores.

3.2 OBJETIVOS

La necesidad de disponer de modelos anatómicos realistas que sean accesibles, funcionales y mecánicamente comparables al hueso humano se plantea como un reto no solo desde el punto de vista morfológico, sino también estructural, con el objetivo último de contribuir al avance de herramientas de simulación, formación médica y planificación quirúrgica.

Este trabajo cuenta con un enfoque experimental, basado en datos de estudios anteriores y referencias de la literatura científica, verificando empíricamente por medio de ensayos la validez de la hipótesis planteada: la viabilidad del uso de técnicas de impresión 3D para simular estructuras óseas que sean no solo semejantes al hueso real en forma sino también en propiedades mecánicas.

El objetivo general del proyecto es **diseñar un hueso artificial impreso por fabricación aditiva, que mediante la adaptación del grado de porosidad, la geometría de relleno y el material de impresión, pueda replicar las propiedades mecánicas de un hueso real bajo cargas de compresión.**

Este modelo se ensayará mediante ensayos mecánicos de compresión comparándolo con las muestras biológicas reales, tomando como referencia, en este caso, secciones óseas de fémur y tibia de cerdo, con el objetivo final de poder aplicar los resultados obtenidos a ensayos futuros en huesos humanos.

El modelo desarrollado además de ser económico, reproducible en entornos clínicos. Por ello, su fabricación por medio de impresión 3D debe ser sencilla y no precisar de grandes infraestructuras ni tiempos de fabricación demasiado largos.

Para alcanzar esta meta principal, se han definido una serie de objetivos específicos, para abordar el problema y desarrollar la solución guiando los pasos de la investigación.

1. **Seleccionar y caracterizar distintos materiales de impresión 3D utilizados habitualmente en entornos médicos** con el fin de evaluar su comportamiento mecánico y determinar su capacidad para simular el hueso humano. Esta caracterización incluye ensayos de compresión para distintos valores de densidad de relleno y la obtención de parámetros estructurales como el módulo de Young y la tensión máxima.

2. **Analizar el efecto de la geometría interna del modelo (patrón de relleno) y del porcentaje de densidad (infill) sobre las propiedades mecánicas** generando un mapa de combinaciones de impresión que permita identificar las configuraciones óptimas para acercarse a los valores obtenidos de los ensayos sobre el hueso real.

3. **Digitalizar la geometría externa de muestras óseas reales mediante escaneado 3D**, obteniendo modelos tridimensionales que repliquen la anatomía de las secciones de hueso utilizadas, con el fin de usarlos como base para las impresiones y garantizar la semejanza morfológica de los modelos 3D.

4. **Fabricar mediante impresión 3D modelos con geometría real utilizando distintas configuraciones seleccionadas tras la caracterización**, y someterlos a ensayos de compresión, con el objetivo de comparar sus propiedades con las de las muestras óseas biológicas reales.

5. **Comparar cuantitativamente los resultados obtenidos en los ensayos sobre hueso real y sobre modelos impresos**, evaluando tanto la rigidez como la resistencia, de modo que se pueda determinar la configuración más representativa.

6. **Identificar las limitaciones técnicas, reproductibilidad y posibles fuentes de error en el método experimental propuesto**, con el fin de delimitar su validez externa y plantear mejoras en futuros trabajos que continúen esta línea de investigación.

7. **Evaluar el potencial de aplicación práctica de los modelos impresos en entornos reales (formación médica, planificación quirúrgica o simulación clínica)**, proponiendo posibles ampliaciones y futuros trabajos en esta línea de investigación.

3.3 ODS

Este proyecto, se enmarca directamente en dos de los Objetivos de Desarrollo Sostenible recogidos por la ONU: ODS 3: Salud y Bienestar y ODS 9: Industria, Innovación e Infraestructura tal de acuerdo al siguiente análisis detallado de dichos objetivos y las metas establecidas:

ODS 3: Salud y Bienestar

Meta 3.8 – Cobertura Sanitaria Universal. Lograr la cobertura sanitaria universal, incluso la protección contra los riesgos financieros y el acceso a servicios de salud esenciales.

Este proyecto tiene por objetivo encontrar alternativas para la planificación quirúrgica y para la formación de los profesionales médicos, tanto en lo referente a los medios requeridos para su fabricación y a la posibilidad de que sean producidas localmente como en cuanto al coste de los mismos, de forma que en vez de depender de los actuales modelos comerciales de alto

precio, el uso de impresión 3D permita fabricar modelos personalizados a hospitales con recursos limitados, lo que contribuye a una medicina más universal y asequible.

Meta 3.c – Aumentar sustancialmente la financiación de la salud y la contratación, el desarrollo y la capacitación del personal sanitario, especialmente en países en desarrollo.

La impresión 3D de estructuras óseas realistas permite mejorar la capacitación del personal sanitario, facilitando la realización de prácticas y estudios de simulación para analizar y definir procedimientos sanitarios. Adicionalmente, el hecho de que el proyecto esté orientado a encontrar soluciones económicamente accesibles, aumenta las posibilidades de utilización en países en desarrollo.

ODS 9: Industria, Innovación e Infraestructura

Meta 9.4 – Modernizar la infraestructura y reconvertir las industrias para que sean sostenibles, utilizando los recursos con mayor eficacia.

Una de las particularidades y ventajas de la impresión 3D frente a las alternativas actuales, es que reduce sensiblemente el consumo de materiales ya que fabrica piezas anatómicas a medida, optimizando el patrón de relleno y su densidad, utilizando los recursos y materias primas de forma eficiente siendo un ejemplo de industria sostenible.

Meta 9.5 – Aumentar la investigación científica y mejorar la capacidad tecnológica de los sectores industriales.

Este proyecto está alineado plenamente con la meta 9.5 ya que en sí mismo, constituye un proyecto de investigación, con una elevada componente experimental que combina conocimientos de materiales, biomecánica y tecnología principalmente. Asimismo, la aplicación de los resultados de esta investigación a casos médicos, su validación científica, su perfeccionamiento y desarrollo técnico potencian el desarrollo y la innovación.

ODS 12: Producción y consumo responsables

Meta 12.5 Reducción de residuos mediante diseño y producción aditiva

La fabricación mediante impresión 3D o fabricación aditiva utiliza únicamente el material necesario, generando consecuentemente menos residuos que otras técnicas de fabricación y por lo tanto, contribuye a la reducción de residuos.

Adicionalmente, la producción bajo demanda reduce el desperdicio y evita la fabricación de excedentes, alineándose plenamente con el objetivo de producción y consumo responsables.

Impacto transversal y perspectivas futuras

El carácter transversal del proyecto le permite también contribuir indirectamente a otros ODS, como son el ODS 4, promoviendo la mejora de la formación y el aprendizaje continuo de los profesionales sanitarios, ODS 10, contribuyendo como tecnología accesible a la reducción de las desigualdades o el ODS13, reduciendo la huella de carbono gracias a la producción responsable.

Este TFG presenta un ejemplo de cómo la ingeniería puede estar directamente alineada con los ODS y del mayor impacto que puede tener sobre el enfoque hacia estos objetivos la toma de decisiones en aspectos como el diseño, la selección de los materiales, de los procesos de fabricación y gestión de la producción.

Capítulo 4. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1 MATERIAL

A continuación se detalla el material utilizado para realizar los ensayos, las muestras biológicas y los filamentos utilizados en la impresión 3D.

4.1.1 MUESTRAS BIOLÓGICAS

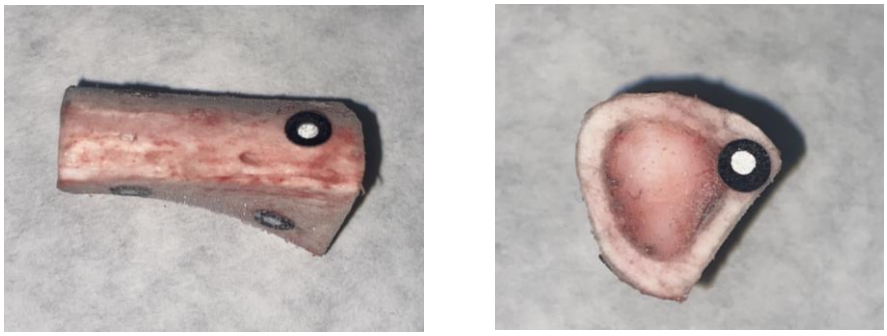


Figura 7: Muestra biológica. Sección de tibia de cerdo

Para los ensayos se utilizan muestras obtenidas a partir de una tibia y un fémur de cerdo.

Se decidió utilizar muestras de tejido óseo de cerdo para poder probar el método con material accesible y con menores implicaciones éticas que la utilización de hueso de cadáver humano. Por ello los resultados no son directamente comparables. A pesar de estas diferencias se ha utilizado como referencia en cuanto a propiedades mecánicas ya que no se han encontrado estudios que analicen huesos de esta especie.

La correcta preparación de las muestras implica la limpieza del tejido blando adherido a las paredes del hueso, ya que dificulta su escaneado generando reflejos, y lograr mediante cortes transversales de los huesos, secciones con dos caras paralelas que permitan el contacto total con los platos de compresión en los ensayos. (Figura 7)

4.1.2 MATERIALES DE IMPRESIÓN

En este proyecto se utilizan 3 tipos de filamento, para analizar cuál o cuáles consiguen mejores resultados en el propósito de la investigación. Los materiales estudiados son los siguientes:

Ácido Poliláctico (PLA): Es uno de los materiales más utilizados en impresión 3D, biodegradable y derivado del maíz. Su facilidad para la impresión y su buena rigidez hacen que sea un excelente candidato para esta aplicación.

Acrilonitrilo Estireno Acrílico (ASA): Es un termoplástico resistente a los impactos y a la intemperie, con buena precisión en la impresión y un acabado suave.

SIMUBONE: Es un material diseñado específicamente para simular las propiedades del hueso humano, lo que lo hace especialmente interesante para esta aplicación. Es de fácil impresión y compatible con impresoras comunes además de ser un material biocompatible.

Los parámetros estándar de impresión con estos materiales se recogen en la

Material	**Temperatura del Extrusor (°C)**	**Temperatura de la Cama (°C)**	**Velocidad de Impresión (mm/s)**
PLA	190-220°C	50-60°C	40-60 mm/s
ASA	240-260°C	90-110°C	40-60 mm/s
Simubone	220-240°C	60-80°C	30-50 mm/s

Tabla 1: Parámetros de impresión estándar

4.2 MÉTODO

4.2.1 IMPRESIÓN DE PROBETAS DE CARACTERIZACIÓN

Para estudiar el comportamiento de cada material en función de su patrón y geometría de relleno, con los materiales mencionados se imprimen muestras de 20mm de diámetro y 30mm de altura utilizando el patrón giroide y valores de infill de 10,20,40,50,60 y 80%.

Se imprimen 3 muestras de cada infill y material.

Adicionalmente se imprime una tanda de cilindros con patrón concéntrico y rectilíneo para comparar los resultados con los obtenidos del giroide, y poder observar el efecto del patrón de relleno sobre las propiedades mecánicas de la muestra impresa.

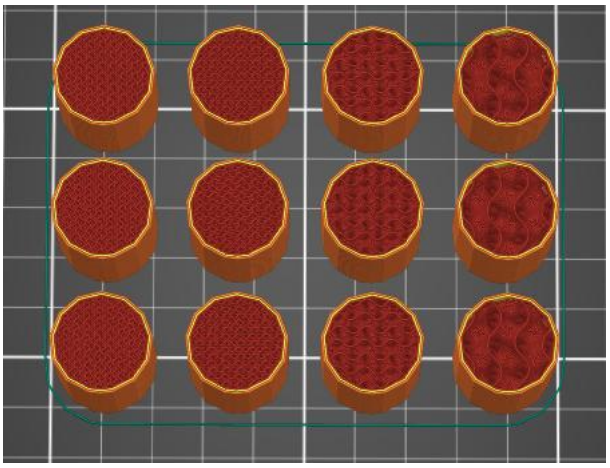


Figura 8: Cilindros de caracterización de materiales de impresión

4.2.2 ESCANEADO DE LAS MUESTRAS BIOLÓGICAS

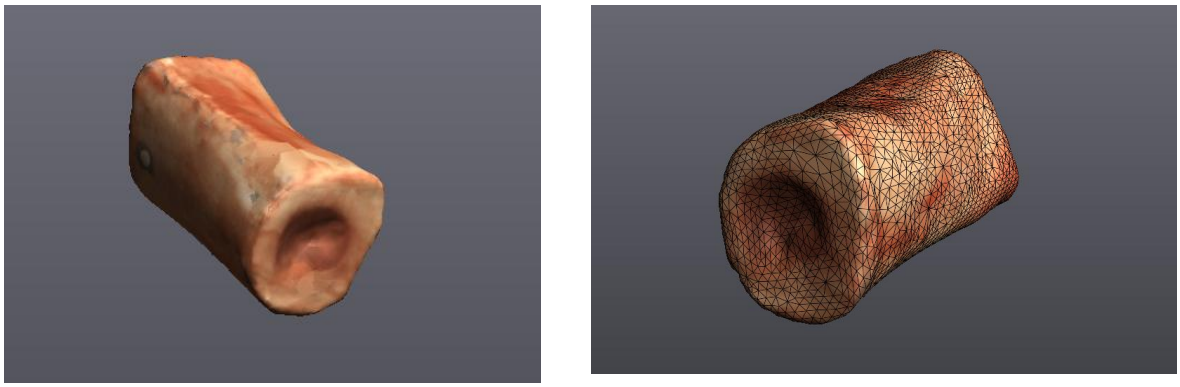


Figura 9: Escaneado y mallado de las muestras biológicas

Se realiza el escaneo de las muestras biológicas (Figura 9) utilizando el equipo GoScan20 y el software VXElements para el modelado. A partir del escaneado se obtiene una malla formada por triángulos que se debe procesar para construir el modelo 3D y pulir los defectos generados en el escaneo, como agujeros en la malla o picos provocados por vértices libres de los triángulos. Se obtiene así un archivo exportable como .STL que será el archivo a imprimir.

4.2.3 IMPRESIÓN

A partir de los modelos obtenido del escaneado, se realiza la impresión de las muestras. Para ello se ha utilizado la impresora PrusaSlicer, con su software propio para el laminado de la pieza.

A partir del archivo .STL el programa divide el modelo en las capas de impresión y genera un cógigo (.gcode) de comunicación con la impresora que contiene toda la información relativa al modelo, material, patrón y densidad de relleno, parámetros de impresión y soportes en caso de que fuera necesario.

Los parámetros variables en la impresión que se modificarán para lograr el objetivo del proyecto son:

Geometría (*Geometry*): es el patrón de relleno del elemento a imprimir (Figura 10). En función de este patrón varían las propiedades mecánicas de la pieza. Se han utilizado los patrones giroide, concéntrico y rectilíneo, en el proceso de lograr imitar las propiedades mecánicas del hueso.

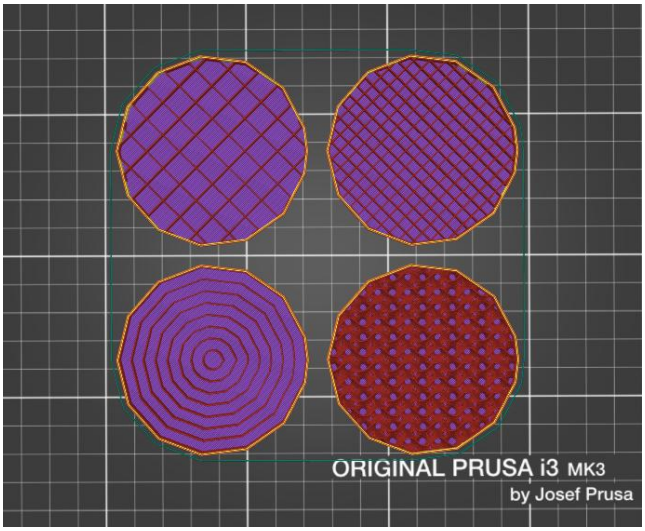


Figura 10: Ejemplos de patrón de relleno

Densidad de relleno (*Infill density*): es la concentración del patrón geométrico de relleno de la pieza. A mayor % de infill, mayor densidad de material y menor porosidad.

4.2.4 ENSAYOS

Una vez obtenidos las muestras impresas se procede a realizar los ensayos de compresión.

Los ensayos se realizaron con una maquina universal de ensayos Ibertest ELIB-20, con una célula de carga de 20kN a una velocidad de 1 mm/min. Estos ensayos se realizan en 3 fases:

Ensayo 1: Ensayos de probetas de caracterización

Para caracterizar los materiales de impresión se ensayan las probetas cilíndricas con distintos patrones y densidades de relleno (Figura 11) siguiendo las indicaciones de la norma UNE-EN-ISO para ensayos de compresión de materiales plásticos celulares rígidos. Se ensayaron

3 probetas para cada material, patrón y densidad de relleno, en total 99 probetas. De estos ensayos se obtiene la relación % Infill-Módulo de Young y Tensión Máxima que se presenta en los resultados.

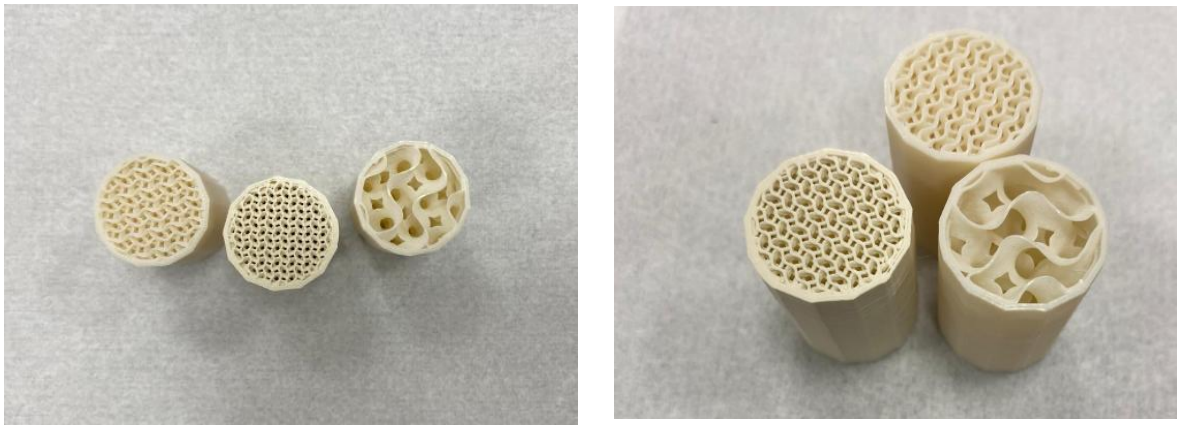


Figura 11: Cilindros de caracterización. Patrón giroide-varios infill

Tras ensayar los cilindros de caracterización, se descartan los valores claramente desviados que sugieran un fallo en la impresión o el ensayo y se calcula la media de las medidas realizadas para cada tipo de muestra.

Ensayo 2: Ensayos de huesos reales

A continuación se ensayaron las secciones del hueso real. Es importante que las caras de la sección del hueso sean lo más paralelas posible, para que los platos de compresión puedan tener una superficie de contacto uniforme (Figura 13).

Se realizan los ensayos con los mismos parámetros que los anteriores, de acuerdo a la norma. Con este ensayo se obtiene el módulo de Young y tensión última del hueso ensayado. Se observa que en este ensayo se alcanzan valores de fuerza cercanos a los 20kN, lo que ofrece una idea aproximada de la alta resistencia del hueso.

Ensayo 3: Ensayo de probetas con la geometría real del hueso

Una vez obtenidos los datos de la caracterización previa, se ensayan las muestras impresas con dichos materiales, distintos % de infill y patrones de relleno, formando la geometría del hueso (Figura 12).

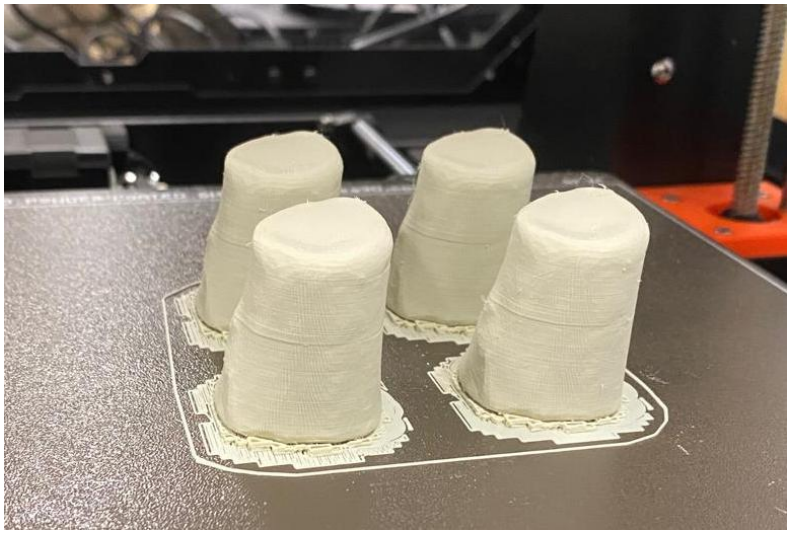


Figura 12: Impresión 3D del modelo con geometría de Fémur 1

Se realizan los ensayos a la misma velocidad de compresión que los anteriores.

En estos ensayos se comprueba que los materiales de impresión tienen un comportamiento considerablemente más plástico que el hueso real y no llegan a romper, como se muestra en la Figura 13

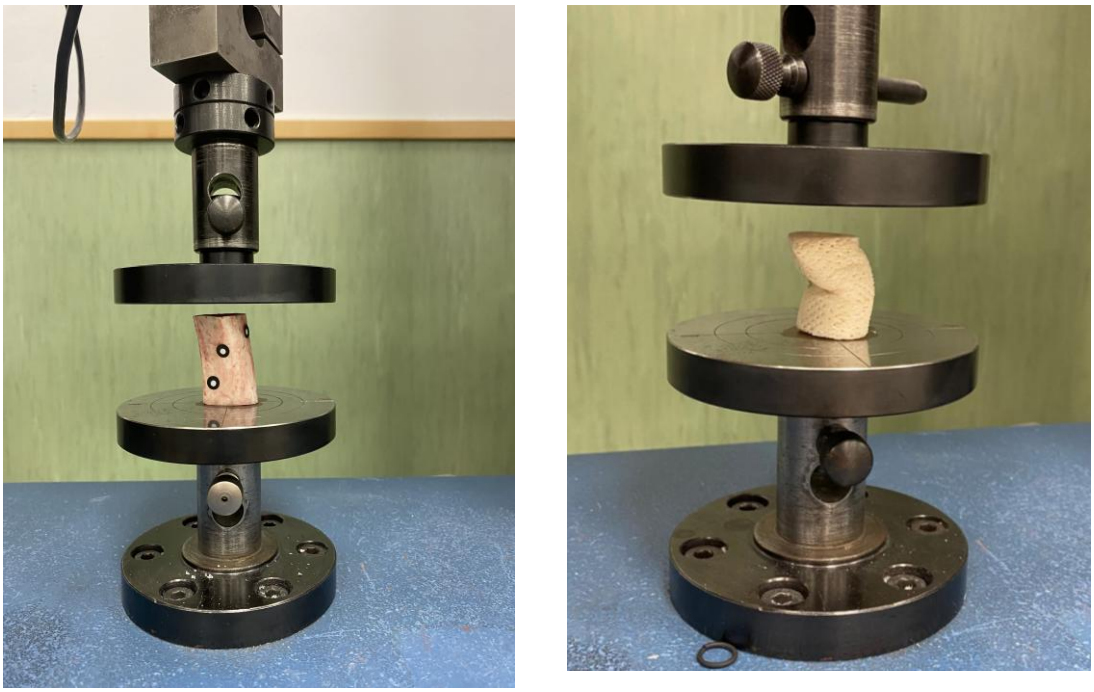


Figura 13: Ensayo de compresión de tibia real y tibia 3D

Capítulo 5. RESULTADOS

A continuación se presentan los resultados correspondientes a los ensayos descritos en el capítulo anterior.

Resultados Cilindros de caracterización							
Giroide							
Módulo de Young				**Tensión**			
Infill (%)	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)	**Infill (%)**	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)
10	275.7	169.4	316.6	**10**	8.07	5.02	8.83
20	322.7	193.6	365.0	**20**	9.93	6.32	10.95
30	378.3	222.8	425.4	**30**	12.73	7.72	13.77
40	426.7	250.3	501.5	**40**	15.05	9.01	16.21
50	474.6	273.3	565.2	**50**	17.30	10.73	19.04
60	545.4	322.0	653.6	**60**	20.41	12.52	22.32
70	629.1	387.9	738.8	**70**	22.77	14.69	26.7

80	718.3	433.3	838.0	**80**	28.82	17.64	31.22
100	885.3	557.5	983.6	**100**	39.28	23.43	42.75
Rectilíneo							
Módulo de Young				**Tensión**			
Infill (%)	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)	**Infill(%)**	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)
100	979.2	827.4	980.5	**100**	46,14	33,52	54,64
Concéntrico							
Módulo de Young				**Tensión**			
Infill (%)	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)	**Infill(%)**	PLA(MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)
100	999.3	938.2	1020.4	**100**	48,67	35.34	60,41

Tabla 2: Resultados Cilindros de caracterización

Resultados huesos reales						
Módulo de Young (MPa)			**Tensión (MPa)**			
Tibia	**Femur1**	**Femur2**	**Tibia**	**Femur1**	**Femur 2**	

1286.9	744.0	875.6	64.70	34.54	19.37	

Tabla 3: Resultados huesos reales

Resultados huesos impresos							
Tibia							
Giroide							
Módulo de Young				**Tensión**			
Infill (%)	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)	Infill (%)	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)
40	124.2	38.5	149.8	40	5.59	3.78	6.79
80	222.5	136.8	292.5	80	15.40	7.10	18.07
99	394.7	309.0	420.3	99	28.98	13.37	31.11
Concéntrico							
Módulo de Young				**Tensión**			
	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)		PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)
	652.2	324.3	750.5		51.10	35.12	53.92

Tabla 4: Resultados huesos impresos. Tibia

Fémur 1							
Giroide							
Módulo de Young				**Tensión**			
Infill (%)	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)	**Infill (%)**	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)
40	193.4	17.0	268.2	**40**	26.17	15.66	28.21
80	405.0	119.9	524.6	**80**	51.13	30.45	60.88
99	500.5	172.7	598.8	**99**	65.25	38.89	71.00
Concéntrico							
Módulo de Young				**Tensión**			
Infill (%)	PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)		PLA (MPa)	ASA (MPa)	Simubone (MPa)
100	612.7	425.4	682.7		63.71	43.21	75.8

Tabla 5: Resultados huesos impresos. Fémur

Los valores de área utilizados para calcular los valores de tensión son valores obtenidos de aproximar las secciones de hueso a recciones circulares.

En el objetivo último de comparar las propiedades del hueso con las de los modelos impresos esta aproximación no sería relevante ya que sería común a ambas muestras afectándolas en la misma medida dado el carácter comparativo del ensayo.

En la Tabla 6 se presentan los diámetros aproximados valores de longitud inicial y de área utilizados en cada caso:

	Tibia	**Fémur 1**	**Fémur 2**
Lo (mm)	40	45	40
Do (mm)	20	20	25
Área (mm^2)	314.16	314.16	490.87

Tabla 6: Medidas de las muestras biológicas

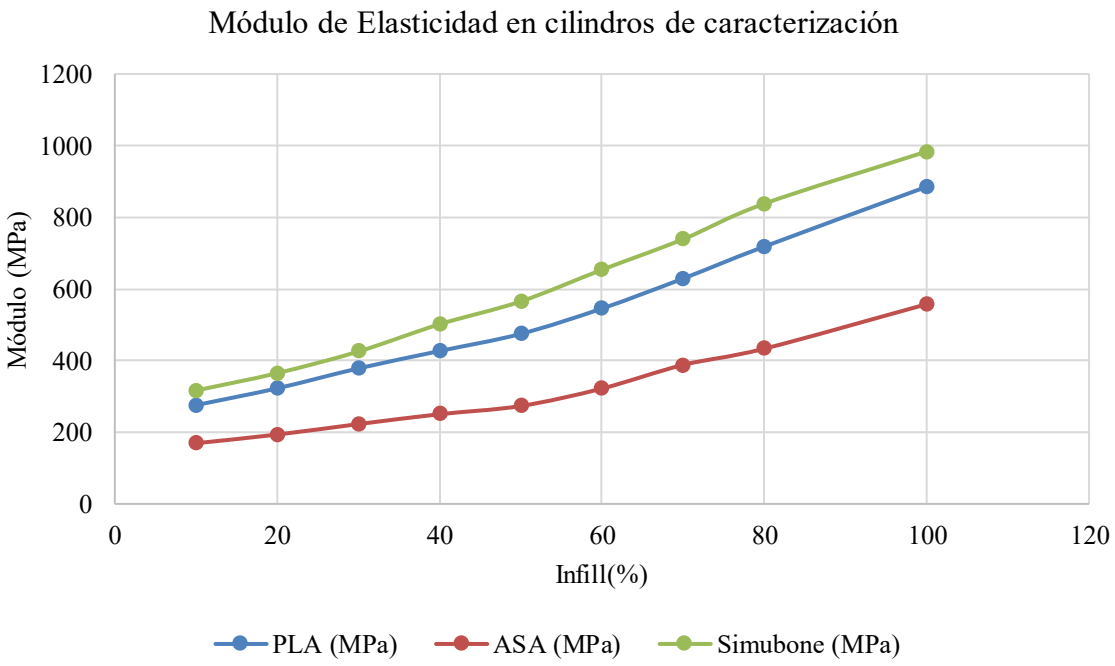
Capítulo 6. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

A partir de los resultados presentados en las tablas anteriores, se obtienen las siguientes conclusiones fruto del análisis de los datos obtenidos, y la comparación con estudios previos y literatura científica.

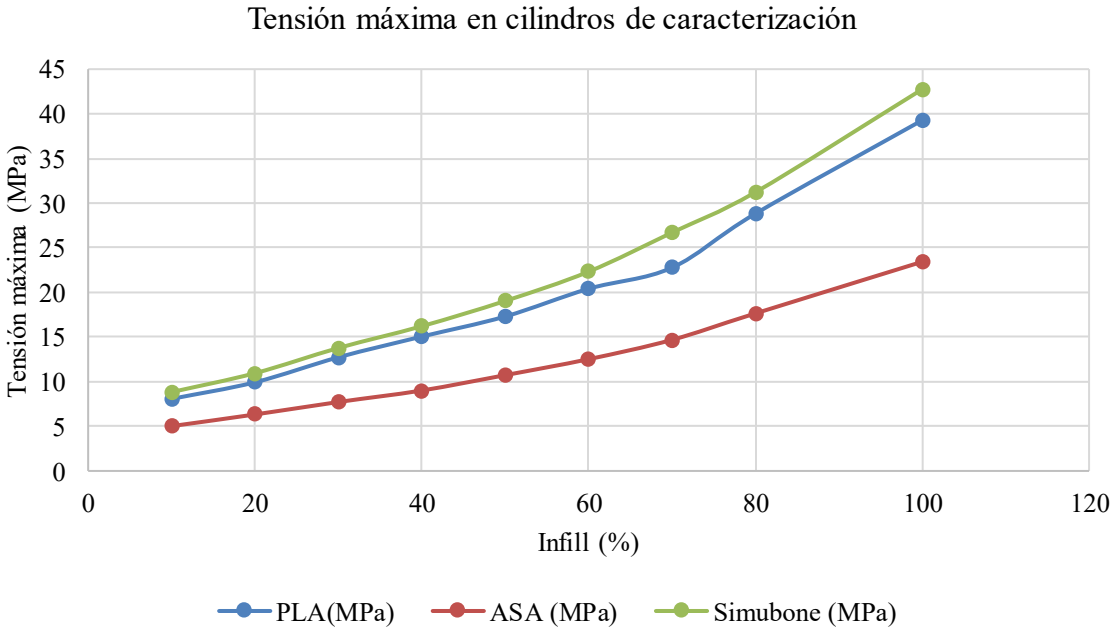
Mediante los ensayos de caracterización iniciales, se obtuvo una noción de los valores de rigidez y la relación comparativa en módulo y tensión máxima de los tres materiales ensayados.

Los resultados mostraron una tendencia clara: tanto el módulo (Gráfica 7) como la tensión máxima (Gráfica 8) se incrementan con el aumento del porcentaje de infill.

En cuanto a la comparación entre los materiales, el Simubone demostró tener un comportamiento más rígido, llegando a alcanzar un módulo de 1020 MPa en patrón concéntrico, seguido del PLA y el ASA en último lugar mostrando un comportamiento más plástico.



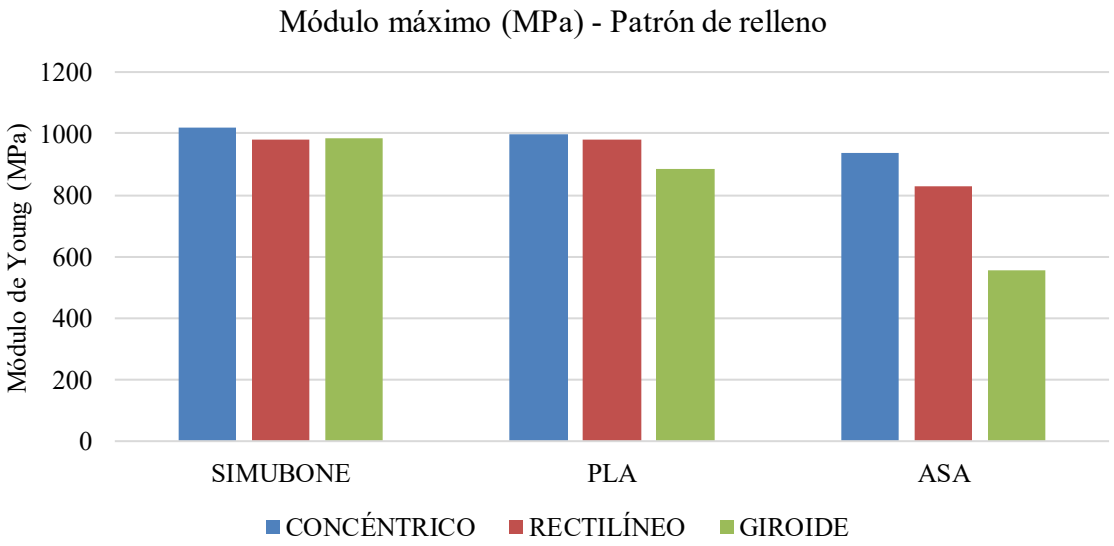
Gráfica 7: Módulo de Elasticidad en cilindros de caracterización



Gráfica 8: Tensión máxima en cilindros de caracterización

Estos resultados muestran el impacto directo del material escogido en la rigidez de la probeta, y por tanto en la simulación del hueso real a partir de modelos impresos.

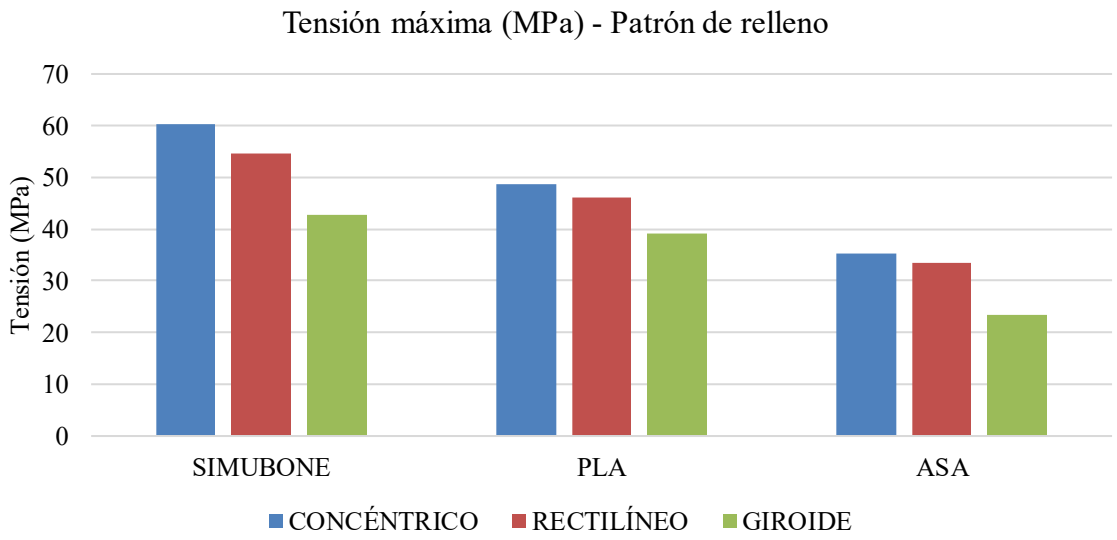
En cuanto a los patrones de relleno, los valores más altos de rigidez (Gráfica 9) y tensión máxima (Gráfica 10) se obtuvieron mediante la impresión en patrón concéntrico, seguido del patrón rectilíneo y por último el giroide.



Gráfica 9: Módulo máximo (MPa) - Patrón de relleno

Si bien es cierto que la bibliografía consultada se centra en el patrón giroide por su semejanza con las fibras reales del hueso humano, esto solo proporciona resultados cercanos al módulo real cuando se ensaya únicamente el hueso trabecular.

En este ensayo, en el que se pretende replicar el comportamiento del hueso en su totalidad, el patrón giroide resulta, para estos materiales, insuficiente a la hora de lograr la misma rigidez y resistencia mecánica.

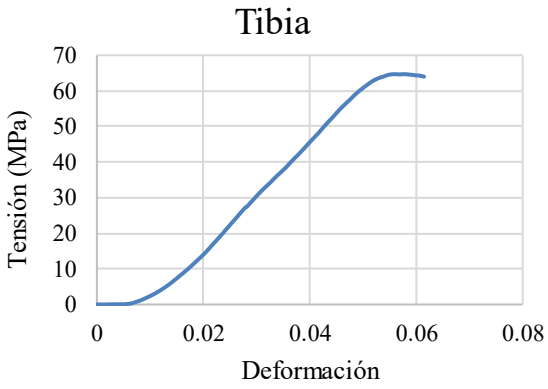


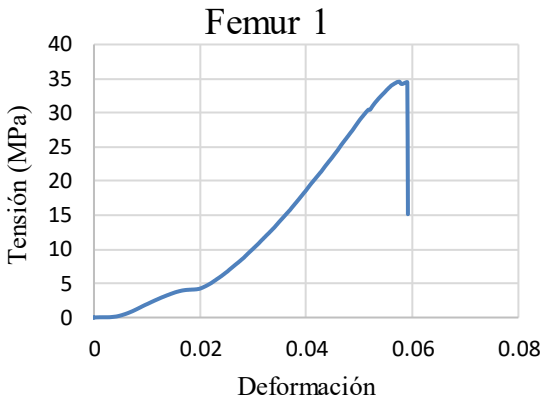
Gráfica 10: Tensión máxima (MPa) - Patrón de relleno

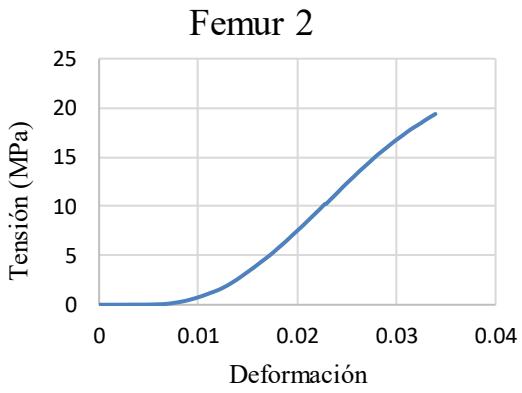
Gracias a esta caracterización, se ha podido obtener resultados concluyentes sobre la correlación entre material, patrón, porcentaje de relleno y comportamiento mecánico.

En el Ensayo 2 se ha obtenido valores de módulo y resistencia para los huesos reales.

Las curvas de ensayo obtenidas para los huesos son las mostradas en las siguientes gráficas (Gráfica 11: Tibia, Gráfica 12: Fémur 1, Gráfica 13: Fémur 2)







Gráfica 11: Tibia, Gráfica 12: Fémur 1, Gráfica 13: Fémur 2

Los resultados muestran diferencias significativas entre los dos huesos ensayados, fémur y tibia, e incluso entre las distintas secciones del fémur. El valor del módulo de elasticidad obtenido en la tibia (1286,9 MPa) es considerablemente mayor que el del Fémur 1 (875,58 MPa) y Fémur 2 (744,01 MPa). Esta variabilidad entre las muestras se debe a diferencias anatómicas y estructurales, sin embargo, según la literatura, el hueso cortical del fémur presenta una densidad mayor a la de la tibia, y sería esperable un módulo mayor. Por tanto, el elevado valor de módulo de la tibia podría deberse a condiciones específicas de la muestra (geometría) o del ensayo y no a las características particulares del hueso.

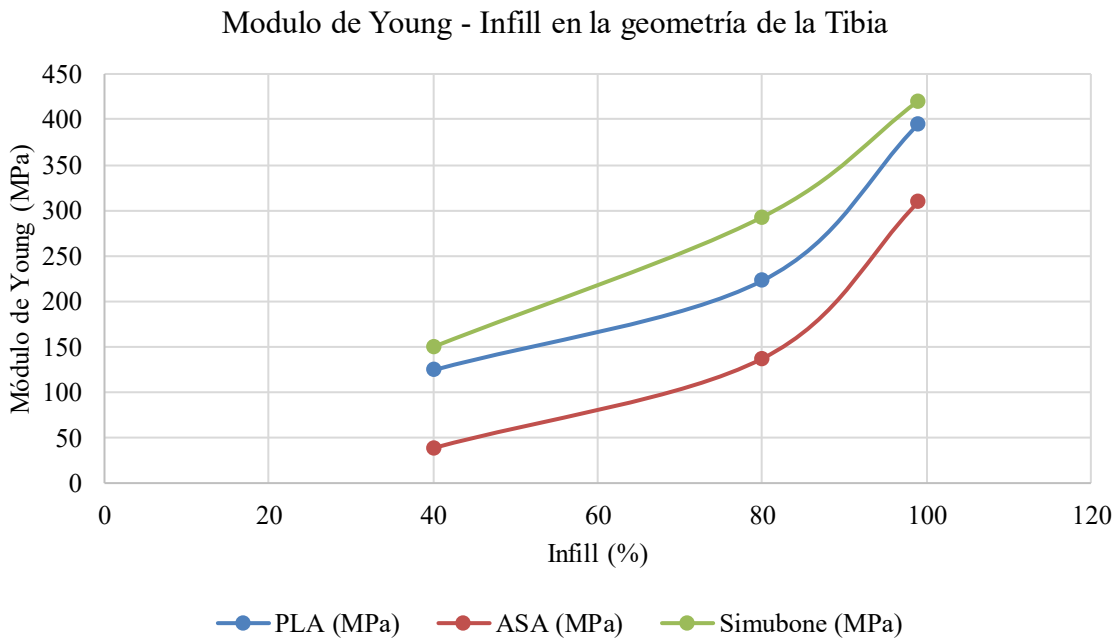
Sin embargo, es necesario señalar que dado que estos ensayos no son estrictamente reproducibles al tratarse de muestras biológicas, se producen limitaciones que provocan cierta incertidumbre en los resultados. Por ello, se ha decidido descartar aquellos resultados que sugerían un fallo en la preparación o ejecución del ensayo, como es el caso del Fémur 2, donde la fuerza máxima registrada es la mitad que en la de los otros huesos y no se observa una caída de la curva o signos de fractura en la curva tensión-deformación, por lo que el ensayo podría haberse visto interrumpido antes de tiempo.

En el caso concreto de la tibia, los valores de módulo y tensión máxima son especialmente altos en comparación con los otros huesos. Aunque esto podría atribuirse a mayor presencia de hueso cortical, o una sección más rígida, no concuerda con la literatura consultada en materia de anatomía, que indica que el fémur es un hueso más resistente y más rígido, con mayor densidad de hueso cortical.

Por ello, este valor se atribuye a un error en el ensayo y es por eso que se han utilizado los valores del ensayo en el Fémur 1 como guía, para contrastar los resultados en un ensayo con condiciones más regulares.

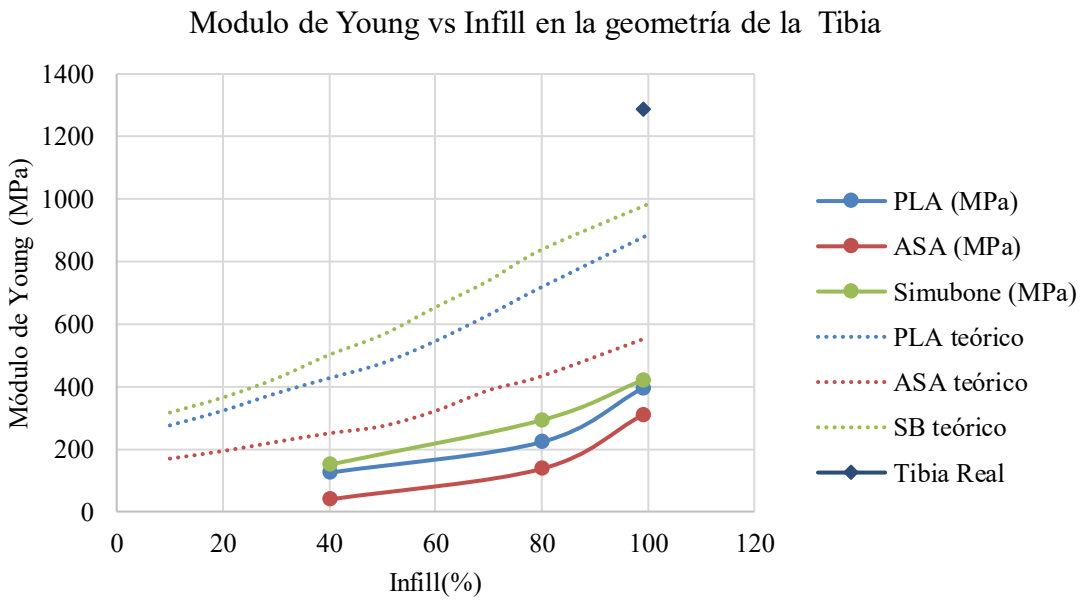
Finalmente, y basándose en los datos anteriores, se imprimen los modelos en 3D de las secciones de hueso. Para estos últimos ensayos, se imprimen con la misma geometría, modelos con % de relleno de 40,80 y 99 o 100% según el patrón escogido, dado que en los ensayos de caracterización se ha observado que porcentajes de relleno menores del 40% proporcionan módulos muy alejados en cualquier caso del módulo del hueso real.

Según estos datos, de los ensayos sobre la geometría de la tibia se obtienen módulos menores que en los ensayos de los cilindros representados en la Gráfica 15 como “PLA teórico, ASA teórico y Simubone teórico”.



Gráfica 14: Modulo -infill en la geometría de la Tibia

Esto se ha atribuido a la geometría particular de la tibia y a la dificultad de lograr las caras paralelas en el hueso, que provoca cierta inexactitud en los ensayos de compresión frente a aquellos realizados en cilindros de caracterización, además de la aproximación realizada para el cálculo del área de contacto que hace que los resultados solo sean comparables entre geometrías idénticas. Sin embargo es de esperar que la forma de las curvas se mantenga similar, al igual que el orden de mayor y menor módulo de los materiales.

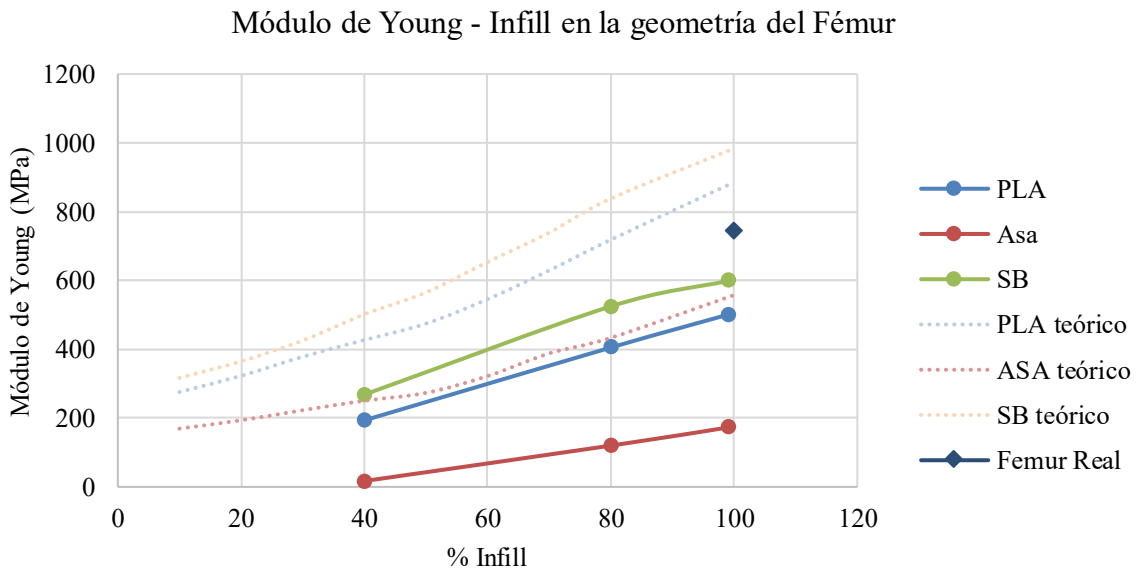


Gráfica 15: Modulo vs Infill en la geometría de la Tibia

Para intentar acercar los valores de módulo a los del hueso real, se ensayó la misma geometría en patrón concéntrico, ya que en la caracterización se demostró que este patrón aportaba mayor rigidez a la impresión, en efecto se obtuvieron valores más altos de módulo (máximo 682,7 MPa) y tensión (máximo 53,09 MPa) , pero aún muy alejados de los valores del hueso real.

Para comprobar estos resultados tan alejados de la hipótesis inicial, se realiza el mismo procedimiento en la sección de fémur denominada Fémur 1, cuya geometría es más regular y sus caras más uniformes y se obtienen los valores de módulo de la Gráfica 16

En el ensayo del Fémur, los valores obtenidos para el patrón giroide siguen siendo inferiores a los obtenidos en la caracterización de los cilindros, sin embargo se aproximan más al valor del módulo del hueso real.

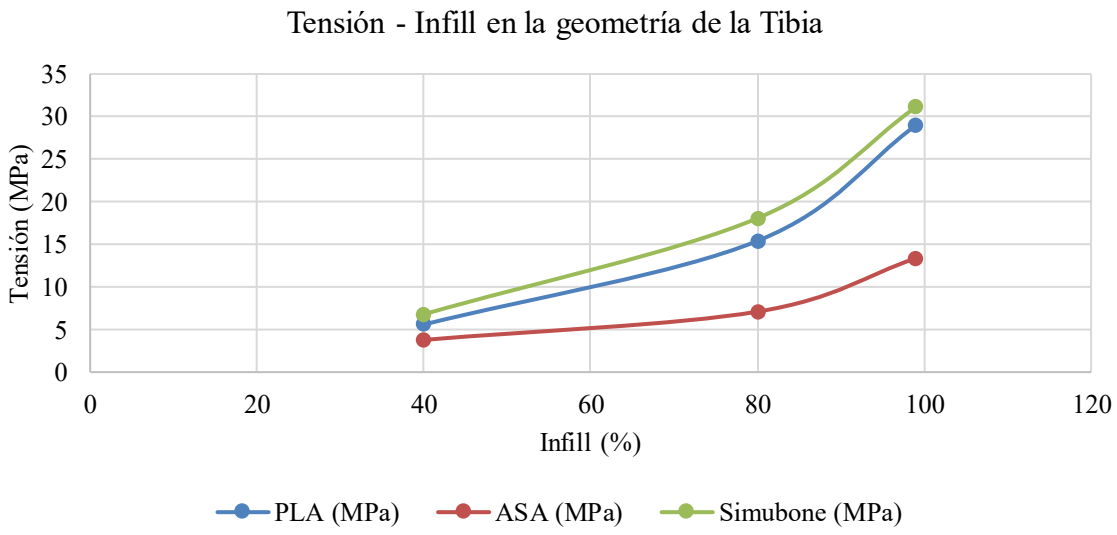


Gráfica 16: Módulo - Infill en la geometría del Fémur

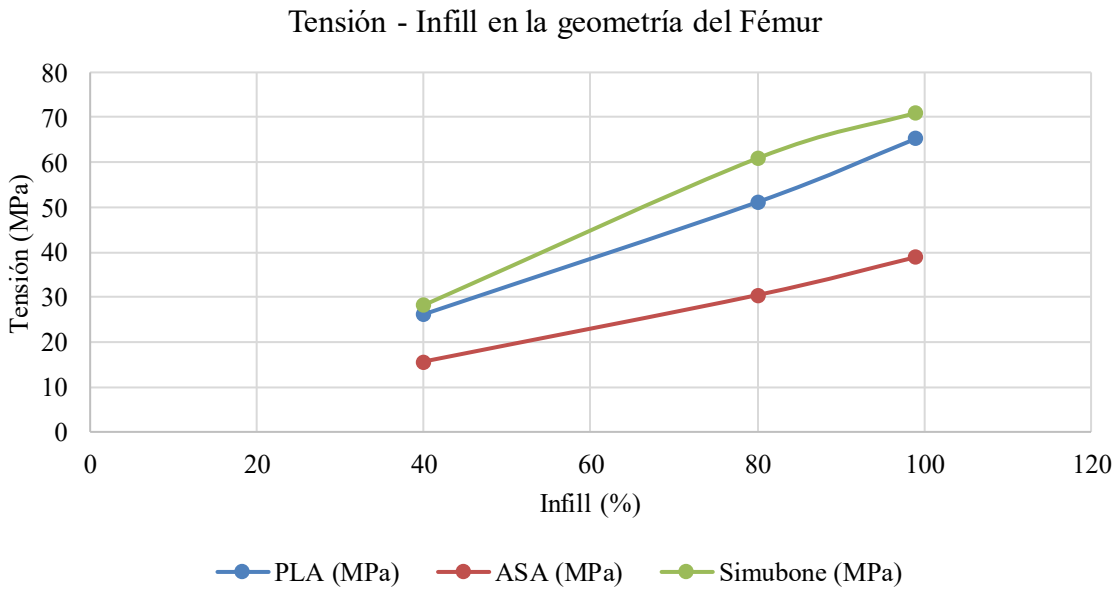
Se ensaya por tanto esta geometría con infill de 100% en patrón concéntrico y en el caso del fémur, se alcanzó con los mismos parámetros un módulo de 750,5 MPa, esta vez mucho más cercano a los 744 MPa del hueso real, con un error relativo menor al 1%.

Teniendo en cuenta que los ensayos sobre la tibia muestran ciertas anomalías y se consideran más consistentes los ensayos sobre el fémur, este ensayo muestra que la hipótesis de que la impresión 3D pueda replicar el comportamiento mecánico del hueso pude ser válida.

En cuanto a la tensión máxima, (Gráfica 17, Gráfica 18) los resultados mostraron un comportamiento similar al observado en los cilindros, pero aún con valores más bajos que los del hueso real. A pesar de ello, las tendencias se mantuvieron: el Simubone fue el material más resistente, seguido por PLA y finalmente ASA. Las diferencias fueron mayores en geometrías más complejas, lo que sugiere que además del material y el patrón de relleno, la forma del modelo tiene un papel clave en el comportamiento mecánico.



Gráfica 17: Tensión - Infill en la geometría de la Tibia



Gráfica 18: Tensión - Infill en la geometría del Fémur

Los resultados de este último ensayo mostraron que los valores obtenidos con la geometría real del hueso eran, para cada porcentaje de infill, sistemáticamente menores que los obtenidos en el ensayo de los cilindros. Esta diferencia se atribuye sustancialmente a la

complejidad geométrica de los modelos reales, la aproximación realizada para el cálculo de área y la dificultad de lograr caras completamente paralelas para el ensayo de compresión.

Sin embargo, los valores realmente interesantes para las conclusiones de esta investigación son los obtenidos de la comparativa entre el hueso impreso y el hueso real, donde al tratarse de un estudio comparativo estos valores con incertidumbre no tendrían efecto, al estar actuando sobre ambas muestras de la misma manera.

6.1 COMPARACIÓN CON ESTUDIOS PREVIOS

Los resultados de este proyecto han sido contrastados con los obtenidos en la literatura científica para validar la fiabilidad de las medidas e identificar si los valores se aproximan a los esperados según el tipo de ensayo.

En primer lugar, en lo que respecta al módulo de elasticidad, las fuentes bibliográficas indican que puede variar entre los 50 y 500 MPa para hueso trabecular y entre 10 y 20 GPa para el cortical.

Dado que mediante el escaneo del hueso no podemos conocer la cantidad de material óseo de cada tipo, y que se está evaluando el hueso en su totalidad y sin distinguir entre trabecular y cortical, solo se puede obtener un orden de magnitud para validar los resultados.

Los valores obtenidos en este estudio para los huesos de cerdo, se encuentran por debajo del rango del hueso cortical humano y en el límite del hueso trabecular. Tomando como referencia los valores del fémur, ya que los de la tibia se consideran menos consistentes, el módulo de elasticidad de ambas muestras se ubica ligeramente por encima del rango propuesto para hueso trabecular pero ofrece un valor coherente con la bibliografía teniendo en cuenta que se trata de un hueso real con parte cortical y trabecular.

En cuanto a la caracterización de los materiales, los resultados son coherentes con los datos obtenidos de la literatura científica, donde se obtiene un módulo entre 1 y 2 GPa para el PLA

según parámetros de impresión, para patrón rectilíneo y 100% de infill en módulo de elasticidad a tracción. Dado que no se trata de un material ni geometrías isotrópicas, es de esperar que exista variación en este dato al realizar el ensayo a compresión, por lo que los 979,24 MPa obtenidos en la caracterización del PLA con patrón rectilíneo, que es el utilizado para realizar los ensayos normalizados, se consideran fiables.

Para ASA el módulo de elasticidad también se encuentra en torno a los 2 GPa en ensayos de tracción y para Simubone las hojas técnicas marcan un módulo de aproximadamente 3 GPa a tracción. En estos materiales los datos obtenidos de los ensayos difieren más de los teóricos, pero no dejan de considerarse coherentes, dado el ensayo.

En la Tabla 7 se muestra la comparativa de estos datos:

		PLA	**ASA**	**Simubone**
Módulo	**Teórico**	1-2 GPa	~2 GPa	~3 GPa
	Ensayo	979,24	827,43 MPa	980,5 MPa
Tensión	**Teórico**	46 MPa	47 MPa	65 MPa
	Ensayo	39,28 MPa	23,43 MPa	42,75 MPa

Tabla 7: Comparación de resultados de la caracterización con datos de las hojas técnicas

En definitiva, el análisis comparativo refuerza la fiabilidad de los resultados obtenidos y la validez de la metodología utilizada. Tanto los materiales de impresión como los huesos se sitúan dentro de los rangos descritos en estudios previos.

Además el objetivo de este proyecto pasa por sustituir a los modelos utilizados actualmente conocidos como "*phantoms*" por materiales más económicos con propiedades similares. De

estos modelos se ha tomado el módulo de Young del material con el que se fabrican, obtenido de las hojas técnicas proporcionadas por el fabricante. Se ha escogido el material más polivalente, y que más puede asemejarse al hueso completo, fabricado a partir de espuma rígida de poliuretano ya que un material específicamente utilizado para replicar el hueso trabecular tendría una rigidez mucho menor, y no se alinearía con el objetivo del ensayo, como sucede con otros materiales como la espuma rígida de poliuretano celular..

Estas espumas se comercializan con en diferentes variantes según la densidad ósea deseada, y la hoja técnica recoge los datos de módulo a compresión para cada valor de densidad.

De esta manera, se ha interpolado en la curva de cilindros de caracterización, obteniendo los siguientes valores de infill con cada material de impresión en el rango ensayado, para cada valor de densidad del material del phantom. Se muestran los resultados en la Tabla 8

Densidad (g/cc)	**Módulo de Young (MPa)**	**% de Infill asociado en cilindros de caracterización**		
		PLA (%)	**ASA (%)**	**Simubone (%)**
0.32	**210**	–	25.62	–
0.40	**317**	18.79	58.97	10.08
0.48	**445**	43.82	81.88	32.57

0.56	**592**	65.57	–	53.03
0.64	**759**	84.87	-	72.03

Tabla 8: % de Infill asociado a cada valor de densidad de Solid Rigid Polyurethane Foam de Sawbones

Capítulo 7. CONCLUSIONES

7.1 COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS MATERIALES: MÓDULO DE ELASTICIDAD

El módulo de Young ha sido el parámetro principal que se ha analizado en los ensayos de este trabajo, por su relación con la rigidez del hueso y su relevancia en el comportamiento a compresión.

A partir de los ensayos con probetas cilíndricas y después con la geometría real del hueso, se ha podido establecer la relación entre este parámetro y las condiciones de impresión. Los resultados obtenidos, muestran que tanto el patrón de relleno como el porcentaje de infill y el material, afectan significativamente a la rigidez resultante.

El orden comparativo de los tres materiales utilizados se ha mantenido constante en los distintos ensayos lo que aporta fiabilidad a estos resultados.

Los ensayos sobre los polímeros demuestran que estos filamentos, en especial el del Simubone que está especialmente diseñado para impresiones de materia ósea, son capaces de aproximarse al comportamiento mecánico del hueso al menos en la región elástica.

Este enfoque, permite plantear la opción de relacionar los parámetros de impresión con las propiedades mecánicas obtenidas, para poder así diseñar un modelo concreto a partir de propiedades conocidas o estimadas. Además el uso de 3 variables distintas (material, patrón, infill) permite una amplia gama de combinaciones para lograr configuraciones precisas en distintos casos clínicos.

7.2 TENSIÓN MÁXIMA: COMPARACIÓN ENTRE MATERIALES IMPRESOS Y HUESO REAL

Además del módulo de elasticidad otro parámetro fundamental en el estudio ha sido la tensión máxima antes de la rotura (en los hueso reales) o deformación plástica (en probetas y huesos impresos).

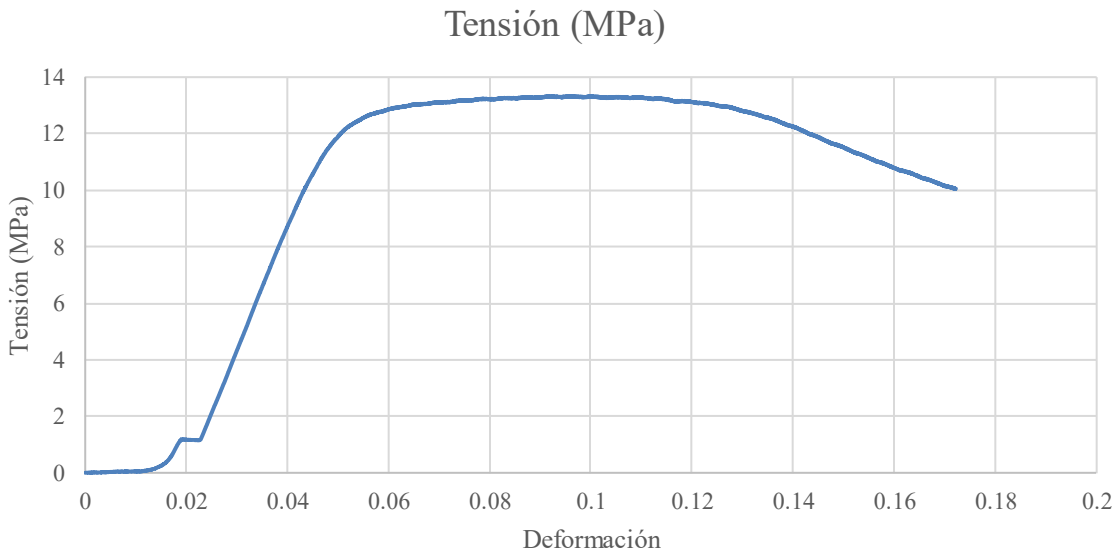
Los materiales impresos no han reproducido el comportamiento frágil del hueso real, pero sí se ha obtenido una curva coherente en términos de resistencia a compresión.

Al igual que en los valores de módulo, los valores de tensión obtenidos en los ensayos de los huesos impresos han sido menores que los obtenidos de los huesos reales. Esto es esperable, dado el comportamiento plástico de los filamentos. Para la tibia, en los modelos impresos con Simubone con 100% de infill y patrón concéntrico, se han logrado tensiones de hasta 53 MPa frente a los 58,6 MPa de la tibia real. Este valor está en un rango aceptable para afirmar que se obtienen tensiones similares.

Los valores de tensión máxima obtenidos se han mantenido consistentes para cada material siguiendo el mismo orden que el módulo de elasticidad, lo que refuerza la coherencia de los resultados.

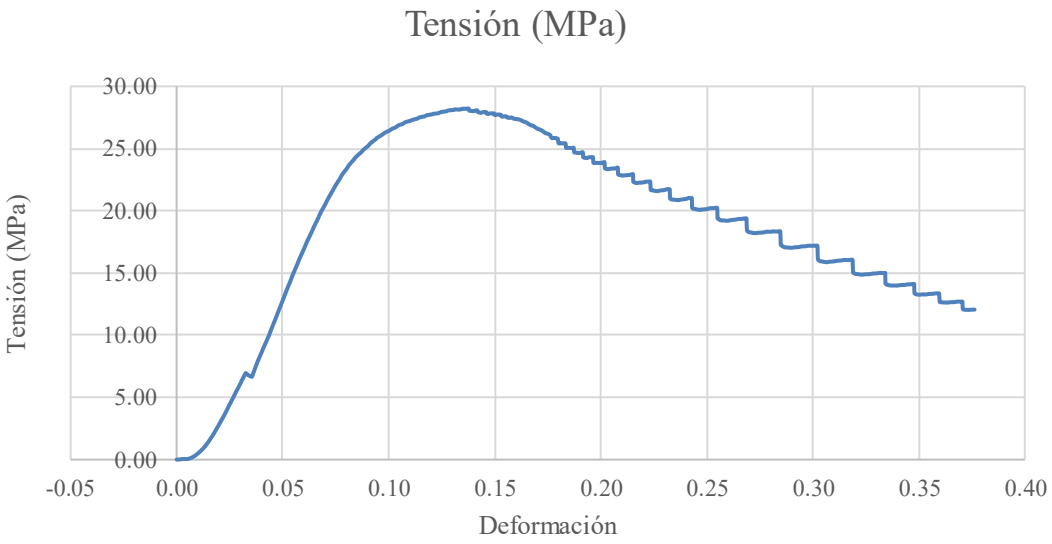
7.3 COMPORTAMIENTO A ROTURA

Uno de los aspectos que diferencian los modelos impresos de los huesos reales es el comportamiento ante la rotura. Mientras que los huesos reales presentan una rotura frágil y repentina, los materiales termoplásticos son fácilmente deformables sin un punto claro de fallo (Gráfica 19)



Gráfica 19: Ejemplo de meseta prolongada en una curva de ensayo de un cilindro en PLA

El comportamiento observado es una progresiva flexión de la estructura del material y pequeños escalones de tensión en la curva provocados por la rotura de las fibras internas del modelo (Gráfica 20: Ejemplo de escalones de rotura en una curva de ensayo de un cilindro de Simubone (99%)) a medida que avanza la deformación, pero en ningún caso una fractura brusca. Esto no invalida el uso de los modelos, ya que las propiedades significativas son las que se dan en la región elástica del material, antes de la rotura.



Gráfica 20: Ejemplo de escalones de rotura en una curva de ensayo de un cilindro de Simubone (99%)

Este comportamiento está relacionado con la estructura interna de los polímeros, que permite una distribución de tensiones y una mayor tolerancia a la deformación.

Una posible ampliación de este trabajo sería estudiar el comportamiento a rotura del hueso y los materiales, utilizando materiales más frágiles si se desea igualar esta propiedad mecánica para otros estudios.

7.4 INFLUENCIA DE LA GEOMETRÍA EN EL COMPORTAMIENTO ESTRUCTURAL

Uno de los hallazgos de este estudio ha sido la alta variabilidad de las propiedades mecánicas en función de la geometría del hueso. Aunque todos los modelos se han fabricado con los mismos materiales, las diferencias morfológicas han introducido variaciones significativas en los valores de rigidez y resistencia ensayados.

El fémur, al presentar una forma más regular y simétrica, ha ofrecido resultados más reproducibles y cercanos a los esperados. Las superficies de contacto eran más planas y uniformes, lo que facilitaba un reparto homogéneo de la carga durante el ensayo.

Sin embargo, la tibia al presentar una forma más irregular y esbelta, con una directriz inclinada y al haberse logrado menor paralelismo en las caras, ha mostrado un comportamiento más alejado de los valores esperados.

En los ensayos de modelos impresos se acusa una tensión máxima significativamente menor que en el fémur y en los valores de la bibliografía consultada. Esto es especialmente notable en el patrón giroide. Estas anomalías pueden deberse a la geometría irregular y asimétrica, que hace que las cargas no se distribuyan de forma uniforme en toda la sección, generando puntos de concentración de tensiones, excentricidades y zonas de flexión que se deforman más fácilmente en una geometría inclinada. Esto reduce la capacidad del modelo de soportar tensión antes de fallar.

También se ha observado que la geometría real del hueso reduce ligeramente la rigidez frente a las probetas cilíndricas. Esto demuestra que para un mismo patrón y densidad de relleno, las inevitables irregularidades en la geometría al tratarse de formas biológicas, provocan una distribución no uniforme de las tensiones, reduciendo la resistencia y rigidez de los modelos

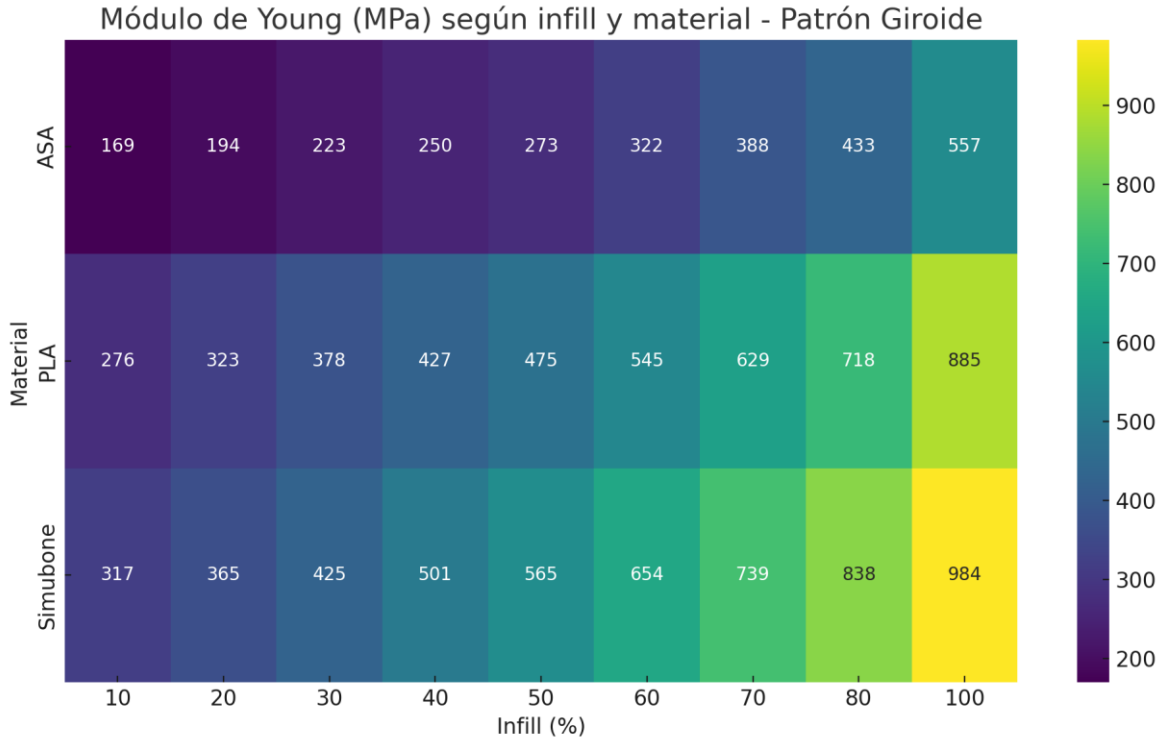
Aunque esta pérdida de rigidez es esperable y coherente, indica la necesidad de tener en cuenta la geometría al interpretar los resultados y al seleccionar configuraciones de impresión.

Como conclusión, la geometría del modelo no solo afecta la fidelidad anatómica, sino que influye directamente en la respuesta mecánica. Por tanto, futuros estudios que busquen simular huesos más complejos deberán considerar el diseño, la preparación de las muestras y el paralelismo de las caras, así como la orientación del modelo para garantizar la validez de los ensayos.

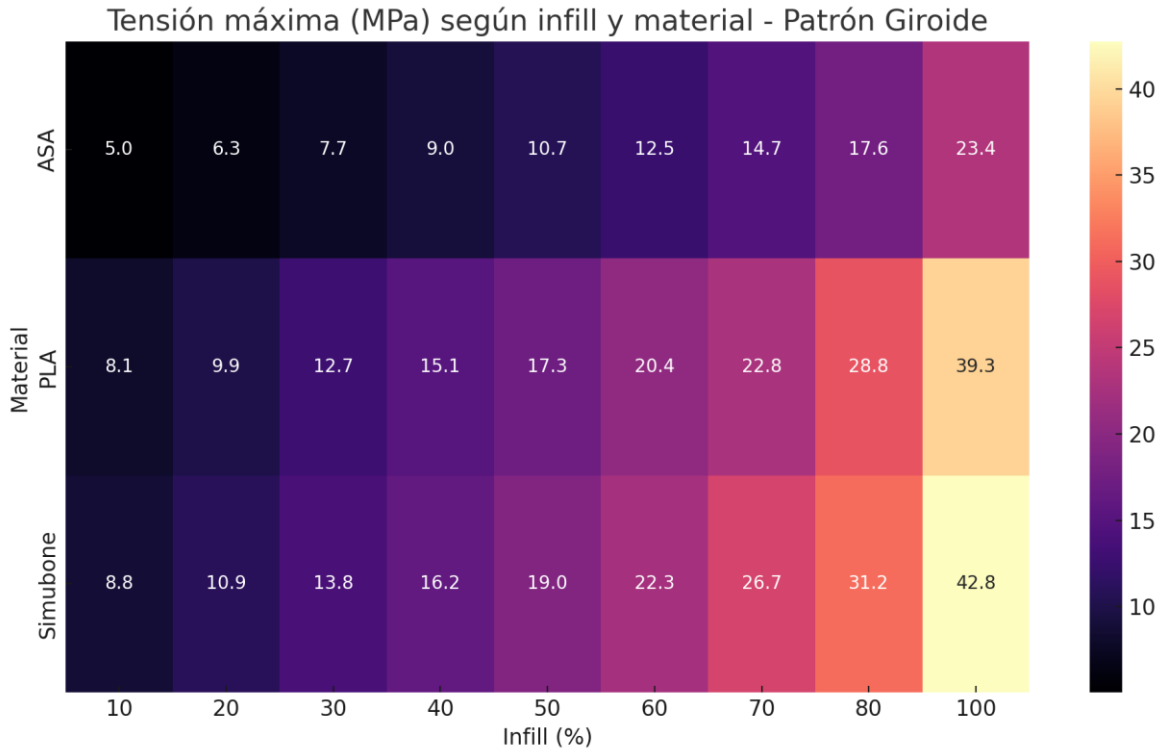
7.5 RELACIÓN ENTRE PATRÓN DE RELLENO, INFILL, Y COMPORTAMIENTO MECÁNICO

Otro de los estudios más relevantes de este trabajo ha sido establecer de forma sistemática cómo influye la combinación entre patrón de relleno y densidad de infill en el comportamiento mecánico final del modelo.

Los resultados muestran que tanto el patrón de relleno como la porosidad o densidad de relleno afectan significativamente a la resistencia y rigidez del modelo.



Gráfica 21: Mapa de calor de Módulo-Infill-Material en patrón giroide



Gráfica 22: Mapa de calor de Tensión máxima- Infill- Material en patrón giroide

En los ensayos de caracterización, se observó que el patrón concéntrico generaba piezas más rígidas que el patrón rectilíneo, y este a su vez superaba al giroide. Este orden se ha mantenido a lo largo de los distintos ensayos, incluyendo aquellos con geometría real, lo que demuestra que el patrón de relleno, para mismo valor de infill, tiene un efecto fundamental en las propiedades estructurales de la pieza.

Esta observación es coherente con la lógica mecánica y estudios previos: los patrones concéntricos distribuyen mejor las tensiones axiales, mientras que los giroides, no ofrecen la misma resistencia uniaxial (20) esto se debe a que el patrón giroide se trata de un patrón isotrópico, con geometrías curvas que no están alineadas con la dirección vertical de la carga, lo que provoca la dispersión de la tensión aplicada en múltiples trayectorias curvas.

En este caso la isotropía no es una propiedad deseable, ya que se está ensayando el hueso bajo una carga uniaxial, en la que el patrón giroide, no prioriza ninguna dirección estructural. Esto es útil para evitar una rotura frágil o un punto de concentración de tensiones, pero no favorece la rigidez de la pieza.

Los resultados obtenidos muestran que el patrón más favorable es el concéntrico, lo que concuerda con la teoría planteada ya que en efecto, el patrón concéntrico refuerza la dirección vertical distribuyendo las cargas de forma radial. Además los anillos concéntricos que forman esta geometría actúan como refuerzo perimetral y limita la deformación lateral (Poisson).

7.6 IMPLICACIONES PRÁCTICAS PARA MEDICINA PERSONALIZADA Y ENTORNOS DE BAJO COSTE

Los resultados de este trabajo tienen un impacto significativo en dos áreas de gran relevancia social y médica: la medicina personalizada y el acceso a tecnologías avanzadas en contextos de recursos limitados.

La investigación realizada ha mostrado cómo con materiales accesibles y tecnología de impresión FDM (la más económica y extendida) es posible acercarse a los valores de rigidez y resistencia del hueso real, lográndose mejores resultados para geometrías sencillas y uniformes como la del fémur. Esto repercute en la posibilidad de implementar soluciones de simulación quirúrgica de manera económica en instituciones con recursos limitados, como hospitales rurales, universidades o centros de formación y centros médicos en países en vías de desarrollo, evitando la necesidad de recurrir a *phantoms* comerciales con precios mucho mayores. En la Tabla 9 se detalla el análisis de costes y el porcentaje de ahorro que se lograría al implementar esta técnica sustituyendo el uso de *phantoms.*

Esta aportación propone otra ventaja evidente al uso de los *phantoms*, la inmediatez de imprimir un modelo 3D generado a partir de un escáner preoperatorio, que lleva la

planificación quirúrgica también a escenarios urgentes o de emergencia, ayudando a los médicos a abordar situaciones complejas evitando complicaciones.

Coste de impresora 3D	1,000	
1. Cálculo del material requerido por cada impresión de fémur estándar		
Volumen para impresión de femur de adulto estatura media	450	cm3
Patron	80%	
Material efectivo	360	cm3
Densidad filamento SimuBone	1.25	g/cm3
Cantidad de material por pieza	450	g
Material de exceso por desperdicios, deshechos, etc	10%	
Total material por pieza	495	g
2. Cálculo de cantidad de impresiones		
Tiempo de impresión estimado por fémur	30	horas
Vida util de la impresora	7,000	horas
Total de fémur impresos durante la vida de la impresora	233	femur
3. Cálculo de cantidad de material y coste del mismo		
Coste Simubone	131	€/1000 g
Cantidad de material requerido	115,500	g
Coste material	15,092	€
4. Cálculo de costes de personal atendiendo impresiones y otros costes		

Coste de personal atendiendo impresión (salario de técnico + coste de seguridad social)	13.60	€/hora
Tiempo de atención a la impresión por técnico	5	hora/fémur
Total horas de atención a impresión por técnico	1,167	
Coste de personal total	15,869	€
Extensión en tiempo de la impresión de 200 fémur (vida util de la impresora + 25% de tiempo de no funcionamiento)	365	días
	12	meses
Costes indirectos, luz, etc	3,646	€/año
COSTE TOTAL	**35,607**	
COSTE POR PIEZA ESTÁNDAR	**152.60**	**€/pieza**
Coste actual de pieza comercial "Femur Medium Left, Gen composite, 20 PCF Cancellous Core"	**280**	**€**
REDUCCIÓN DE COSTE[3]	**45%**	

Tabla 9: Análisis de costes

7.7 LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y VALIDEZ DE LOS RESULTADOS

Si bien es cierto que después de realizar las distintas iteraciones de material patrón y densidad de relleno se ha llegado a alcanzar en uno de los modelos los valores esperados,

[3] (1) Lo que se calcula es el coste de imprimir 200 huesos para aprovechar toda la vida útil de la impresora
(2) En el cálculo de coste por pieza estándar no se incluyen gastos de transporte, logística, comercialización, etc.. Por lo tanto, lo que se compara es la posibilidad de que universidades y centros médicos dispongan de esa tecnología en vez de comprar productos comerciales

estos resultados no son concluyentes para afirmar que la metodología seguida es directamente extrapolable a otros huesos ni es suficientemente sólida para implantarla como la innovadora solución que se buscaba con este proyecto.

Los valores de módulo que coinciden con el valor real del hueso se han obtenido con la configuración más favorable llegando al extremo de los parámetros de impresión, por lo que es posible que no se pueda replicar un hueso con mayor densidad ósea o más presencia de hueso cortical con los materiales disponibles. Además solo se ha podido realizar el ensayo en dos secciones, y en la tibia los resultados no se consideran concluyentes, por lo que sería necesario reproducir los ensayos en más muestras para obtener resultados con fiabilidad suficiente.

Las conclusiones obtenidas han permitido establecer una relación clara entre los parámetros utilizados y la tendencia de las propiedades estudiadas, y, en la primera fase de los ensayos, caracterizar los materiales ensayados en función de su densidad y patrón de relleno, construyendo curvas claras que muestran la variabilidad de sus propiedades mecánicas en función de estos parámetros.

Sin embargo, los resultados del ensayo comparativo entre hueso real y hueso impreso no responden a los objetivos que planteaba este estudio.

Una posible mejora que podría homogeneizar los resultados, sería la utilización de un molde, patrón o guía para cortar los huesos logrando caras paralelas.

Capítulo 8. TRABAJOS FUTUROS

8.1 NUEVOS MATERIALES Y TÉCNICAS DE IMPRESIÓN

Una posible ampliación de este trabajo sería utilizar otro tipo de materiales con una rigidez mayor, y composición distinta. Por el comportamiento frágil del hueso, unos materiales que podrían dar buen resultado serían los materiales cerámicos.

Esta vía podría lograr mayor semejanza con el hueso real, aunque perdería parcialmente el objetivo económico ya que estos materiales son considerablemente más caros que los termoplásticos de este ensayo.

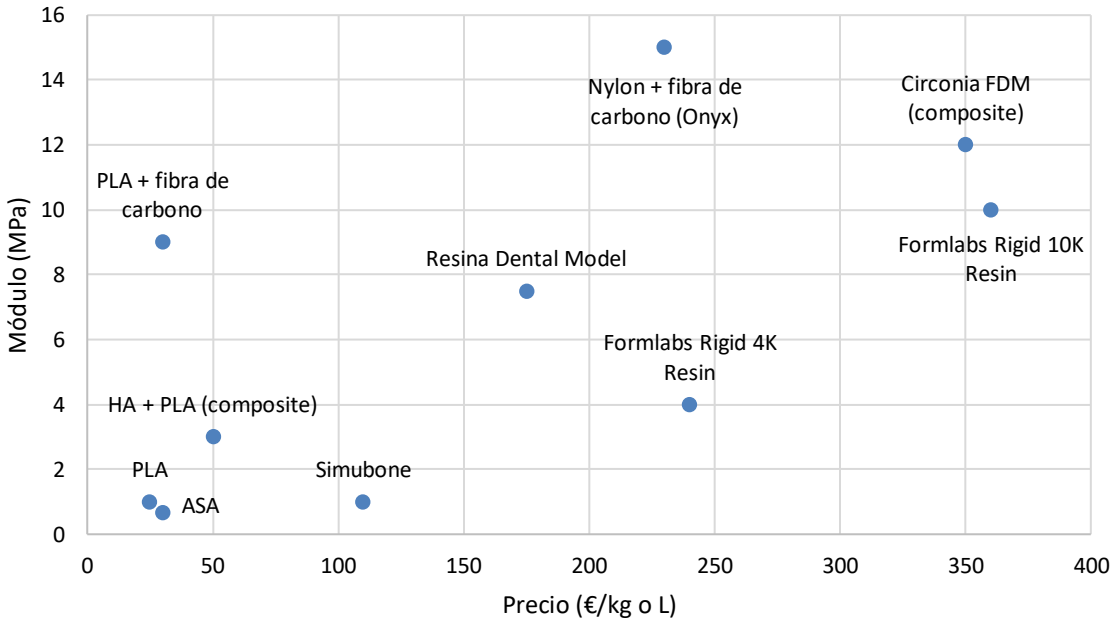
En la Tabla 10 se muestra una comparativa entre posibles soluciones y su precio medio, incluyendo otros tipos de impresión como la impresión de resina (SLA)

Material	Módulo de Young (GPa)	Comportamiento	Tecnología 3D compatible	Precio medio (€/kg o L)
HA + PLA (composite)	3	Frágil	FDM	50
Formlabs Rigid 10K Resin	10	Frágil	SLA	360
Formlabs Rigid 4K Resin	4	Frágil	SLA	240

PLA + fibra de carbono	9	Semi-frágil	FDM	30
Nylon + fibra de carbono (Onyx)	15	Semi-frágil	FDM	230
Resina Dental Model	7,5	Frágil	SLA	175
Circonia FDM (composite)	12	Frágil	FDM	350
Simubone	1	Plástico	FDM	110
PLA	1	Plástico	FDM	25
ASA	0,65	Muy plástico	FDM	30

Tabla 10: Materiales alternativos de impresión

En la Gráfica 23 se muestra la relación módulo precio de los materiales mencionados.



Gráfica 23: Materiales alternativos de impresión

8.2 MAYOR EXACTITUD GEOMÉTRICA A PARTIR DE CT

Este trabajo se ha desarrollado utilizando como base la geometría externa del hueso, y aunque este enfoque es lo suficientemente exacto y ofrece buenos resultados, para trabajos futuros y posibles ampliaciones de esta investigación podría ser útil conocer la estructura interna del hueso para poder imprimirla con exactitud. Conocer esta geometría podría ayudar a estimar la cantidad de hueso cortical y trabecular y a establecer una relación con las propiedades mecánicas.

Si se pretende aplicar esta metodología para planificación quirúrgica, no se contará con secciones de hueso como en este trabajo sino con huesos completos que no se podrán escanear de esta manera al estar "in vivo".

Para esta tarea es necesario obtener un archivo .DICOM de la tomografía computarizada del hueso (TAC) y a través de un software de segmentación de imágenes médicas como *3D Slicer*, obtener un modelo 3D que exportar como archivo .stl para la impresión.

A partir del TAC completo se puede aislar el hueso de interés con la herramienta de "segmentation" (Figura 14 y Figura 15) para a continuación realizar un corte por plano para poder obtener la sección del hueso y su geometría interna (Figura 16y Figura 17). En las siguientes figuras se muestra un ejemplo del resultado tras este proceso

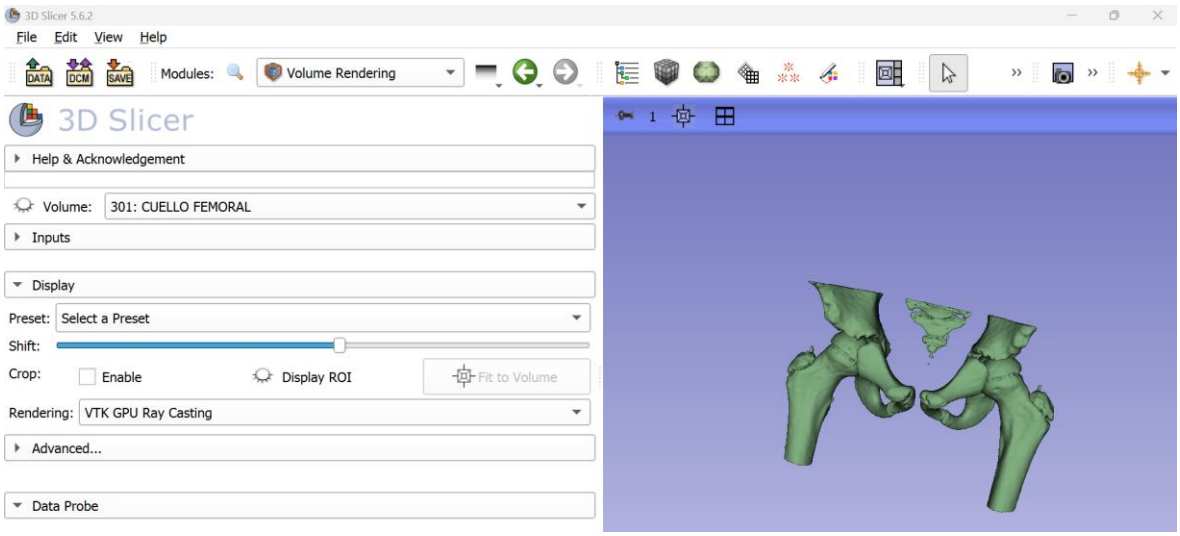


Figura 14: Segmentación del TAC para obtener el material óseo del escáner

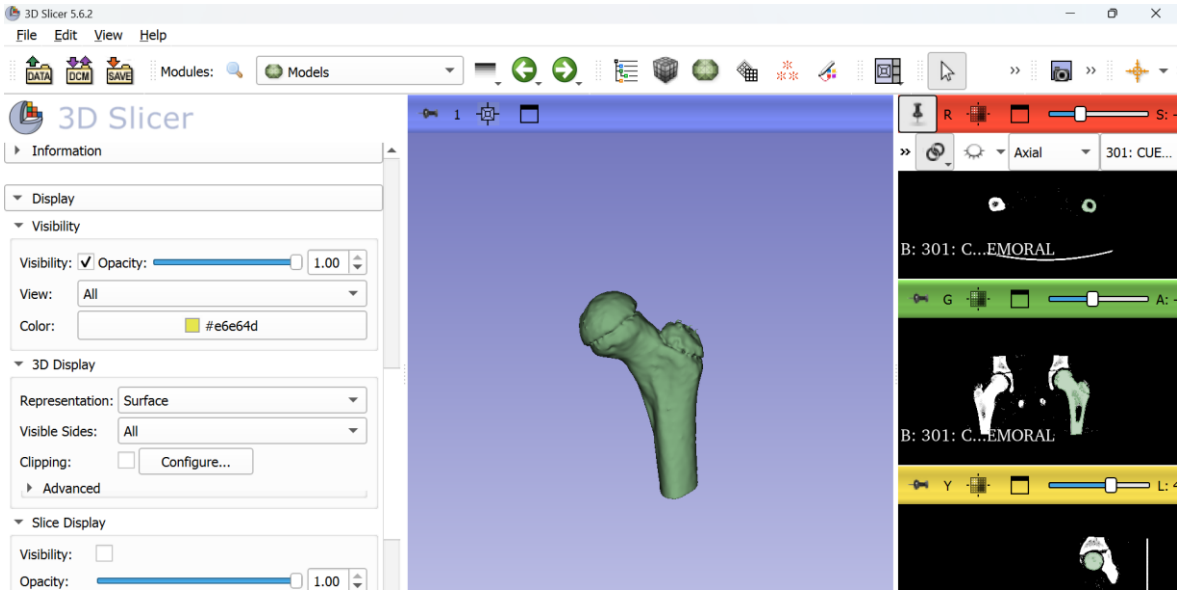


Figura 15: Aislamiento del fémur

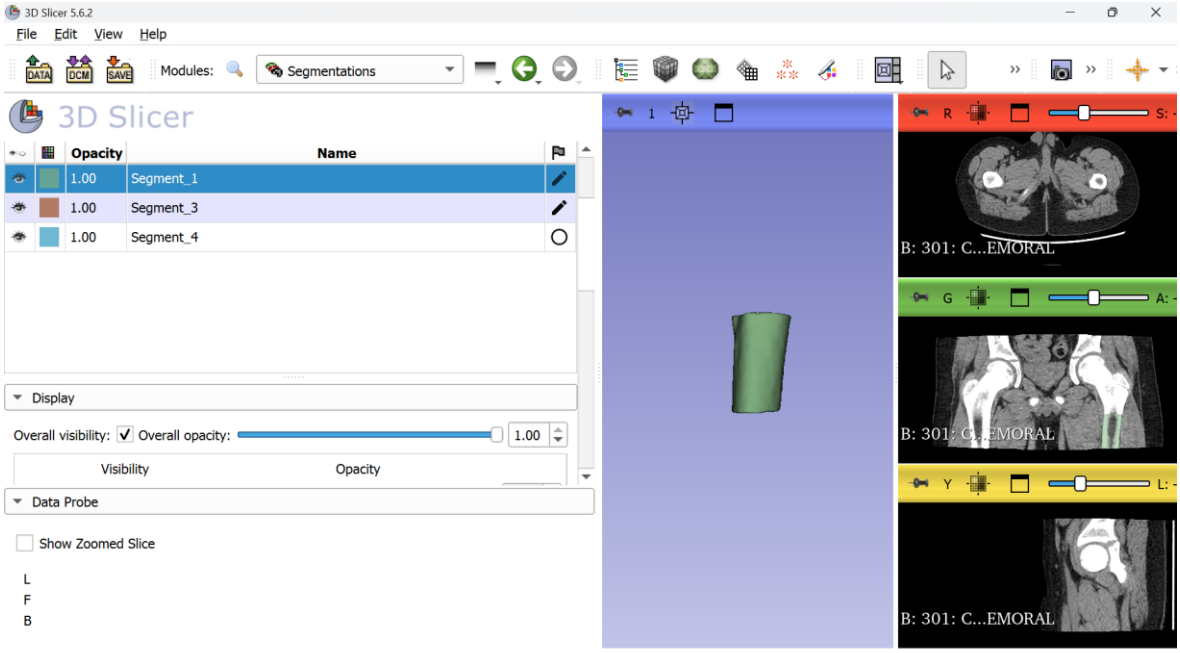


Figura 16: Corte por plano del fémur para obtener su sección

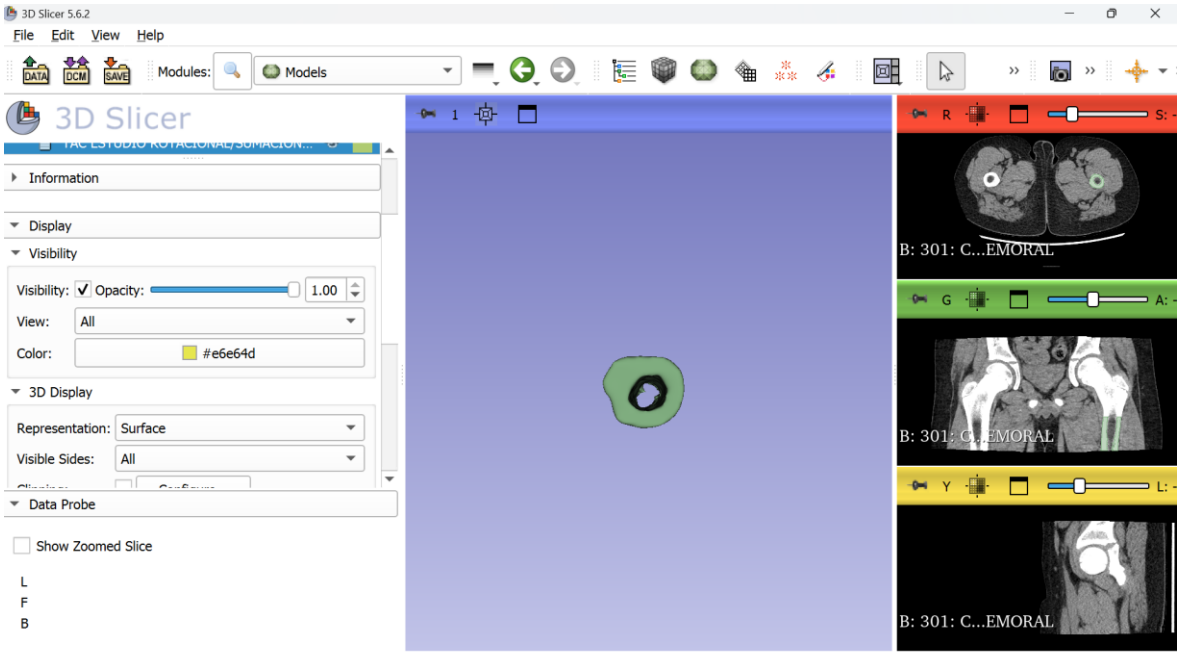


Figura 17: Sección en planta

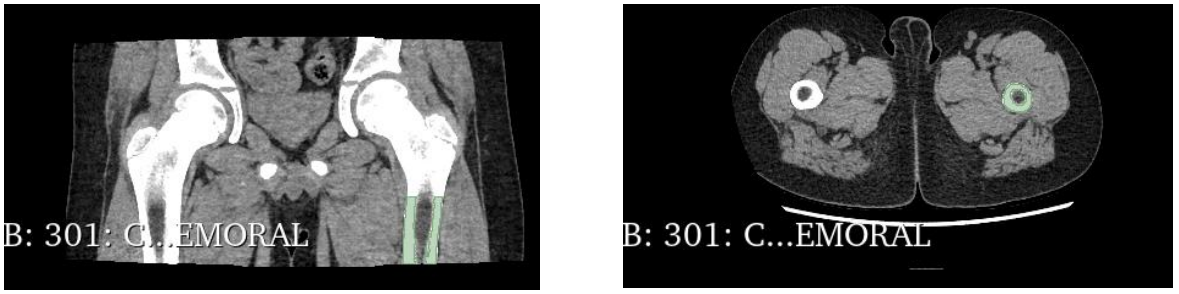


Figura 18: Vista en 2D alzado y planta

En definitiva, este trabajo, a pesar de no haber obtenido unos resultados concluyentes en la hipótesis planteada, y en el ambicioso camino de lograr una alternativa funcional y económica a los modelos utilizados en la actualidad, sí ha podido comparar los resultados obtenidos de la caracterización de materiales con los utilizados en la fabricación de los *phantoms*, abarcado un rango considerable de valores de densidad en los que los materiales utilizados logran alcanzar los valores de módulo y tensión de una de las espumas más versátiles del mayor fabricante de *phantoms*.

Además, en el intento de alcanzar el módulo del hueso real, se han obtenido resultados cercanos con Simubone en patrón concéntrico, lo que sirve como primer paso en este camino en el que ya con los datos obtenidos se pueden intuir resultados satisfactorios para guiar la investigación hacia nuevos materiales y nuevas técnicas de impresión que permitan algún día lograr replicar las propiedades mecánicas del hueso, empezando por la resistencia y la rigidez y pudiendo ampliarse a otras características útiles para la planificación quirúrgica, con el objetivo de lograr una medicina más precisa, segura y accesible.

Capítulo 9. BIBLIOGRAFÍA

1. NÄGL, Katharina; REISINGER, Andreasand PAHR, Dieter H. The Biomechanical Behavior of 3D Printed Human Femoral Bones Based on Generic and Patient-Specific Geometries. *3D Printing in Medicine*, -11-23, 2022, vol. 8, no. 1.

2. *The History of 3D Printing: 3D Printing Milestones.* , 2023 [cited 19 de abril de 2025].

3. PRADEEP, P. V.; and PAUL, Lijo. Review on Novel Biomaterials and Innovative 3D Printing Techniques in Biomedical Applications. *Materials Today: Proceedings*, 2022, vol. 58. pp. 96–103. Available from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214785322000992>. ISSN 2214-7853.

4. D'URSO, P. S., et al. *Custom Cranioplasty using Stereolithography and Acrylic.* .

5. SINGARE, Sekou, et al. *Individually Prefabricated Prosthesis for Maxilla Reconstruction.* Wiley, -09-18, 2006. ISBN 1059-941X.

6. MISHRA, Abhay; and SRIVASTAVA, Vivek. Biomaterials and 3D Printing Techniques used in the Medical Field. *Journal of Medical Engineering &Amp; Technology*, -04-30, 2021, vol. 45, no. 4. pp. 290. ISSN 0309-1902.

7. ELFAR, J., et al. Composite Bone Models in Orthopaedic Surgery Research and Education. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, -01-31, 2014, vol. 22, no. 2. pp. 111. ISSN 1067-151X.

8. ZDERO, Radovan; BRZOZOWSKI, Paweland SCHEMITSCH, Emil H. Biomechanical Properties of Artificial Bones made by Sawbones: A Review. *Medical Engineering &Amp; Physics*, -06-28, 2023, vol. 118. ISSN 1350-4533.

9. RAEKER-JORDAN, Elisha A., et al. High-Fidelity Wrist Fracture Phantom as a Training Tool to Develop Competency in Orthopaedic Surgical Trainees. *JAAOS: Global Research and Reviews*, 2025, vol. 5, no. 5. pp. e20.

10. SEKHAR, Aarti; SUN, Maryellen R.and SIEWERT, Bettina. A Tissue Phantom Model for Training Residents in Ultrasound-Guided Liver Biopsy. *Academic Radiology*, -07, 2014, vol. 21, no. 7. pp. 902. ISSN 1076-6332.

11. TANG, B.; HANNA, G. B.and CUSCHIERI, Alfred. Analysis of Errors Enacted by Surgical Trainees during Skills Training Courses. *Surgery*, -07, 2005, vol. 138, no. 1. pp. 14. ISSN 0039-6060.

12. TANG, B.; HANNA, G. B.and CUSCHIERI, Alfred. Analysis of Errors Enacted by Surgical Trainees during Skills Training Courses. *Surgery*, -07, 2005, vol. 138, no. 1. pp. 14. ISSN 0039-6060.

13. SHARIR, Amnon; BARAK, Meir Maxand SHAHAR, Ron. Whole Bone Mechanics and Mechanical Testing. *The Veterinary Journal*, -09-13, 2007, vol. 177, no. 1. pp. 8. ISSN 1090-0233.

14. CERVERA RUIZ, Miguel; and BLANCO DÍAZ, Elena. *Resistencia De Materiales.* .

15. MORGAN, Elise F.; UNNIKRISNAN, Ginu U.and HUSSEIN, Amira I. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annual Review of Biomedical Engineering*, -06-04, 2019, vol. 20, no. 1. pp. 119. ISSN 1523-9829.

16. COREÑO-ALONSO, Juan; and TERESA MÉNDEZ-BAUTISTA, María. Relación Estructura-Propiedades De Polímeros.

17. *Estudio De La Morfología Del Cuerpo Verterbral En Una L4 Humana Con Modelos De Remodelación Ósea Interna Y Externa.* .

18. KEAVENY, Tony M., et al. *Biomechanics of Trabecular Bone.* .

19. RHO, Jae-Young; KUHN-SPEARING, Liisaand ZIOUPOS, Peter. Mechanical Properties and the Hierarchical Structure of Bone.

20. PERNET, Benoît; NAGEL, Jacquelyn Kayand ZHANG, Hao. Compressive Strength Assessment of 3D Printing Infill Patterns. *Procedia CIRP*, 2022, vol. 105. pp. 682. ISSN 2212-8271.