

**DETERMINACIÓN MEDIANTE SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DEL
COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE PIEZAS IMPRESAS POR FDM CON
DIFERENTES ESTRUCTURAS EN CELOSÍA**

JEAN PAUL REYES LÓPEZ

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ
2020**

**DETERMINACIÓN MEDIANTE SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DEL
COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE PIEZAS IMPRESAS POR FDM CON
DIFERENTES ESTRUCTURAS EN CELOSÍA**

JEAN PAUL REYES LÓPEZ

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico

Director de tesis Ing. Oscar Rodrigo López Vaca

Codirector de tesis Ing. Ricardo Alberto Forero Rubiano

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ
2020**

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Dedicación

A DIOS.

A MIS PADRES.

Agradecimientos

A Dios, por la fortaleza y confianza que me ha brindado durante toda mi vida.

A mis padres, a quienes les debo todo lo que soy.

A la Universidad Santo Tomás, por la oportunidad de formarme como persona y como ingeniero.

Al ingeniero Oscar Rodrigo López Vaca, por su acompañamiento y apoyo durante la elaboración de este trabajo.

CONTENIDO

1. RESUMEN	11
2. INTRODUCCIÓN	12
3. OBJETIVOS	14
3.1. OBJETIVO GENERAL	14
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	14
4. ENSAYO DE TENSIÓN EN POLÍMEROS SEGÚN NORMA ASTM D638 ..	15
4.1. Manufactura aditiva y su caracterización mecánica	15
4.2. Ensayo de tensión experimental en probetas de PLA/HA	16
4.3. Modelo computacional para la simulación del ensayo de tensión considerando comportamientos del material lineal y multilíneal.....	18
4.3.1. Resultados.....	20
4.4. Simulación computacional mediante fea del ensayo de tensión en polímeros según norma ASTM D638	22
4.4.1. Resultados.....	25
4.5. Discusión.....	28
4.6. Conclusiones del capítulo	29
5. SIMULACIÓN COMPUTACIONAL MEDIANTE FEA DE DIFERENTES ESTRUCTURAS EN CELOSÍA.....	30
5.1. Definición de las estructuras en celosía	30
5.2. Resultados	34
5.3. Discusión.....	40
5.4. Conclusiones del capítulo	40
6. SIMULACIÓN COMPUTACIONAL MEDIANTE FEA DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UN INJERTO DE PLA/HA EN UNA TIBIA BAJO CONDICIONES ESTÁTICAS	42
6.1. Definición del componente mecánico.....	42
6.2. Materiales asignados	46
6.3. Condiciones de frontera	46

6.3.1	Condiciones de frontera modelo bipodal	50
6.3.2	Condiciones de frontera modelo marcha.....	50
6.4	Enmallado.....	51
6.5	Resultados.....	52
6.5.1	Resultados modelo Bipodal.....	53
6.5.2	Resultados modelo Marcha.....	57
6.6	Discusión	61
6.7	Conclusiones del capítulo.....	62
7	CONCLUSIONES	63
8	RECOMENDACIONES	64
9	BIBLIOGRAFÍA.....	65

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Información de las probetas de la prueba experimental	17
Tabla 2. Resultados y comparación del modelo lineal y multilíneal	21
Tabla 3. Dominio de trabajo para la simulación del ensayo de tensión	23
Tabla 4. Materiales asignados para la simulación del ensayo de tensión	24
Tabla 5. Enmallado para la simulación del ensayo de tensión	24
Tabla 6. Resultados y comparación de los esfuerzos del modelo experimental y computacional de las probetas 1,2 y 3	25
Tabla 7. Comparación de la zona de falla del modelo experimental Vs zona de mayores esfuerzos principales en el modelo computacional	25-26
Tabla 8. Distribución de esfuerzos máximos principales en las probetas 1, 2 y 3 ...	27-28
Tabla 9. Información de las estructuras en celosía para aplicar a las probetas	31
Tabla 10. Tabla de variables, constantes y variables de respuesta para la simulación de las probetas con diferentes estructuras en celosía	32
Tabla 11. Material asignado para la simulación de las probetas con diferentes estructuras en celosía	32
Tabla 12. Análisis de convergencia para la definición de la malla	33
Tabla 13. Enmallado para la simulación de las probetas con diferentes estructuras en celosía	33-34
Tabla 14. Resultados de la simulación de probetas con diferentes estructuras en celosía	35
Tabla 15. Distribución de esfuerzos máximos principales en probetas con diferentes estructuras en celosía	36-37
Tabla 16. Injertos con diferentes estructuras en celosía	44
Tabla 17. Condiciones de cada modelo	45
Tabla 18. Propiedades de los materiales	46
Tabla 19. Contactos mecánicos	47-48
Tabla 20. Contactos mecánicos según el modelo	49
Tabla 21. Condiciones de frontera modelo Bipodal	50
Tabla 22. Condiciones de frontera modelo Marcha	50
Tabla 23. Esfuerzos medidos en la placa según la malla utilizada	51
Tabla 24. Error entre las diferentes mallas utilizadas	51
Tabla 25. Elementos y nodos en los componentes del modelo	52
Tabla 26. Esfuerzos modelo Bipodal	53-54-55
Tabla 27. Esfuerzos modelo Marcha	58-59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Manufactura aditiva	15
Figura 2. Dimensiones probeta tipo I para el ensayo de tensión en polímeros según la norma ASTM D638.....	16
Figura 3. Curva $\sigma - \epsilon$ de la probeta 1 (prueba experimental).....	17
Figura 4. Curva $\sigma - \epsilon$ de la probeta 2 (prueba experimental).....	18
Figura 5. Curva $\sigma - \epsilon$ de la probeta 3 (prueba experimental).....	18
Figura 6. Ejemplo de un modelo lineal, bilienal y multilienal	19
Figura 7. Probeta en CAD para comprobar los modelos lineales y multilineales.....	19
Figura 8. Condiciones de frontera para la simulación del modelo lineal y multilineal.	20
Figura 9. Análisis de convergencia para la simulación del modelo lineal y multilineal	20
Figura 10. Ejemplos de piezas con diferentes estructuras en celosía en SpaceClaim...	22
Figura 11. Probeta para la simulación (sin estructura en celosía) en SpaceClaim	23
Figura 12. Cuarto de probeta para la simulación (sin estructura en celosía) en SpaceClaim.....	23
Figura 13. Condiciones de frontera para la simulación.....	24
Figura 14. Ejemplos de las estructuras en celosía que se pueden generar en SpaceClaim	30
Figura 15. Comparación de los esfuerzos máximos principales de las probetas con diferentes estructuras en celosía	38
Figura 16. Comparación de la deformación plástica equivalente de las probetas con diferentes estructuras en celosía	38
Figura 17. Comparación de la densidad de las probetas con diferentes estructuras en celosía.....	39
Figura 18. Comparación del comportamiento de los esfuerzos con respecto a la deformación de las probetas con diferentes estructuras en celosía	39
Figura 19. Curva $\sigma - \epsilon$ para diferentes patrones de relleno.....	40
Figura 20. Modelo CAD a estudiar. Sistema óseo de la pierna derecha con fractura...	43
Figura 21. Ejemplo de un injerto obtenido por impresión 3D.....	43
Figura 22. CAD modelo de marcha (izquierda) y bipodal (derecha).....	45
Figura 23. Carga sobre la tibia en condiciones estáticas	49
Figura 24. Perfil de esfuerzos verticales en el injerto en la zona crítica para los modelos bipodal	55
Figura 25. Perfil de esfuerzos horizontales en el injerto en la zona crítica para los modelos bipodal.....	56
Figura 26. Comparación de los esfuerzos presentes en los injertos en los modelos Bipodal con placa y tornillos	57

Figura 27. Comparación de los esfuerzos de Von Mises presentes en los injertos en los modelos Bipodal con placa y tornillos	57
Figura 28. Perfil de esfuerzos verticales en el injerto en la zona crítica para los modelos marcha	59
Figura 29. Perfil de esfuerzos horizontales en el injerto en la zona crítica para los modelos marcha.....	60
Figura 30. Comparación de los esfuerzos de Von Mises presentes en los injertos en los modelos de Marcha con placa y tornillos	61

1 RESUMEN

En la actualidad, los métodos convencionales de manufactura se han visto bastante influenciados por la tecnología de impresión 3D, debido a sus ventajas económicas, funcionales y sus innumerables aplicaciones. De igual manera la simulación computacional de piezas obtenidas por manufactura aditiva representa un gran avance para diversas industrias. En ese sentido, este trabajo pretende determinar a través de FEA el comportamiento mecánico de piezas de Ácido Poliláctico / Hidroxiapatita (PLA/HA) obtenidas por impresión 3D con diferentes estructuras en celosía.

Para esto, se parte del estudio de un ensayo de tensión experimental según la norma ASTM D638, el cual es replicado computacionalmente. Posteriormente se prueban diferentes estructuras en celosía por medio del mismo ensayo para luego ser aplicadas a un elemento mecánico.

En efecto, al llevar a cabo una simulación, se deben contrastar los resultados obtenidos con situaciones reales o reportes registrados en literatura científica o ingeniería especializada, ya que, por sí misma, esta no garantiza una representación correcta de la realidad. Esto, con el fin de validar que el comportamiento obtenido con la simulación tenga lógica bajo un punto de vista físico y sea posible extrapolar el modelo a nuevas y más complejas condiciones. Por esta razón, el desarrollo del modelo computacional que prueba las diferentes estructuras en celosía en las probetas y su posterior aplicación a un injerto de PLA/HA en la zona metafisaria distal de la tibia derecha de un hombre adulto, se llevó a cabo a partir del estudio y la réplica mediante FEA del ensayo de tensión experimental. Esto, no solo dio validez a los resultados obtenidos en la simulación, sino que también permitió extrapolar los conceptos aplicados a una probeta, a un modelo real mucho más complejo (tratamiento de una fractura).

Teniendo en cuenta lo anterior, el presente estudio realizado para optar al título de Ingeniero Mecánico de la Universidad Santo Tomás, aporta conocimientos en el área de la manufactura aditiva, sus materiales, su simulación computacional mediante elementos finitos, sus diversas aplicaciones y sus métodos de estudio, dando pie a futuras investigaciones sobre el tema.

2 INTRODUCCIÓN

El estudio de los materiales compuestos dentro de la ingeniería es de vital importancia y su implementación tiene una tendencia creciente [1]. Actualmente, están ya presentes en innumerables procesos industriales, tecnológicos y médicos, ya que ofrecen ventajas con respecto a los materiales convencionales en términos mecánicos, físicos y químicos [2], monetarios [3], de eficiencia, de desempeño funcional [4] y también, en algunos casos, en el aspecto medio ambiental [5] [6].

Una de sus más importantes aplicaciones se encuentra en el campo de la biomedicina: Los implantes óseos. Estos son obtenidos por impresión 3D debido a sus complejas geometrías; y son usados como sustitutos biológicos para el tratamiento de traumas, deficiencias esqueléticas, desarrollos anormales y/o tumores, con el fin de restaurar, mantener o mejorar la función normal del tejido [6] [7]. Por tal motivo, es importante caracterizar materiales y geometrías que cumplan con estas condiciones de funcionabilidad (por ejemplo piezas impresas 3D con diferentes estructuras en celosía de material polímero/cerámico PLA/hidroxiapatita), para impulsar aún más esta tecnología ya que los precios de los implantes son bastante elevados [8]. Esto beneficiaría a miles de personas con problemas ortopédicos, craneofaciales, orales y/o maxilofaciales a nivel mundial [9].

De igual forma, y debido a la inminente importancia de los materiales compuestos y a la impresión 3D, no solo en los sectores médicos e industriales, sino también en el ámbito investigativo y académico, ya que, éstos representan un recurso estratégico para el desarrollo [10]; el grupo de investigación de la Universidad Santo Tomás ha venido trabajando, en la generación de scaffolds obtenidos por FDM, en el estudio de los compuestos polímero/cerámico (PLA/HA) y también en los implantes óseos.

En consecuencia, la ingeniería tiene la necesidad de producir este tipo de elementos mecánicos con el fin de impulsar el desarrollo de la humanidad. Sin embargo, debido a sus características, a sus particulares geometrías, a las condiciones de cargas a las que están sometidas, y, sobretodo, a su obtención mediante impresión 3D, el estudio correcto de este tipo de estructuras no es sencillo, pues la complejidad de las soluciones analíticas y su costo en términos de tiempo y dinero, representan una barrera; así que, existe la necesidad de emplear FEA y software especializados para analizar y descubrir su comportamiento mecánico obteniendo así evaluaciones más sofisticadas [11] para llegar a estudiar geometrías y modelos más complejos.

En la primera parte del documento, se abordó el tema de la manufactura aditiva y su caracterización mecánica, lo cual abrió paso al estudio de una prueba experimental llevada a cabo en la universidad Santo Tomás, que determinó las propiedades mecánicas del compuesto PLA/HA a través del ensayo de tensión en polímeros según la norma ASTM

D638. Después se revisó el modelamiento de materiales multilíneales, y fueron comparados con modelos lineales ya que las piezas se llevaron a rotura. Se procedió entonces a simular computacionalmente mediante FEA el ensayo mencionado y se validaron sus resultados con la prueba experimental. Luego se definieron varias estructuras en celosía y se probaron a través del mismo ensayo, esto para ver cuáles contaban con mejores propiedades mecánicas. Finalmente se eligió un componente mecánico de material afín para comprobar dichas estructuras en celosía. En este caso se trabajó con un injerto de PLA/HA, aplicado al sistema óseo conformado por la tibia, el peroné y el pie, en un modelo que estudia su comportamiento biomecánico bajo condiciones estáticas. Se simuló computacionalmente los diferentes modelos mediante FEA y se analizaron sus comportamientos.

Este documento consta de 9 capítulos. El capítulo 1 es el resumen, el 2 la introducción y el 3 los objetivos. Los capítulos 4, 5 y 6 son el cuerpo del trabajo, en el 4 se lleva a cabo el estudio del ensayo de tensión en polímeros, dando cumplimiento al primer objetivo, en el 5 se probaron mediante FEA varias estructuras en celosía, siguiendo el segundo objetivo, y en el 6 se simuló a través de FEA un componente mecánico de material PLA/HA con el fin de cumplir el tercer objetivo. Estos capítulos (4, 5 y 6) tienen la siguiente estructura: Desarrollo del contenido, resultados, discusión y conclusiones del capítulo. El capítulo 7 son las conclusiones, el 8 las recomendaciones y el 9 la bibliografía.

El presente trabajo determina el comportamiento mecánico mediante simulación computacional de piezas de PLA/HA impresas por FDM con diferentes estructuras en celosía y abre las puertas a una línea de investigación e innovación sobre el tema.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

- Determinar mediante simulación computacional el comportamiento mecánico de piezas de PLA con HA impresas por FDM utilizando diferentes estructuras en celosía.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desarrollar el modelo de elementos finitos a partir de datos experimentales de referencia, bajo norma ASTM D638.
- Simular computacionalmente mediante FEA un ensayo de tensión para probetas con diferentes estructuras en celosía según la norma ASTM D638.
- Validar mediante simulación computacional una estructura en celosía aplicada a un elemento mecánico de material PLA/HA.

4 ENSAYO DE TENSION EN POLÍMEROS SEGÚN NORMA ASTM D638

En este capítulo se llevará a cabo el modelo de elementos finitos del ensayo de tensión para polímeros bajo norma ASTM D368, a partir de datos de referencia tomados de una prueba experimental de acuerdo al trabajo realizado por Torres en la universidad Santo Tomás [13].

4.1 Manufactura aditiva y su caracterización mecánica

También conocida por sus siglas en inglés como FFF (Fused Filament Fabrication), o FDM (Fused Deposition Modeling), la manufactura aditiva es una tecnología que construye objetos 3D agregando capa sobre capa de material, es un procedimiento continuo, en el cual, el material es forzado a pasar por un orificio de conformado con el fin de formar diferentes geometrías como perfiles, tubos, filamentos, entre otros.

Las máquinas extrusoras usan una temperatura controlada de impresión para depositar el material en una plataforma en forma de capas para construir una pieza 3D, como se evidencia en la figura 1. Un filamento es conducido por un cabezal de extrusión calentado, el cual recorre una trayectoria precisa de manera secuencial, mientras lo derrite, permitiendo la formación de capas delgadas que sumadas en vertical conforman un volumen [12].

La fabricación por filamento fundido (FFF) es una de las tecnologías más utilizadas en la impresión 3D de andamios para tejidos óseos, ya que permite generar geometrías complejas con determinadas porosidades [13].

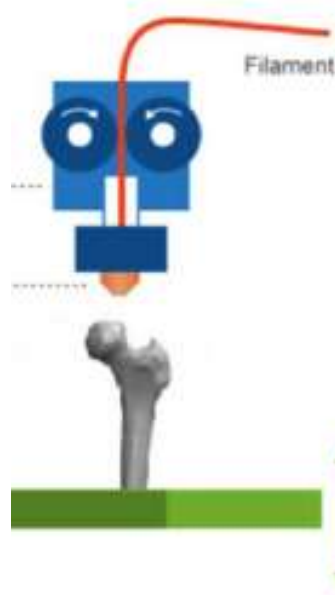


Figura 1. Manufactura aditiva. Fuente: [14].

En cuanto a la caracterización mecánica de piezas obtenidas a partir de impresión 3D, y, sobre todo, para materiales compuestos de base polimérica, existen varias normas y procedimientos; aunque la más acertada es la Metodología de prueba estándar para propiedades a tracción de plásticos, la cual corresponde a la prueba de tensión según la norma ASTM D638 de la Sociedad Americana para Ensayos y Materiales.

Esta norma se encarga de explicar el método adecuado para obtener los datos correspondientes a las propiedades de tracción de materiales plásticos reforzados o no reforzados. Indica también la geometría de las probetas y las especificaciones de cada una de ellas [15].

4.2 Ensayo de tensión experimental en probetas de PLA/HA

El ensayo de tensión realizado por Torres [13] fue tomado como referencia para la simulación computacional. El objetivo de este ensayo era “Caracterizar la resistencia mecánica a tensión del ácido Poliláctico/hidroxiapatita por manufactura aditiva mediante fabricación por filamento fundido”. Para esto, fueron expuestas las generalidades del PLA y HA y el porqué de su elección como biomateriales usados en la ingeniería de tejidos óseos. Fue presentada la metodología utilizada para la generación de las estructuras porosas mediante impresión 3D y a partir de esto se fabricaron las diferentes probetas tipo I (figura 2) que fueron llevadas a rotura a través del ensayo de tensión según la norma ASTM D638. Finalmente, se presentaron los resultados del ensayo, los cuales alimentaron el modelo computacional.

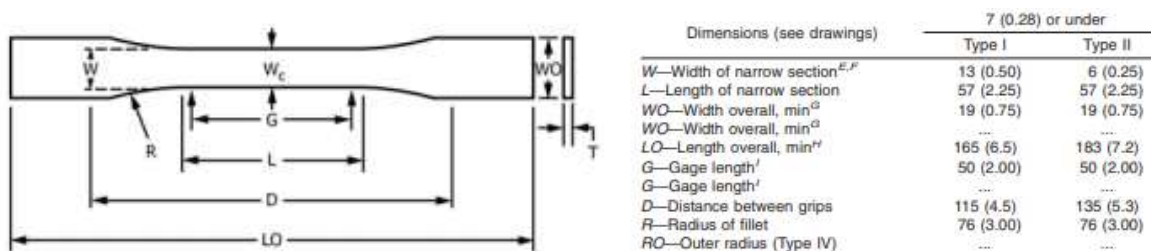


Figura 2. Dimensiones probeta tipo I para el ensayo de tensión en polímeros según la norma ASTM D638. Fuente: [15].

Por consiguiente, basados en este proyecto hecho en la universidad Santo Tomás que determinó las propiedades mecánicas del compuesto PLA/HA a través del ensayo citado, se generó y se le dio validez al modelo computacional.

Para la producción del material compuesto PLA/HA, en la prueba experimental las probetas fueron elaboradas con diferentes estructuras en celosía, teniendo en cuenta como factores de entrada (parámetros de impresión) el porcentaje de HA, la porosidad, el espesor de capa y el ángulo de trama.

En cuanto a los resultados, las variables de respuesta del experimento determinaron las propiedades mecánicas; a través de la resistencia a la tensión y el módulo de elasticidad (curva Esfuerzo/Deformación), de las probetas fabricadas por FFF y considerando el diseño de experimentos, mediante ensayos de conformidad a la norma ASTM D 638 [13].

Si bien se estudiaron más de 20 probetas; para la simulación computacional mediante FEA en ANSYS, se tomó solo la información de tres probetas (tabla 1 y figuras 3-5). De igual manera, los parámetros a tener en cuenta para la simulación fueron seleccionados teniendo en cuenta las conclusiones del trabajo citado, y el análisis de las curvas Esfuerzo / Deformación obtenidas.

Para garantizar el crecimiento celular, la vascularización y el suministro de nutrientes y oxígeno los parámetros son: Una concentración de 0 y 2,5% de HA, una porosidad del 70%, un espesor de capa de 0,35mm y un ángulo de trama de 0-90° y 45-135°. Con estas condiciones se representa una gran parte del dominio estudiado y con tres modelos es suficiente para validar la réplica del ensayo refinar las simulaciones computacionales.

Probetas	Parámetros de impresión				Propiedades mecánicas		
	Porcentaje de HA [%]	Porosidad [%]	Espesor de Capa [mm]	Ángulo de trama [°]	Esfuerzo último a tensión [Mpa]	Módulo de elasticidad [Gpa]	Porcentaje de alargamiento [%]
1	2,5	70	0,35	0-90	4,35	0,282	1,63
2	2,5	70	0,35	45-135	1,13	0,032	28,33
3	0	70	0,35	45-135	0,98	0,03	15,5

Tabla 1. Información de las probetas de la prueba experimental. Fuente: [13].

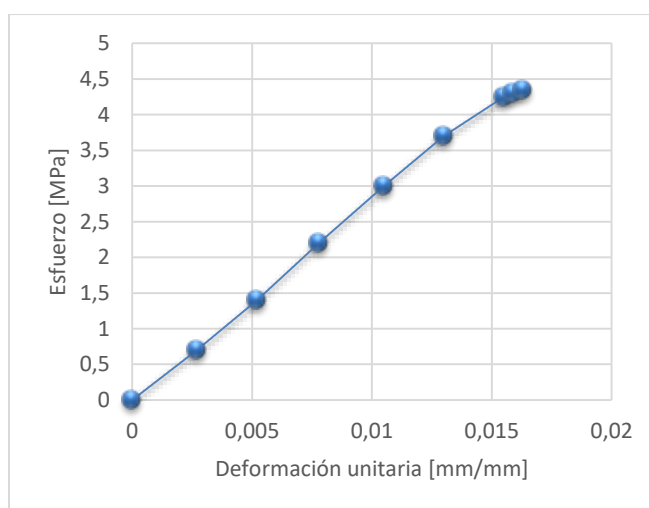


Figura 3. Curva $\sigma - \epsilon$ de la probeta 1 (prueba experimental). Fuente: [13].

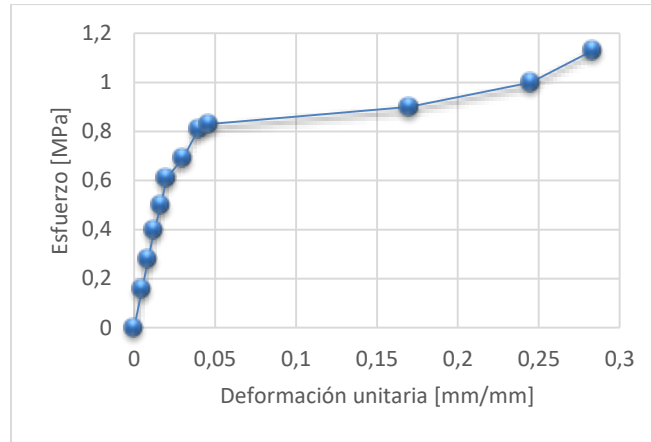


Figura 4. Curva $\sigma - \epsilon$ de la probeta 2 (prueba experimental). Fuente: [13].

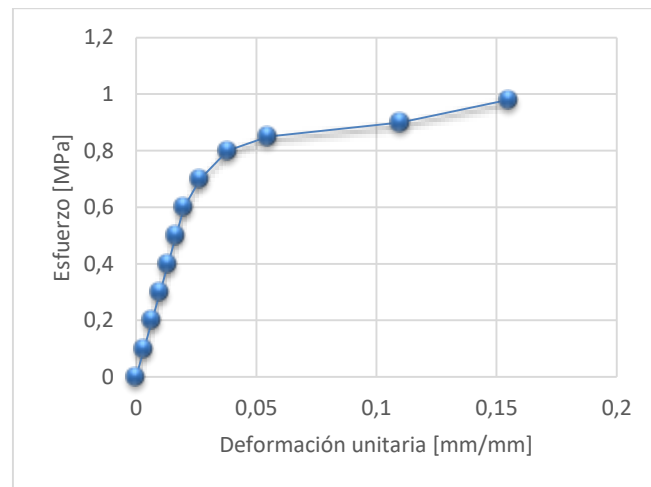


Figura 5. Curva $\sigma - \epsilon$ de la probeta 3 (prueba experimental). Fuente: [13].

4.3 Modelo computacional para la simulación del ensayo de tensión considerando comportamientos del material lineal y multilíneal

Teniendo en cuenta que las probetas son llevadas a rotura, y analizando las gráficas de $\sigma - \epsilon$ obtenidas tras la prueba experimental, se evidencia una relación no lineal, un comportamiento plástico bastante pronunciado, y grandes desplazamientos que no pueden ser despreciables; sobre todo en las probetas 2 y 3 (figuras 4 y 5). Esto convierte al problema estructural en un modelo multilíneal, como lo evidencia la figura 6 [16].



Figura 6. Ejemplo de un modelo lineal, bilineal y multilíneal. Fuente: Autor.

Con objeto de contrastar el comportamiento de un material lineal con uno multilíneal se realizan dos simulaciones mediante FEM en ANSYS de la prueba de tensión según la norma ASTM D638. Para este caso, con las dimensiones que brinda la norma (figura 2) se modela una probeta de acero con un agujero en el medio (figura 7). Este concentrador de esfuerzos dejará ver más claramente los resultados a validar: El esfuerzo máximo principal y la deformación plástica equivalente, la cual mide la cantidad de deformación permanente. La única diferencia de las dos simulaciones es la forma en la que se define el material.

Para la simulación computacional se requiere un dominio de trabajo, que tanto para el modelo lineal, como para el modelo multilíneal, será el mismo: La probeta tipo I ya mencionada (figura 2), en este caso con un agujero en la mitad (figura 7)

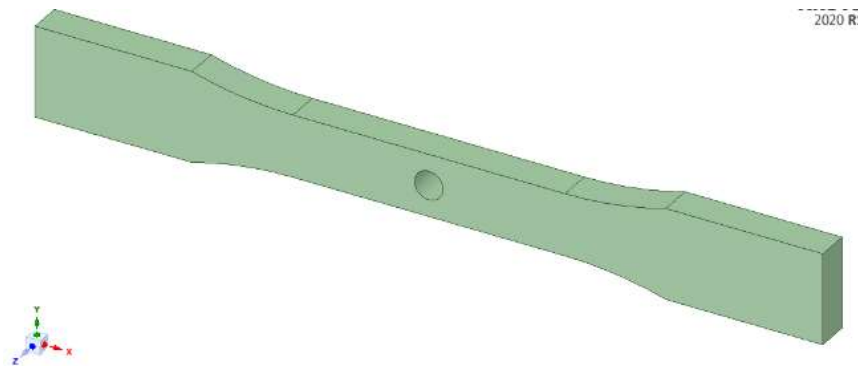


Figura 7. Probeta en CAD para comprobar los modelos lineales y multilíneales. Fuente: Autor.

En cuanto al material asignado, para el modelo lineal, se tiene en cuenta el módulo de Young y el coeficiente de Poisson. Mientras que para el modelo multilíneal las propiedades del material consideradas siguen el modelo de endurecimiento cinemático multilíneal [17] y para su simulación es necesario, además del módulo de Young y el coeficiente de Poisson, las magnitudes que definen la curva $\sigma - \epsilon$.

Para las condiciones de frontera se utiliza un soporte fijo en un extremo de la probeta (punto B figura 8) y un desplazamiento en el otro extremo (punto A figura 8), el cual representa la mordaza que se desplaza para completar la prueba de tensión.



Figura 8. Condiciones de frontera para la simulación del modelo lineal y multilíneal. Fuente: Autor.

El enmallado se realizó partiendo de la malla por defecto. Después se refinó la parte adyacente al concentrador de esfuerzos y finalmente, se aplicó un método predominante de elementos hexaédricos. Tras el análisis de convergencia (figura 9), cuyas variaciones fueron menores al 1%, los siguientes valores fueron los adecuados para la solución.

Malla	# Nodos	Esfuerzo equivalente [Mpa]	Error [%]
1	1359	1970	6,903553299
2	20954	2106	2,340930674
3	108373	2155	0,227346541
4	273925	2160	

Figura 9. Análisis de convergencia para la simulación del modelo lineal y multilíneal. Fuente: Autor.

4.3.1 Resultados

Las variables a medir tras la comparación del modelo lineal con el multilíneal son el esfuerzo equivalente y la deformación plástica equivalente. Esto con el fin de determinar las diferencias entre ambos modelos. La tabla 2 muestra y compara los resultados, las zonas en rojo representan las magnitudes máximas presentes.

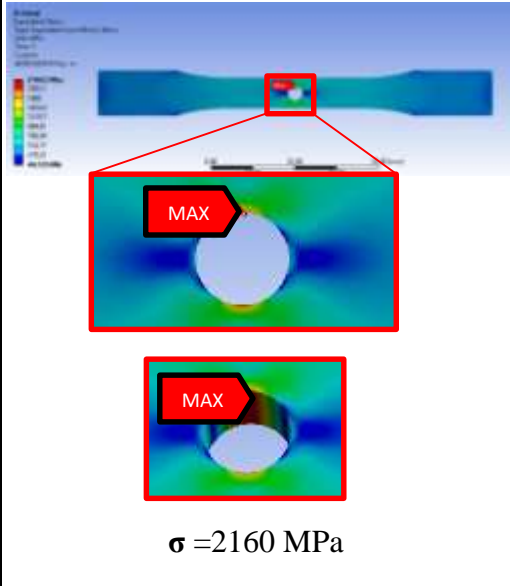

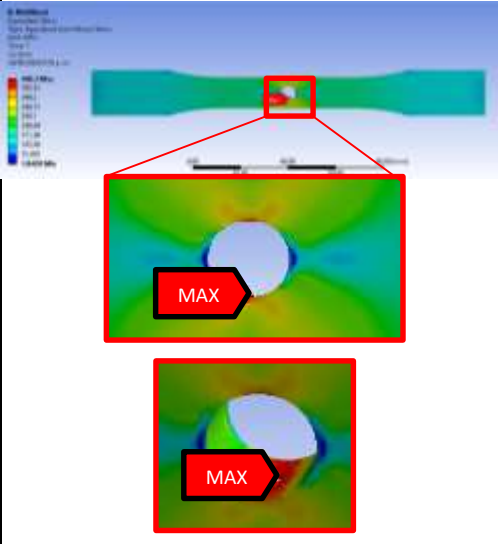
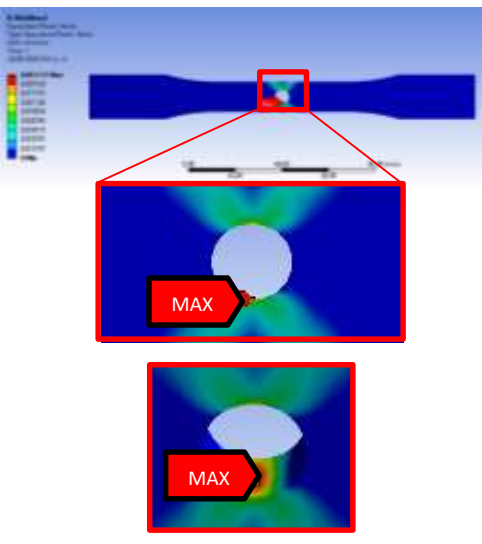
	Esfuerzo equivalente [Mpa]	Deformación plástica equivalente [mm/mm]
Modelo lineal	 <p>$\sigma = 2160 \text{ MPa}$</p>	 <p>$\epsilon_p = 0$</p>
Modelo multilíneal	 <p>$\sigma = 440 \text{ MPa}$</p>	 <p>$\epsilon_p = 0,091 \text{ mm/mm}$</p>

Tabla 2. Resultados y comparación del modelo lineal y multilíneal. Fuente: Autor.

Se evidencia que el esfuerzo varía considerablemente de un modelo a otro, es bastante menor en el modelo multilíneal, y como era de esperarse, no existe deformación plástica en el modelo lineal, es decir que no es posible saber en qué momento la deformación pasa a ser

permanente, ya que se supone toda elástica. Estos fenómenos no pueden despreciarse y, por lo tanto, es necesario trabajar con el modelo de material multilíneal.

4.4 Simulación computacional mediante FEA del ensayo de tensión en polímeros según norma ASTM D638

Siguiendo el modelo de material multilíneal, se procede a replicar la prueba experimental de Torres [13] mediante FEA en ANSYS, con el fin de contrastar los esfuerzos y las zonas de fallas reales con los resultados obtenidos tras la simulación.

Como ya se mencionó, y por las razones anteriormente expuestas, se harán tres modelos alimentados con los datos de la tabla 1 y de acuerdo a la geometría y propiedades de material, así como el modelo de material que mejor representa el comportamiento de los mismos (figura 2 a 5).

El componente a estudiar es una probeta obtenida mediante FDM, que, según sus condiciones, cuenta con una estructura en celosía específica.

Para generar las estructuras en celosía es necesario contar con una pieza sólida, la cual será la base de la misma. En el software CAD de ANSYS, SpaceClaim, es posible generar estas estructuras a partir de sólidos, definiendo el patrón de relleno, el porcentaje de relleno y el espesor de capa. La orientación de las fibras se genera según la orientación de la pieza en los ejes coordenados del software [18]. La figura 10 muestra algunos ejemplos.

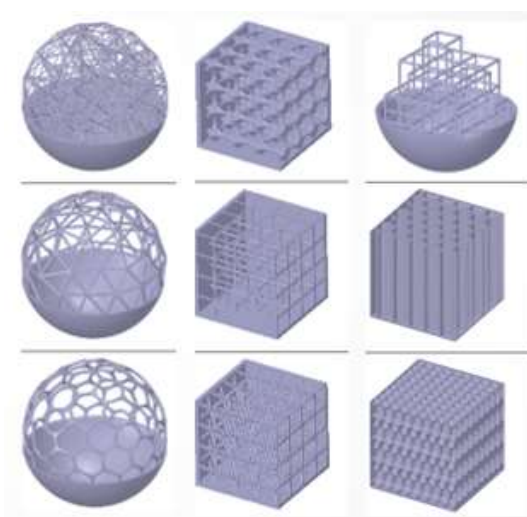


Figura 10. Ejemplos de piezas con diferentes estructuras en celosía en SpaceClaim. Fuente: [18].

Para modelar las probetas con las estructuras en celosía, se parte de la probeta sólida (figura 11). Sin embargo, al tratarse de una figura simétrica, y para simplificar el modelo y los recursos necesarios para su solución, se trabaja con un cuarto de la misma (figura 12).

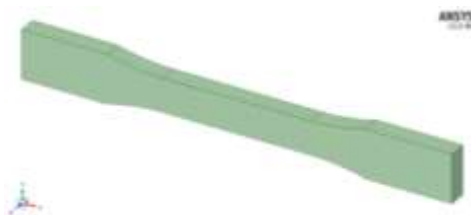


Figura 11. Probeta para la simulación (sin estructura en celosía) en SpaceClaim. Fuente: Autor.

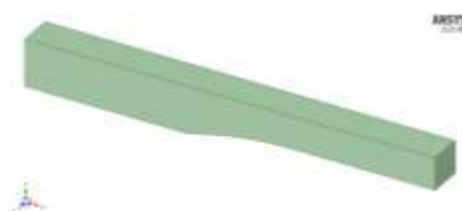


Figura 12. Cuarto de probeta para la simulación (sin estructura en celosía) en SpaceClaim. Fuente: Autor.

En adición, con los datos de la tabla 1, se completa el proceso para la generación de las estructuras en celosía y el resultado se muestra en la tabla 3. Todas tienen un patrón de relleno cuadrado, ya que así fue llevado a cabo el modelo experimental. Además, teniendo en cuenta que las probetas 2 y 3 tienen las mismas características, en términos de porosidad, espesor de capa y ángulo de trama, el dominio de trabajo es el mismo. La diferencia radica en el porcentaje de HA, lo cual se representa mediante la inclusión de una curva $\sigma - \epsilon$ y se tendrá en cuenta en el modelo computacional a la hora de ingresar las propiedades del material.

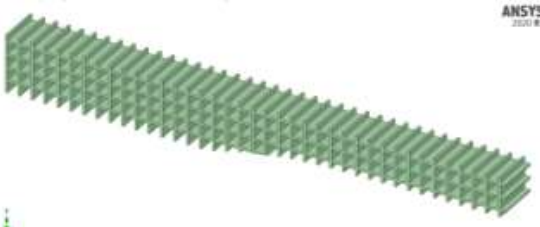
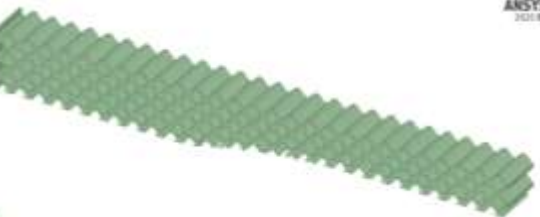
Probetas	Patrón de relleno	Porosidad [%]	Ángulo de trama [°]	CAD
1	Cuadrado	70	0-90	
2	Cuadrado	70	45-135	
3	Cuadrado	70	45-135	

Tabla 3. Dominio de trabajo para la simulación del ensayo de tensión. Fuente: Autor.

Al definir las propiedades del material se parte el concepto del comportamiento multilíneal, el cual sigue el modelo de endurecimiento cinemático multilíneal [18]. Para su simulación las propiedades mecánicas que se requieren son el módulo de elasticidad, el coeficiente de Poisson y las magnitudes que definen la curva $\sigma - \epsilon$ (tabla 4).

	Módulo de elasticidad [Gpa]	Coefficiente de Poisson	Curva $\sigma - \epsilon$
Probeta 1	0,282	0,4	Figura 3
Probeta 2	0,032	0,4	Figura 4
Probeta 3	0,03	0,4	Figura 5

Tabla 4. Materiales asignados para la simulación del ensayo de tensión. Fuente: Autor.

Como se trabajó con un cuarto de la figura, es necesario aplicar en ANSYS dos simetrías para que el software represente la totalidad de la probeta. Estas simetrías le generan un anclaje a la pieza, es decir una restricción de movimiento.

En cuanto a las condiciones de carga, como se evidencia en la figura 13, se aplica en el extremo de la probeta un desplazamiento, el cual, representa la mordaza que se desplaza para completar la prueba de tensión. Este desplazamiento corresponde al momento de rotura del material.

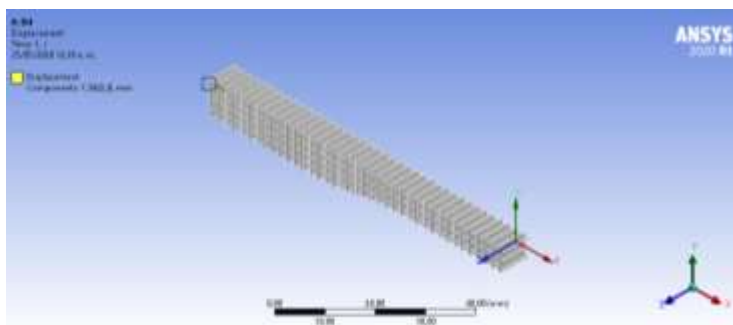


Figura 13. Condiciones de frontera para la simulación. Fuente: Autor.

Inicialmente se generó un enmallado por defecto para luego, refinar la malla en función del cálculo del error. El análisis de convergencia, cuyas variaciones fueron menores al 1% en los tres casos, arrojó los siguientes valores (tabla 5), los cuales fueron adecuados para la solución.

	Nodos	Elementos
Probeta 1	39.088	5.720
Probeta 2	66.243	33.844
Probeta 3	66.243	33.844

Tabla 5. Enmallado para la simulación del ensayo de tensión. Fuente: Autor.


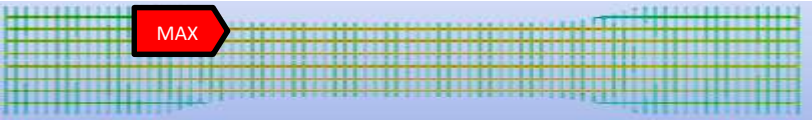
4.4.1 Resultados

Las variables a medir con la simulación del ensayo de tensión en polímeros según la norma ASTM D638 son los esfuerzos máximos principales y la zona de falla o de rotura de las probetas. La tabla 6 muestra los esfuerzos máximos principales tanto en el modelo experimental como en el computacional y su diferencia porcentual.

Probetas	Esfuerzo máximo principal [Mpa]	
	Modelo experimental	Modelo computacional
1	4,35	4,51
2	1,13	1,10
3	0,98	0,93

Tabla 6. Resultados y comparación de los esfuerzos del modelo experimental y computacional de las probetas 1,2 y 3. Fuente: Autor.

La tabla 7 compara la zona de falla del modelo experimental con la zona de mayores esfuerzos principales en el modelo computacional.

Comparación de la zona de falla del modelo experimental y zona de mayores esfuerzos principales en el modelo computacional		
Probetas	Imagen	Modelo
1		Experimental Fuente: [13]
		Computacional Fuente: Autor


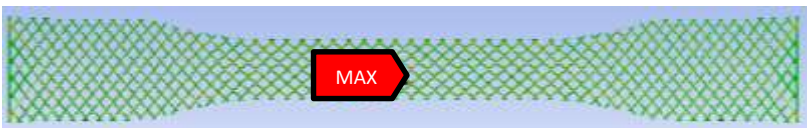

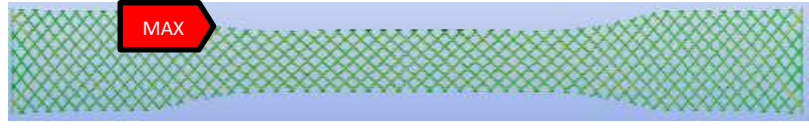
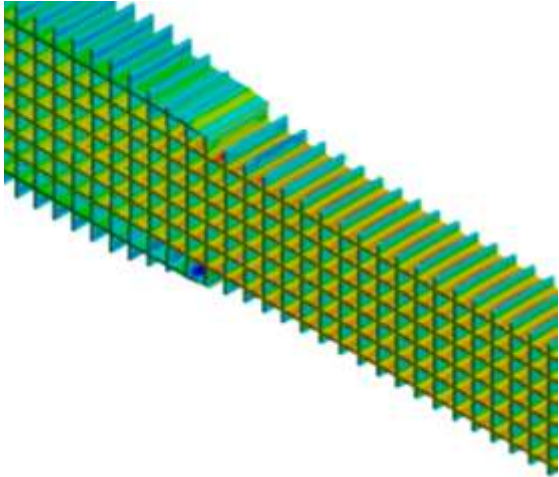
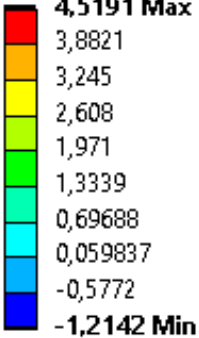
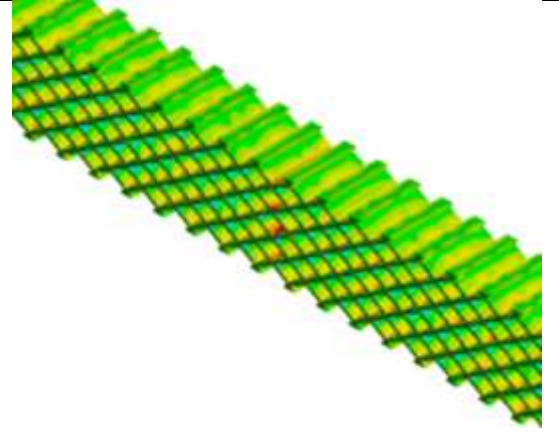
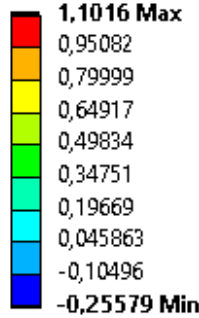
2		Experimental Fuente: [13]
		Computacional Fuente: Autor
3		Experimental Fuente: [13]
		Computacional Fuente: Autor

Tabla 7. Comparación de la zona de falla del modelo experimental Vs zona de mayores esfuerzos principales en el modelo computacional. Fuente: [13] y Autor.

Para validar el modelo computacional de la réplica del ensayo de tensión, se comparan los resultados de los esfuerzos (tabla 6) y las zonas de falla del modelo experimental con las zonas de mayores esfuerzos principales del modelo computacional (tabla 7). En cuanto a los esfuerzos, las probetas muestran valores de esfuerzos máximos principales bastante similares. Del mismo modo, al comparar las zonas de falla de las probetas (tabla 7), las tres coinciden en el mismo sitio.

La tabla 8 muestra la distribución de esfuerzos máximos de las probetas. Se evidencia que la probeta 1 tiene varios puntos críticos dentro de la estructura, concentrados principalmente, como muestra la vista superior, en las mitades de los patrones generados. La probeta 2, muestra una distribución de esfuerzos más homogénea a excepción de un pico presentado en la mitad de la misma. La probeta 3, de comportamiento similar a la 2, presenta sus esfuerzos máximos en las intersecciones del patrón generado y los colores azules y verdes revelan que estas probetas soportan menos esfuerzos en gran parte de su geometría.

Probeta	Distribución de esfuerzos máximos principales en la zona crítica (Vista Isométrica – Superior)	
1	 <p>Vista Isométrica</p>	 <p>4,5191 Max 3,8821 3,245 2,608 1,971 1,3339 0,69688 0,059837 -0,5772 -1,2142 Min</p>
2	 <p>Vista Isométrica</p>	 <p>1,1016 Max 0,95082 0,79999 0,64917 0,49834 0,34751 0,19669 0,045863 -0,10496 -0,25579 Min</p>

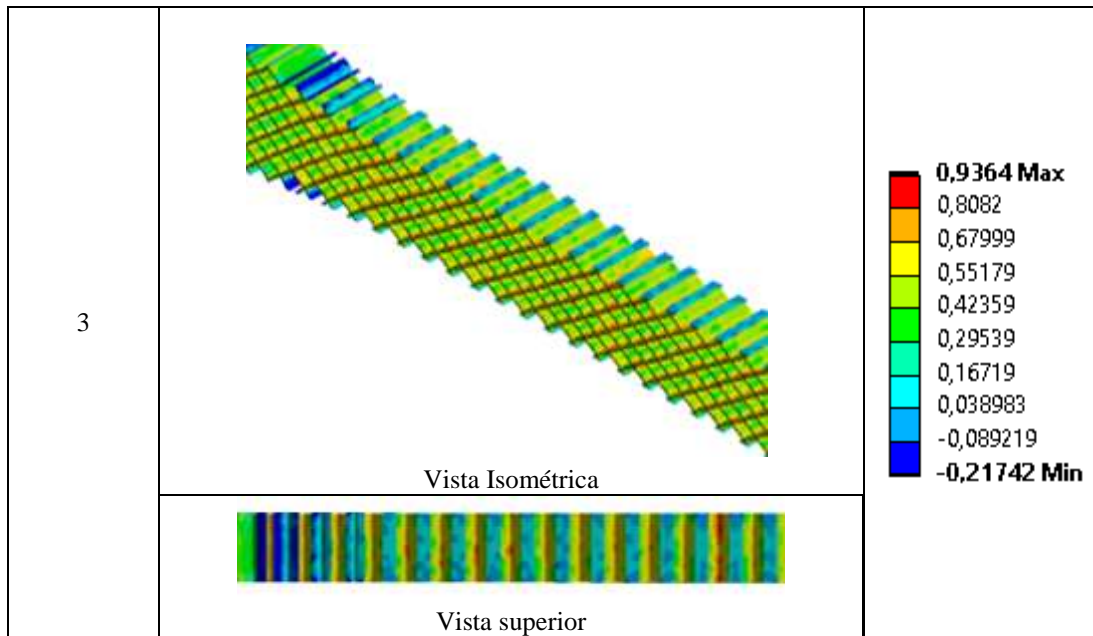


Tabla 8. Distribución de esfuerzos máximos principales en las probetas 1, 2 y 3. Fuente: Autor.

4.5 Discusión

El método de elementos finitos representa una herramienta poderosa para determinar el comportamiento mecánico de diferentes materiales, bajo innumerables condiciones de frontera. Adicionalmente, combinado con la tecnología de impresión 3D, FEM tiene el potencial de predecir las propiedades de piezas con estructuras en celosía teniendo en cuenta parámetros físicos y biomecánicos [19].

Un trabajo similar, hecho por Ahmadi y otros [19], estudió cuatro probetas con diferentes estructuras en celosía de material polimérico con el fin de determinar su comportamiento mecánico a través de FEM con modelos lineales y no lineales. Al contrastar los resultados, se evidencia una ligera desviación entre los valores computacionales y experimentales, según sus autores, debido a la obtención del material para la prueba física. De igual manera, las diferencias entre los esfuerzos máximos principales en las probetas del modelos experimental y computacional en el presente trabajo pueden deberse a las condiciones de fabricación de las probetas en la prueba física de tensión, ya que al momento de su manufactura se presentaron dificultades con la extrusión de las mismas, como lo describe Torres en su estudio [13].

Por otra parte, los resultados del modelo computacional para la simulación del ensayo de tensión considerando comportamientos del material lineal y multilíneo, muestran que los esfuerzos del modelo lineal son considerablemente mayores con respecto al modelo

multilineal. También, se evidencia que no existe deformación plástica en el modelo lineal, es decir que se muestra una deformación, pero no se sabe en qué momento esta pasa de ser elástica a plástica. Esto muchas veces puede ser perjudicial para los resultados de la simulación y demanda, como en este caso, trabajar con el modelo de material multilineal.

4.6 Conclusiones del capítulo

- Los resultados evidencian que un estudio FEA, combinado con los conceptos de la impresión 3D, es capaz de predecir las propiedades mecánicas de piezas obtenidas mediante FDM, a través de la réplica computacional de un ensayo de tensión según la norma ASTM.
- A partir del modelo computacional se pudo evidenciar que las condiciones de simetría aplicadas al modelo permiten realizar una simulación con muchos más nodos y elementos.
- Los comportamientos plásticos pronunciados, y los grandes desplazamientos no pueden despreciarse y se hace necesario trabajar con modelos bilineales o multilineales para acercarse más a las condiciones y comportamientos reales.

5 SIMULACIÓN COMPUTACIONAL MEDIANTE FEA DE DIFERENTES ESTRUCTURAS EN CELOSÍA

De acuerdo a los resultados del capítulo anterior; en el presente capítulo se simularán mediante FEA varios ensayos de tensión para probetas con diferentes estructuras en celosía según la norma ASTM D368, con el fin de probar su configuración y determinar cuál es la mejor en función de peso, elasticidad y rigidez.

5.1 Definición de las estructuras en celosía

Es posible generar en CAD diferentes estructuras en celosía. En cuanto al patrón de relleno, este puede ser basado en: Extrusiones cuadradas, triangulares, hexagonales o hexagonales 3D; entramados de diferentes geometrías o superficies especiales que pueden ser desarrollada en software especializados. También se pueden generar rellenos personalizados o simplemente dejar la pieza hueca [18]. La figura 14 muestra algunos ejemplos.

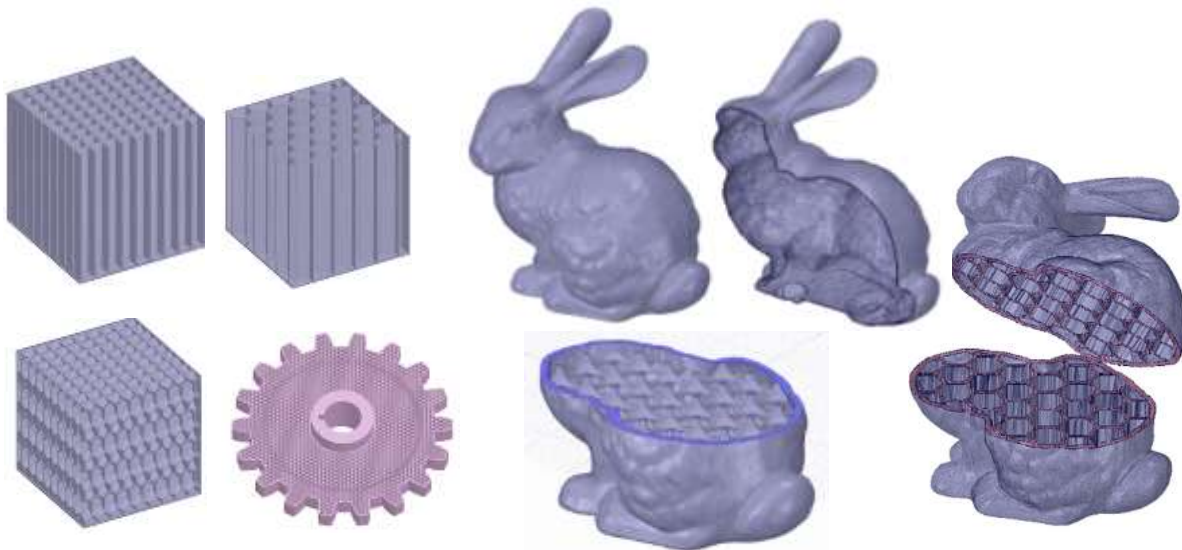


Figura 14. Ejemplos de las estructuras en celosía que se pueden generar en SpaceClaim. Fuente: [18].

Para este trabajo se definieron tres tipos diferentes de estructuras en celosía, variando el patrón de relleno y la porosidad, ya que estas condiciones son fáciles de manipular en la simulación. Esto con el fin de saber qué configuración es mejor. Se generaron tres probetas diferentes (probeta 4, 5 y 6 en la tabla 9) y fueron comparadas con la probeta 1. La tabla 9 muestra, en detalle, la información de las probetas con las que se probaron las estructuras en celosía.

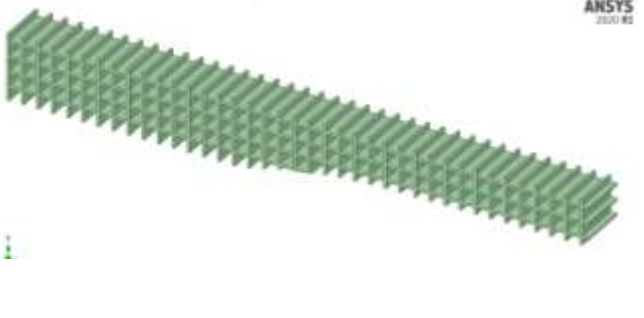
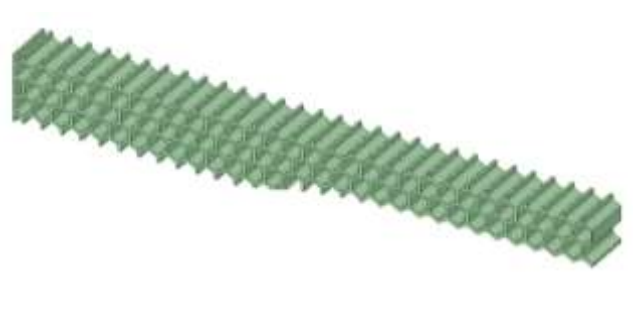
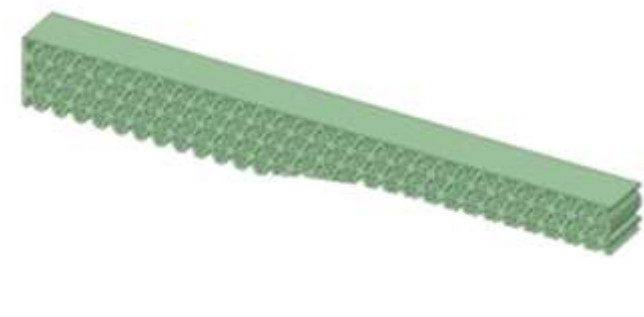

Probeta	Patrón de relleno	Porosidad [%]	Imagen
1	Cuadrado	70	
4	Hexagonal	70	
5	Triangular	56	
6	Hexagonal 3D	78	

Tabla 9. Información de las estructuras en celosía para aplicar a las probetas. Fuente: Autor.

En estas simulaciones, se mantuvo constante el material asignado, el ángulo de trama u orientación de las fibras y las condiciones de frontera. La única variable fue la estructura en celosía de la probeta, que se define por el patrón de relleno y la porosidad (densidad). Mientras que las variables de respuesta son el esfuerzo y la deformación plástica equivalente (tabla 10).

Variables	Constantes	Respuesta
<ul style="list-style-type: none"> • Patrón de relleno. • Porosidad • Densidad. 	<ul style="list-style-type: none"> • Material. • Ángulo de trama. • Condiciones de frontera. 	<ul style="list-style-type: none"> • Esfuerzo. • Deformación plástica equivalente.

Tabla 10. Tabla de variables, constantes y variables de respuesta para la simulación de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor.

La tabla 11 muestra el material asignado para la simulación de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Por otro lado, las condiciones de frontera, igual que con los modelos anteriores, se definen con las simetrías (las cuales le generan un anclaje o una restricción de movimiento a la pieza) y un desplazamiento aplicado en otro extremo de la misma.

	Módulo de elasticidad [Mpa]	Coefficiente de Poisson	Curva $\sigma - \epsilon$
Probeta 4, 5 y 6	282	0,4	Figura 3

Tabla 11. Material asignado para la simulación de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor.

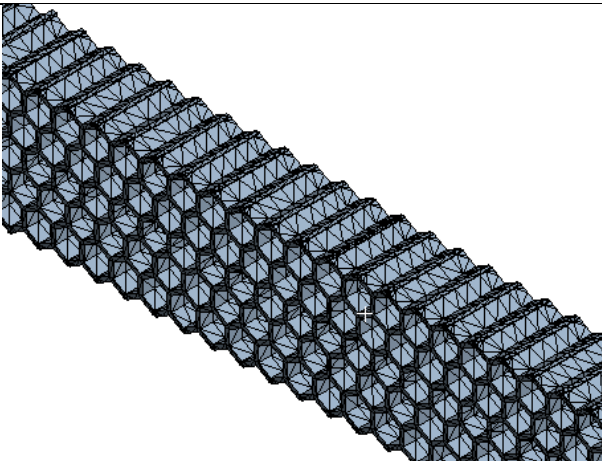
Se harán tres modelos más, cada uno con una estructura en celosía diferente para comprobar cuál es la más óptima, y como se dijo anteriormente, el material (tabla 11) y las condiciones de frontera (figura 13) serán las mismas para los tres modelos.

Para encontrar la malla correcta se realizó un análisis de convergencia, que partió del mallado inicial por defecto (Malla 1 en tabla 12). Se fue aumentando el número de elementos, midiendo el esfuerzo máximo principal y calculando el error entre los modelos, con el fin de llegar a una malla que presentara un error menor al 2%. En función de la tabla 12, que muestra la información obtenida para alcanzar la convergencia buscada, la malla adecuada para las tres probetas fue la 2.

	Malla	# Nodos	Esfuerzo máximo principal [Mpa]	Error [%]
Probeta hexagonal	1	21630	5,31	3,0131826
	2	25719	5,15	1,3592233
	3	161933	5,22	
Probeta triangular	1	15973	4,66	2,789699571
	2	23790	4,79	0,208768267
	3	50193	4,8	
Probeta hexagonal 3D	1	20197	4,78	5,020920502
	2	38983	5,02	1,394422311
	3	49145	5,09	

Tabla 12. Análisis de convergencia para la definición de la malla. Fuente: Autor.

La tabla 13 muestra los valores definitivos que componen la malla seleccionada tras el análisis de convergencia y la imagen de final de la misma.

	Nodos	Elementos	Malla refinada
Probeta Hexagonal	25719	12481	


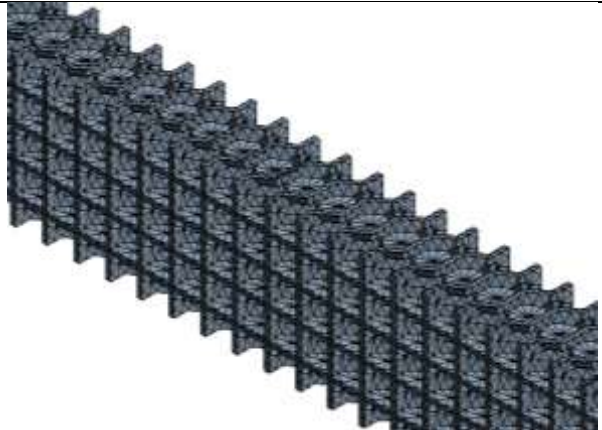
<p>Probeta Triangular</p>	<p>23759</p>	<p>12523</p>	
<p>Probeta Hexagonal 3D</p>	<p>38983</p>	<p>20574</p>	

Tabla 13. Enmallado para la simulación de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor.

5.2 Resultados

Las variables a medir tras la comparación de las diferentes estructuras en celosía son la deformación plástica equivalente, los esfuerzos máximos principales y la distribución de esfuerzos en las zonas críticas de cada probeta.

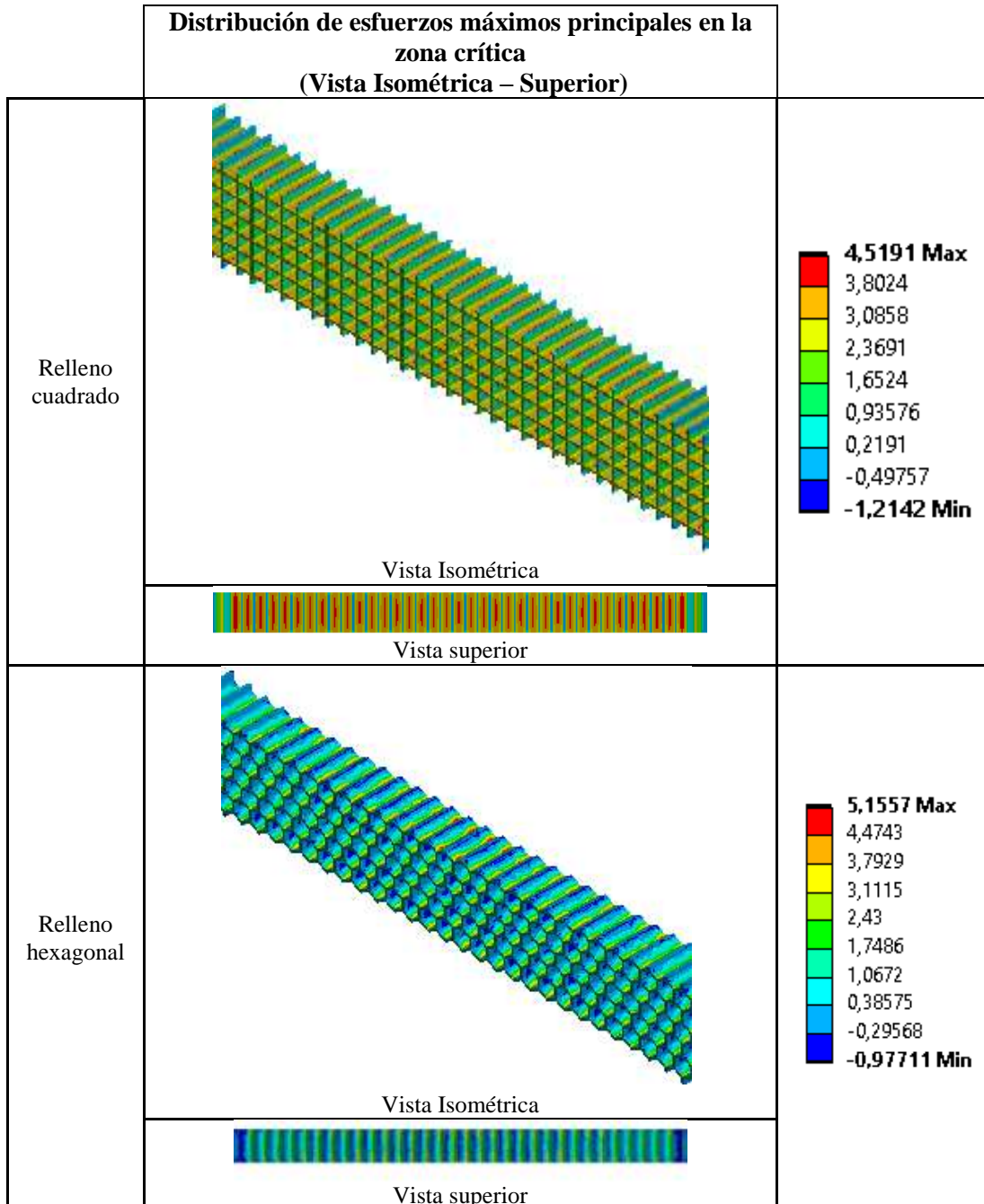
La tabla 14 compara las variables anteriormente mencionadas y también tiene en cuenta la probeta con relleno cuadrado, estudiada en el capítulo anterior. Las imágenes muestran la zona donde se concentra el esfuerzo máximo y cómo se distribuyen en el cambio de área de la probeta. Las zonas rojas representan las zonas críticas y el indicador rojo el esfuerzo máximo.

	Deformación plástica equivalente [mm/mm]	Esfuerzo máximo [Mpa]	Imagen
Relleno cuadrado	0,010766	4,51	
Relleno hexagonal	0,0064404	5,15	
Relleno triangular	0,014477	4,79	
Relleno hexagonal 3D	0,029956	5,02	

Tabla 14. Resultados de la simulación de probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor

La tabla 15 muestra la distribución de esfuerzos de las probetas. Se evidencia que el relleno cuadrado tiene varios puntos críticos dentro de la estructura, concentrados principalmente, como muestra la vista superior, en las mitades de los patrones generados. En cuanto al relleno hexagonal, si bien tiene un esfuerzo máximo mayor, su distribución de esfuerzos deja ver, tanto en la vista isométrica como en la superior, que este valor elevado se debe a unos pocos picos presentados en las intersecciones de los hexágonos generados; en general, los colores

azules y verdes muestran que esta figura soporta menos esfuerzos en gran parte de su geometría. En cuanto al relleno triangular, las zonas críticas se concentran en el centro de la probeta y según su distribución de esfuerzos mostrada en la vista isométrica, las paredes ofrecen una buena resistencia. Por último, el relleno hexagonal 3D, con comportamiento similar al relleno cuadrado, presenta varios puntos críticos concentrados en las intersecciones de los patrones generados, pero con mejor resistencia en las paredes.



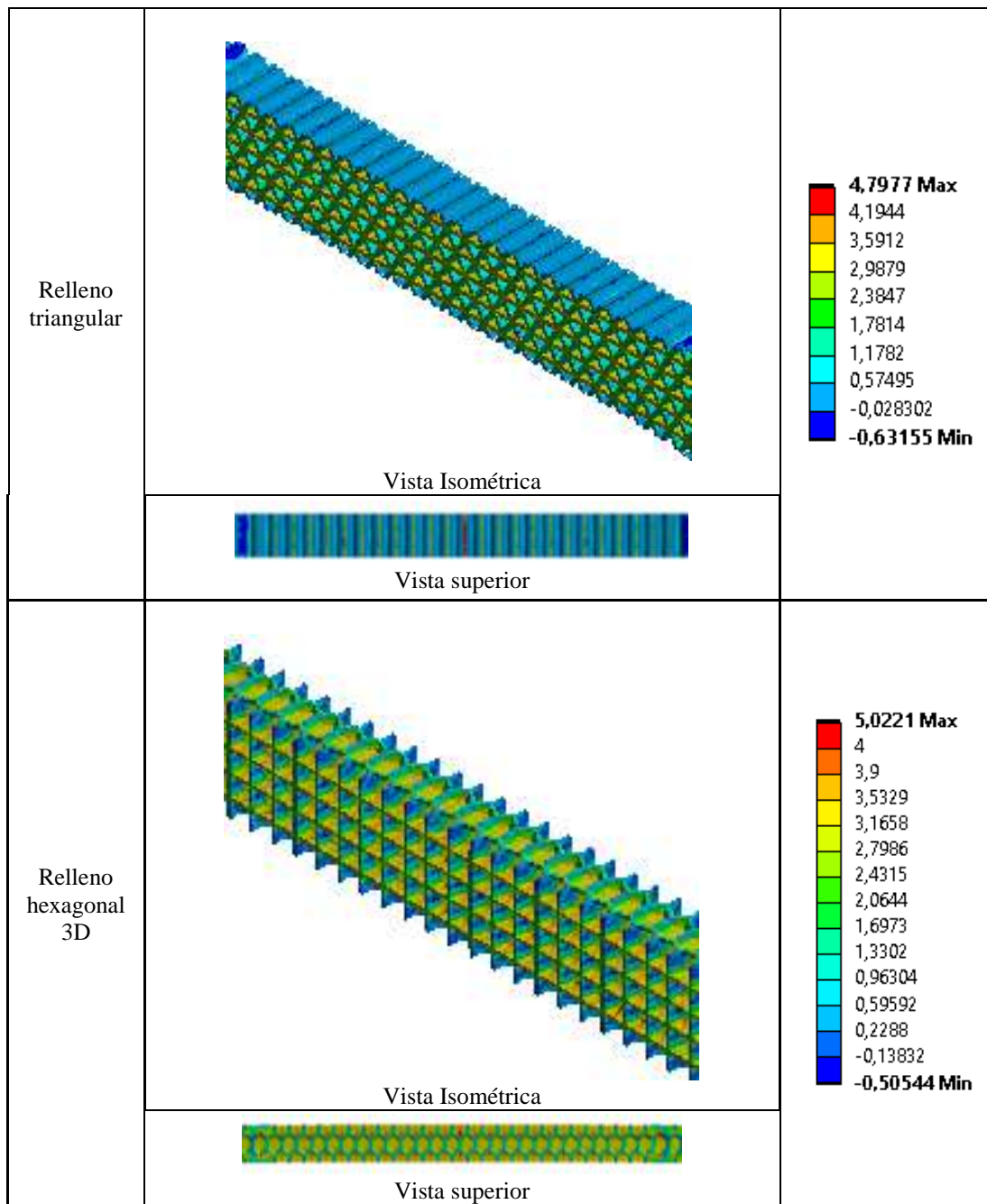


Tabla 15. Distribución de esfuerzos máximos principales en probetas con diferentes estructuras en celosía.
Fuente: Autor.

La figura 15 compara los esfuerzos máximos principales de las diferentes probetas. Se evidencia que, con las mismas condiciones de carga, el relleno cuadrado ofrece una mejor resistencia que las demás, seguido por el relleno triangular.

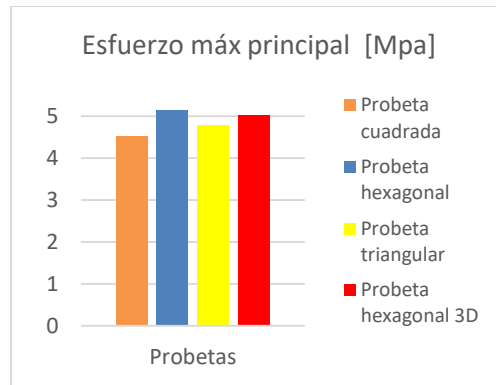


Figura 15. Comparación de los esfuerzos máximos principales de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor.

La figura 16 compara la deformación plástica equivalente de las diferentes probetas. Se evidencia que la probeta con el relleno hexagonal se deforma de manera permanente en una mínima medida, mientras que la de relleno hexagonal 3D es bastante más propensa a deformarse permanentemente.

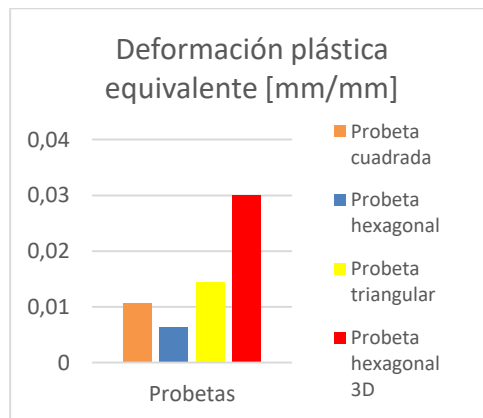


Figura 16. Comparación de la deformación plástica equivalente de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor.

Por otra parte, la figura 17 compara la densidad de las probetas, la cual es definida directamente por la porosidad de la misma. Si bien la probeta hexagonal 3D es la de menor densidad, su esfuerzo y deformación plástica equivalente tienen valores muy altos.

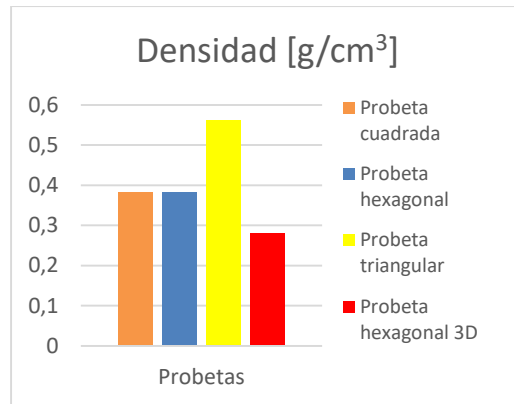


Figura 17. Comparación de la densidad de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor.

También, por medio de la figura 18, se comparan los esfuerzos máximos con respecto a la deformación de las probetas en varios momentos de la simulación. Se evidencia la alta deformación plástica presente en la probeta con relleno hexagonal 3D y la baja en la hexagonal. También es visible el comportamiento uniforme de las probetas con relleno cuadrado y triangular.

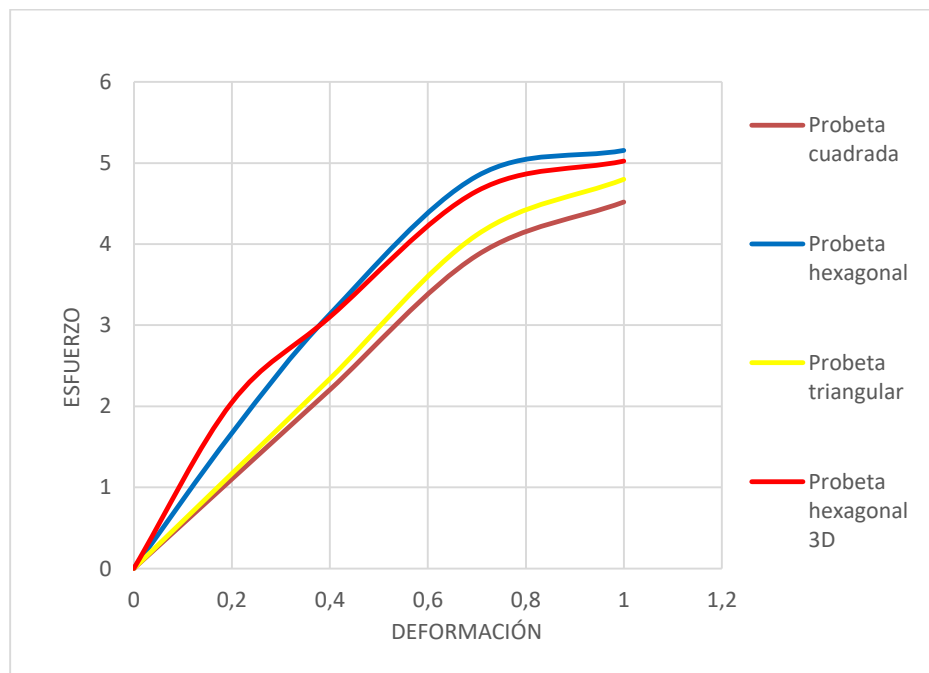


Figura 18. Comparación del comportamiento de los esfuerzos con respecto a la deformación de las probetas con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor.

5.3 Discusión

Los patrones de impresión que definen una estructura en celosía, tales como la porosidad, el espesor de capa, el ángulo de trama o la geometría que define el relleno; afectan y definen la respuesta mecánica de piezas obtenidas por impresión 3D [20].

En comparación con la literatura (figura 19), los resultados obtenidos fueron bastante similares, ya que en trabajos que prueban diferentes rellenos para impresión 3D [21][20], se tiene que el relleno de tipo cuadrado suele ser el que mejor soporta los. El relleno de tipo triangular cuenta con mayor resistencia en sus paredes y el hexagonal es muy usado en piezas flexibles debido a su baja deformación plástica.

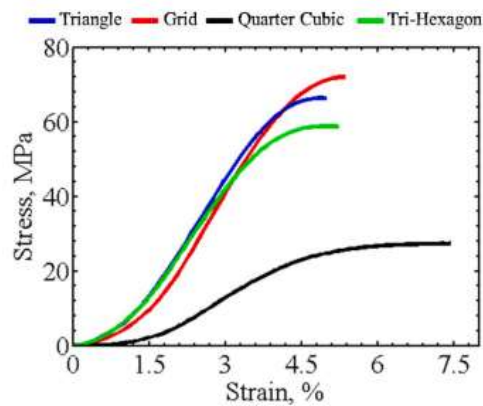


Figura 19. Curva $\sigma - \epsilon$ para diferentes patrones de relleno. Fuente: [20].

Por lo anterior, al buscar una estructura en celosía con la mejor configuración en función de peso, elasticidad y rigidez, y teniendo en cuenta que en el presente estudio la probeta cuadrada y la hexagonal tienen la misma densidad, se elige la mejor opción según la funcionalidad que se requiera; es decir, si se necesita una pieza más resistente, la mejor estructura en celosía será la de relleno cuadrado, mientras que, si se precisa de una pieza propensa a grandes deformaciones, la mejor estructura en celosía será la de relleno hexagonal.

5.4 Conclusiones del capítulo

- Los resultados evidencian que un estudio FEA, combinado con los conceptos de la impresión 3D, es capaz de predecir las propiedades mecánicas de piezas obtenidas mediante FDM, y proporciona estrategias de diseño y fabricación para las mismas.

- A partir de la simulación computacional se evidencia que los patrones de impresión que definen las estructuras en celosía, como el patrón de relleno o la porosidad, determinan el comportamiento mecánico de las piezas generadas.
- Los resultados obtenidos revelan que una estructura en celosía con relleno cuadrado soporta mejor los esfuerzos que una con relleno hexagonal, triangular o hexagonal 3D, la de relleno triangular cuenta con gran resistencia en sus paredes y la hexagonal es muy apropiada para aplicaciones con altos requerimientos en temas de flexibilidad, ya que su configuración no le permite grandes deformaciones permanentes.

6 SIMULACIÓN COMPUTACIONAL MEDIANTE FEA DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UN INJERTO DE PLA/HA EN UNA TIBIA BAJO CONDICIONES ESTÁTICAS

Teniendo en cuenta lo anterior, en este capítulo se validará mediante simulación computacional una estructura en celosía aplicada a un elemento mecánico de material PLA/HA.

6.1 Definición del componente mecánico

Al estar sometido a cargas constantes, el cuerpo humano puede ser estudiado, desde el punto de vista de la ingeniería, como un sistema mecánico que recibe o acciona energías mecánicas. Bajo esa óptica, la ingeniería ha llegado a ser parte fundamental de la medicina en áreas como la bioingeniería, la ingeniería de tejidos, la regeneración ósea, entre otras. Por tanto, en el caso específico de la regeneración ósea, el estudio de materiales, su obtención por impresión 3D y su caracterización mecánica son muy importantes. Esto debido a que los implantes o injertos deben ser compatibles con el hueso humano para asegurar el crecimiento celular, deben contar también con una tolerancia mínima en cuanto a su geometría y porosidad para permitir el flujo sanguíneo y de nutrientes, y, además, deben tener las propiedades mecánicas adecuadas para poder soportar las cargas a las que está sometida la estructura ósea y así cumplir su función dentro del sistema. De igual manera, la simulación computacional de dichas estructuras es fundamental para el desarrollo de estas tecnologías.

Con el fin de extrapolar los conceptos desarrollados anteriormente, se busca un componente mecánico que cumpla con las condiciones de material (PLA/HA) y geometría (pieza con estructura en celosía obtenida a partir de impresión 3D) para aplicarlo a un modelo funcional y analizar su comportamiento.

Para tal fin se estudió el comportamiento de un injerto de material PLA/HA aplicado en la zona metafisaria distal de la tibia derecha de un hombre adulto, bajo las condiciones normales de afectación que se sufren durante un tratamiento debido a una fractura en dicha zona.

Teniendo en cuenta que los pacientes con daños óseos pueden sufrir toxicidad debida a una reacción adversa de su cuerpo hacia los metales, y para evitar una segunda operación, es necesario que el material del injerto sea compatible con el cuerpo humano [22][23][24]. Por consiguiente, un injerto de PLA/HA es ideal para la aplicación mencionada.

La figura 20 muestra en color naranja la parte del hueso de la tibia que tiene la fractura y se sustituyó por un injerto de PLA/HA con una estructura en celosía específica. La figura 20 muestra un ejemplo de un injerto obtenido por impresión 3D.

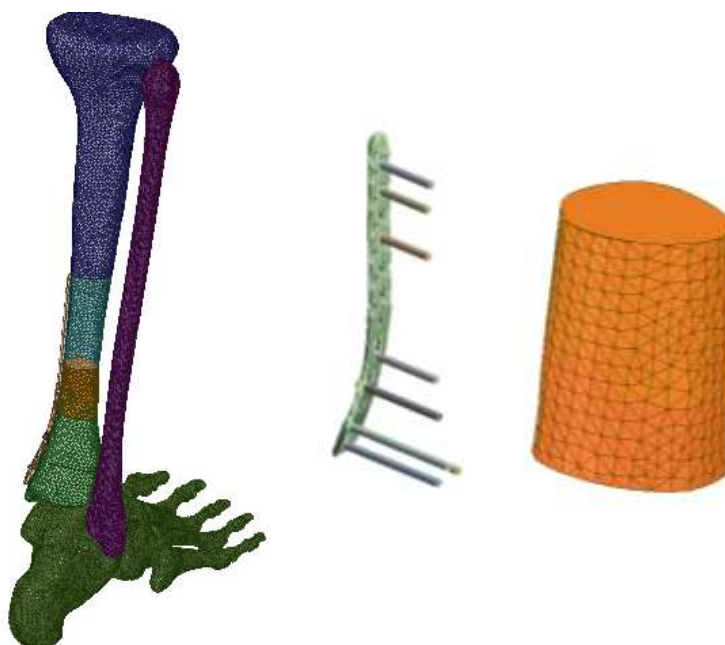


Figura 20. Modelo CAD a estudiar. Sistema óseo de la pierna derecha con fractura. Fuente: Autor.



Figura 21. Ejemplo de un injerto obtenido por impresión 3D. Fuente: <https://all3dp.com/doctors-3d-print-bone-implants-mid-surgery/>.

El modelo sólido computacional consta del hueso del pie, el peroné y la tibia, la placa de compresión de bloque de la tibia distal tipo LCP, los tornillos y el injerto (figura 20).

En cuanto al injerto, se aplicaron 4 tipos de estructura en celosía diferentes, para generar 4 tipos de injerto diferentes, los cuales son mostrados en la tabla 16.

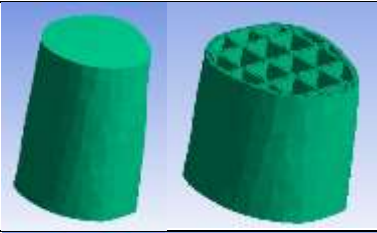
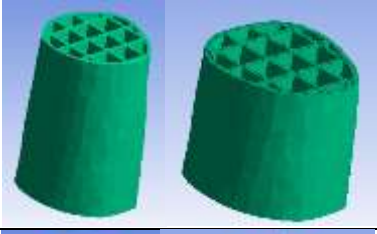
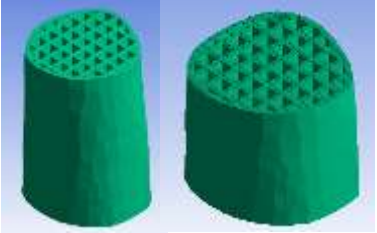
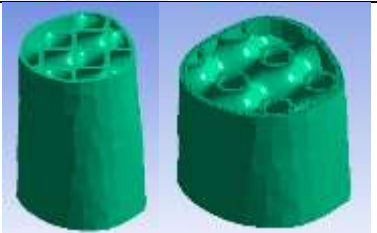
Injerto	Patrón de relleno	Porosidad	Imagen
1	Cuadrado	70%	
2*	Cuadrado	70%	
3*	Cuadrado	50%	
4*	Schwarz	70%	
*sin tapas superior e inferior			

Tabla 16. Injertos con diferentes estructuras en celosía. Fuente: Autor

Se estudió una situación o posición *bipodal* y otra de *marcha*. La tabla 17 muestra, en resumen, las condiciones de cada modelo. Son en total 12 modelos, 4 para la posición bipodal y 8 para la posición de marcha.

Los modelos M1 y B1 corresponden a una simulación sin fractura, es decir sin injerto y por consiguiente sin placa ni tornillos. Por su parte, los demás modelos sí cuentan con el injerto con la estructura en celosía y son analizados con y sin placa y tornillos.

Nombre	Modelo	Tipo de injerto aplicado	Descripción del modelo
M1	Marcha	-	Sano, sin fractura
M2		1	Con placa y tornillos
M3		2	Con placa y tornillos
M4		2	Sin placa ni tornillos
B1	Bipodal	-	Sano, sin fractura
B2		1	Con placa y tornillos
B3		2	Con placa y tornillos
B4		2	Sin placa ni tornillos
B5		3	Con placa y tornillos
B6		3	Sin placa ni tornillos
B7		4	Con placa y tornillos
B8		4	Sin placa ni tornillos

Tabla 17. Condiciones de cada modelo. Fuente: Autor

El modelo CAD de la marcha y el bipodal, se diferencian en los ángulos de la rodilla y el tobillo según la posición en la que se encuentra la extremidad al momento del estudio. La figura 22 ilustra la diferencia de los modelos.

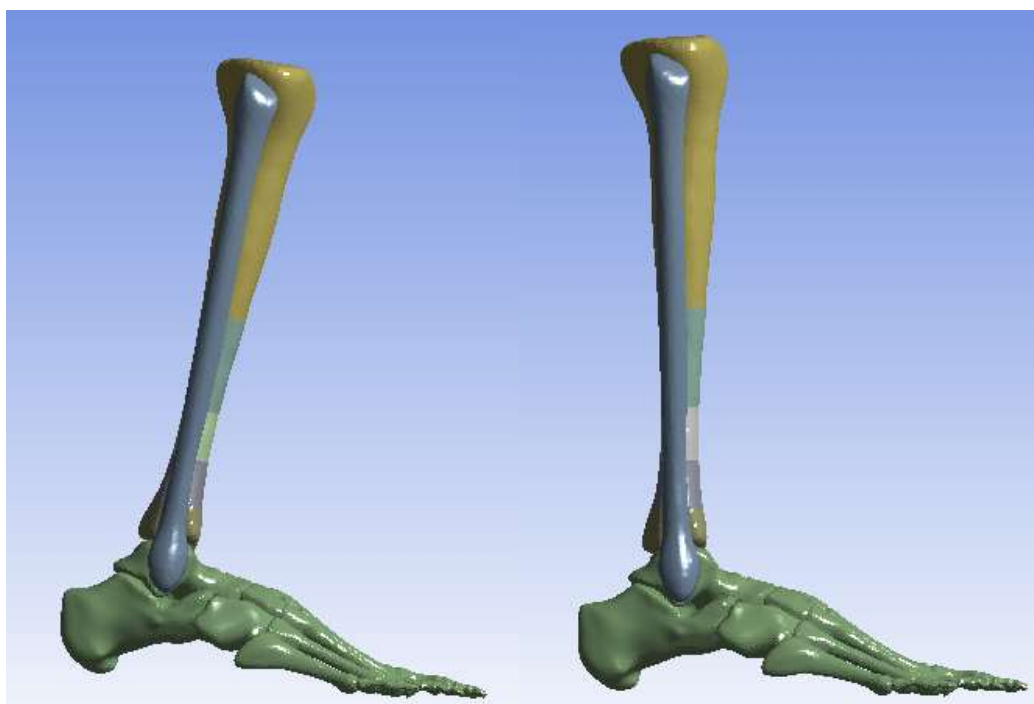


Figura 22. CAD modelo de marcha (izquierda) y bipodal (derecha). Fuente: Autor.

6.2 Materiales asignados

Para el p e, el peron e y la tibia se aplican las propiedades mecánicas del hueso cortical [25] [26], mientras que para los elementos de osteosíntesis como lo son la placa y los tornillos se asignan las propiedades mecánicas del titanio [27].

En adición para el injerto se usa PLA/HA y se asume para este material un comportamiento isotrópico bilineal, debido a su curva esfuerzo deformación [22]. La tabla 18 resume las propiedades de los materiales necesarias para la simulación.

Material	Comportamiento	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson	Esfuerzo de fluencia [Mpa]	Modulo tangente [Mpa]	Referencia
Hueso Cortical	Elástico isotrópico	15000	0,3	-	-	[25] [26]
Titanio	Elástico isotrópico	102000	0,36	-	-	[27]
PLA/HA	Isotrópico bilineal	450	0,4	38	401	[22]






Tabla 18. Propiedades de los materiales. Fuente: Autor

6.3 Condiciones de frontera

Para garantizar un buen estudio es necesario definir correctamente las condiciones de frontera del modelo, así que, basados en literatura especializada se definen las cargas presentes en los modelos y sus respectivos apoyos. Los contactos mecánicos de los modelos se definen según el comportamiento biológico de los componentes durante un tratamiento de osteosíntesis, por tanto, es necesario establecer correctamente las relaciones entre las superficies que est n en contacto entre sí dentro del modelo.

Las uniones óseas entre el p e, el peron e y la tibia se mantienen juntas entre sí por medio de ligamentos y cartílagos, así que se definen con contactos tipo Bonded. Asimismo, los contactos entre todos los tornillos y la tibia son Bonded ya que est n unidos mediante una unión atornillada. En cuanto a la placa, los contactos con los tornillos de bloqueo son Bonded y con el tornillo cortical es Frictional (con un coeficiente de fricción de 0,38 [28]), mientras que con la tibia y con el injerto son Frictionless. Por último, los contactos entre el injerto y la tibia son Bonded, suponiendo osteointegración perfecta [28].

La tabla 19 muestra los contactos entre las piezas del modelo, indicando las piezas involucradas, la zona y el tipo de contacto.

N°	Superficies en contacto		Tipo de contacto
1	 Pie	 Tibia Distal	Bonded
2	 Peroné	 Tibia Distal	Bonded
3	 Peroné	 Tibia Proximal	Bonded
4	 Peroné	 Pie	Bonded
5	 Tibia	 Tornillos de Bloqueo	Bonded















6	 <p>Tibia Proximal</p>	 <p>Tornillo Cortical</p>	Bonded
7	 <p>Tornillos de Bloqueo</p>	 <p>Placa de Tibia Distal</p>	Bonded
8	 <p>Tornillo Cortical</p>	 <p>Placa de Tibia Distal</p>	Frictional
9	 <p>Tibia</p>	 <p>Placa Tibia Distal</p>	Frictionless
10	 <p>Injerto</p>	 <p>Placa Tibia Distal</p>	Frictionless
11	 <p>Injerto</p>	 <p>Tibia</p>	Bonded
12	 <p>Injerto</p>	 <p>Tibia</p>	Bonded

Tabla 19. Contactos mecánicos. Fuente: Autor.

Con base en la tabla 17, donde se describen las condiciones generales de cada modelo, se muestra a continuación (tabla 20) que contactos se aplican en cada modelo según las piezas con las que cuenta.

Nombre	Modelo	Contactos aplicados	Descripción del modelo
M1	Marcha	1,2,3,4	Sano, sin fractura
M2		Todos	Con placa y tornillos
M3		Todos	Con placa y tornillos
M4		1,2,3,4,11,12	Sin placa ni tornillos
B1	Bipodal	1,2,3,4	Sano, sin fractura
B2		Todos	Con placa y tornillos
B3		Todos	Con placa y tornillos
B4		1,2,3,4,11,12	Sin placa ni tornillos
B5		Todos	Con placa y tornillos
B6		1,2,3,4,11,12	Sin placa ni tornillos
B7		Todos	Con placa y tornillos
B8		1,2,3,4,11,12	Sin placa ni tornillos

Tabla 20. Contactos mecánicos según el modelo. Fuente: Autor.

En cuanto a las fuerzas soportadas, se tienen en cuenta las cargas producidas por la gravedad, las fuerzas de reacción de las superficies de apoyo, el esfuerzo muscular y las fuerzas resultantes de la energía potencial y cinética del cuerpo, tanto en estado de reposo como en movimiento [29], [30], [31]. Mientras que para los apoyos se tiene en cuenta la zona de la planta del pie que está en contacto con el piso, a partir del ángulo de la pierna. Estos apoyos representan restricciones de traslación y rotación sobre los ejes x, y, z en los nodos del área establecida. La figura 23 muestra las cargas sobre la tibia en condiciones estáticas.

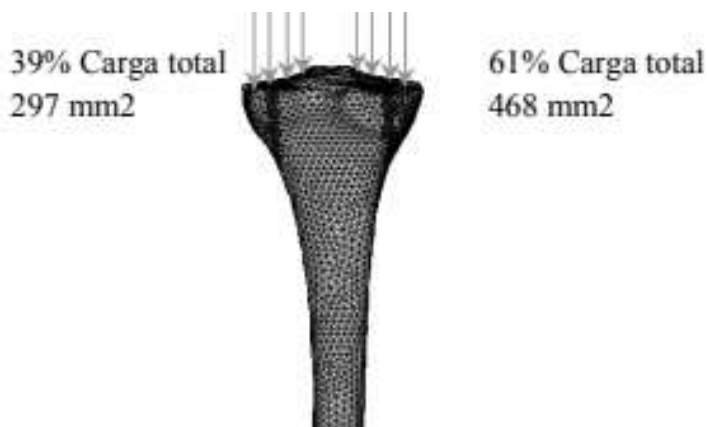


Figura 23. Carga sobre la tibia en condiciones estáticas. Fuente: [30].

6.3.1 Condiciones de frontera modelo bipodal

Durante una postura bípeda erguida, la tibia soporta una carga correspondiente a la mitad del peso, la cual se distribuye sobre las superficies de contacto entre la tibia y el fémur. Con un peso total de 677,9 N (69,1 Kg), la carga compresiva sobre una tibia es de 338,9 N, la cual es aplicada sobre el cóndilo lateral y medial con valores correspondientes al 39% y 61% de la misma, en áreas de contacto de 279 mm² y 468 mm², respectivamente [31], [30]. La tabla 21 muestra las condiciones de frontera para el modelo bipodal.




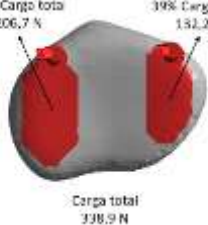
	Vista general	Área de aplicación
Apoyos		
Cargas		

Tabla 21. Condiciones de frontera modelo Bipodal. Fuente: Autor.

6.3.2 Condiciones de frontera modelo marcha

Durante la marcha, la pierna soporta cargas externas (fuerza de reacción vertical) e internas (momentos en la cadera, rodilla y tobillo), que, tras un análisis detallado, corresponde a 711,7N para una persona de 69,1 Kg. Al igual que el modelo Bipodal, esta carga se distribuye sobre el cóndilo lateral y medial [29], [30], [31]. La tabla 22 muestra las condiciones de frontera para el modelo bipodal.




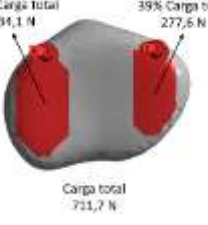
	Vista general	Área de aplicación
Apoyos		
Cargas		

Tabla 22. Condiciones de frontera modelo de Marcha. Fuente: Autor.

6.4 Enmallado

Se trabajó con una malla que garantizó un error menor al 2%. Esta configuración fue obtenida a través de un refinamiento por elementos tetraédricos, definiendo su tamaño por medio de un análisis de convergencia. Previamente se llevó a cabo una fragmentación de la tibia en la zona de fractura y agujeros, con el fin de mejorar la malla del cuerpo y así, no usar muchos elementos donde no eran necesarios.

Para el análisis de convergencia se llegaron a utilizar 5 mallas diferentes. Se midió el esfuerzo en varios puntos de los componentes presentes y se validó la malla hasta obtener un error inferior al 2%. A continuación (tabla 23 y 24), se muestran la información obtenida para alcanzar la convergencia.

	#Nodos	Esfuerzo de Von Misses (MPa)										
		Punto 1	Punto 2	Punto 3	Punto 4	Punto 5	Punto 6	Punto 7	Punto 8	Punto 9	Punto 10	Punto 11
Malla 1	16.273	182,7	193,3	177,4	247,8	195,4	179,6	239,4	249,8	218,9	16,2	15,4
Malla 2	108.493	176,0	178,3	180,6	249,6	211,6	215,9	255,2	251,4	218,2	16,3	13,7
Malla 3	154.254	207,0	174,5	177,7	241,7	200,8	219,0	258,4	250,1	219,5	18,1	14,3
Malla 4	157.671	191,7	179,5	177,1	250,3	204,4	208,8	259,8	257,6	224,3	15,9	11,6
Malla 5	589.242	190,7	177,8	176,9	250,3	205,7	223,1	262,2	262,5	227,1	15,6	12,5

Tabla 23. Esfuerzos medidos en la placa según la malla utilizada. Fuente: Autor.

	Error relativo porcentual (%)										
	Punto 1	Punto 2	Punto 3	Punto 4	Punto 5	Punto 6	Punto 7	Punto 8	Punto 9	Punto 10	Punto 11
Malla 1	3,66%	7,72%	1,78%	0,71%	8,28%	20,25%	6,59%	0,66%	0,29%	0,77%	10,97%
Malla 2	17,63%	2,17%	1,61%	3,16%	5,10%	1,42%	1,25%	0,52%	0,60%	11,43%	4,51%
Malla 3	7,39%	2,88%	0,30%	3,55%	1,80%	4,67%	0,56%	2,99%	2,15%	12,55%	19,02%
Malla 4	0,51%	0,93%	0,14%	0,004%	0,63%	6,85%	0,91%	1,89%	1,26%	1,70%	7,32%

Tabla 24. Error entre las diferentes mallas utilizadas. Fuente: Autor.

La tabla 25 muestra el número definitivo de elementos, su tamaño y los nodos de cada pieza del modelo.

Componente	Número de elementos	Número de nodos	Tamaño min. del elemento (mm)	Tamaño máx. del elemento (mm)
Peroné	21.102	32.678	4	8
Pie	82.614	140.498	2	3
Tibia 1	28.084	47.888	8	8
Tibia 2	55.423	83.150	2	2
Tibia 3	94.793	134.757	1	1
Tibia 4	87.097	123.544	1	1
Tibia 5	43.849	65.986	2	2
Tibia 6	63.762	94.824	2	2
Placa Tibia Distal	100.947	157.671	0,5	1
Torn. Bloq. 3,5x26	11.221	17.597	0,6	0,6
Torn. Bloq. 3,5x24	10.414	16.356	0,6	0,6
Torn. Cort. 3,5x24	11.742	18.178	0,6	0,6
Torn. Bloq. 3,5x34	12.821	20.044	0,6	0,6
Torn. Bloq. 3,5x38	15.748	24.551	0,6	0,6
Torn. Bloq. 3,5x48	19.902	30.858	0,6	0,6
Torn. Bloq. 3,5x50	20.438	31.714	0,6	0,6
Torn. Bloq. 3,5x52	21.186	32.877	0,6	0,6
TOTAL	701.143	1.073.171		

Tabla 25. Elementos y nodos en los componentes del modelo. Fuente: Murillo.

En cuanto a los injertos aplicados, se realizó también un refinamiento con un tamaño de 1mm, a cada uno de ellos en los diferentes modelos.

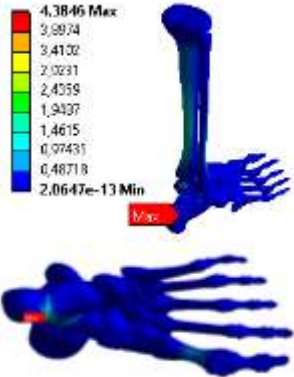
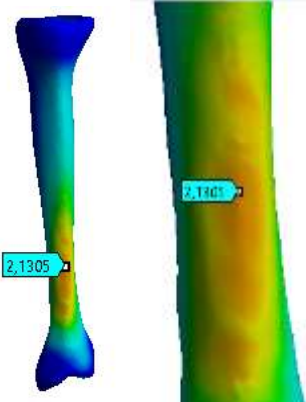
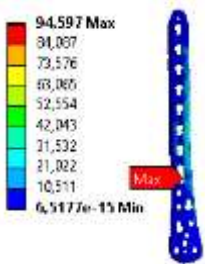
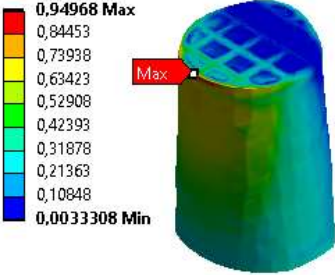
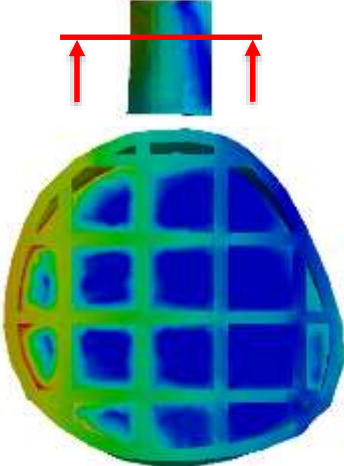
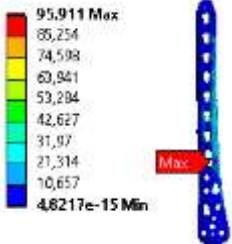
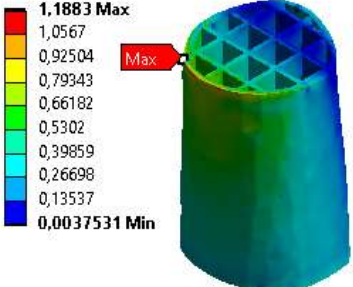

6.5 Resultados

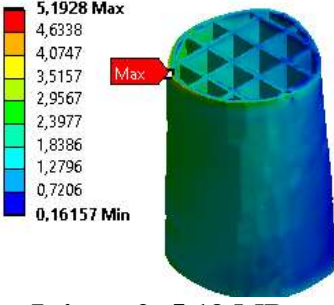

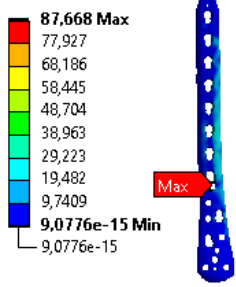
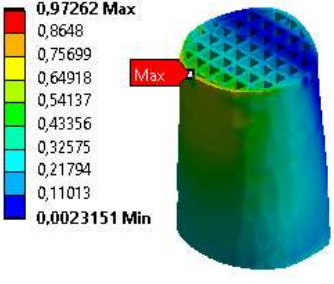

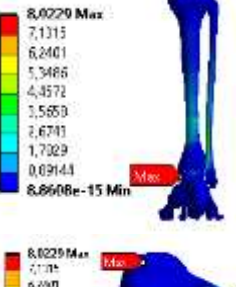
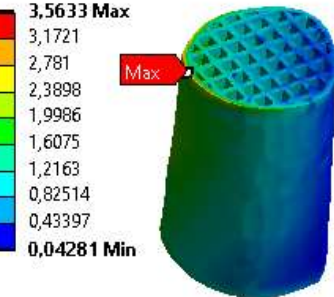

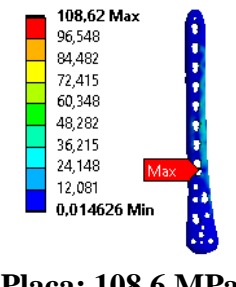
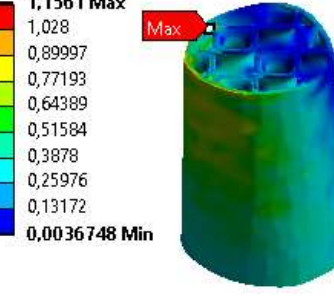
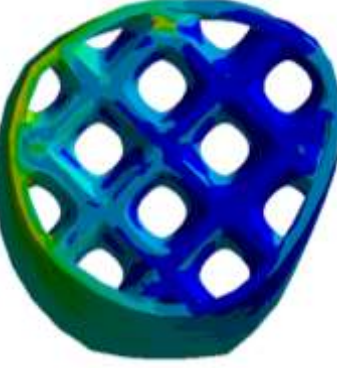
Teniendo en cuenta las condiciones de cada modelo, citadas en la tabla 17, se obtuvieron resultados independientes para los modelos bipodal y de marcha. Estos resultados pretenden validar el comportamiento mecánico de piezas de PLA/HA impresas por FDM con una estructura en celosía, en este caso, un injerto aplicado a una tibia para regeneración ósea. Se pretende encontrar la mejor relación peso/resistencia para el injerto.

La variable principal a medir tras las simulaciones es el esfuerzo de von Mises en la placa y en el injerto. Como método de verificación para los valores de esfuerzo obtenidos, se hacen una serie de comparaciones con los modelos sanos y con los modelos con injerto.

6.5.1 Resultados modelo Bipodal

Para la posición bipodal se corrieron 8 modelos. La tabla 26 muestra los esfuerzos de von Mises para cada uno de ellos.

Modelo	Esfuerzo máximo	Esfuerzo en el Injerto	Perfil de esfuerzos en el injerto
<p>B1 Sano, sin fractura</p>	 <p>Pie: 4,38 MPa</p>	<p>-</p>	 <p>Zona donde estaría el injerto: 2,13 MPa</p>
<p>B2 Con placa y tornillos</p>	 <p>Placa: 94,5 MPa</p>	 <p>Injerto 1: 0,95 MPa</p>	 <p>Vista en corte</p>
<p>B3 Con placa y tornillos</p>	 <p>Placa: 95,9 MPa</p>	 <p>Injerto 2: 1,18 MPa</p>	 <p>Vista superior</p>

<p>B4 Sin placa ni tornillos</p>	<p>Injerto</p>	 <p>Injerto 2: 5,19 MPa</p>	 <p>Vista superior</p>
<p>B5 Con placa y tornillos</p>	 <p>Placa: 87,6 MPa</p>	 <p>Injerto 3: 0,97 MPa</p>	 <p>Vista superior</p>
<p>B6 Sin placa ni tornillos</p>	 <p>Tibia: 8 MPa</p>	 <p>Injerto 3: 3,56 MPa</p>	 <p>Vista superior</p>
<p>B7 Con placa y tornillos</p>	 <p>Placa: 108,6 MPa</p>	 <p>Injerto 4: 1,15 MPa</p>	 <p>Vista superior</p>

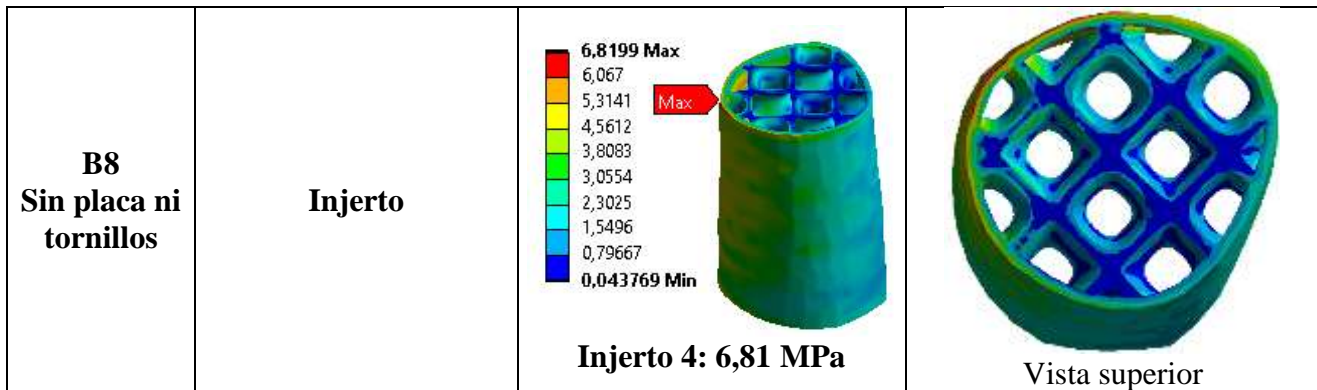


Tabla 26. Esfuerzos modelo Bipodal. Fuente: Autor.

La figura 24 muestra en una gráfica (figura 24-A) un perfil de esfuerzos en los injertos en la zona crítica para los modelos bipodal. Los valores son medidos, como muestra la figura 24-B, de manera vertical. Las líneas azules discontinuas representan los modelos sin placa de fijación y las verdes los modelos con placa y tornillos.

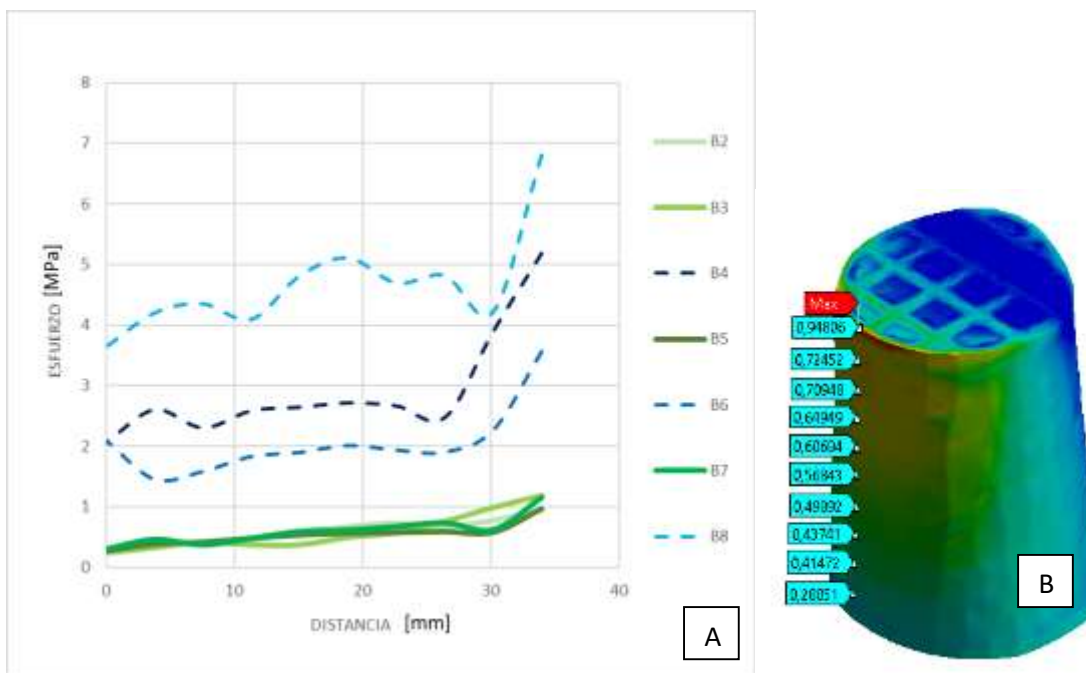


Figura 24. A. Perfil de esfuerzos verticales en el injerto en la zona crítica para los modelos bipodal.
B. Medición en el injerto. Fuente: Autor.

En el perfil de esfuerzos vertical, es evidente que los esfuerzos en el injerto aumentan considerablemente al retirar la placa y los tornillos del sistema, por consiguiente, en los modelos B4 y B8, el esfuerzo máximo se encuentra ubicado en el injerto. En cuanto al comportamiento de los esfuerzos de los modelos sin placa de fijación (representados mediante líneas azules discontinuas), se puede observar que estos oscilan entre 1,5 y 3 MPa para los modelos B4 y B6 y entre 4 y 5 MPa en el modelo B8; con picos considerablemente mayores a la tendencia de la curva, el cual representa el esfuerzo máximo. Por su parte, en

los modelos con placa y tornillos (líneas verdes) se ve un comportamiento más lineal debido justamente a la presencia de estos elementos de soporte y sujeción.

La figura 25 muestra en una gráfica (figura 25-A) un perfil de esfuerzos en los injertos en la zona crítica para los modelos bipodal. Los valores son medidos, como muestra la figura 25-B, de manera horizontal. Las líneas azules discontinuas representan los modelos sin placa de fijación y las verdes los modelos con placa y tornillos.

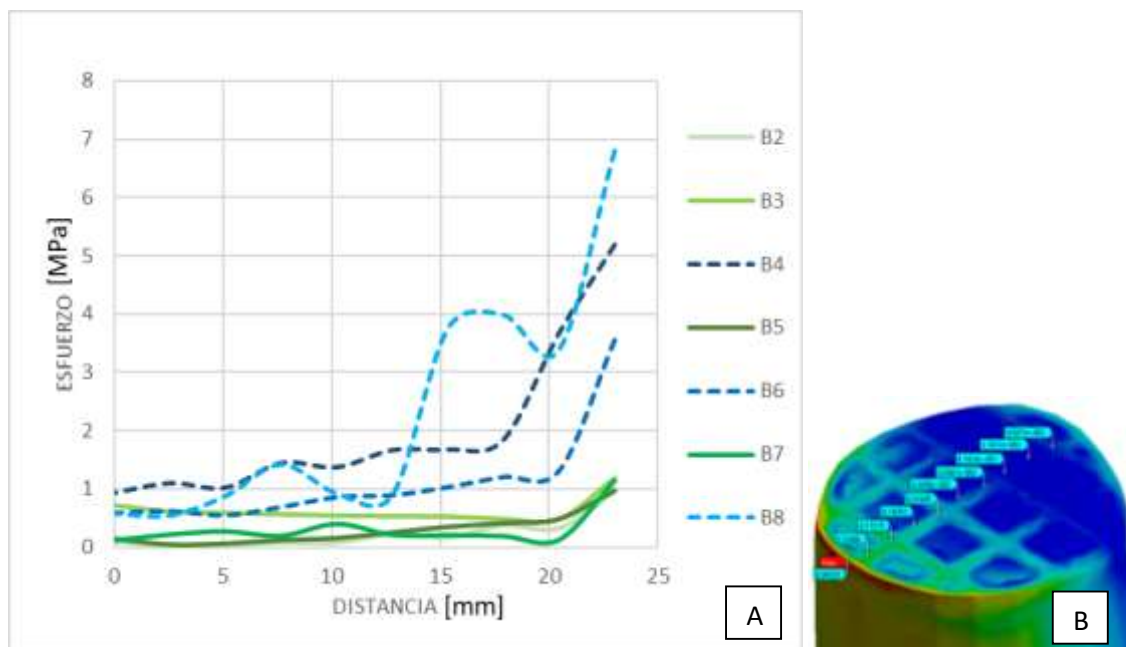


Figura 25. A. Perfil de esfuerzos horizontales en el injerto en la zona crítica para los modelos bipodal. B. Medición en el injerto. Fuente: Autor.

Al igual que en el perfil de esfuerzos vertical, en la medición horizontal se evidencia que los esfuerzos en el injerto son mayores al retirar la placa y los tornillos del sistema. En cuanto al comportamiento de los esfuerzos de los modelos sin placa de fijación (representados mediante líneas azules discontinuas), se puede observar que estos oscilan entre 1 y 2 MPa y se disparan hacia arriba hasta llegar al valor máximo. Por su parte, en los modelos con placa y tornillos (líneas verdes) se ve un comportamiento más lineal debido justamente a la presencia de estos elementos de soporte y sujeción.

La figura 26 muestra los esfuerzos de von Mises presentes en los injertos en los modelos bipodal con placa y tornillos. Se evidencia que el injerto 1, el de la estructura en celosía cuadrada, con 70% de porosidad y con tapas superior e inferior, es el que mejor soporta los esfuerzos, teniendo en cuenta también su baja densidad, debida a su alta porosidad.

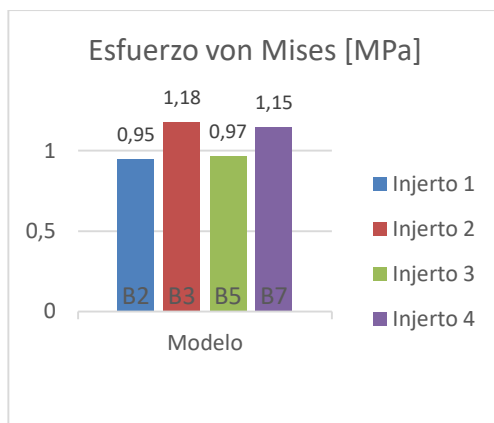


Figura 26. Comparación de los esfuerzos de von Mises presentes en los injertos en los modelos Bipodal con placa y tornillos. Fuente: Autor.

La figura 27 muestra los esfuerzos de von Mises presentes en los injertos en los modelos bipodal sin placa ni tornillos. Se evidencia que el injerto 3, el de la estructura en celosía cuadrada, con 50% de porosidad y sin tapas superior e inferior, es el que mejor soporta los esfuerzos, y aunque, debido a su porosidad, su peso es más alto con respecto al injerto 2 y 4, la diferencia de esfuerzos es muy alta para considerar estas dos opciones.

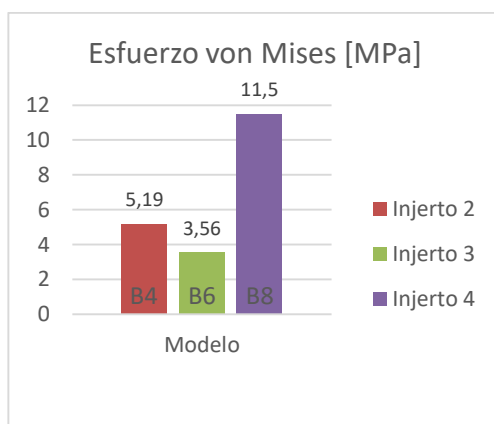
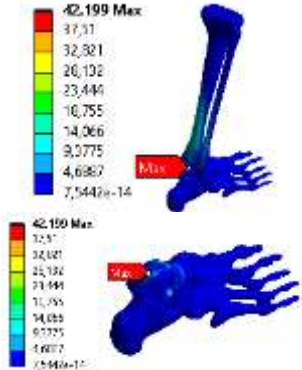
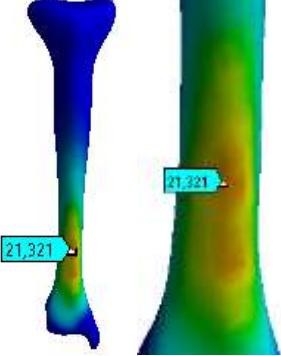
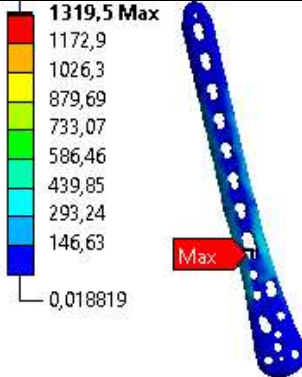
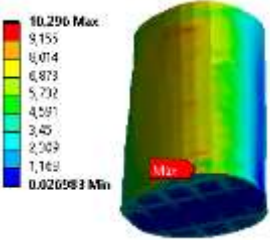
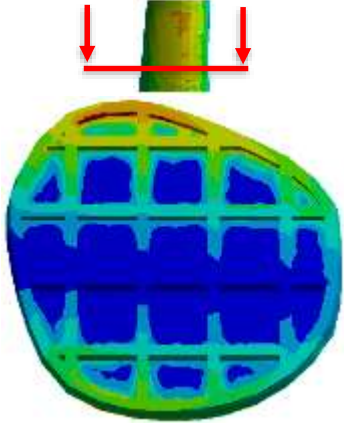
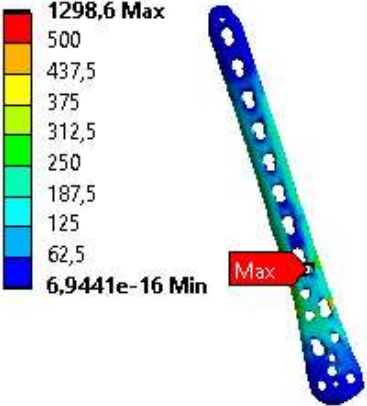
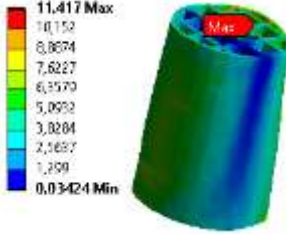
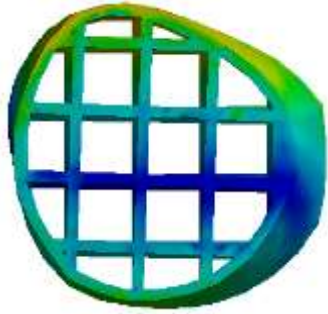


Figura 27. Comparación de los esfuerzos de von Mises presentes en los injertos en los modelos Bipodal sin placa ni tornillos. Fuente: Autor.

6.5.2 Resultados modelo Marcha

Para la marcha se corrieron 4 modelos. La tabla 27 muestra los esfuerzos de von Mises para cada uno de ellos.

Modelo	Esfuerzo máximo	Esfuerzo en el Injerto	Descripción del modelo
<p>M1 Sano, sin fractura</p>	 <p>42,199 Max 37,31 32,321 26,132 23,441 16,755 14,066 9,0775 4,6967 7,5442e-14</p> <p>42,199 Max 37,31 32,321 26,132 23,441 16,755 14,066 9,0775 4,6967 7,5442e-14</p> <p>Contacto Pie-Tibia: 42,2 MPa</p>	<p>-</p>	 <p>21,321 21,321</p> <p>Zona donde estaría el injerto: 21,3 MPa</p>
<p>M2 Con placa y tornillos</p>	 <p>1319,5 Max 1172,9 1026,3 879,69 733,07 586,46 439,85 293,24 146,63 0,018819</p> <p>Placa: 1319 MPa</p>	 <p>10,296 Max 9,155 8,014 6,873 5,732 4,591 3,45 2,309 1,168 0,020983 Min</p> <p>Injerto 1: 10,3 MPa</p>	
<p>M3 Con placa y tornillos</p>	 <p>1298,6 Max 500 437,5 375 312,5 250 187,5 125 62,5 6,9441e-16 Min</p> <p>Placa: 1298 MPa</p>	 <p>11,417 Max 10,152 8,8674 7,6227 6,3579 5,0932 3,8284 2,5637 1,309 0,03424 Min</p> <p>Injerto 2: 11,4 MPa</p>	 <p>Vista superior</p>

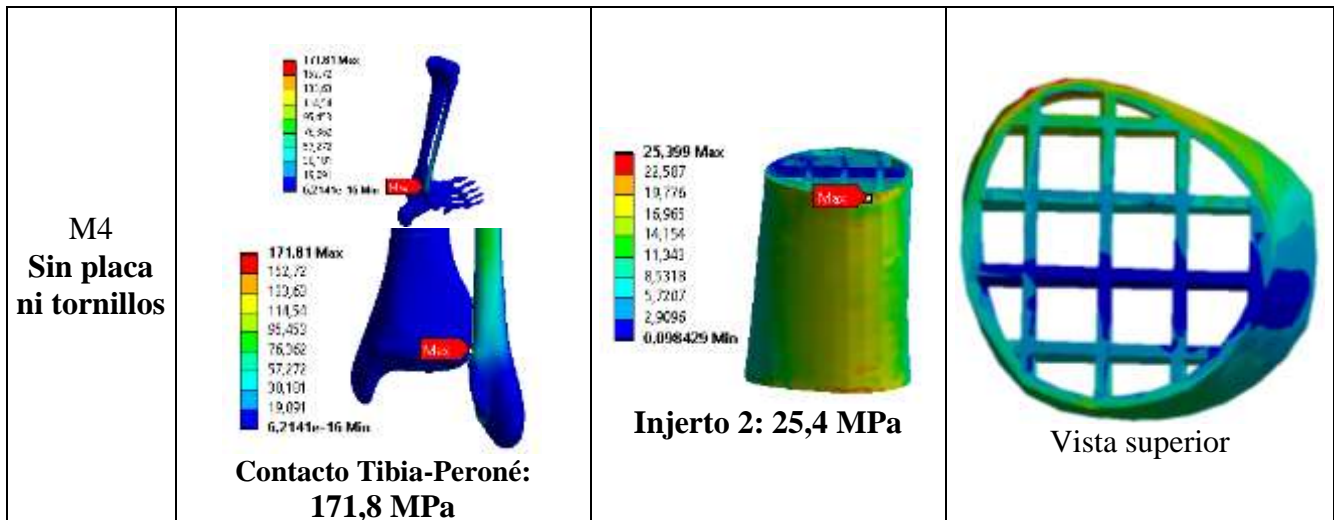


Tabla 27. Esfuerzos modelo Marcha. Fuente: Autor.

La figura 28 muestra una gráfica (figura 28-A) de un perfil de esfuerzos en los injertos en la zona crítica para los modelos de marcha. Los valores son medidos de manera vertical, (figura 28-B). Las líneas azules discontinuas representan los modelos sin placa de fijación y las verdes los modelos con placa y tornillos.

En cuanto al comportamiento de los esfuerzos de los modelos sin placa de fijación (representados mediante líneas azules discontinuas), se puede observar que estos oscilan entre 15 y 20 MPa y un pico considerablemente mayor a la tendencia de la curva que supera los 25 MPa, el cual representa el esfuerzo máximo. Por su parte, en los modelos con placa y tornillos (líneas verdes) se ve un comportamiento más lineal debido justamente a la presencia de estos elementos de soporte y sujeción, con esfuerzos oscilantes entre 5 y 10 MPa.

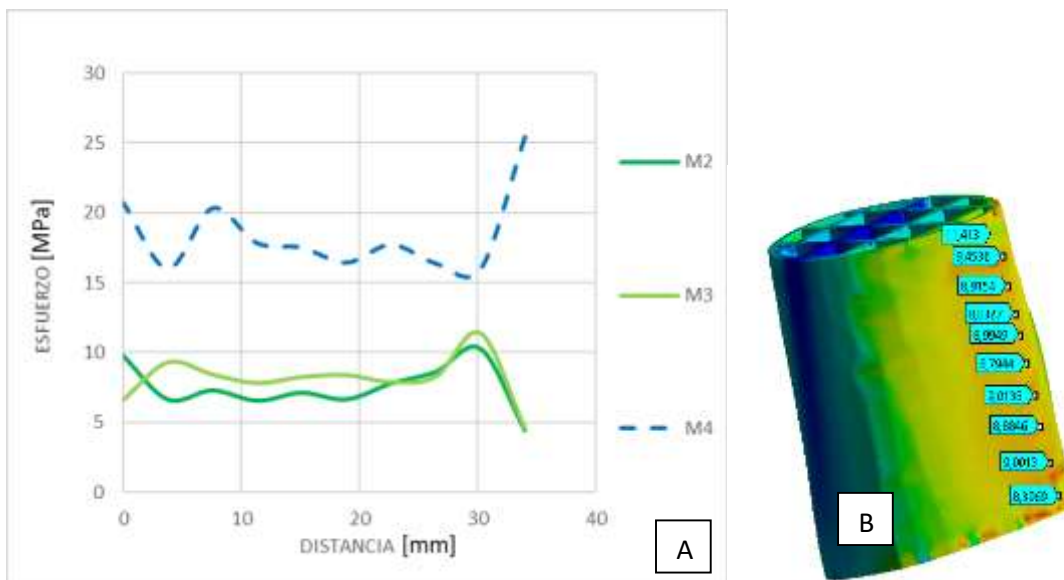


Figura 28. A. Perfil de esfuerzos verticales en el injerto en la zona crítica para los modelos marcha. B. Medición en el injerto. Fuente: Autor.

La figura 29 muestra una gráfica (figura 29-A) de un perfil de esfuerzos en los injertos en la zona crítica para los modelos de marcha. Los valores son medidos de manera horizontal, igual que en el modelo bipodal (figura 29-B). La línea discontinua azul representa el modelo sin placa de fijación y las verdes los modelos con placa y tornillos.

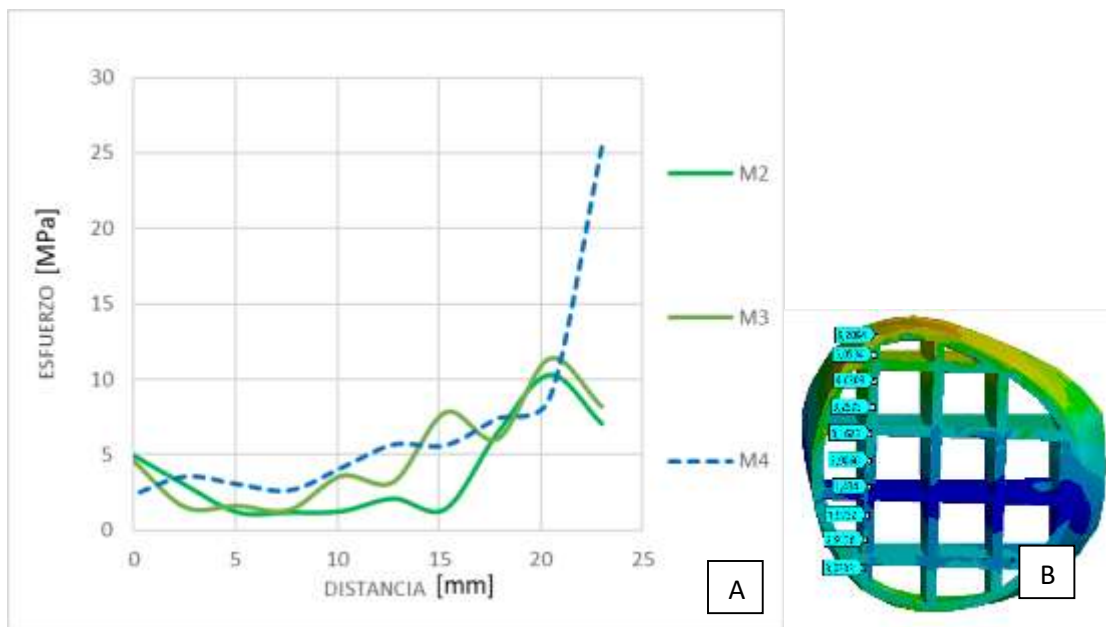


Figura 29. A. Perfil de esfuerzos horizontales en el injerto en la zona crítica para los modelos marcha. B. Medición en el injerto. Fuente: Autor.

En la medición horizontal, el comportamiento de los esfuerzos de todos los tres modelos, evidencia que estos oscilan entre 0 y 5 MPa y al final aumentan hasta llegar al valor máximo, siendo 25,4 MPa en el modelo sin placa de fijación (línea discontinua azul) y 10,3 y 11,4 para los modelos con placa y tornillos (línea verde).

Del mismo modo que en el modelo Bipodal, los esfuerzos en el injerto aumentan considerablemente al retirar la placa y los tornillos del sistema (línea azul), y aunque en el caso más crítico se alcanza un esfuerzo máximo de 25,4MPa, este valor no llega a fluencia y se puede asegurar que para la condición de marcha (con todas sus variaciones estudiadas) el injerto cumple su función en términos estructurales.

La figura 30 muestra los esfuerzos presentes en los injertos en los modelos de marcha con placa y tornillos. Se evidencia que el injerto 1 (igual que en el modelo Bipodal), el de la estructura en celosía cuadrada, con 70% de porosidad y con tapas superior e inferior, es el que mejor soporta los esfuerzos. Y si bien el injerto 2 es menos pesado debido a que no tiene tapas superior e inferior, esta variable puede ser casi que despreciable debido a que el espesor de las tapas es mínimo y no representa mucho peso para la estructura completa.

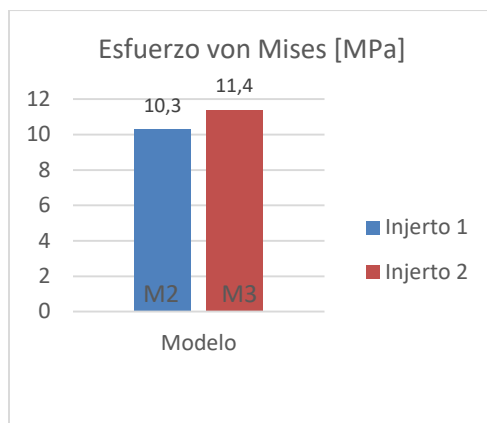


Figura 30. Comparación de los esfuerzos de Von Mises presentes en los injertos en los modelos de Marcha con placa y tornillos. Fuente: Autor.

6.6 Discusión

Un injerto óseo obtenido por FDM debe contar con características adecuadas de adhesión y proliferación celular, además de servir de soporte mecánico [32]. Este trabajo estudia injertos con estructuras en celosía que cumplen estos requerimientos.

Con respecto a los resultados, está claro que el modelo de Marcha presenta mayores esfuerzos en relación al modelo Bipodal, debido al ángulo de inclinación de la placa y la tibia, durante la incidencia de la carga vertical aplicada, ya que la diferencia entre el eje longitudinal de la tibia y la línea de aplicación de la carga, genera mayores esfuerzos flectores sobre estos componentes [29], [30], [31].

Para el modelo bipodal, en comparación con el modelo sano se evidencia que los esfuerzos máximos presentes son considerablemente menores, en relación a los modelos sin placa ni tornillos y sobre todo al modelo con placa y tornillos. De igual manera, haciendo énfasis en la zona de estudio (zona donde estaría el injerto), cuando el modelo no cuenta con la placa ni con los tornillos, como es de esperarse los esfuerzos se incrementan considerablemente en el injerto. Pero cuando hay placa y tornillos, estos componentes soportan los mayores esfuerzos, cumpliendo su función para el proceso de osteosíntesis, dejándole menos carga al injerto.

También se comparan los esfuerzos máximos principales en los injertos entre las simulaciones que tienen las mismas condiciones, es decir los modelos B2, B3, B5 y B7 son comparables entre sí ya que cuentan con todas las piezas del sistema. Y los modelos B4, B6 y B8 también son comparables, ya que no tienen ni la placa ni los tornillos.

Se puede asegurar que para la condición bipodal (con todas sus variaciones estudiadas) el injerto cumple su función y no está ni cerca de alcanzar su esfuerzo de fluencia (38 MPa, tabla 18).

Para el modelo de marcha, al igual que el modelo bipodal, en la simulación de marcha sin fractura, se evidencia que los esfuerzos máximos presentes son considerablemente menores, en relación a los modelos sin placa ni tornillos y sobre todo al modelo con placa y tornillos. De igual manera, haciendo énfasis en la zona de estudio (zona donde estaría el injerto), cuando el modelo no cuenta con la placa ni con los tornillos, como es de esperarse los esfuerzos se incrementan considerablemente en el injerto. Pero cuando hay placa y tornillos, estos componentes soportan los mayores esfuerzos, cumpliendo su función para el proceso de osteosíntesis, dejándole menos carga al injerto.

También se comparan los esfuerzos máximos principales en los injertos entre las simulaciones que tienen las mismas condiciones, es decir los modelos M2 y M3 ya que cuentan con todas las piezas del sistema.

Se puede asegurar que para la condición de marcha (con todas sus variaciones estudiadas) el injerto cumple su función en términos estructurales.

6.7 Conclusiones del capítulo

- Los resultados evidencian que un estudio FEA, combinado con los conceptos de la impresión 3D, es capaz de predecir las propiedades mecánicas de un injerto óseo de material PLA/HA obtenido por impresión 3D.
- Un injerto óseo de material PLA/HA obtenido a partir de impresión 3D cumple su función en términos biomecánicos y estructurales dentro de un tratamiento de regeneración óseo debido a una fractura, ya que soporta adecuadamente los esfuerzos generados.
- El análisis de los esfuerzos obtenidos evidencia que, en un tratamiento de osteosíntesis, la placa y los tornillos liberan de carga al injerto óseo para que se pueda llevar a cabo de manera adecuada el proceso de regeneración ósea.

7 CONCLUSIONES

- Los resultados evidencian que un estudio FEA, combinado con los conceptos de la impresión 3D, es capaz de predecir las propiedades mecánicas de piezas obtenidas mediante FDM, a través de la réplica computacional de un ensayo de tensión según la norma ASTM, proporcionando estrategias de diseño y fabricación para las mismas.
- A partir del modelo computacional se pudo evidenciar que las condiciones de simetría aplicadas al modelo permiten realizar una simulación con muchos más nodos y elementos.
- Los comportamientos plásticos pronunciados, y los grandes desplazamientos no pueden despreciarse y se hace necesario trabajar con modelos bilineales o multilineales para acercarse más a las condiciones y comportamientos reales.
- A partir de la simulación computacional se evidencia que los patrones de impresión que definen las estructuras en celosía, como el patrón de relleno o la porosidad, determinan el comportamiento mecánico de las piezas generadas.
- Los resultados obtenidos revelan que una estructura en celosía con relleno cuadrado soporta mejor los esfuerzos que una con relleno hexagonal, triangular o hexagonal 3D, la de relleno triangular cuenta con gran resistencia en sus paredes y la hexagonal es muy apropiada para aplicaciones con altos requerimientos en temas de flexibilidad, ya que su configuración no le permite grandes deformaciones permanentes.
- Un injerto óseo de material PLA/HA obtenido a partir de impresión 3D cumple su función en términos biomecánicos y estructurales dentro de un tratamiento de regeneración ósea debido a una fractura, ya que soporta adecuadamente los esfuerzos generados.
- El análisis de los esfuerzos obtenidos evidencia que, en un tratamiento de osteosíntesis, la placa y los tornillos liberan de carga al injerto óseo para que se pueda llevar a cabo de manera adecuada el proceso de regeneración ósea.
- Como productos adicionales de este trabajo se obtuvo un tutorial para generar el CAD de piezas con estructuras en celosía en el software SpaceClaim. También se hizo un video que explica como aplicar y visualizar simetrías en ANSYS Workbench.

8 RECOMENDACIONES

Es necesario generar y probar más estructuras en celosía, teniendo en cuenta todas sus posibles variaciones, para extrapolar estos modelos a geometrías más complejas.

Cuando se trabajan simulaciones con piezas y condiciones simétricas, es muy aconsejable aplicar simetrías al modelo con el fin de disminuir tiempo y recursos computacionales necesarios para su solución.

Del mismo modo la exploración de software especializados también es vital ya que actualmente no hay mucha información acerca del modelado de estructuras en celosía, lo cual representa una barrera y una limitación en cuanto a la validez de los resultados obtenidos y a las posibles aplicaciones de esta tecnología.

9 BIBLIOGRAFÍA

- [1] T. Archana *et al.*, “Fracture toughness and fatigue behavior of spider silk and S-glass epoxy composites: An FEM approach,” *Mater. Today Proc.*, vol. 5, no. 1, pp. 2627–2634, 2018.
- [2] A. M. Alvarado, “Obtención y caracterización mecánica de material compuesto resina poliéster - fibra de piña,” p. 59, 2017.
- [3] Kalorama Information, “Dental Implant and Bone Graft Markets to Approach \$3.5 Billion in 2010.” [Online]. Available: <https://www.medicalnewstoday.com/releases/29693.php>.
- [4] N. Shetty, S. M. Shahabaz, S. S. Sharma, and S. Divakara Shetty, “A review on finite element method for machining of composite materials,” *Compos. Struct.*, vol. 176, pp. 790–802, Sep. 2017.
- [5] O. A. Cort, “Materiales compuestos para la arquitectura recursos e impacto ambiental Materiales compuestos para la arquitectura recursos e impacto ambiental,” no. April, 2015.
- [6] M. Antonio, V. Peña, D. Alexander, and G. Alvarado, “ARTÍCULO DE REVISIÓN Implantes Scaffolds para regeneración ósea. Materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión Scaffolds implants for the bone regeneration. Materials, techniques and modeling by means of reaction-diffusion systems,” pp. 1–11, 2016.
- [7] P. O. V. Y. Ferrer Lozano, J. Vergara Pages, “Hidroxiapatita como sustituto del tejido óseo,” 2008. [Online]. Available: <https://www.portalesmedicos.com/publicaciones/articulos/1054/1/Hidroxiapatita-como-sustituto-del-tejido-oseo.html>.
- [8] C. V. Rosa, “Implantes dentales, precio 2018,” 2017.
- [9] Y. Shikinami and M. Okuno, “Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly L-lactide (PLLA). Part II: Practical properties of miniscrews and miniplates,” *Biomaterials*, vol. 22, no. 23, pp. 3197–3211, 2001.
- [10] L. Bruno, “Mechanical characterization of composite materials by optical techniques: A review,” *Opt. Lasers Eng.*, vol. 104, no. April 2017, pp. 192–203, 2017.
- [11] S. Gutierrez, “Análisis de Choques En Materiales Compuestos,” Universidad EAFIT, 2007.
- [12] G. Turnbull *et al.*, “3D bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering,” *Bioact. Mater.*, 2017.
- [13] J. Torres, “Caracterización de la resistencia mecánica a tensión del Ácido Poliláctico/Hidroxiapatita por manufactura aditiva mediante Fabricación por Filamento Fundido (FFF),” 2019.
- [14] M. Meng, H. R. Le, M. J. Rizvi, and S. M. Grove, “3D FEA modelling of laminated composites in bending and their failure mechanisms,” *Compos. Struct.*, vol. 119, pp. 693–708, 2015.
- [15] ASTM International, “Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics,” 2019.
- [16] J. J. Del Coz Díaz, P. J. García Nieto, J. A. Vilán Vilán, and J. L. Suárez Sierra,

- “Non-linear analysis and calculation of the performance of a shelving protection system by FEM,” *Appl. Math. Comput.*, vol. 218, no. 6, pp. 2365–2376, 2011.
- [17] J.N. Ready, *An Introduction to Nonlinear Finite Element Analysis*. 2005.
- [18] ANSYS Inc, “ANSYS HELP.” 2020.
- [19] A. A. Soufivand, N. Abolfathi, S. A. Hashemi, and S. J. Lee, “Prediction of mechanical behavior of 3D bioprinted tissue-engineered scaffolds using finite element method (FEM) analysis,” *Addit. Manuf.*, vol. 33, no. February, 2020.
- [20] B. Aloyaydi, S. Sivasankaran, and A. Mustafa, “Investigation of infill-patterns on mechanical response of 3D printed poly-lactic-acid,” *Polym. Test.*, vol. 87, no. November 2019, p. 106557, 2020.
- [21] A. M. Abdullah, D. Mohamad, T. N. A. T. Rahim, H. M. Akil, and Z. A. Rajion, “Effect of narrow infill density gap on the compressive properties of 3D printed carbon fibre reinforced acrylonitrile butadiene styrene,” *J. Mech. Sci. Technol.*, vol. 33, no. 5, pp. 2339–2343, 2019.
- [22] K. Leksakul and M. Phuendee, “Development of hydroxyapatite-polylactic acid composite bone fixation plate,” *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 25, no. 5, pp. 903–914, 2018.
- [23] C. Faldini *et al.*, “A new ligament - compatible patient - specific 3D - printed implant and instrumentation for total ankle arthroplasty : from biomechanical studies to clinical cases,” *J. Orthop. Traumatol.*, 2020.
- [24] J.-H. Park, M. Odkhuu, S. Cho, J. Li, B.-Y. Park, and J.-W. Kim, “3D-printed titanium implant with pre-mounted dental implants for mandible reconstruction: a case report,” *Maxillofac. Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 42, no. 1, pp. 0–3, 2020.
- [25] C. Márquez and R. Rodríguez, “Simulación Y Análisis Tridimensional Por Elementos Finitos De La Tibia Humana Sometida a Reemplazo,” 2001.
- [26] Y. S. Lai, W. C. Chen, C. H. Huang, C. K. Cheng, K. K. Chan, and T. K. Chang, “The effect of graft strength on knee laxity and graft in-situ forces after posterior cruciate ligament reconstruction,” *PLoS One*, vol. 10, no. 5, pp. 1–11, 2015.
- [27] C. SEMPERE, “Estudio de las características mecánicas de aleaciones de Ti conformadas mediante pulvimetalurgia,” 2009.
- [28] S. Eberle and P. Augat, “Preventing Contact Convergence Problems in Bone-Implant Contact Models,” pp. 21–25.
- [29] V. Pulido Bargsten, “Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana,” p. 98, 2015.
- [30] L. A. Zambrano and C. Müller-Karger, “Estudio del efecto de placas de fijación en fracturas de tibia proximal utilizando el método de elementos finitos,” *Bol. Tec. Bull.*, vol. 46, no. 3, pp. 43–60, 2008.
- [31] F. Chen *et al.*, “Finite element analysis of intramedullary nailing and double locking plate for treating extra-articular proximal tibial fractures,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–8, 2018.
- [32] S. Mondal *et al.*, “Hydroxyapatite nano bioceramics optimized 3D printed poly lactic acid scaffold for bone tissue engineering application,” *Ceram. Int.*, vol. 46, no. 3, pp. 3443–3455, 2020.