

DETERMINACIÓN DEL COMPORTAMIENTO BAJO CARGAS DE COMPRESIÓN DE UN MATERIAL
CELULAR FABRICADO MEDIANTE MANUFACTURA ADITIVA POR ESTEREOLITOGRAFÍA

MATEO SEPÚLVEDA SÁNCHEZ

DIRECTOR

MARCO ANTONIO VELASCO PEÑA

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTÁ D.C.

2021

CONTENIDO

1	RESUMEN	7
2	ABSTRACT	7
3	INTRODUCCIÓN	8
4	OBJETIVOS	10
4.1	OBJETIVO GENERAL	10
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	10
5	MARCO TEÓRICO	11
6	REALIZACIÓN DE ENSAYOS DE COMPRESIÓN	15
6.1	IMPRESIÓN DE LAS PIEZAS PARA LOS ENSAYOS DE COMPRESION	15
6.1.1	IMPRESIÓN SLA	15
6.1.2	IMPRESORA FORMLABS 2	15
6.1.3	RESINA GREY	16
6.1.4	MODELOS DE 1000 Y 2500 PUNTOS	16
6.1.5	DISTRIBUCIÓN DE PIEZAS EN LA IMPRESIÓN	17
6.1.6	TIEMPO Y ESPESOR DE CAPA	18
6.1.7	PROCESO DE IMPRESIÓN DE LAS PARTES	18
6.1.8	PIEZAS OBTENIDAS	19
6.2	PLANEACIÓN DE LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN	19
6.2.1	EQUIPO PARA ENSAYO DE COMPRESIÓN	19
6.2.2	DISEÑO DEL MONTAJE EXPERIMENTAL	19
6.2.3	CONFIGURACIÓN DE LA MÁQUINA	20
6.3	EJECUCIÓN DE LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN	20
6.3.1	ENSAYO DE COMPRESIÓN: NORMA ASTM D695	20
6.3.2	ENSAYO DE COMPRESIÓN PARA EL MODELO DE 1000 PUNTOS	21
6.3.3	ENSAYO DE COMPRESIÓN PARA EL MODELO DE 2500 PUNTOS	22
6.4	RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN	22
6.4.1	RESULTADO DE LOS ENSAYOS SEGÚN LA NORMA ASTM D695	22
6.4.2	RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DEL MODELO DE 1000 PUNTOS	24
6.4.3	RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DEL MODELO DE 2500 PUNTOS	25
6.5	ANÁLISIS DE RESULTADOS	26
7	SIMULACIÓN FEM	27
7.1	SIMULACION DEL MODELO DE 1000 PUNTOS	27

7.1.1	PREPARACION DEL ENTORNO VIRTUAL PARA EL MODELOS DE 1000 PUNTOS.....	28
7.1.2	RESULTADOS DE LA SIMULACION DEL MODELO DE 1000 PUNTOS.....	29
7.2	SIMULACION DEL MODELO DE 2500 PUNTOS	34
7.2.1	PREPARACION DEL ENTORNO VIRTUAL PARA EL MODELOS DE 2500 PUNTOS.....	35
7.2.2	RESULTADOS DE LA SIMULACION DEL MODELO DE 1000 PUNTOS.....	35
7.3	ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	39
8	VALIDACIÓN DEL MODELO TEÓRICO CON LOS RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE LABORATORIO	42
8.1	COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS TEÓRICOS Y EXPERIMENTALES	42
8.1.1	MODELO DE 1000 PUNTOS	43
8.1.2	MODELO DE 2500 PUNTOS	46
8.2	PORCENTAJE DE VARIACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS	48
8.3	DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	49
8.4	ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	50
9	CONCLUSIONES	51
10	RECOMENDACIONES	51
11	BIBLIOGRAFÍA.....	52

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ejemplo de herramienta para manufactura aditiva. Fuente: [4]	8
Figura 2. Modelos de cabeza femoral para analizar su comportamiento mecánico. A. Modelo de 1000 puntos. B. Modelo de 2500 puntos.....	9
Figura 3. Clasificación de los materiales celulares según su estructura [5]	12
Figura 4. Ejemplos de generación de las geometrías estocásticas y periódicas en el aplicativo; (A) generación por diagramas de Voronoi, (B) generación por triangulaciones de Delaunay, (C) generación periódica mediante triángulos equiláteros [4].....	13
<i>Figura 5. Conversión de la radiografía en escala de grises a una geometría de diagrama de voronoi de densidad de poro variable [4].....</i>	<i>14</i>
Figura 6. Modelos planteados; A) modelo de 1000 puntos; B) modelo de 2500 puntos	16
Figura 7. Posicionamiento de las figuras en la mesa de impresión.....	17
Figura 8. Modelo descartado de base redonda.	18
Figura 9. Modelo planteado para la realización de las pruebas de laboratorio.	20
Figura 10. Antes y después de las pruebas de laboratorio de la figura de 1000 puntos.	21
Figura 11. Antes y después de las pruebas de laboratorio de la figura de 2500 puntos.	22
Figura 12. Modelo CAD de la probeta.....	23
Figura 13. Gráfica de fuerza vs. Desplazamiento de las probetas	23
Figura 14. Grafica de esfuerzo vs. Deformación de las probetas.....	24
Figura 15. Gráfica de fuerza VS desplazamiento de la pieza de 1000 puntos.....	25
Figura 16. Gráfica de fuerza VS desplazamiento de la pieza de 2500 puntos	26
Figura 17. Modelo CAD del fémur generado con 1000 puntos en el diagrama de Voronoi utilizado en las simulaciones.....	28
Figura 18. Condiciones de frontera para la simulación por FEM; (A) estado general de las condiciones de frontera, (B) fuerza de compresión en la parte superior de la pieza, (C) apoyo fijo en la parte inferior de la pieza.....	28
Figura 19. Cabeza del fémur antes y después de aplicar las herramientas de enmallado; (A) Después, (B) Antes.....	29
Figura 20. Gráfica de la Prueba de fuerza para hallar los pasos de tiempo	30
Figura 21. Grafica del esfuerzo vs. tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos	31
Figura 22. Resultados del esfuerzo para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos.....	32
Figura 23. Grafica de la deformación vs. tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos	33
Figura 24. Resultados de la deformación total para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos	34
Figura 25. Modelo CAD del fémur generado con 2500 puntos en el diagrama de Voronoi utilizado en las simulaciones.....	35
Figura 26. Grafica del esfuerzo máximo en función del tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos	36
Figura 27. Resultados del esfuerzo para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos.....	37
Figura 28. Grafica de la deformación en función del tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos	38

Figura 29. Resultados de la deformación para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos	39
Figura 30. Estado de esfuerzos de los dos modelos trabajados: (A) figura de 1000 puntos;(B) figura de 2500 puntos	40
Figura 31. Estado de esfuerzos de un hueso de fémur real[30]	41
Figura 32. Comparación de zonas de fractura de fémur con zonas de alto esfuerzo: A). Zonas de fractura vertical y oblicua en el fémur. Fuente: [31]; B) Zonas de altos esfuerzos observados en la simulación de modelo de 2500 puntos.....	41
Figura 33. Partes del fémur	42
Figura 34. Gráfica de fuerza vs desplazamiento antes de la línea de tendencia para de pruebas de laboratorio del modelo de 1000 puntos	43
Figura 35: Gráfica de fuerza vs deformación de la simulación para el modelo de 1000 puntos	45
Figura 36: Gráfica de fuerza vs desplazamiento antes de la línea de tendencia para las pruebas de laboratorio del modelo de 2500 puntos	46
Figura 37: Gráfica de fuerza vs deformación de la simulación para el modelo de 2500 puntos	47
Figura 38: graficas de esfuerzo vs deformación de materiales celulares [34]	50

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Intervalos de tiempo y fuerza para cada uno de los pasos	30
Tabla 2. Valores del esfuerzo máximo en cada intervalo de tiempo	31
Tabla 3. Valores de la deformación en cada intervalo de tiempo	33
Tabla 4. Valores del esfuerzo máximo en cada intervalo de tiempo para el modelo de 2500 puntos	36
Tabla 5. Valores de la deformación en cada intervalo de tiempo para el modelo de 2500 puntos	38
Tabla 6: Valores de desplazamiento máximo en función de la carga aplicada para la probeta de 1000 puntos	45
Tabla 7: Valores de deformación para los puntos claves en la probeta de 2500 puntos	48
Tabla 8: Porcentaje de variación en la deformación en los puntos escogidos para la probeta de 1000 puntos	48
Tabla 9: Porcentaje de variación en la deformación en los puntos escogidos para la probeta de 2500 puntos	49

1 RESUMEN

Los materiales celulares se han convertido en unos de los más prometedores hoy en día pues tienen aplicaciones en una gran cantidad de campos como la industria aeronáutica, aeroespacial, biomédica y militar, entre otras. Por este motivo, se han empezado a llevar a cabo diversas investigaciones para mejorar las técnicas de manufactura o los materiales usados para fabricarlos. El trabajo titulado: "Diseño para manufactura aditiva de elementos estructurales con materiales celulares mediante el uso de diagramas de Voronoi y triangulaciones de Delaunay: Aplicaciones biológicas y estructurales" escrito por Fahir Castañeda, plantea una forma más eficiente de fabricar este tipo de material a través de manufactura aditiva, de tal forma que haya más poros y de mayor tamaño en las zonas de la pieza que soportan menor carga y viceversa. En el presente estudio se tomarán las figuras obtenidas en el trabajo anteriormente mencionado, se harán simulaciones por el método de elementos finitos para ver el comportamiento de las mismas y se someterán a pruebas de compresión en un laboratorio. Todo esto con la intención de averiguar si las estructuras estudiadas son viables para posteriores trabajos a mayor escala.

2 ABSTRACT

Nowadays, cellular materials have become one of the most promising materials because they have several applications in fields such as aeronautics, aerospace, biomedical, and the military industries. For this reason, several investigations have been carried out to improve manufacturing techniques or the materials used for them. One of these studies about this issue is the paper titled: "Design for Additive Manufacturing of Structural Elements with Cellular Materials Using Voronoi Diagrams and Delaunay Triangulations: Biological and Structural Applications," written by Fahir Castañeda. His paper proposes a new efficient way to manufacture this kind of materials by additive manufacturing, in such a way that the size and the number of pores were bigger in the higher stress zones than in the lower stress zone. In this paper the models obtained in the previously mentioned article will be tested by FEA simulation and laboratory compressive test to check if those models are viable in larger works implemented in the future.

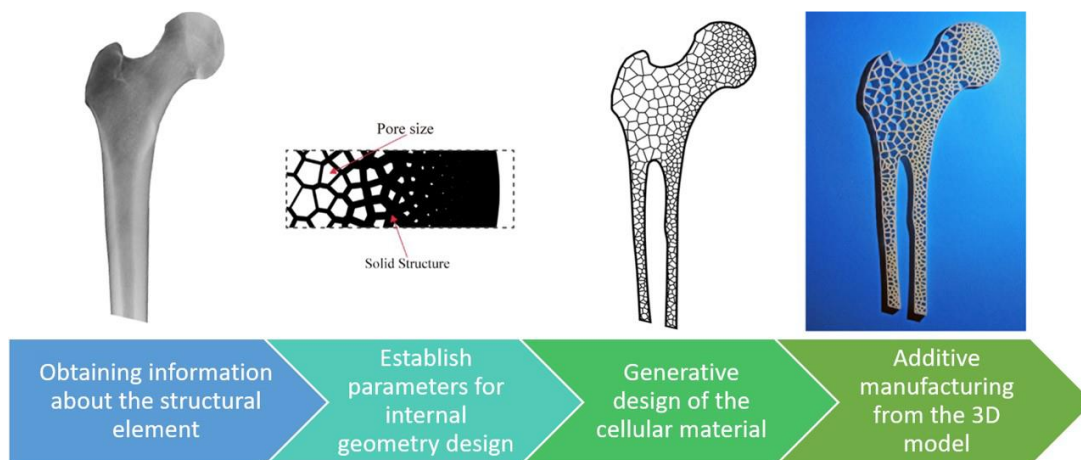
3 INTRODUCCIÓN

Los materiales celulares han tenido mucho éxito dentro de la industria debido a su versatilidad y sus propiedades mecánicas, por lo cual hoy en día se pueden encontrar aplicaciones estructurales de estos materiales en industrias tales como la automotriz, aeroespacial, naval, ferroviaria, biomédica, así como en decoración, las artes, la fabricación de máquinas, la manufactura de equipos deportivos, el campo de la construcción, el aislamiento térmico, filtración y separación, entre otros [1].

Uno de los usos más frecuentes en el área de la construcción es como refuerzo estructural, donde se usa lo que se denominan materiales sándwich o reticulados. Para esta aplicación es necesario ensamblar dos láminas muy resistentes en las caras y una hecha de estructura como panal de abejas en el núcleo [2]. Para la industria biomédica, se han desarrollado aplicaciones en implantes para huesos al lograr fabricar estructuras celulares de aleaciones de titanio; estas le dan sustento al hueso mientras éste sana y debido a los poros, el hueso tiene una red sobre la cual le es más fácil para el tejido óseo crecer en caso de que haya algún trozo faltante [3].

Dentro del desarrollo que se ha hecho en esta área, Fahir Castañeda (2019) realizó el trabajo de grado “Diseño para manufactura aditiva de elementos estructurales con materiales celulares mediante el uso de diagramas de Voronoi y triangulaciones de Delaunay: Aplicaciones biológicas y estructurales” [4]. Dicho trabajo presenta un método original de diseño generativo a partir de diagramas de Voronoi y triangulaciones de Delaunay para el modelamiento de materiales celulares de origen natural o sintético. Dicho diseño se concentra en la manufactura aditiva de materiales porosos a partir de una imagen radiológica como se ve en la figura a continuación. Dado que el trabajo donde se plantea dicho método concluye con un enfoque principalmente teórico, un segundo estudio centrado en comprobar la viabilidad de lo allí planteado cobra relevancia.

Figura 1. Ejemplo de herramienta para manufactura aditiva. Fuente: [4]

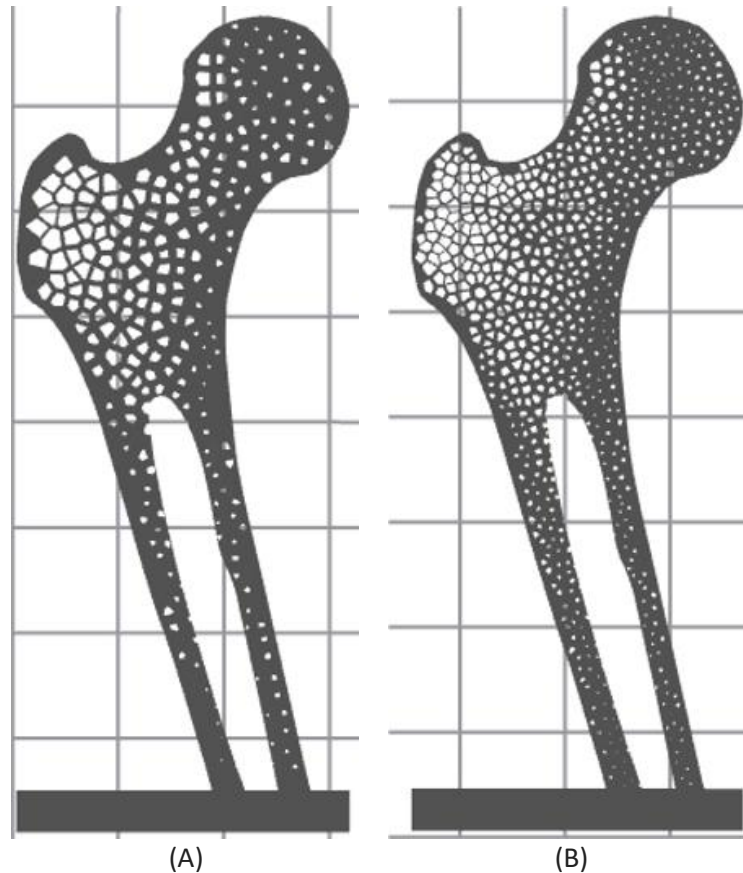


Durante el trabajo mencionado se desarrolló una herramienta que permite modelar una estructura más o menos porosa variando el número de puntos a partir de los cuales se generan los poros. Por esto, para este trabajo se propone construir dos modelos a escala de la parte superior de un hueso femoral, denominados de 1000 y 2500 puntos, como se ve en la figura 2. En el de 2500 puntos hay más poros, pero son más pequeños que los existentes en la geometría de 1000 puntos. No obstante, dado que durante la investigación de Fahir Castañeda se abordan varios tipos de geometrías y

estructuras, se hace necesario limitar el alcance del presente estudio, pues hacer pruebas de laboratorio y simulaciones a cada uno de ellos sería una labor muy extensa. Por esta razón, durante el desarrollo de este trabajo se le hicieron pruebas de laboratorio y simulaciones únicamente a las estructuras bio inspiradas en la forma de un fémur, cuya estructura interna fue generada mediante el diagrama de Voronoi.

Para estudiar el comportamiento mecánico de los modelos de fémur propuestos, se realizaron pruebas experimentales para determinar las propiedades a compresión de la resina Grey según la norma ASTM D695. Con la curva esfuerzo-deformación obtenida se alimentó una simulación no lineal. También se experimentó con el comportamiento a compresión de las piezas hechas con los modelos de 1000 y 2500 puntos. Finalmente, se hizo una comparación entre los resultados obtenidos por la experimentación y la simulación.

Figura 2. Modelos de cabeza femoral para analizar su comportamiento mecánico. A. Modelo de 1000 puntos. B. Modelo de 2500 puntos.



4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar el comportamiento bajo cargas de compresión de un material celular fabricado mediante manufactura aditiva por estereolitografía.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar ensayos de compresión a dos elementos celulares fabricados mediante estereolitografía en impresora *Formlabs 2* con material “Grey” para determinar la resistencia mecánica del material celular.
- Simular los dos elementos con estructura celular mediante software de elementos finitos para la obtención de los estados de esfuerzos y deformaciones al ser sometidos a cargas de compresión.
- Validar el modelo obtenido por elementos finitos con los resultados obtenidos de los ensayos de compresión.

5 MARCO TEÓRICO

Los materiales celulares han existido en la naturaleza desde siempre. El corcho, la madera, los huesos humanos, los tallos de las plantas, las esponjas marinas y los corales son ejemplos algunos ejemplos de este tipo de materiales encontrados de manera natural [5].

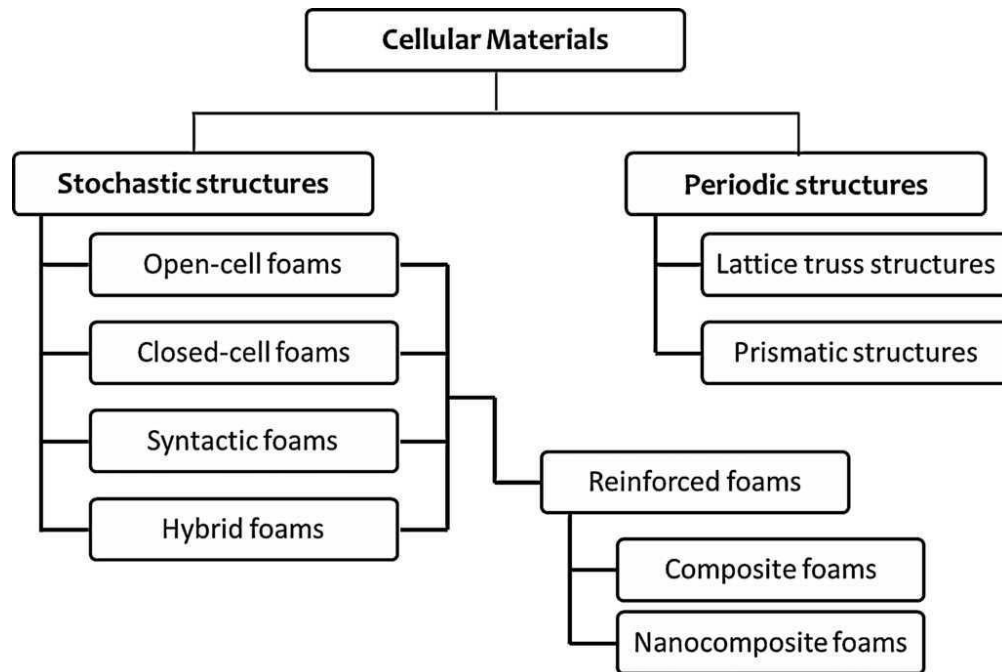
Los estudios realizados a los materiales celulares hallados en la naturaleza muestran que tienen una combinación de propiedades que los hace comparables a los materiales de ingeniería. La madera tiene una resistencia comparable a la del acero; las conchas, hueso y astas de animales tienen una tenacidad similar a los materiales cerámicos de ingeniería y los tallos maduros de guadua y bambú tienen una relación de esbeltez remarcable incluso para los estándares de la ingeniería actual; además, este tipo de materiales suelen ser muy livianos, pues al ser materiales porosos el peso se ve reducido en gran medida [6]. Todo esto gracias no sólo a que las propiedades de los materiales celulares no derivan únicamente de su estructura porosa, sino también a que el material base del que están compuestos dicta su comportamiento y propiedades [5]. Asimismo, gracias a que los materiales naturales son tanto celulares como compuestos, poseen una vasta combinación de propiedades mecánicas y un bajo peso. Por ejemplo, la madera tiene una resistencia comparable a algunos aceros pero es mucho más ligera gracias a su combinación de una matriz de lignina y hemicelulosa en conjunto con fibras de celulosa, además de contar con una estructura celular porosa [5], [7], [8]

Inspirándose en este tipo de estructuras se empezaron a desarrollar materiales de ingeniería como metálicos, poliméricos y cerámicos [2], [5] que pudieran conservar sus propiedades mecánicas y al mismo tiempo fueran mucho más ligeros. A este tipo de materiales celulares hechos por el hombre se les conoce también como bio-inspirados. Para lograr este objetivo, se hicieron estudios a los materiales naturales, los cuales revelaron cómo funcionaba la intrincada red de poros interconectados, pues a pesar de presentar una porosidad de al menos el 70%, mantenían propiedades mecánicas comparables a las de los materiales de ingeniería macizos [5], [9]. Con base en ellos se desarrollaron formas de hacer los materiales más porosos, pero sin que se vieran comprometidos estructuralmente. Aun así, pese a los excelentes resultados obtenidos en el desarrollo de este tipo de materiales y a todas las bondades que muestran, también tienen desventajas que deben considerarse. Una de las más notables es que son de difícil manufactura, pues la forma y la cantidad de poros deben ser controlados con precisión para obtener las propiedades deseadas [10]. Por esta razón, de entre todos los materiales con estructuras celulares creados artificialmente, los que tienen el mayor potencial de ser explotados de manera inmediata, son los poliméricos, pues gracias a la manufactura aditiva se logran fácilmente estructuras complejas. Esta característica les ha permitido entrar rápidamente en la industria y mejorar diversos campos.

Dependiendo de su estructura interna, los materiales celulares se pueden clasificar en dos grandes grupos: Los materiales regulares o periódicos y los que tienen una topología estocástica. La diferencia entre estos dos radica en que los poros de los materiales periódicos tienen toda una misma forma, la cual se repite en toda la extensión del mismo y los estocásticos son aquella cuya estructura interna es completamente aleatoria y sin patrones que se repitan [5], [11], [12]. Estos dos grandes grupos también se subdividen en más clasificaciones. En primer lugar, los materiales regulares se pueden considerar prismáticos si el patrón sólo se replica en dos dimensiones, como

los sándwiches de estructuras corrugadas o de panal de abejas, y estructuras reticuladas si el patrón se repite de forma tridimensional como en una celosía. Por otra parte, la literatura divide a los materiales celulares de estructura estocástica en dos grupos principales: Se denominan “espumas” (foam) los materiales cuya característica principal es que se crean a partir de dos fases diferentes: la fase gaseosa discontinua, la cual crea cavidades o poros que no están interconectados al dispersarse en forma de burbujas de gas en una fase sólida continua, la cual se crea normalmente a partir de un líquido que se ha dejado endurecer [13]–[15]. Por su parte, se conocen como “esponjas” (sponge) a los materiales cuya fase gaseosa es continua; es decir, con porosidad compleja e interconectada y que no se puede subdividir en celdas o poros unitarios bien definidos. Luego hay algunas variantes de estas dos anteriores como las espumas sintácticas donde las cavidades de la fase gaseosa se reemplazan por esferas huecas de algún material, o las espumas híbridas, que son aquellas donde la fase sólida está compuesta de más de un material como se ilustra en la figura a continuación.

Figura 3. Clasificación de los materiales celulares según su estructura [5]



Básicamente la diferencia entre espumas y esponjas depende de si las celdas son abiertas (interconectadas entre sí) o cerradas (separadas por paredes gruesas); es decir, que la diferencia radica en la densidad relativa, la cual es la característica más importante de una estructura celular y se define como la densidad del sólido celular (ρ^*) dividido por la densidad del sólido del que está hecho (ρ_0) [8]:

$$\text{Densidad relativa} = \frac{\rho^*}{\rho_0}$$

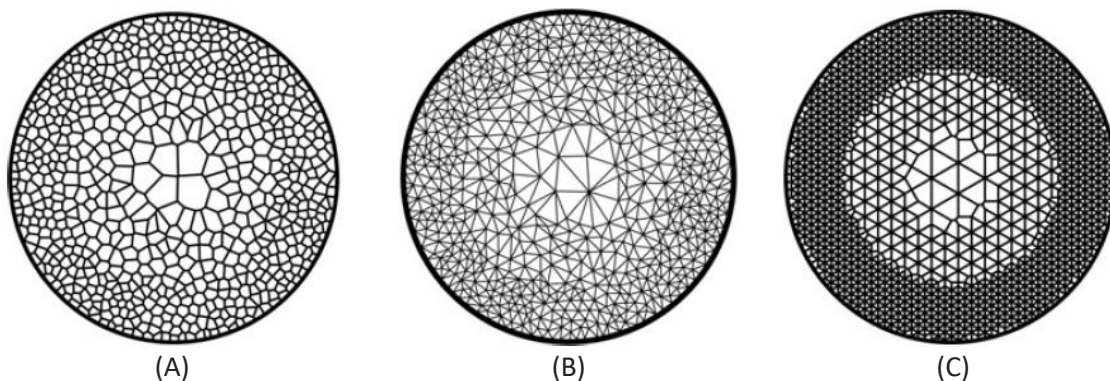
Mientras más incrementa la densidad relativa, más gruesa se volverá la pared de cada celda. La densidad relativa básicamente se refiere al volumen de la fracción sólida del material [8].

Dado que estos materiales tienen aplicaciones en todo tipo de industrias y son usados con fines muy diversos, el propósito final es el que determinará qué tan cerradas o abiertas serán las celdas. En las aplicaciones que requieren buenas propiedades mecánicas, como por ejemplo la fabricación de paneles estructurales para construcción o la manufactura de implantes biocompatibles, se usan normalmente estructuras periódicas. Por el contrario, las estructuras estocásticas tienen una gran variedad de aplicaciones. Las de celdas abiertas son ampliamente utilizadas en procesos de filtración, de aislamiento, de impermeabilización, de control de flujo de gas; como pieza fundamental en las fabricaciones de electrodos, baterías, catalizadores, intercambiadores de calor, implantes biomédicos y rodamientos. Por su parte, Las estructuras de celdas cerradas, especialmente las basadas en metales y polímeros, proporcionan una excelente eficiencia estructural y una excelente capacidad para absorber energía, ya sea para la absorción de impactos o la absorción de sonido [2], [13], [14], [16], [17].

En el caso de los materiales para aplicaciones estructurales, ya sean estocásticos o periódicos, se requiere entonces determinar propiedades como la resistencia a la compresión y la rigidez del elemento. Estas características dependen de factores como las propiedades mecánicas del material de la fase sólida, la geometría interna del material celular y el método y parámetros de manufactura aditiva empleados. Por eso, en este estudio se planea realizar la experimentación y simulación del comportamiento bajo cargas de compresión de las estructuras planteadas en el trabajo “Diseño para manufactura aditiva de elementos estructurales con materiales celulares mediante el uso de diagramas de Voronoi y triangulaciones de Delaunay: Aplicaciones biológicas y estructurales” [4].

Dicho trabajo plantea una forma de generar estructuras celulares estocásticas de celdas cerradas que se aleja de las formas convencionales para diseñar y fabricar las mismas. Se desarrolló un algoritmo que permitiera crear modelos de en dos o tres dimensiones de densidad variable dependiendo de la condición de carga. Dicho aplicativo está programado para crear celdas más pequeñas y en mayor número en las áreas de la figura que estén sometidas a un mayor esfuerzo. Esto se hará independientemente de si se configura para que trabaje con celdas irregulares con el fin de construir una estructura estocástica, como las creadas con los diagramas de Voronoi o triangulaciones de Delaunay, o si por el contrario los parámetros requeridos son de celdas con una forma geométrica regular para la crear estructuras prismáticas, como se ve en la siguiente figura:

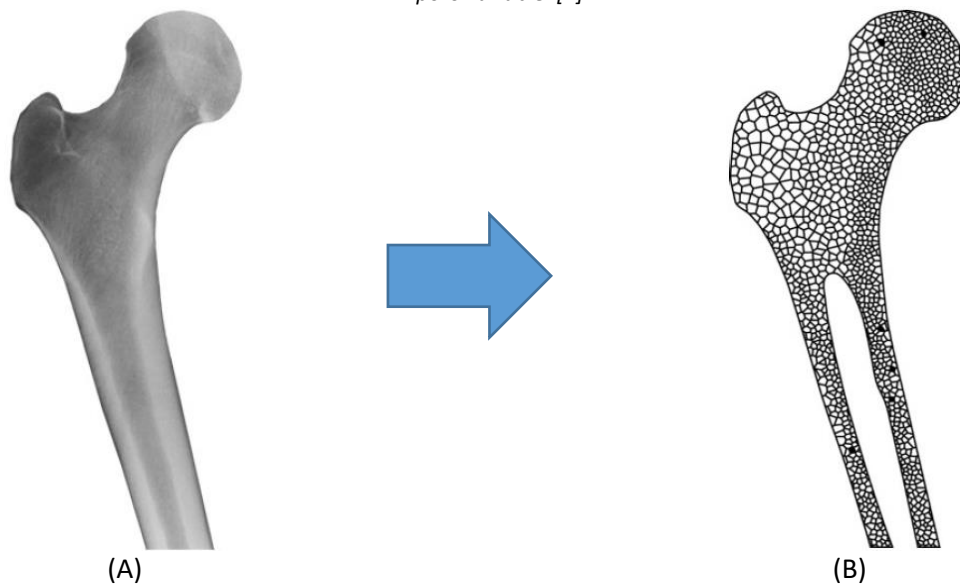
Figura 4. Ejemplos de generación de las geometrías estocásticas y periódicas en el aplicativo; (A) generación por diagramas de Voronoi, (B) generación por triangulaciones de Delaunay, (C) generación periódica mediante triángulos equiláteros [4]



Este método para generar las estructuras supone una gran ventaja, pues al diseñar las de manera eficiente para cada caso específico se elimina la mayor desventaja que tienen las estructuras estocásticas en aplicaciones estructurales, la cual es justamente que los poros están distribuidos de manera aleatoria y poco planeada y la estructura final no siempre favorece a la distribución de esfuerzo.

El algoritmo se vale de imágenes en escala de grises para determinar qué zonas deben tener mayor densidad de poro y cuáles no, significando las secciones más oscuras como aquellas más cargadas y por consiguiente donde es necesario aumentar la cantidad de poros. Dichas imágenes se obtienen de la optimización topológica que previamente se les hacía a las geometrías. Sin embargo, en algunos casos, es posible trabajar con imágenes de radiografías ya que éstas también manejan la misma escala de color, pero en este caso la escala se tomaría al revés y se generarían más poros en las áreas más clara, pues en el caso de los huesos éstos tienden a volverse más densos en las áreas donde suelen sufrir mayor estrés en las actividades diarias y estas zonas aparecerán más claras en las radiografías, como se muestra en la siguiente figura:

Figura 5. Conversión de la radiografía en escala de grises a una geometría de diagrama de voronoi de densidad de poro variable [4]



Puesto que el alcance del trabajo en el que se basa el presente estudio no abarca nada más allá de lograr plantear las estructuras, se toman como punto de partida las plantillas obtenidas, como la mostrada en la Figura 5-B, las cuales son modelos CAD de 1 mm de espesor y se modifican en tamaño para poder trabajar con ellas. Luego se procede a hacer las pruebas pertinentes. En primer lugar, con el modelo CAD se hacen simulaciones por el método de elementos finitos para después imprimir dichos modelos y hacer pruebas de compresión en el laboratorio.

6 REALIZACIÓN DE ENSAYOS DE COMPRESIÓN

6.1 IMPRESIÓN DE LAS PIEZAS PARA LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN

Para poder ejecutar los ensayos de compresión es necesario imprimir las piezas que se van a usar, lo cual conlleva una serie de consideraciones para obtener un resultado óptimo en las piezas y para que así los ensayos sean fiables.

6.1.1 IMPRESIÓN SLA

Se escogió la impresión por estereolitografía (SLA) debido a sus ventajas, en comparación con la impresión por filamento (FDM), para crear piezas con porosidades complejas. El proceso utiliza la fotopolimerización para crear modelos 3D sólidos a partir de resina en estado líquido. Esto quiere decir que, por acción de la luz, generalmente ultravioleta, un proceso químico hace que los monómeros presentes en la resina líquida se agrupen para formar una molécula de mayor peso, es decir un polímero. Así, este proceso solidifica el material para poder crear los modelos 3D [18]–[22].

Que la impresión SLA sea fundamentalmente diferente a la FDM conlleva varias ventajas que vuelven idóneo a este proceso para el trabajo planteado porque da un mejor acabado, facilitando enormemente la impresión de piezas complejas y una mejor adhesión entre capas, lo cual incrementa la resistencia mecánica de las piezas. Sin embargo, como desventajas propias de este proceso están, en primer lugar, el mayor tiempo de impresión (debido a que la fotopolimerización es un proceso lento); segundo, la difícil manipulación de la resina (hay que resguardarla de la luz, pues es fotosensible) y, en tercer lugar, la necesidad de post-procesado para obtener la pieza final una vez ha sido impresa. Aun así, se sigue escogiendo este método por encima de los demás pues el resultado final de las piezas impresas es ideal para la impresión de piezas de alta resolución con porosidades complejas como las que se desean hacer [18].

6.1.2 IMPRESORA FORMLABS 2

La impresora Formlabs 2 (Formlabs, USA) que se usará en este proyecto es reconocida en el mercado como una excelente opción para impresión SLA pues cuenta con un láser guiado por galvanómetros y tiene una potencia de 250 mW que permite lograr buenos acabados. Adicionalmente cuenta con una cubierta protectora de color naranja translúcida que permite ver la máquina mientras trabaja filtrando los espectros de la luz UV de la luz solar o fuentes artificiales que podrían afectar la materia prima. Así esta máquina garantiza que la calidad de la impresión sea la mejor. Otra de las ventajas es que cuenta con un sistema de monitoreo en tiempo real en el cual, si la impresora está conectada a una red Wifi, es posible vigilar el estado de impresión de las piezas desde un dispositivo remoto [23]. A lo anterior se suma el hecho de que el equipo se encuentra a disposición en los laboratorios de metrología de la facultad de ingeniería mecánica de la Universidad Santo Tomás, ubicados en la Cra. 9 #51-11 en Bogotá, proporcionando así las condiciones ideales para el desarrollo adecuado de las pruebas de laboratorio.

6.1.3 RESINA GREY

El término resina Grey o gris deriva de que en un principio éste era el color de la resina, pero actualmente hace referencia a una resina con cierto tipo de características sin tener en cuenta el color pues con el avance de los métodos de fabricación hoy en día es posible encontrarla en varios colores como el blanco, negro, azul, verde, amarillo, gris, rojo, naranja y marrón [24].

Esta resina, también conocida como Prime Grey, al compararla con las demás resinas de uso común de formlabs, fue la mejor opción para la realización de las pruebas, ya que presenta ciertas propiedades ideales para trabajos complejos. Por ejemplo, las piezas impresas con dicha resina presentan un acabado mucho más liso que el de piezas impresas en otros materiales. Esto ayuda a la impresión de piezas ya que junto a la precisión que ofrece la impresora Formlabs 2 es poco probable que haya defectos de acabado en ellas. Además, se escogió esta resina por sus propiedades aptas para trabajos de ingeniería pues fue diseñada para ofrecer una alta precisión y una deformación baja lo que la hace adecuada para el trabajo planteado [25]. Las piezas fueron fabricadas en resina Grey cuyo esfuerzo último a compresión es de 78 MPa y el esfuerzo de fluencia es de 70 MPa, y su esfuerzo de fluencia y último a tensión son 65 MPa y 60 MPa respectivamente [26][27].

Las otras resinas simplemente no eran aptas para la aplicación planteada. La *Draft Resin* está especializada para impresiones a mucha mayor velocidad y los productos impresos pueden ser usados de inmediato sin curado UV, pero a cambio, el acabado se ve entorpecido, lo cual, para este caso, donde es necesario un buen acabado, es contraproducente. La *Clear Resin* es, como su nombre lo indica, una resina transparente. Sus principales aplicaciones no son estructurales ya que esta resina tiene un comportamiento frágil y bajo cargas tiende a fallar. Las únicas resinas que pueden ser mejores opciones serían las resinas para aplicaciones especializadas, como las *tough* o *rigid*, las cuales están hechas para aplicaciones ingenieriles, pero lastimosamente no se encontraban disponibles en la Universidad. Por ello, la resina Gray que se escogió fue la mejor opción para la elaboración de las pruebas en este proyecto.

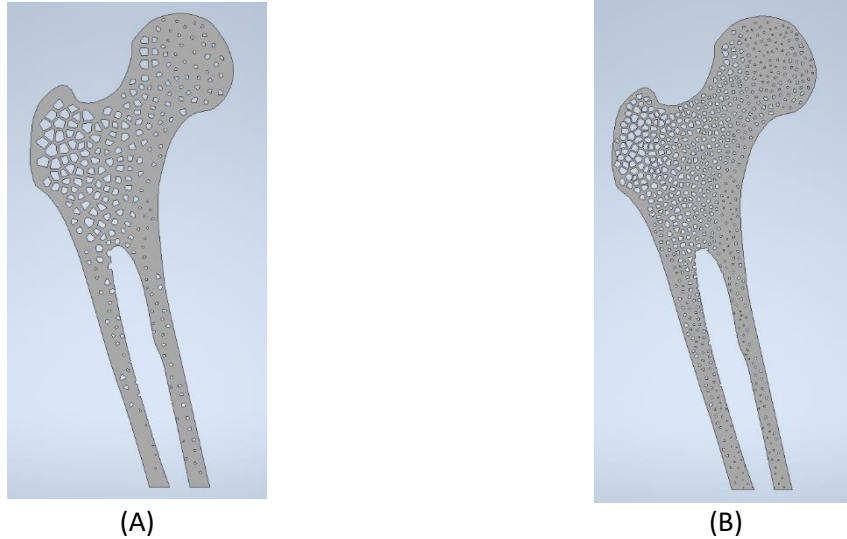
6.1.4 MODELOS DE 1000 Y 2500 PUNTOS

Ambos modelos son la representación de la cabeza de un fémur mostrando tanto la zona cortical externa como el hueso trabecular interno. Tienen una altura de 74 mm, un ancho máximo de 31 mm y un espesor de 10 mm. Su estructura interna se generó mediante el diagrama de Voronoi con 1000 y 2500 puntos respectivamente, donde cada uno de estos es el punto de nucleación para que se generen y empiecen a crecer los polígonos. La posición y distancia entre puntos está en función de la densidad radiográfica. Para poder atender este parámetro, se genera mayor número de poros y de mayor tamaño en las zonas con menor densidad ósea y viceversa como se muestra en la Las dimensiones de la probeta vienen de las que tenían originalmente las plantillas tomadas del trabajo base. Aunque se varió el grosor de las mismas de 1 mm a 1 cm, la altura y el ancho de la figura no se modificó de ninguna manera.

Figura 6.

Las dimensiones de la probeta vienen de las que tenían originalmente las plantillas tomadas del trabajo base. Aunque se varió el grosor de las mismas de 1 mm a 1 cm, la altura y el ancho de la figura no se modificó de ninguna manera.

Figura 6. Modelos planteados; A) modelo de 1000 puntos; B) modelo de 2500 puntos

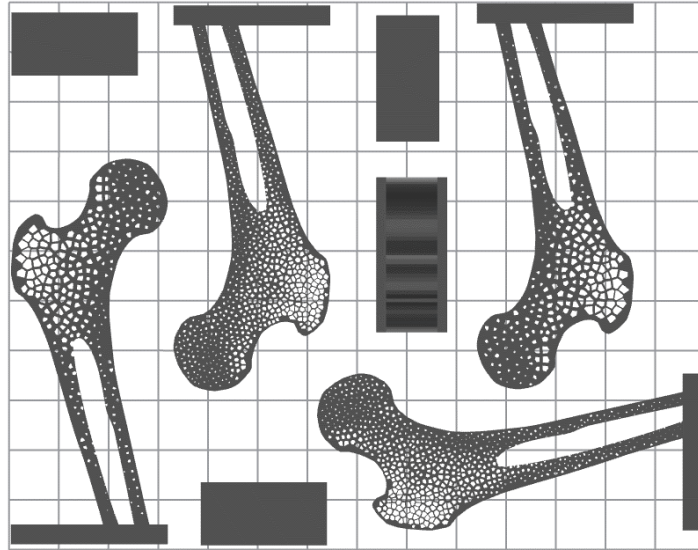


6.1.5 DISTRIBUCIÓN DE PIEZAS EN LA IMPRESIÓN

La distribución de las piezas sobre la mesa de impresión fue hecha de manera automática (dejando que el programa de impresión de Formlabs priorizara la disminución del tiempo de impresión. Inicialmente el programa acomodó todas las piezas de forma vertical, pues de esta forma fue posible imprimirlas todas en una sola sesión.

Figura 7) dejando que el programa de impresión de Formlabs priorizara la disminución del tiempo de impresión. Inicialmente el programa acomodó todas las piezas de forma vertical, pues de esta forma fue posible imprimirlas todas en una sola sesión.

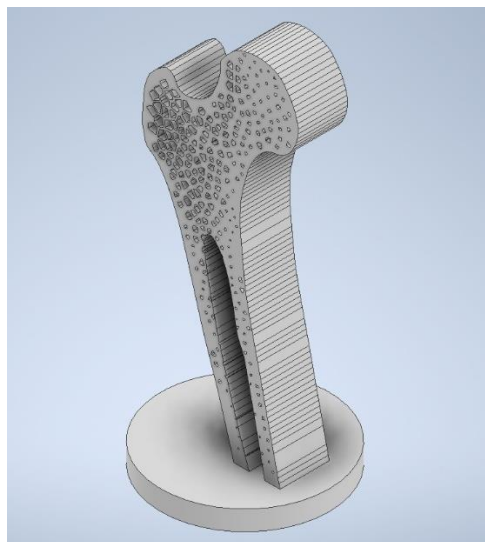
Figura 7. Posicionamiento de las figuras en la mesa de impresión.



En los primeros diseños, la base de las piezas era circular como se muestra en la Figura 8. Por eso, en un comienzo la impresión se realizó verticalmente, pues imprimir horizontalmente piezas con esa geometría no era viable, el punto de contacto entre la pieza y la mesa de impresión sería muy reducido y habría riesgo de que la pieza se desprendiera antes de que finalizara la impresión. Esta forma de impresión fue descartada principalmente porque la orientación de las capas favorecía que las piezas fallaran por delaminación, además de alargaba el tiempo de impresión. Debido a este problema, se modificó la forma de la base y se volvieron a imprimir todas las piezas posicionadas de forma horizontal sobre la mesa para que la unión entre capas no fuera el factor decisivo de la falla.

Las nuevas piezas impresas de manera horizontal y de base rectangular probaron no tener este problema por lo cual fueron las que se usaron para las pruebas finales ya que su falla dependería más de las propiedades del material que del proceso de manufactura.

Figura 8. Modelo descartado de base redonda.



6.1.6 TIEMPO Y ESPESOR DE CAPA

Se trabajó en función del tiempo de impresión tratando de minimizarlo pues estaba limitado por la disponibilidad del laboratorio. Debido a esto, se usó la herramienta asistente de impresión que incluía el software de la impresora Formlabs para reducir al mínimo posible el tiempo de impresión. Así, los parámetros de impresión quedaron de la siguiente manera: El espesor de capa se definió en 0.1 mm, se hicieron 190 capas y el proceso de impresión tomó 4 horas por cada sesión.

6.1.7 PROCESO DE IMPRESIÓN DE LAS PARTES

La impresión se realizó en los laboratorios de la Universidad Santo Tomás usando los equipos y materiales descritos en las secciones anteriores. Se imprimieron en dos sesiones 4 piezas del modelo del hueso de 2500 puntos, 3 del modelo de 1000 puntos, una pieza para el soporte superior del modelo y 3 probetas para caracterizar la curva esfuerzo-deformación del material. Durante la primera sesión se imprimieron 2 piezas de 1000 puntos, 2 de piezas de 2500 puntos, una pieza para el apoyo superior y las tres probetas. En la segunda se imprimieron 1 pieza de 1000 puntos y 2 piezas de 2500 puntos.

Una vez finalizada la impresión, fue necesario despegar las piezas de la mesa. Este proceso se debía hacer con delicadeza, pues la compleja geometría de las piezas lo hace más difícil de lo normal. Por esta razón, durante el procedimiento se fracturaron 2 piezas de 2500 puntos y una de 1000, por lo que fue necesario repetir algunas impresiones.

Como último paso, las piezas que quedaron en buen estado se lavaron con alcohol isopropílico para quitar cualquier excedente de resina que hubiera podido quedar en las piezas para proceder con los ensayos de compresión.

6.1.8 PIEZAS OBTENIDAS

Como piezas obtenidas al final para el estudio se tuvieron dos piezas de 2500 puntos, dos de 1000 puntos y tres probetas para caracterizar la curva esfuerzo-deformación del material, a las cuales no se les hizo curado con luz UV pues se determinó que ésta podía afectarlas de manera superficial y no endurecerlas en el interior, lo que podía alterar la uniformidad de las propiedades mecánicas del material.

6.2 PLANEACIÓN DE LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN

6.2.1 EQUIPO PARA ENSAYO DE COMPRESIÓN

El equipo usado para las pruebas de compresión fue la prensa de carga Humboldt Master Loader HM-3000. Este equipo está disponible en el Laboratorio de suelos de la facultad de ingeniería civil de la Universidad Santo Tomás, ubicado en la Cra. 9 #51-11 en Bogotá. Este laboratorio se usa para hacer pruebas en las que se pretende hallar el comportamiento de material bajo cargas de

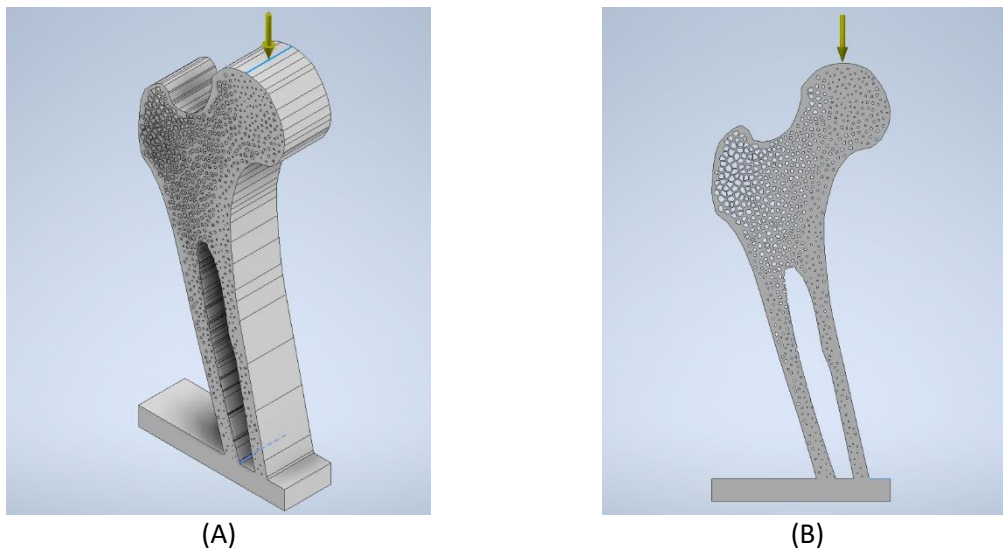
compresión. Es ideal para trabajar porque permite trabajar con piezas de un tamaño pequeño como las que se tienen para este trabajo.

En conjunto con el equipo, se usó una celda de carga de hasta 500 kg, encargada de ir adquiriendo los datos de la fuerza en cada instante de tiempo y enviar dicha información al computador para que, junto con los datos de desplazamiento, se pudiera ir construyendo la gráfica de esfuerzo-deformación.

6.2.2 DISEÑO DEL MONTAJE EXPERIMENTAL

El montaje experimental se diseñó pensando en que las condiciones pudieran ser replicadas en la simulación en ANSYS y pudieran ser realizadas en la máquina de ensayos universal. La fuerza ejercida en los ensayos de compresión se puede representar con una carga puntual situada en la cabeza del fémur. La figura del fémur se modeló con una base para darle a la pieza estabilidad y para que la carga pudiera repartirse entre ambas secciones que hace las veces del hueso cortical. Todo esto se hizo para que tanto los resultados de la simulación como los de los ensayos fueran consistentes y pudiera haber punto de comparación (Figura 9).

Figura 9. Modelo planteado para la realización de las pruebas de laboratorio.



6.2.3 CONFIGURACIÓN DE LA MÁQUINA

En la máquina, aparte de las consideraciones nombradas anteriormente (de usar una celda de carga y estar conectada de manera permanente a un computador), era relevante colocar la pieza bien centrada sobre la mesa de trabajo para que la carga puntual se aplicara adecuadamente en la cabeza del fémur.

Si al empezar la prueba el plato móvil estaba muy separado de la pieza, pasaría mucho tiempo desde que el mismo comenzara a descender y la celda de carga empezara a registrar datos y esto afectaría de manera negativa la generación de la gráfica. Para solucionar este inconveniente, fue necesario bajar manualmente el plato móvil hasta que quedara justo antes de entrar en contacto con la pieza. Este procedimiento se verificó con un nivel para asegurar que el plato superior estuviera horizontal

y no ocurriera que uno de sus lados bajara más que el otro, pues si esto sucedía, la carga no sería perpendicular a la superficie y afectaría de manera negativa los resultados.

6.3 EJECUCIÓN DE LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN

Durante los ensayos, se comprimieron las piezas hasta tratar de que alcanzaran una condición de fractura; no obstante, las piezas no fallaron a pesar de que el mecanismo de seguridad de la celda de carga se activó en una ocasión cuando la fuerza ejercida se acercó a su capacidad nominal de 500 kg. En vez de eso, las piezas presentaron una alta deformación, este fenómeno se repitió en todas las probetas que fueron ensayadas, las cuales fueron 2 piezas de 1000 puntos, 2 piezas de 2500 puntos y las 3 probetas para determinar las propiedades del material.

6.3.1 ENSAYO DE COMPRESIÓN: NORMA ASTM D695

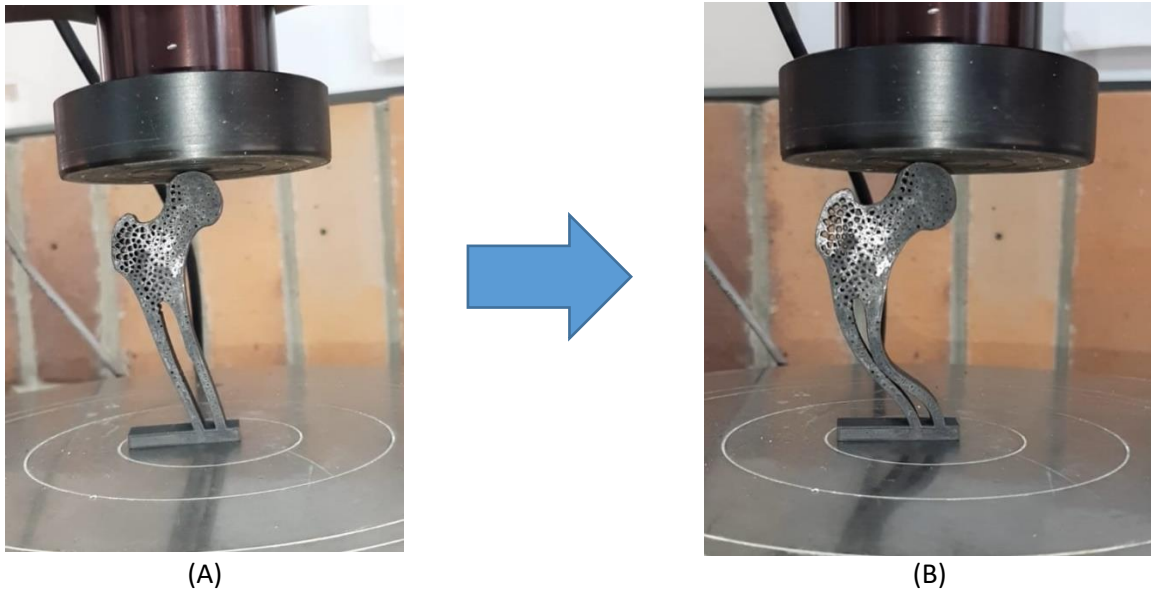
Para determinar las propiedades del material, se hizo un ensayo de compresión siguiendo la norma ASTM D695. Esta norma indica la forma adecuada de hacer los ensayos de compresión en plásticos. En la norma se dan indicaciones tales como las dimensiones que debe tener la probeta para hallar la curva de esfuerzo-deformación del material, las cuales son 12.7 x 12.7 x 25.4 mm. También indica las especificaciones del equipo donde se deben realizar las pruebas. La norma no exige ningún tipo de máquina en específico, pero sí pide que cumpla ciertos parámetros, como por ejemplo, que el mecanismo de movimiento del plato móvil sea capaz de moverse de manera uniforme y controlada respecto al plato fijo que tenga un indicador de carga y que tenga un medidor capaz de determinar la distancia entre dos puntos para hallar cambios en la misma, entre otros.

Los resultados de las pruebas se dan a continuación.

6.3.2 ENSAYO DE COMPRESIÓN PARA EL MODELO DE 1000 PUNTOS

Se realizaron dos pruebas del modelo de 1000 puntos y en ambos casos, pese a la gran deformación que sufrieron las piezas, ninguna llegó a fallar como se observa en la Figura 10. En la primera de las pruebas, el proceso se detuvo porque la celda de carga activó la parada de emergencia al estar a punto de rebasar los 500 kg para prevenir algún daño al equipo. Por eso el ensayo se detuvo. Las pruebas subsecuentes se detuvieron manualmente mucho antes de llegar al límite por cuidados del equipo, pero en todas se observó que la curva de fuerza vs desplazamiento se comportaba de manera normal. La geometría de la pieza y las propiedades del material hicieron que se presentaran grandes deformaciones y que los elementos que representan las diáfisis o parte tubular del fémur se tocaran entre sí como se aprecia en la Figura 7-B. En ese momento, la pieza llegó a un punto en que la gráfica dejó de mostrar una relación constante entre la fuerza ejercida y el desplazamiento; en cambio, desde ese momento en adelante, se vio que la fuerza requerida para seguir deformando la pieza fue cada vez menor.

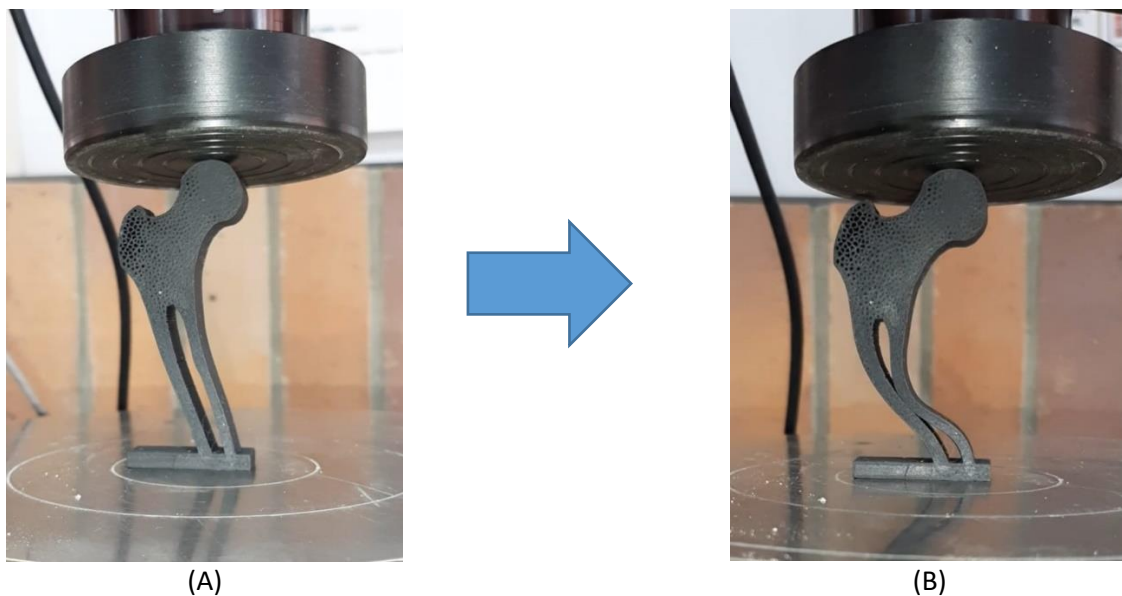
Figura 10. Antes y después de las pruebas de laboratorio de la figura de 1000 puntos.



6.3.3 ENSAYO DE COMPRESIÓN PARA EL MODELO DE 2500 PUNTOS

Al igual que, en las pruebas anteriores, las piezas llegaron a un punto en que hacían contacto las diáfisis y no fallaron en ninguna de las pruebas realizadas como se ve en la Figura 11. Las únicas diferencias notables durante los ensayos fueron que las pruebas en ningún momento se llevaron al límite por lo que la parada de seguridad de la celda de carga no se activó. A su vez, las piezas de 2500 puntos resistieron mayor carga que las de 1000 posiblemente debido a su estructura de poros más pequeños.

Figura 11. Antes y después de las pruebas de laboratorio de la figura de 2500 puntos.



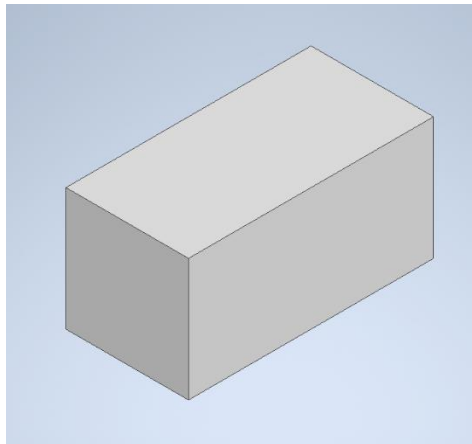
6.4 RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN

En primera instancia se esperaba hallar las curvas de fuerza vs. desplazamiento a compresión de las piezas de 1000 y 2500 puntos para saber el comportamiento a compresión de las probetas y si en algún punto podrían sufrir una falla crítica. Además, se esperaba poder comparar estos resultados con los de la simulación que se mostrará en capítulos posteriores. Para poder hacer dicha simulación, en segunda instancia se construyó la gráfica de esfuerzo vs. deformación de las probetas según la norma ASTM D695 para poder alimentar los datos de las simulaciones y que éstas fueran más realistas al tomar no solamente datos de catálogo.

6.4.1 RESULTADO DE LOS ENSAYOS SEGÚN LA NORMA ASTM D695

Las probetas (Figura 12) se imprimieron para observar el comportamiento del material. Después de haber hecho las pruebas del laboratorio en todas las probetas, se procedió al tratamiento de datos. Se realizaron dos pruebas y se promediaron los resultados.

Figura 12. Modelo CAD de la probeta.



Teniendo dos conjuntos de datos diferentes de la fuerza ejercida contra el desplazamiento a compresión, se procedió a promediar ambos valores de desplazamiento para cada valor de fuerza con el objetivo de tener un único grupo de datos y poder hacer la gráfica de fuerza vs. desplazamiento (. Esto se hizo con la intención de poder complementar las simulaciones y plantear un modelo no lineal.

Figura 13) y a partir de la misma construir la gráfica de esfuerzo vs. deformación (Figura 14), . Esto se hizo con la intención de poder complementar las simulaciones y plantear un modelo no lineal.

Figura 13. Gráfica de fuerza vs. Desplazamiento de las probetas

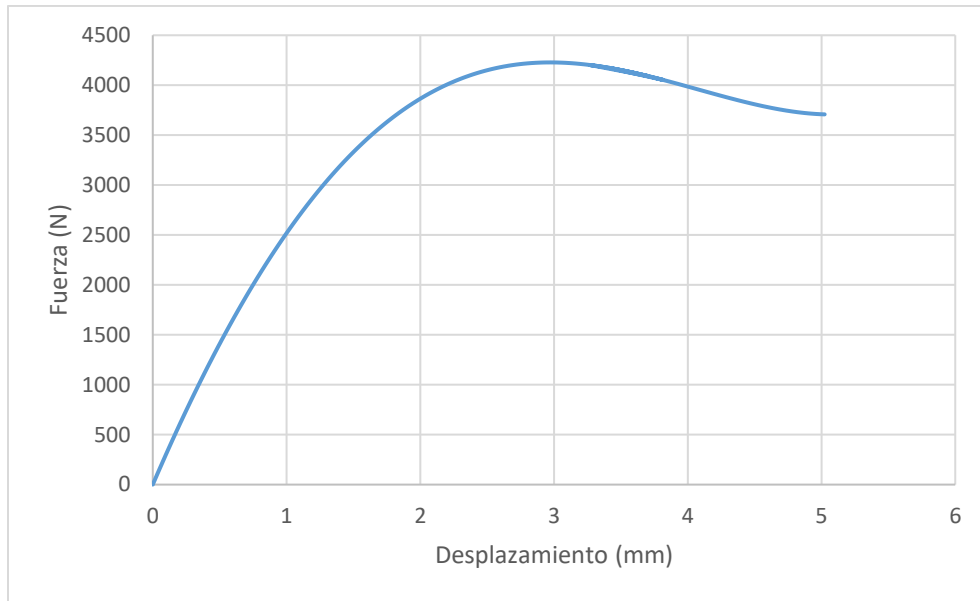
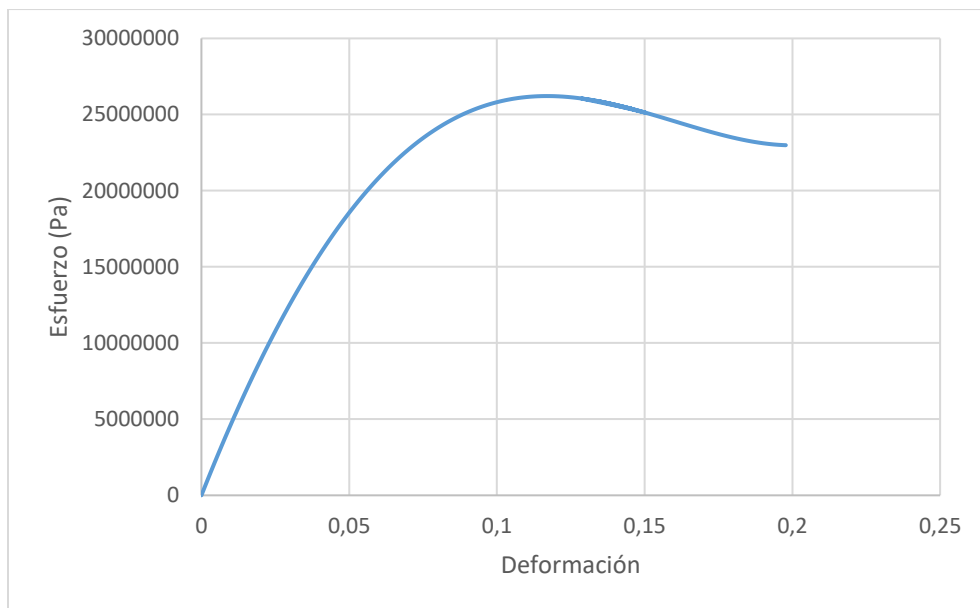


Figura 14. Gráfica de esfuerzo vs. Deformación de las probetas



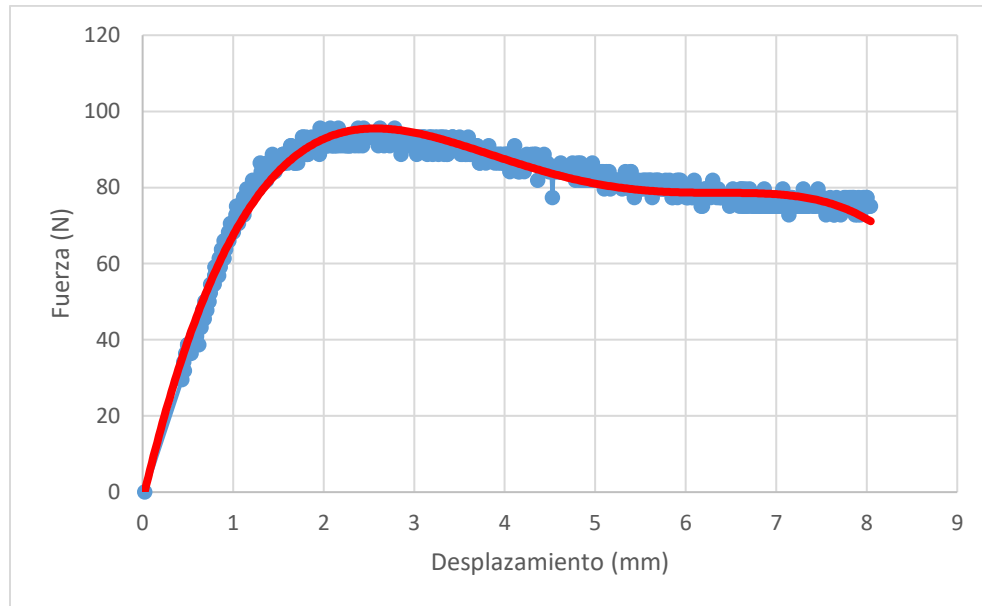
Una vez hallada la curva de esfuerzo vs. deformación se procedió a encontrar la ecuación que corresponde a dicha curva haciendo uso de las herramientas brindadas por Microsoft Excel. Los datos que arrojó dicha ecuación se usaron para plantear el análisis no lineal en ANSYS.

6.4.2 RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DEL MODELO DE 1000 PUNTOS

Del mismo modo que se hizo con las pruebas de las probetas, según la norma ASTM D695 se promediaron las cifras de los dos grupos de datos obtenidos de las pruebas de laboratorio para cada instante de tiempo. Al graficarlos fueron evidentes algunos vacíos en los datos al inicio de la prueba, además de cambios abruptos entre valores consecutivos de fuerza “saltos”. Este fenómeno pudo

deberse a que las piezas del fémur se deformaban a mayor velocidad que las probetas por lo cual la celda de carga tuvo dificultades para capturar los datos exactos en cada instante de tiempo. La solución a este inconveniente fue agregar una línea de tendencia polinómica de grado 4, usando las herramientas brindadas por Microsoft Excel, de tal forma que se ajustara de la mejor manera posible al recorrido de los datos ya tomados (*Figura 15*). Dicha línea permitió realizar una correcta lectura de los datos y se pudo saber a qué valor de fuerza y de desplazamiento correspondía cada punto en específico de la gráfica.

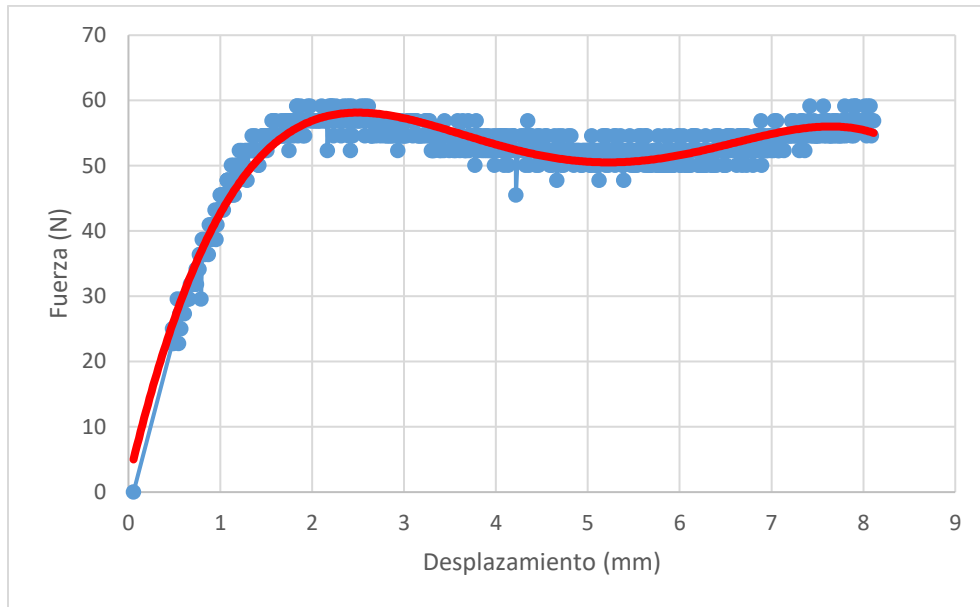
Figura 15. Gráfica de fuerza vs desplazamiento para de pruebas de laboratorio del modelo de 1000 puntos



6.4.3 RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DEL MODELO DE 2500 PUNTOS

De la misma manera en la que se trató la pieza anterior, después de obtener los grupos de datos y promediarlos se procedió a ajustarlos, debido a que nuevamente surgió el inconveniente de la ausencia de datos al inicio de la prueba y de los cambios abruptos en los valores, así que también fue necesario agregar una línea de tendencia polinómica (Figura 16) de cuarto grado para su correcta lectura. Para poder analizar los datos obtenidos correctamente, fue indispensable precisar a qué valor de fuerza y desplazamiento correspondía cada punto dentro de la gráfica.

Figura 16. Gráfica de fuerza vs desplazamiento para de pruebas de laboratorio del modelo de 2500 puntos



6.5 ANÁLISIS DE RESULTADOS

A partir de la recopilación de datos experimentales, su posterior tratamiento y las observaciones hechas durante el desarrollo de las pruebas de laboratorio, se puede decir que, aunque las piezas no fallaron de forma crítica durante las pruebas de laboratorio, el hecho de que se deformaran fácilmente desde el inicio de los ensayos de compresión podría deberse al hecho de que la resina estaba sin curar.

También es importante señalar que después de finalizada la prueba, las piezas recuperaron completamente su forma inicial. Esto nos indica que durante los ensayos de compresión no sólo no se rebasó su esfuerzo último, sino que, de alguna manera, tampoco se sobrepasó su esfuerzo de fluencia, lo que indicaría que tienen un comportamiento plástico no lineal.

En esta sección únicamente se encuentran calculadas las deformaciones puesto que para hallar dichos valores para cada instante de tiempo sólo había que graficar los valores de fuerza contra los de deformación para cada instante. Por otra parte, el cálculo de esfuerzo de forma analógica se hacía imposible por varias razones. Por un lado, es necesario poder calcular el radio equivalente y así hallar un área de la sección transversal. Esto no es posible porque la sección transversal es variable y presenta espacios vacíos. Incluso si se consideran modelos menos simplificados, aptos para calcular el esfuerzo en elementos de sección transversal variable, hallando la matriz de rigidez, seguiría siendo imposible realizar el cálculo de forma tradicional pues la matriz sería excesivamente grande. A demás, dichos modelos aún siguen siendo simplificados, aunque en menor medida, por lo cual son únicamente aplicables a elementos cuya geometría no sea excesivamente compleja. [28]

Por el contrario, ANSYS sí puede calcular el esfuerzo (lo cual se ve en secciones posteriores del trabajo) ya que el programa sí tiene la capacidad de calcular una matriz de rigidez tan grande y

compleja. Tal matriz se usa en conjunto con la curva de esfuerzo-deformación del material, el cual se ha hallado previamente en el laboratorio y con el cual se calcula el esfuerzo en cada punto del modelo. [29]

7 SIMULACIÓN FEM

A continuación, se presenta el procedimiento desarrollado para la simulación por el método de elementos finitos, así como los resultados obtenidos. Los modelos de cabeza de fémur con los que se trabajó fueron obtenidos del documento “Diseño para manufactura aditiva de elementos estructurales con materiales celulares mediante el uso de diagramas de Voronoi y triangulaciones de Delaunay” [4] donde se describe cómo obtener un modelo CAD a partir de una imagen de escala de grises como puede ser una imagen radiográfica. En las simulaciones se muestran los esfuerzos y deformaciones que se presentan en las piezas y se comparan cualitativamente con los que ocurren en una cabeza femoral real.

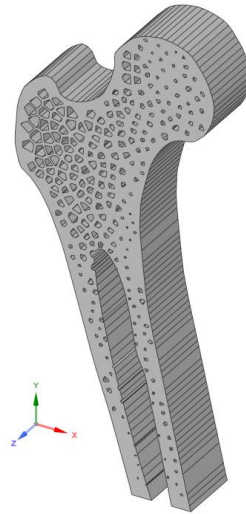
Las simulaciones fueron hechas usando ANSYS Workbench 2020 y se corrieron en un equipo doméstico que contaba con un procesador AMD Ryzen5 3400G de 4 núcleos, 8 hilos y una frecuencia base de 3.7 GHz; también cuenta con una tarjeta gráfica ASUS GTX 1650 de 4 GB con una frecuencia base de 1486 MHz y finalmente, con dos módulos de 8 GB de memoria RAM Viper DDR4 que trabajan a una frecuencia de 3200 MHz.

7.1 SIMULACIÓN DEL MODELO DE 1000 PUNTOS

El modelo mostrado en la Figura 17 es el CAD de 1000 puntos usado en las simulaciones de ANSYS. Dicho modelo, en conjunto con una construcción correcta del entorno, pretende emular las condiciones reales de las pruebas realizadas en laboratorio para poder obtener resultados que permitan hacer una comparación.

Para poder lograr una aproximación más real al problema, se optó por usar un modelo no lineal, pues en éste se consideran factores complejos como que el módulo de Young pudiese variar durante el transcurso de la prueba. Para el modelo también se activó la opción de “Permitir deformaciones grandes” en ANSYS para que el modelo se ajustara lo mejor posible a la situación evidenciada durante las pruebas donde, teniendo en cuenta el tamaño original de la probeta, se observaron deformaciones importantes.

Figura 17. Modelo CAD del fémur generado con 1000 puntos en el diagrama de Voronoi utilizado en las simulaciones.

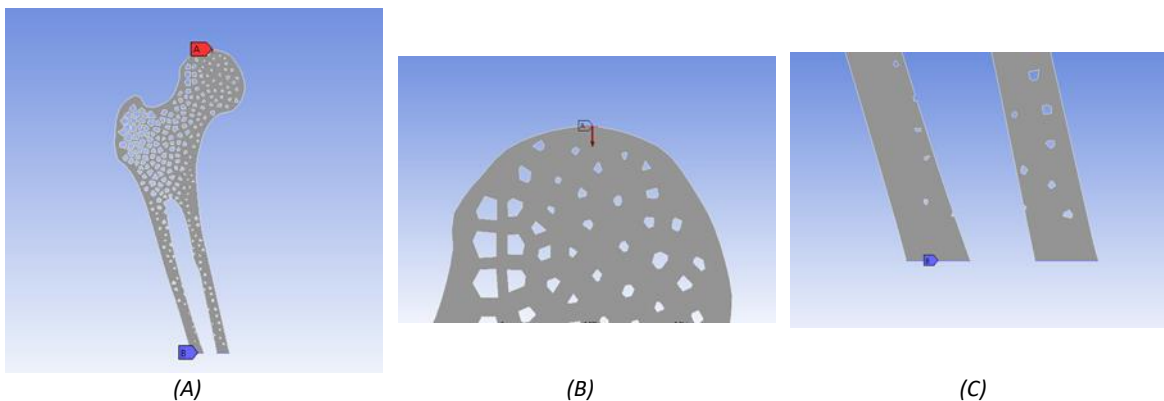


7.1.1 PREPARACIÓN DEL ENTORNO VIRTUAL PARA EL MODELOS DE 1000 PUNTOS

7.1.1.1 CONDICIONES DE FRONTERA

Las condiciones de frontera consideran someter la pieza solamente a compresión (Figura 18-A), como sucedió en las pruebas de laboratorio, debido a que el objetivo del estudio es conocer el comportamiento mecánico a compresión de la estructura generada mediante un diagrama de Voronoi y no el estudio completo de su comportamiento biomecánico como reemplazo de un hueso. Por esta razón, la geometría del hueso asemeja un fémur cortado a la mitad de su longitud y seccionado en forma de lámina dejando solo el contorno distinguible de la cabeza femoral. La parte inferior de la geometría que corresponde a un corte transversal en la parte media del hueso está fija (Figura 18-C) y tiene una fuerza de compresión aplicada en la parte superior de la cabeza del hueso (Figura 18-B).

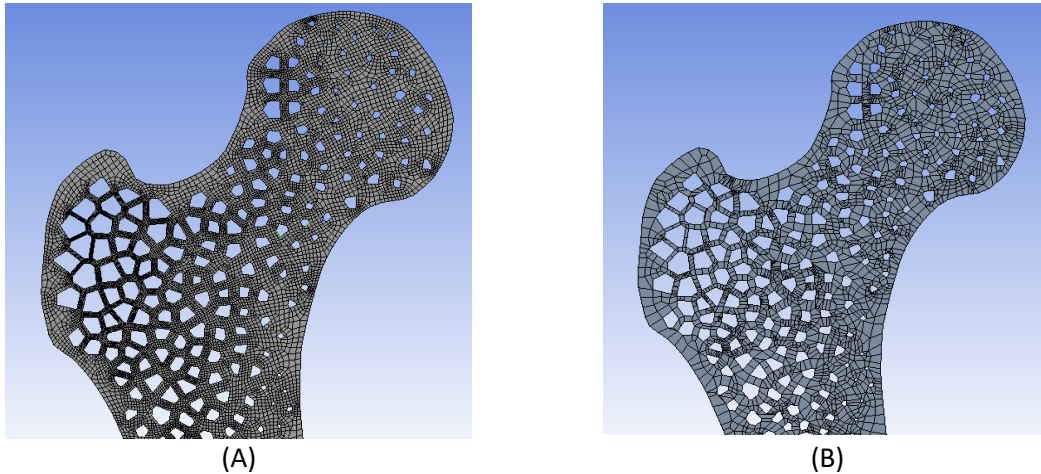
Figura 18. Condiciones de frontera para la simulación por FEM; (A) estado general de las condiciones de frontera, (B) fuerza de compresión en la parte superior de la pieza, (C) apoyo fijo en la parte inferior de la pieza.



7.1.1.2 ENMALLADO

Debido a la complejidad geométrica de la estructura, la malla dada por defecto por ANSYS Workbench (Figura 19-B) es inadecuada por la diferencia de tamaños entre elementos. Por esta razón, fue necesario ajustar los parámetros en la opción de *Sizing*. Usando parámetros como *defeature size*, *capture curvature* y *capture proximity*, se simplificó el modelo quitando filos, adaptando la malla a las partes curvas del modelo y generando más elementos en las partes estrechas con esquinas (Figura 19-A).

Figura 19. Cabeza del fémur antes y después de aplicar las herramientas de enmallado; (A) Después, (B) Antes.



Como se puede ver en la Figura 19 después de utilizar las herramientas para el refinamiento de la malla, ésta pasó de tener secciones desordenadas y dispuestas de manera aleatoria a estar dividida en partes de tamaño uniforme y más pequeñas, de forma más regular y que se adaptan a la geometría del modelo y sus poros internos.

7.1.2 RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN DEL MODELO DE 1000 PUNTOS

Debido al carácter no lineal de las simulaciones, se hizo necesario usar la herramienta de pasos de tiempo que ofrece ANSYS. Al dividir el estudio en intervalos de tiempo independientes, se pueden analizar de forma separada para finalmente compilar cada uno de esos análisis en una solución general. Esto hace posible resolver problemas que de otra manera serían inviables debido a que hay propiedades que cambian con el tiempo. Esto significa que no se pueden tratar como constantes a lo largo de todo el estudio. Por esto, a medida que avance la simulación, dichas propiedades se tratarán de manera particular para cada una de las soluciones.

Puesto que es difícil conocer el cambio de las propiedades para cada instante de tiempo, la manera más adecuada de definir cuántos intervalos de tiempo debe haber, cuánto debe durar cada uno y cuánto debe durar el tiempo de simulación es configurar ANSYS de tal manera que el programa lo defina automáticamente.

Para el presente estudio, ANSYS estimó que la mejor manera de resolver el modelo planteado era dividirlo en 16 intervalos cada uno con una misma duración de 0.1625 s para una duración total de la prueba de 2.6 segundos. En cuanto a la carga, se llevó de 0 a 100 N de manera progresiva, pues

la prueba de laboratorio con la probeta de 1000 puntos llegó en su punto máximo de carga aproximadamente en dicho valor. Por otra parte, el número de intervalos y la duración de estos se hallaron corriendo una primera simulación cargando la probeta desde cero hasta 100 N. En ésta se determinaron las variaciones en las respuestas de esfuerzo y deformación las cuales se pueden ver en la Figura 20 y la

Tabla 1.

Figura 20. Gráfica de la Prueba de fuerza para hallar los pasos de tiempo

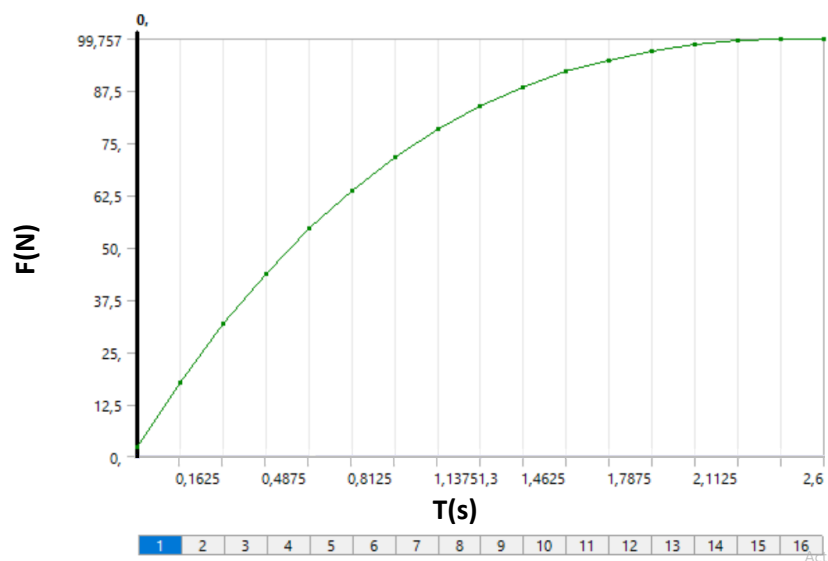


Tabla 1. Intervalos de tiempo y fuerza para cada uno de los pasos

Pasos	Tiempo [s]	Fuerza [N]
0	0	2,1418
1	0,1625	17,775
2	0,325	31,612
3	0,4875	43,779
4	0,65	54,4
5	0,8125	63,59
6	0,975	71,466
7	1,1375	78,134
8	1,3	83,701
9	1,4625	88,268
10	1,625	91,929
11	1,7875	94,778
12	1,95	96,903
13	2,1125	98,386
14	2,275	99,307
15	2,4375	99,741

16	2,6	99,757
----	-----	--------

Una vez determinados los pasos de carga, fue posible hallar los esfuerzos a los que estaba sometida la pieza (Figura 21, Figura 22 y

Tabla 2). Se llevó a cabo la simulación llevando la probeta desde cero hasta la carga máxima, pero esta vez calculando de manera particular para cada intervalo el estado de esfuerzos y deformaciones y resolviendo cada iteración con el método de Newton-Raphson.

7.1.2.1 RESULTADOS DEL ESFUERZO

Figura 21. Gráfica del esfuerzo vs. tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos

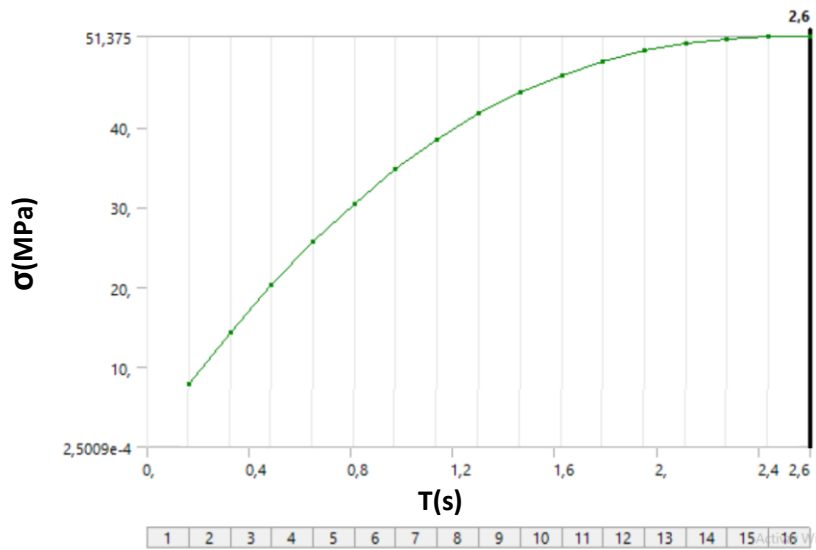


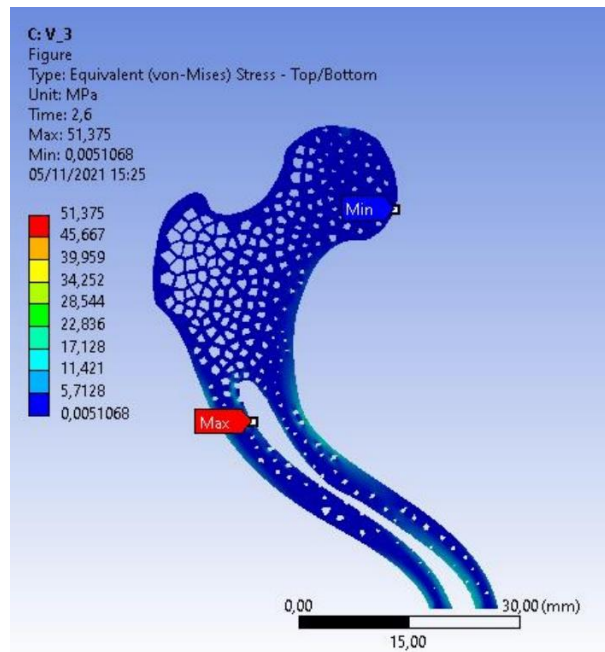
Tabla 2. Valores del esfuerzo máximo en cada intervalo de tiempo

Steps	Time [s]	Maximum [MPa]
1	0,1625	7,9035
2	0,325	14,357
3	0,4875	20,281
4	0,65	25,661
5	0,8125	30,49
6	0,975	34,768
7	1,1375	38,499
8	1,3	41,696
9	1,4625	44,376
10	1,625	46,566
11	1,7875	48,296
12	1,95	49,601
13	2,1125	50,519
14	2,275	51,093

Steps	Time [s]	Maximum [MPa]
15	2,4375	51,364
16	2,6	51,375

Al llegar a los 100 N de carga la prueba se detiene, pero se puede observar que alrededor del décimo intervalo los valores de carga comienzan a decrecer hasta que al final la curva esfuerzo vs. tiempo se aplana. Este resultado es coherente con las pruebas de laboratorio en las que se observa un comportamiento similar (Figura 12).

Figura 22. Resultados del esfuerzo para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos



7.1.2.2 RESULTADOS DE LA DEFORMACION

Figura 23. Gráfica de la deformación vs. tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos

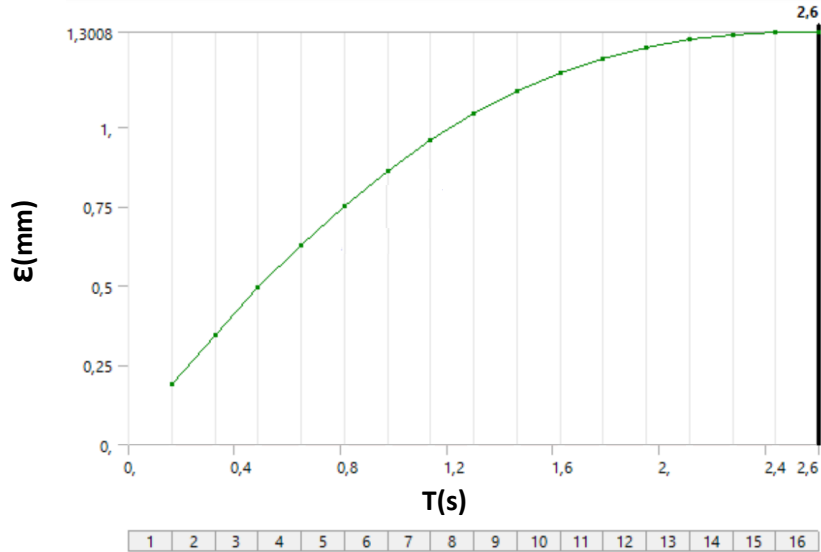


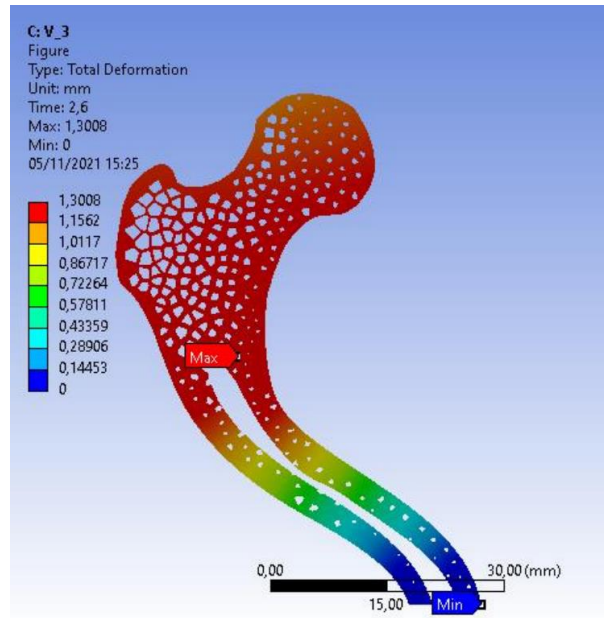
Tabla 3. Valores de la deformación en cada intervalo de tiempo

Se puede observar en la Figura 23 y en la Tabla 3 que el punto en donde la deformación llega a sus máximos valores y se estabiliza es alrededor del intervalo 11. Pese a que los valores finales de deformación difieren un poco de las pruebas de laboratorio, se observa que el comportamiento del material es prácticamente idéntico; es decir, que la forma que adopta el material bajo la carga de compresión (Figura 24) es muy similar en ambos casos. Una coincidencia tan cercana entre los resultados indicaría una coincidencia entre el modelo planteado en las simulaciones con la realidad y, por lo tanto, es una aproximación fiable a la realidad al menos desde el punto de vista de descripción del comportamiento cualitativo.

Pasos	Tiempo [s]	Desplazamiento máximo [mm]
1	0,1625	0,18944
2	0,325	0,34702
3	0,4875	0,49398
4	0,65	0,62932
5	0,8125	0,75233
6	0,975	0,86249
7	1,1375	0,95949
8	1,3	1,0433
9	1,4625	1,114
10	1,625	1,1721
11	1,7875	1,2182

2	1,95	1,2531
13	2,1125	1,2778
14	2,275	1,2932
15	2,4375	1,3005
16	2,6	1,3008

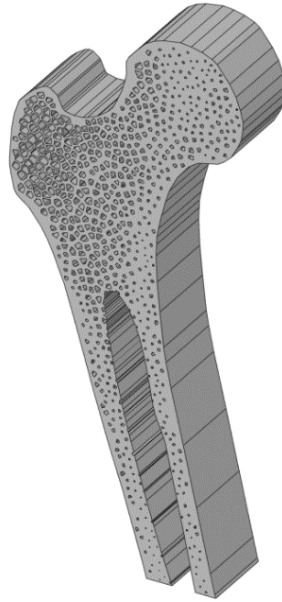
Figura 24. Resultados de la deformación total para el modelo no lineal de la probeta de 1000 puntos



7.2 SIMULACIÓN DEL MODELO DE 2500 PUNTOS

Del mismo modo que en el modelo de 1000 puntos, la figura general de la pieza se mantiene, así como la forma con la que se generan los poros y la densidad de éstos en el cuerpo de la figura. La única diferencia es que en vez de 1000 puntos se usaron 2500 puntos en el diagrama de Voronoi, lo cual ocasiona que los polígonos sean más pequeños. En consecuencia, se generó mayor cantidad de poros, aunque de menor tamaño como se puede apreciar en la Figura 25.

Figura 25. Modelo CAD del fémur generado con 2500 puntos en el diagrama de Voronoi utilizado en las simulaciones



7.2.1 PREPARACIÓN DEL ENTORNO VIRTUAL PARA EL MODELOS DE 2500 PUNTOS

7.2.1.1 CONDICIONES DE FRONTERA

Del mismo modo que en la sección anterior (7.1.1.1 CONDICIONES DE FRONTERA PARA EL MODELO DE 1000 PUNTOS) las condiciones de frontera para la simulación se mantienen sin cambio con respecto a la simulación de la probeta anterior, ya que el objetivo sigue siendo el mismo y esta similitud en los entornos es necesaria para hacer la comparación entre los dos modelos

7.2.1.2 ENMALLADO

Para el enmallado de este segundo modelo se adoptó el mismo enfoque, refinando la malla con las herramientas *defeature size*, *capture curvature* y *capture proximity* para un resultado más preciso muy similar al mostrado en la sección 7.1.1.2 (ENMALLADO PARA EL MODELO DE 1000 PUNTOS). La única diferencia significativa consistió en aumentar el número de elementos, disminuir el tamaño de los mismos y variar los parámetros de *defeature size*, *capture curvature* y *capture proximity* para dividir la malla en más secciones y así hacerla más fina.

7.2.2 RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN DEL MODELO DE 2500 PUNTOS

Siguiendo la metodología de resolución utilizada en el modelo de 1000 puntos, el primer paso fue hallar los intervalos de tiempo revisando las variaciones en sus propiedades al llevar la pieza hasta los 100 N nuevamente y dejar que ANSYS definiera de manera automática los parámetros. Debido a la similitud que existe entre los dos problemas, ANSYS determinó que los pasos de tiempo fueran iguales para ambos casos.

7.2.2.1 Después de determinar los pasos de tiempo, se procedió de la misma manera que en las anteriores pruebas para la pieza de 1000 puntos. Una vez definidos los intervalos, se hace el análisis tanto de esfuerzo (Figura 26, Figura 27 y Tabla 4) como de deformación (RESULTADOS DE LA DEFORMACIÓN

Figura 28, Figura 29 y Tabla 5) bajo la misma metodología que se aplicó anteriormente de llevar la probeta desde 0 N hasta el valor máximo de la carga y hallar una solución particular para cada uno de los pasos de tiempo

7.2.2.2 RESULTADOS DEL ESFUERZO

Figura 26. Gráfica del esfuerzo máximo en función del tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos

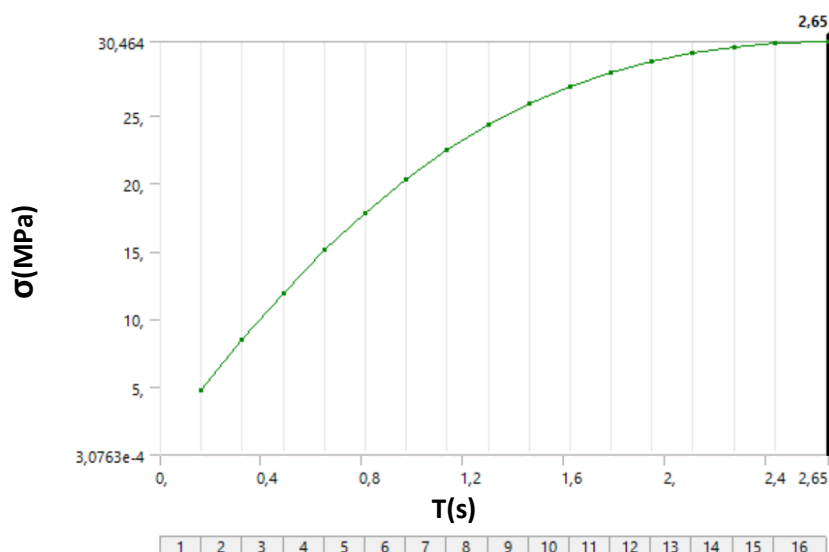


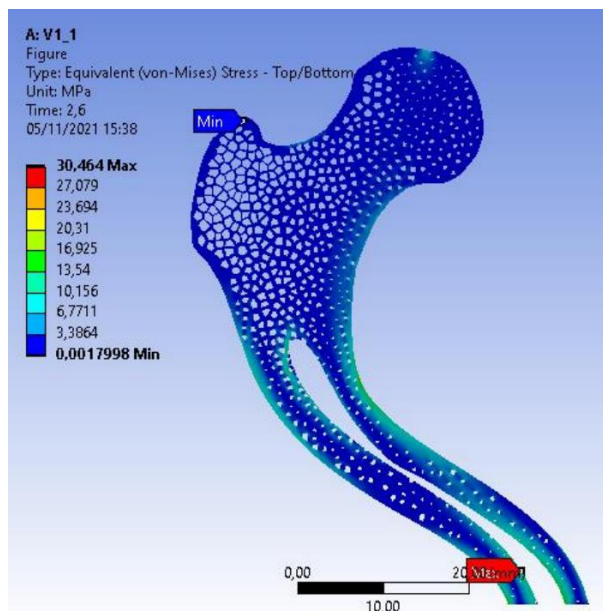
Tabla 4. Valores del esfuerzo máximo en cada intervalo de tiempo para el modelo de 2500 puntos

Pasos	Tiempo [s]	Esfuerzo máximo [MPa]
1	0,1625	4,9585
2	0,325	8,9463
3	0,4875	12,55
4	0,65	15,775
5	0,8125	18,628
6	0,975	21,12
7	1,1375	23,266
8	1,3	25,083
9	1,4625	26,592
10	1,625	27,814
11	1,7875	28,773
12	1,95	29,492
13	2,1125	29,996

Pasos	Tiempo [s]	Esfuerzo máximo [MPa]
14	2,275	30,31
15	2,4375	30,458
16	2,6	30,464

Pese a que los intervalos de tiempo son iguales para ambos modelos, sí hay una diferencia notable en el desarrollo de la prueba. Aunque la probeta de 2500 puntos –al igual que la anterior– se mantiene en el rango del límite elástico sin llegar al plástico y en el comportamiento de la gráfica es similar, la probeta llegó a unos valores notablemente menores de esfuerzo máximo bajo una carga similar a la de 1000 puntos.

Figura 27. Resultados del esfuerzo para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos



7.2.2.3 RESULTADOS DE LA DEFORMACIÓN

Figura 28. Gráfica de la deformación en función del tiempo para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos

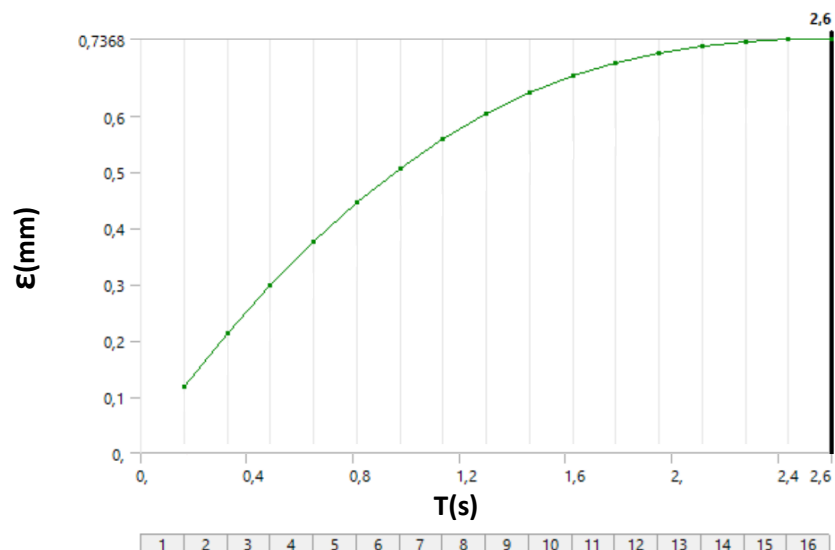
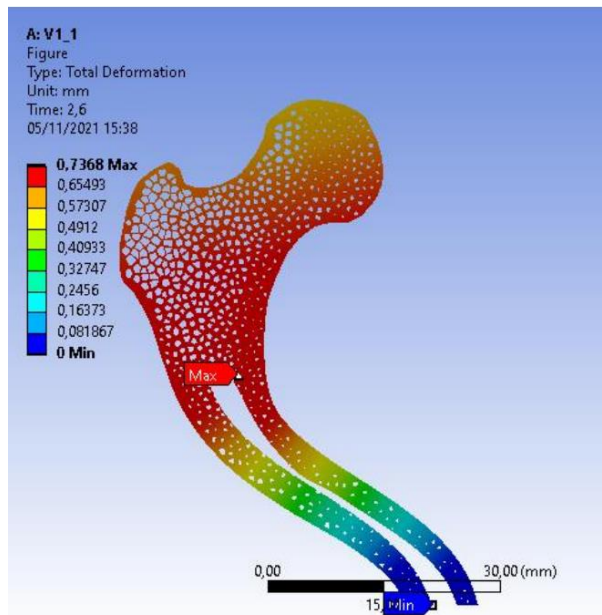


Tabla 5. Valores de la deformación en cada intervalo de tiempo para el modelo de 2500 puntos

Pasos	Tiempo [s]	Deformación máxima [mm]
1	0,1625	0,11726
2	0,325	0,21229
3	0,4875	0,29874
4	0,65	0,37655
5	0,8125	0,44577
6	0,975	0,50652
7	1,1375	0,55906
8	1,3	0,60372
9	1,4625	0,64091
10	1,625	0,6711
11	1,7875	0,69483
12	1,95	0,71266
13	2,1125	0,72518
14	2,275	0,73298
15	2,4375	0,73666
16	2,6	0,7368

Por otra parte, los resultados de la deformación, como cabía esperar, mostraron un comportamiento cualitativo muy similar al de la probeta anterior, con la única diferencia que los valores máximos fueron menores con respecto a la probeta de 1000 puntos.

Figura 29. Resultados de la deformación para el modelo no lineal de la probeta de 2500 puntos



7.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Al haber fijado las condiciones de ambas pruebas exactamente iguales, la comparación de éstas se facilita. Los resultados obtenidos tanto en las pruebas de esfuerzo como en las de deformación muestran que, de manera similar a lo sucedido en las pruebas experimentales, el nivel máximo de deformación se alcanza con una fuerza menor en el modelo de 2500 que en el de 1000. Sin embargo, los valores de deformación máxima alcanzados en las simulaciones son significativamente menores que lo apreciado en las pruebas experimentales. Mientras que en las pruebas de laboratorio la deformación máxima alcanzada fue cercana a 3.3 mm para los modelos de 1000 y 2500 puntos, en los modelos computacionales la deformación fue de 1.3 y 0.73 mm aproximadamente. Esto podría deberse a que puede haber efectos de tamaño en las propiedades mecánicas del material. Es decir, a tamaño más grande de muestra, mayor módulo de elasticidad y esfuerzo último. Esto puede deberse a varias causas: que al momento de limpiar las piezas con alcohol éste podría penetrar y debilitar las trabéculas más delgadas de las piezas analizadas. También puede deberse a que sólo se caracterizó el material a compresión, pero, adicionalmente, puede ser necesaria la caracterización del material a tensión.

Durante las pruebas experimentales, los resultados de deformación no muestran una diferencia apreciable de la deformación alcanzada, por lo que el aumento de densidad de poro no afecta en mayor medida este parámetro. Los resultados de las simulaciones de esfuerzo sí varían considerablemente ya que en la pieza de 1000 puntos los valores de esfuerzo a los que estuvo sometido el material fueron bastante mayores que en la probeta de 2500 puntos. Aun así, ninguna de las probetas llegó a fallar. Este comportamiento en las estructuras muestra que al disminuir el tamaño del poro la distribución del esfuerzo es más uniforme ya que la estructura es más

“ramificada”, por lo cual hay más “camino” y así ninguna de las secciones se ve sobrecargada al distribuir el esfuerzo; por ende, la estructura es menos propensa a fallar.

Por otra parte, si comparamos las simulaciones hechas con una situación de carga de un fémur real, como se muestra en la Figura 30 y

Figura 31 se puede ver que la distribución de esfuerzo de ambos modelos es acorde con la distribución de esfuerzos mostrada en un hueso real como se muestra en el artículo *"Analysis and validation of femur bone data using element method under static load conditions"* [30]. Se llegó a esta conclusión al observar que hay patrones de distribución de esfuerzos similares en ambos casos como se muestra en la

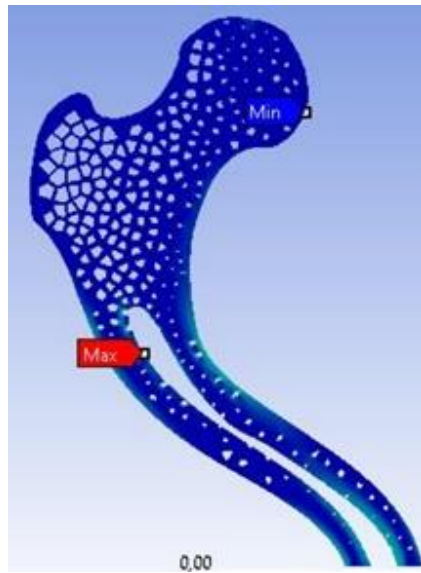
Figura 31-G, donde se puede ver la parte central del hueso en un azul oscuro evidenciando poca concentración de esfuerzo, lo cual concuerda con los modelos trabajados. También al contrastar los resultados mostrados en las

Figura 31-A,

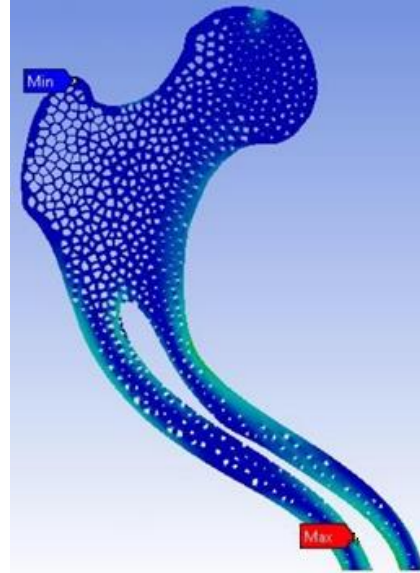
Figura 31-B y

Figura 31-C con los obtenidos en las probetas se muestra que hay una zona de mayor concentración de esfuerzos en la diáfisis o parte tubular del hueso y una zona de esfuerzos moderados en la cabeza y el cuello de éste.

Figura 30. Estado de esfuerzos de los dos modelos trabajados: (A) figura de 1000 puntos; (B) figura de 2500 puntos

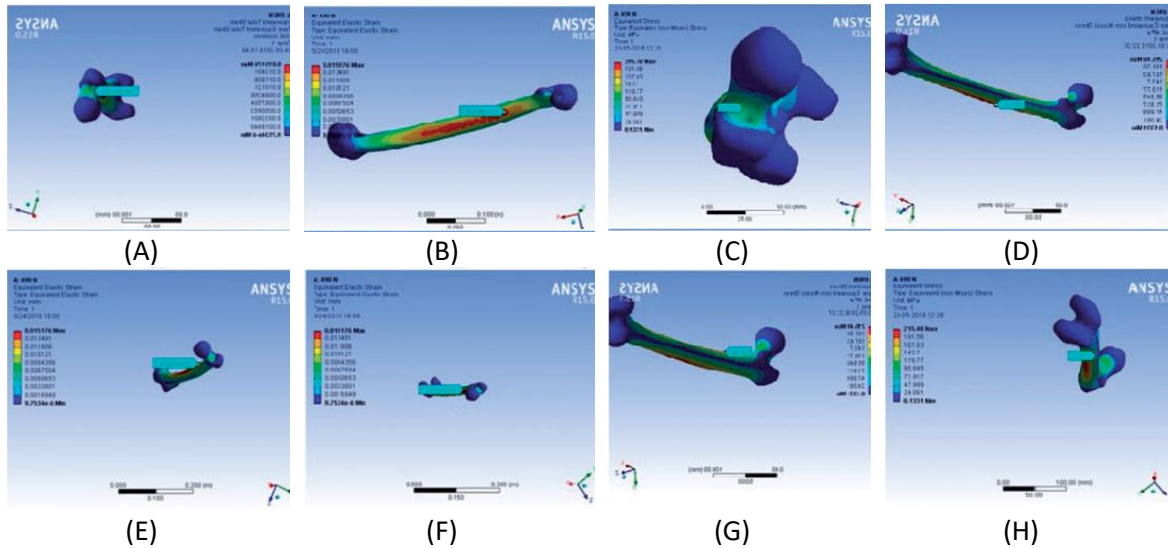


(A)



(B)

Figura 31. Estado de esfuerzos de un hueso de fémur real[30]



Por otro lado, al comparar los resultados de la simulación con los del artículo *“The reliability of classifications of proximal femoral fractures with 3-dimensional computed tomography the new concept of comprehensive classification”* [31] que describe las fracturas típicas de fémur, se aprecia que las mayores concentraciones de esfuerzos se encuentran en las áreas donde frecuentemente se producen dichas lesiones en el fémur (Figura 32); estas secciones propensas a la fractura son la cabeza del fémur, el cuello del fémur, el cuerpo o diáfisis del fémur, el subtrocanter menor y en menor medida el subtrocanter mayor [31]–[33] (Figura 33).

Figura 32. Comparación de zonas de fractura de fémur con zonas de alto esfuerzo: A). Zonas de fractura vertical y oblicua en el fémur. Fuente: [31]; B) Zonas de altos esfuerzos observados en la simulación de modelo de 2500 puntos.

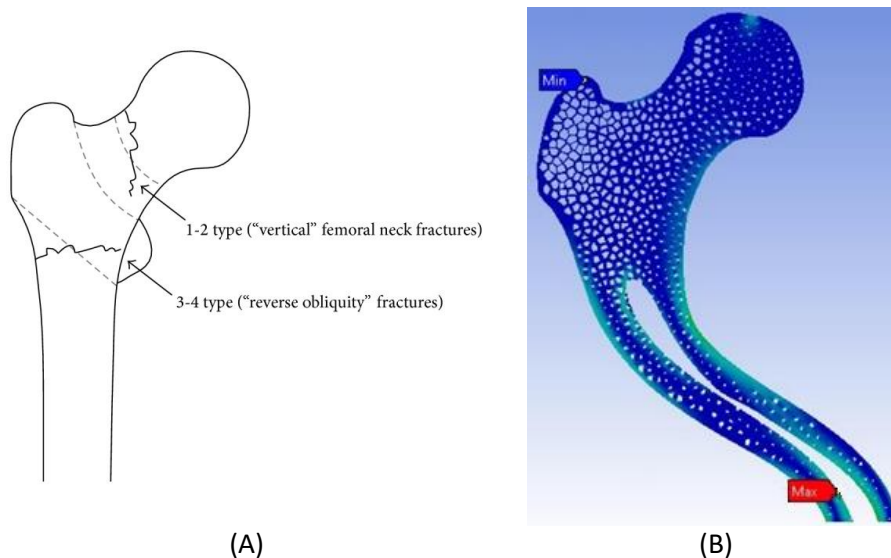
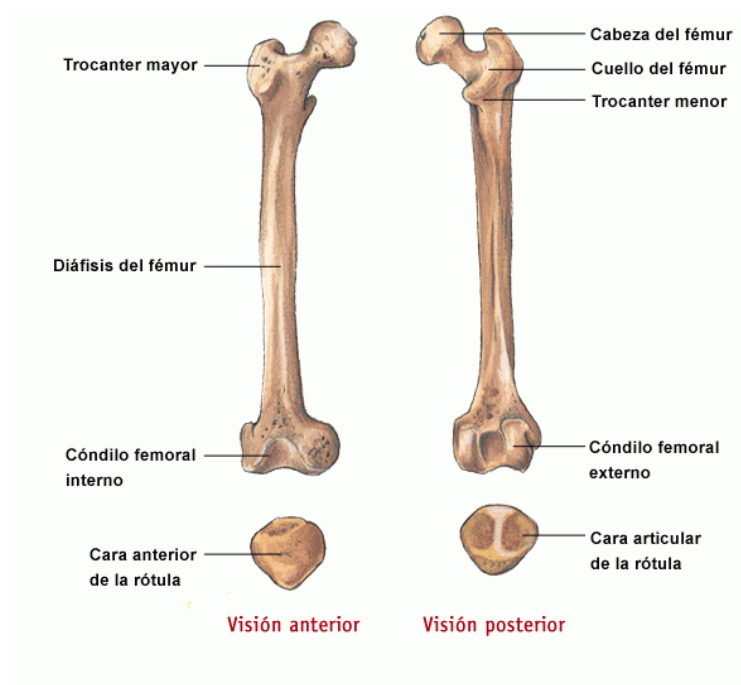


Figura 33. Partes del fémur



La coincidencia de los resultados de las simulaciones de la probeta trabajada con los artículos antes mencionados permite inferir que la distribución de esfuerzos en los modelos propuestos de 1000 y 2500 puntos es similar a lo que sucede en un hueso trabecular real.

8 VALIDACIÓN DEL MODELO TEÓRICO CON LOS RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE LABORATORIO

Una vez obtenidos los resultados de ambas partes del estudio, es importante ver si estos coinciden. Teniendo en cuenta que el objetivo final es determinar el comportamiento bajo cargas de compresión de un material celular fabricado mediante manufactura aditiva por estereolitografía, es necesario saber no sólo qué carga puede resistir, sino también cómo es el comportamiento de esfuerzos y deformaciones de los modelos CAD de la cabeza de fémur.

Saber si la simulación corresponde a las pruebas experimentales proporciona una ventaja a la hora de estudiar los posibles casos particulares de aplicación debido a que incluso sería posible determinar el material candidato a ser reemplazo de hueso sin depender de las pruebas de laboratorio. Una simulación con un entorno bien construido proporciona detalles y datos del funcionamiento de las piezas que de manera analógica son difíciles de obtener pues implicaría experimentos de mayor complejidad o en un caso como el de la prótesis pueden llegar a necesitarse pruebas clínicas. Por todo ello, incluso si el objetivo del presente estudio es la comprobación de resistencia del material celular planteado, también es objeto de interés poder simular de manera correcta este tipo de estructuras complejas para posteriores aplicaciones.

8.1 COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS TEÓRICOS Y EXPERIMENTALES

Desde el comienzo estudio se planteó que tanto las pruebas de laboratorio como el entorno virtual en el cual se corrieron las simulaciones concordaran lo mejor posible para comparar los resultados de ambos. Partiendo del contraste de los resultados de estos se puede establecer las similitudes y diferencias que hubo entre el análisis teórico y las pruebas reales hechas en el laboratorio.

8.1.1 MODELO DE 1000 PUNTOS

Con los resultados obtenidos tanto de las pruebas de laboratorio como de las simulaciones, sólo es posible la comparación de los datos de la deformación. Como se mencionó anteriormente, la forma irregular de la probeta hace imposible hallar los valores experimentales del esfuerzo, pues para este cálculo es necesario tener una pieza de geometría estandarizada.

La comparación de la deformación sí se puede llevar a cabo, ya que la medida de “desplazamiento” tomada en el laboratorio es básicamente la cantidad de milímetros que se ha movido el plato superior que presiona los modelos en cada instante de tiempo; es decir, la deformación total para cada instante de tiempo. En cuanto a la deformación total teórica, se obtiene fácilmente pues los resultados de la simulación dan dicha información.

Para poder comparar de manera precisa los resultados de ambos escenarios, es importante tener tanto las tablas de datos como las gráficas de la deformación vs. carga, pero en ambos casos es necesario un tratamiento de éstos que permita una mejor lectura y facilite el análisis.

8.1.1.1 DATOS DE LAS PRUEBAS DE LABORATORIO

Los valores obtenidos de las pruebas experimentales quedaron muy dispersos, como se muestra en la . Así, para una lectura de datos más precisa, se agregó una línea de tendencia de grado 4 que fue de las que más se ajustó al comportamiento de los datos. Una vez obtenida la línea de tendencia, fue posible leer de manera precisa los valores en la tabla. Adicionalmente, al tener la ecuación, fue posible tabular valores de fuerza vs. desplazamiento.

Figura 34, debido a la falta de precisión de la celda de carga, tal como se explicó en el capítulo de REALIZACIÓN DE ENSAYOS DE COMPRESIÓN. Así, para una lectura de datos más precisa, se agregó

una línea de tendencia de grado 4 que fue de las que más se ajustó al comportamiento de los datos. Una vez obtenida la línea de tendencia, fue posible leer de manera precisa los valores en la tabla. Adicionalmente, al tener la ecuación, fue posible tabular valores de fuerza vs. desplazamiento.

Figura 34. Gráfica de fuerza vs desplazamiento antes de la línea de tendencia para de pruebas de laboratorio del modelo de 1000 puntos

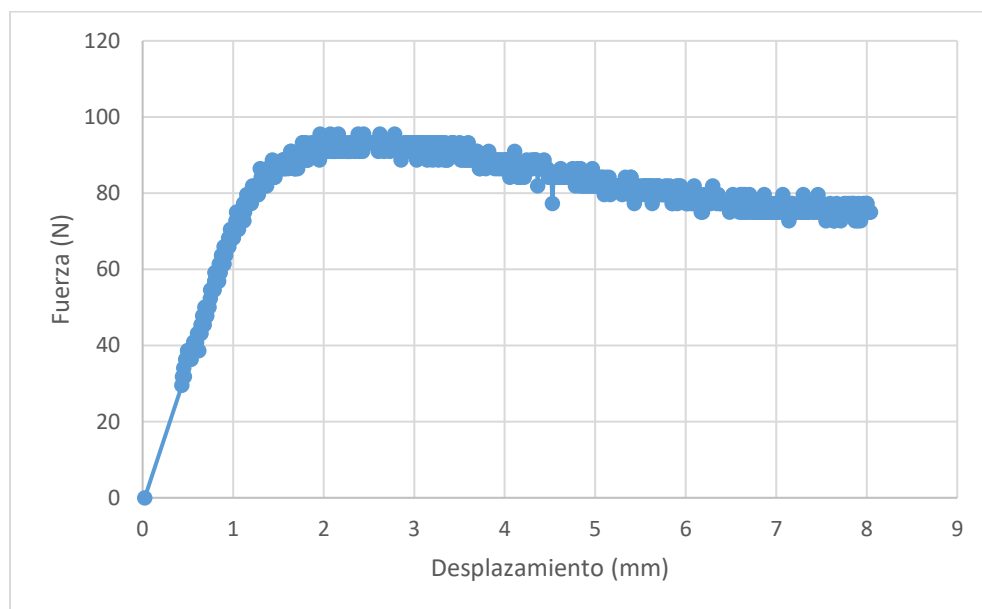
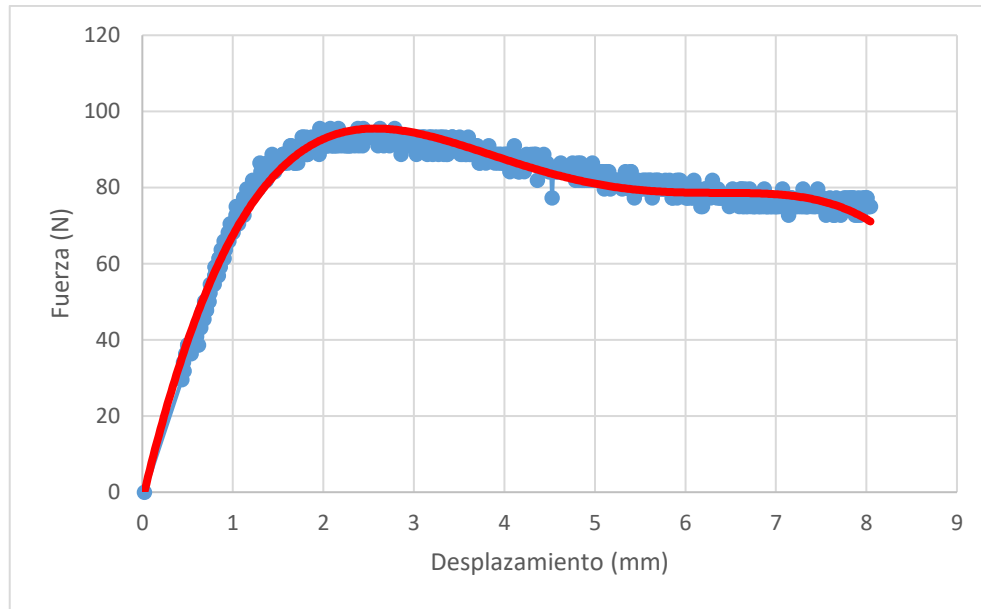


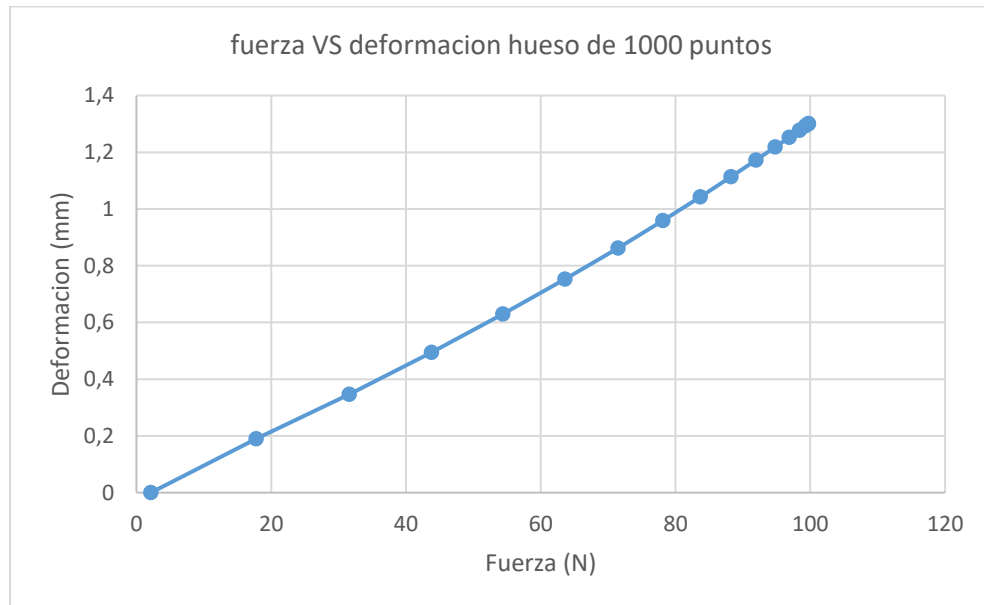
Figura 15: (Repetida) Gráfica de fuerza vs desplazamiento para de pruebas de laboratorio del modelo de 1000 puntos



8.1.1.2 DATOS DE LA SIMULACIÓN

Los datos de la simulación son bastante sencillos de entender gracias a que ANSYS hace un procesamiento de éstos y los entrega de manera clara, así que para poder saber la fuerza que corresponde a cada valor de la deformación, lo único que se requiere es graficar la fuerza vs desplazamiento (Figura 35). Además de eso, para conocer los valores precisos en cada momento, es necesario tabular los datos, pues ANSYS también proporciona los valores de esfuerzo y deformación para cada instante de tiempo.

Figura 35: Gráfica de fuerza vs deformación de la simulación para el modelo de 1000 puntos



8.1.1.3 COMPARACIÓN DE DATOS DE DEFORMACIÓN

Una vez ordenados ambos grupos de datos, se escogen varios valores de fuerza para leer el valor correspondiente de la deformación. Tales valores se muestran en la tabla a continuación. Para este caso, los valores escogidos son 40 N, 60 N, 80 N y el valor máximo que es alrededor de 100 N. Este último valor es el mismo en ambos casos porque en el primer tramo de la gráfica de las pruebas de laboratorio se comporta de manera muy similar a la de la simulación (Figura 15 *Figura 15. Gráfica de fuerza vs desplazamiento para de pruebas de laboratorio del modelo de 1000 puntos* y Figura 35).

Tabla 6: Valores de desplazamiento máximo en función de la carga aplicada para la probeta de 1000 puntos

Fuerza	Desplazamiento en Simulación (mm)	Desplazamiento en Pruebas de laboratorio (mm)
40 N	0,4483	0,5571
60 N	0,7042	0,8389
80 N	0,9875	1,2815
100 N	1,3008	3,3101

Al ordenar los datos de esta manera, la comparación se hace fácil e incluso se puede ver de manera inmediata que si ambos grupos de datos se diferencian, los valores para un mismo valor de fuerza son muy cercanos al inicio de la simulación. Para la fuerza de 40 N, la diferencia es cercana al 25% y para 80 N la diferencia es cercana al 28%. Sin embargo, al llegar a los 100 N la diferencia crece hasta el 154%. Es decir, analizando los datos se puede ver que la tasa de crecimiento de la deformación en las pruebas de laboratorio es ligeramente mayor en todo momento y a medida que transcurren las pruebas esta diferencia solo se incrementa.

8.1.2 MODELO DE 2500 PUNTOS

De la misma manera que con el modelo de 1000 puntos el esfuerzo no se puede calcular por las razones anteriormente explicadas, pero se procederá a hacer la comparación entre el desplazamiento dado en las pruebas de laboratorio y la deformación total obtenida en las simulaciones.

8.1.2.1 DATOS DE LAS PRUEBAS DE LABORATORIO Y DE LA SIMULACIÓN

Procediendo con la metodología anteriormente descrita, para los datos de las pruebas de laboratorio se hallará la línea de tendencia para la fácil lectura de los datos dispersos (Figura 36) y para los datos de la simulación se graficará la fuerza vs la deformación (Figura 37). Los valores escogidos se pudieron comparar una vez obtenidas las dos gráficas.

Figura 36: Gráfica de fuerza vs desplazamiento antes de la línea de tendencia para las pruebas de laboratorio del modelo de 2500 puntos

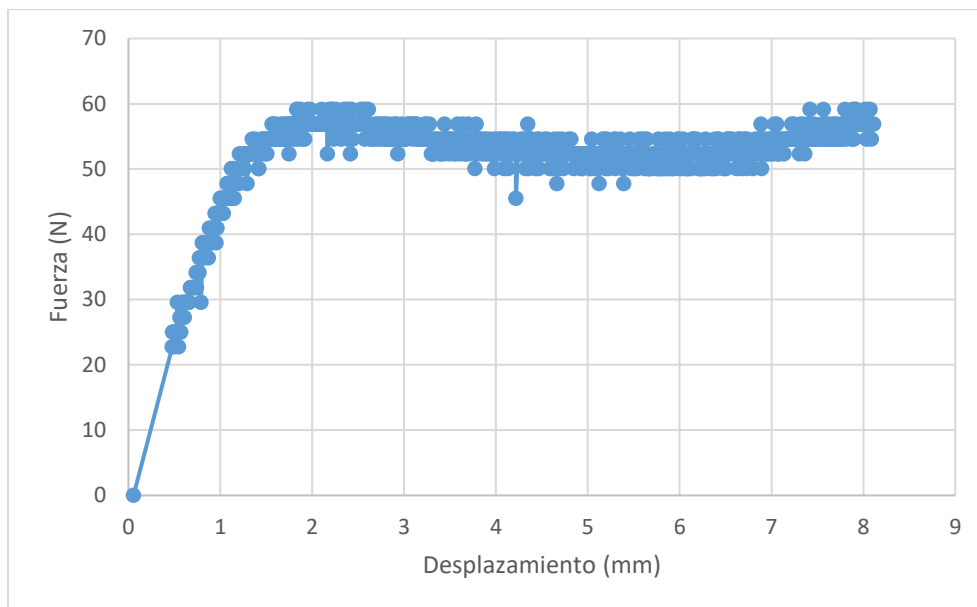


Figura 16. (Repetida) Gráfica de fuerza vs desplazamiento para de pruebas de laboratorio del modelo de 2500 puntos

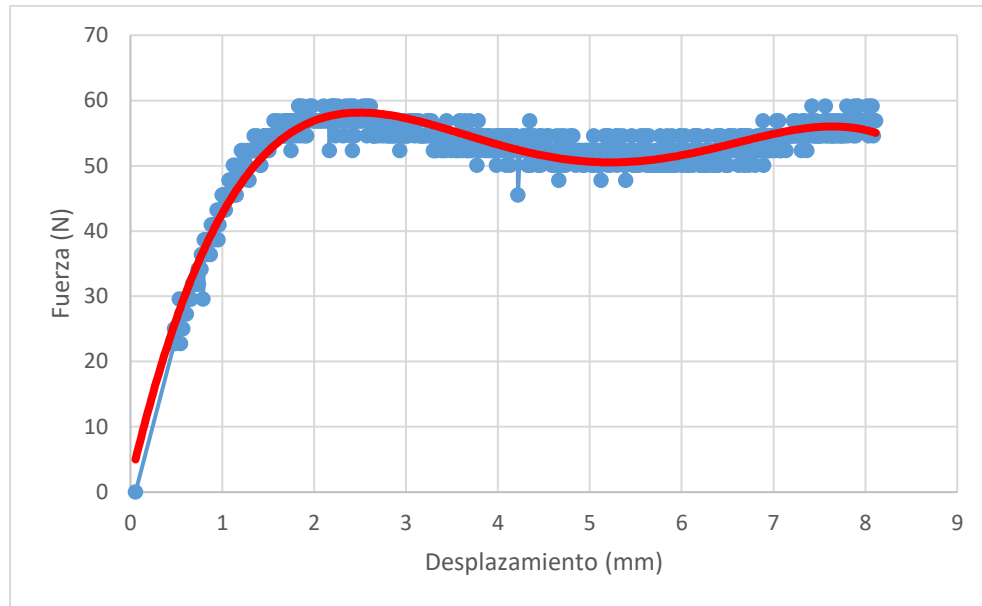
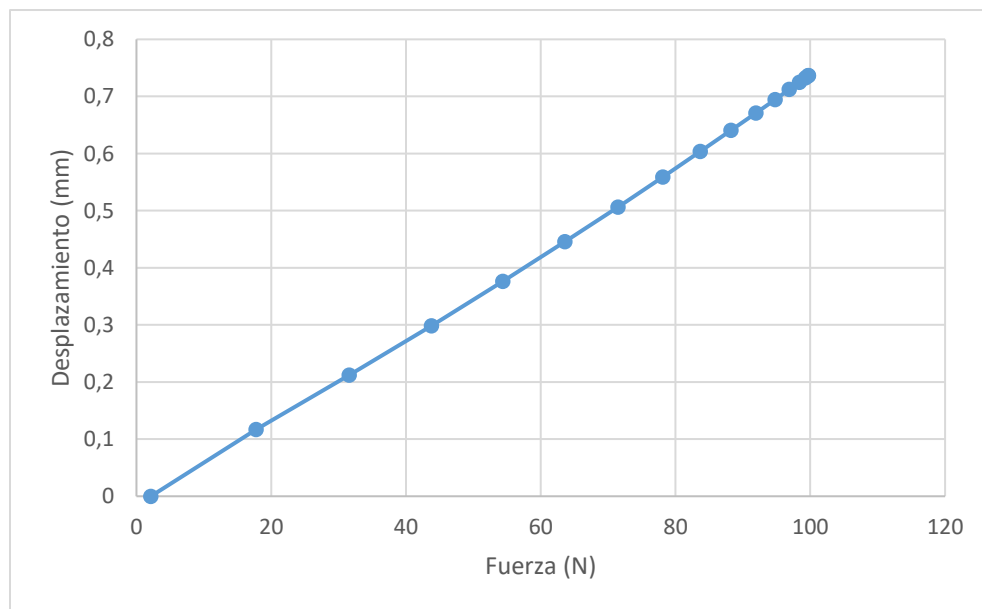


Figura 37: Gráfica de fuerza vs deformación de la simulación para el modelo de 2500 puntos



8.1.2.2 COMPARACIÓN DE DATOS DE DEFORMACIÓN

De igual forma, esta vez se escogieron 3 valores de fuerza para comparar los datos de sus respectivas deformaciones. Como los valores deben ubicarse fácilmente y servir para ambas gráficas, en este caso los valores escogidos fueron 30 N, 40 N, 50 N y el valor de carga máxima al que llega la prueba de laboratorio que es aproximadamente 60 N, como se puede ver en la Figura 16. Este último valor se escoge pues es donde el comportamiento de la curva cambia drásticamente y aunque el valor máximo de la simulación llega a 100 N, más allá de este punto la comparación se hace difícil pues la

gráfica de las pruebas de laboratorio empieza a decrecer mientras que la de las simulaciones continúa creciendo (Figura 16 y Figura 37).

Tabla 7: Valores de deformación para los puntos claves en la probeta de 2500 puntos

Fuerza (N)	Desplazamiento en Simulación (mm)	Desplazamiento en Pruebas de laboratorio (mm)
30	0,2012	0,5819
40	0,2718	0,8923
50	0,3443	1,3493
60	0,4187	2,6845

El comportamiento de ambos grupos de datos es muy similar al caso anterior. Como cabría esperar de un modelo con mayor densidad de poro, la deformación es menor. A su vez, la tasa con la que incrementa la deformación en las pruebas de laboratorio con respecto a la simulación es mayor si se compara con los resultados obtenidos para la pieza de 1000 puntos.

8.2 PORCENTAJE DE VARIACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS

Analizando los porcentajes de variación de las tablas presentadas a continuación, se puede ver que en el caso de la pieza de 1000 puntos las deformaciones no son demasiado diferentes y el porcentaje de variación también es relativamente bajo al inicio de la prueba de compresión. Sin embargo, entre más incrementa la fuerza, esta diferencia entre resultados aumenta. Por otra parte, los resultados de la probeta de 2500 puntos inician con una gran diferencia de un 65% de variación entre los resultados y de la misma manera que en la probeta anterior incrementa a medida que aumenta la fuerza. También se puede observar que la mayor diferencia entre los resultados aparece cuando se comparan los resultados teóricos contra los experimentales y no cuando se comparan entre sí los resultados teóricos de ambas probetas o los experimentales.

Teniendo en cuenta el tamaño de la probeta, un porcentaje tan alto en la variación de los resultados entre los teóricos y los experimentales es un error significativo, pero también se debe tener en cuenta que la probeta es sólo una pieza para testear el funcionamiento de una geometría celular y que una pieza real sería de mayor tamaño.

Tabla 8: Porcentaje de variación en la deformación en los puntos escogidos para la probeta de 1000 puntos

Fuerza (N)	Desplazamiento en simulación (mm)	Desplazamiento en pruebas de laboratorio (mm)	Porcentaje de variación entre los resultados (%)
40 N	0,4483	0,5571	24%
60 N	0,7042	0,8389	19%
80 N	0,9875	1,2815	30%
F max	1,3008	3,3101	154%

Tabla 9: Porcentaje de variación en la deformación en los puntos escogidos para la probeta de 2500 puntos

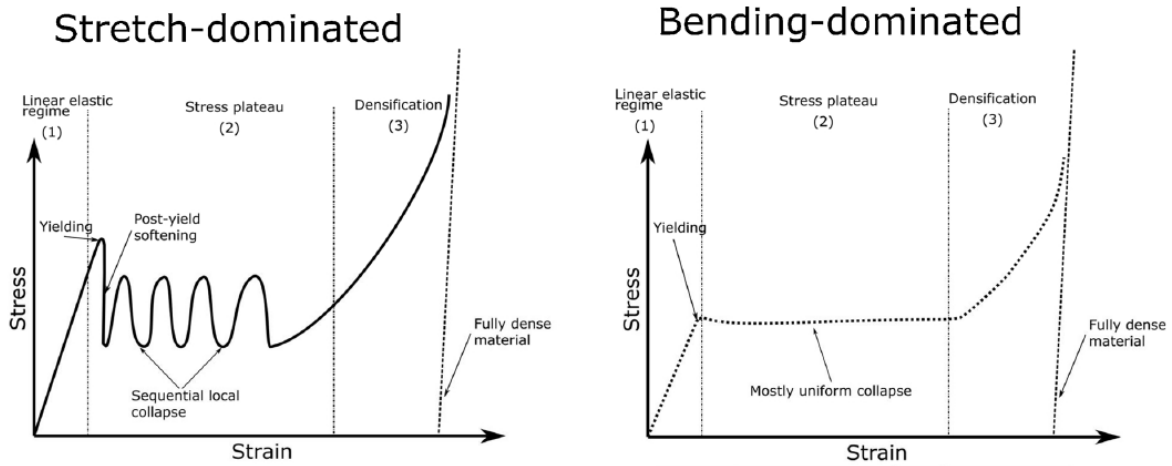
Fuerza	Desplazamiento en simulación (mm)	Desplazamiento en pruebas de laboratorio (mm)	Porcentaje de variación entre los resultados (%)
30 N	0,2012	0,5819	189%
40 N	0,2718	0,8923	228%
50 N	0,3443	1,3493	292%
60 N	0,4187	2,6845	541%

8.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Los resultados obtenidos tanto de las simulaciones como de las pruebas de laboratorio muestran diferencias apreciables entre sí. Estas disparidades entre los resultados se pueden deber a alguna diferencia en la recreación del entorno de simulación, además de un efecto de tamaño en las propiedades mecánicas del material estudiado. Cualquiera fuere el caso, y aun cuando en las simulaciones y en las pruebas de laboratorio la pieza resistió la carga sin fallar, se pone en duda las posibles aplicaciones estructurales porque incluso si las piezas no fallan y no sobrepasan el límite elástico del material, es difícil predecir el comportamiento mecánico del material mediante simulación. Además, se deben realizar pruebas experimentales adicionales para lograr entender el material y cómo se afecta por el tamaño, forma a obtener y el proceso de manufactura.

Adicionalmente, si se comparan los resultados finales obtenidos con otros estudios acerca del comportamiento de los materiales celulares a compresión, nos muestran que sí hay coincidencias. Estudios como: *“Architected cellular materials: A review on their mechanical properties towards fatigue-tolerant design and fabrication”*[34]; *“Dynamic compressive behavior of cellular materials: A review of phenomenon, mechanism and modelling”*[35] y *“Stress distribution in graded cellular materials under dynamic compression”*[36] hablan de cómo responden los materiales celulares a la compresión, ya sean estocásticos o periódicos y a grandes rasgos se pueden distinguir 3 fases en los ensayos de compresión llevados hasta la falla como se ve en la Figura 38. Primero, en la gráfica de esfuerzo vs deformación se ve un comportamiento elástico lineal hasta el límite de proporcionalidad; segundo, sigue una zona que podría ser completamente plana o fluctuante, dependiendo de si el material del modelo tiene a fallar pandeándose o estirándose como una banda elástica; finalmente, se aprecia un incremento de la resistencia y por tanto una subida abrupta de la curva pues al colapsar todas las celdas el material pasa a comportarse como un objeto sólido.

Figura 38: Gráficas de esfuerzo vs deformación de materiales celulares [34]



Gracias a que las curvas de fuerza vs deformación total se comportan de manera muy similar a las de esfuerzo vs deformación, como se muestra en la sección 0 En primera instancia se esperaba hallar las curvas de fuerza vs. desplazamiento a compresión de las piezas de 1000 y 2500 puntos para saber el comportamiento a compresión de las probetas y si en algún punto podrían sufrir una falla crítica. Además, se esperaba poder comparar estos resultados con los de la simulación que se mostrará en capítulos posteriores. Para poder hacer dicha simulación, en segunda instancia se construyó la gráfica de esfuerzo vs. deformación de las probetas según la norma ASTM D695 para poder alimentar los datos de las simulaciones y que éstas fueran más realistas al tomar no solamente datos de catálogo.

RESULTADO DE LOS ENSAYOS SEGÚN LA NORMA ASTM D695, podemos hacer una comparación cualitativa, es decir del comportamiento, entre las gráficas mostradas en la Figura 38 y las obtenidas en los ensayos de laboratorio.

Pese a que las probetas no se llevaron hasta la falla como para poder comparar las curvas completas, sí hay una similitud en la forma como después de la primera parte elástica lineal pasó a oscilar. Esto lo ilustra la primera parte de la gráfica de esfuerzo vs deformación de los materiales que fallan por estíramelo y estaría en concordancia con la forma en la que se comportaron las probetas en el laboratorio al ceder y deformarse en gran medida.

8.4 ANÁLISIS DE RESULTADOS

En un análisis detallado de los datos podemos notar que las piezas reales resultan ser menos rígidas que lo mostrado en la simulación. El porcentaje de variación entre los resultados teóricos y reales para la pieza de 1000 puntos llegó hasta el 154% y hasta el 541% para la de 2500 puntos, lo cual es un porcentaje de error muy elevado. No obstante, se debe tener en cuenta que esto se debe a que el material tenía un comportamiento elastoplástico.

Se evidencia un comportamiento diferente en los datos obtenidos. Los datos de los ensayos de compresión muestran cómo después de llegar a un pico donde la fuerza ejercida es máxima, el material cede y se necesita cada vez menos fuerza para seguir deformando la probeta. Por otra parte, en las simulaciones se puede ver que no hay un punto que pueda considerarse como un “pico”

después del cual la resistencia mecánica del material baja. En cambio, lo que se puede observar es que la relación entre la fuerza necesaria para deformar el material y la deformación total es casi horizontal y que hacia el final de la recta los datos están cada vez más agrupados; es decir, que el resultado tiende a converger. Todas estas diferencias se podrían atribuir a los efectos de tamaño del material y a que en las pruebas de laboratorio los dos elementos que simulan la diáfisis del hueso se tocan. Esto hace que el comportamiento de la gráfica cambie, efecto que en las simulaciones no se pudo replicar al 100% pues emular el comportamiento de los materiales celulares en un entorno virtual es bastante complejo y, como resultado, la gráfica de las simulaciones, en vez de tener un punto donde empieza a ceder, sigue subiendo.

9 CONCLUSIONES

- Al realizar los ensayos a compresión a los modelos fabricados con el material Grey de Formlabs, se encontró que tiene un comportamiento elastoplástico además de sufrir un posible efecto de tamaño del grosor de pared. Es decir, el material no sólo se comporta de manera elástica lineal para una fuerza actuante menor de la correspondiente al límite de proporcionalidad y de forma plástica no lineal para una fuerza mayor a dicho límite, sino que también parece haber unas menores propiedades mecánicas de rigidez y resistencia en la pieza que tiene poros más pequeños y por tanto paredes más delgadas.
- Los resultados de la deformación en la simulación muestran un comportamiento similar en términos cualitativos a los apreciados en las pruebas experimentales. Sin embargo, hay grandes diferencias en los valores numéricos. Además, el sitio donde ocurren los esfuerzos más altos corresponde a las zonas donde se presentan fracturas de fémur con más frecuencia.
- La complejidad geométrica de los modelos estudiados hace que sea difícil estudiar sus propiedades mecánicas a fondo, pues en la prueba experimental solo se pudo apreciar la deformación total en la parte superior de la pieza en función de la carga aplicada.
- Después de comparar los resultados obtenidos tanto en las pruebas de laboratorio como en las simulaciones, y a su vez contrastarlos con lo mencionado en otros estudios, se puede inferir que la geometría interna de los modelos se desempeñó de buena manera ya que su comportamiento está dentro de lo esperado para los materiales celulares. Por eso se puede deducir que los inconvenientes surgidos con los modelos derivan de que el material escogido (resina Gray) no era apto para la aplicación planteada.

10 RECOMENDACIONES

- Para poder estudiar mejor el potencial de los materiales celulares en aplicaciones estructurales, se considera que es importante probar la técnica de optimización topológica usada para obtener la geometría del fémur en diferentes estructuras pensadas para otras aplicaciones como vigas o columnas.

- Debido al comportamiento del material durante las pruebas, que se deforma fácilmente, es recomendable probar otro tipo de resinas cuyas propiedades se ajusten mejor a las aplicaciones pensadas para las piezas.
- Debido a las limitaciones que surgieron a causa de que la pieza con la que se trabajó fuera de un tamaño mucho menor a como sería la pieza real, de ser posible se recomienda que en estudios posteriores se usen piezas de mayor tamaño para poder estudiar mejor el incremento de la resistencia al aumentar la densidad de poro.
- Debido a las posibles complicaciones en el estudio, derivadas de las propiedades fotosensibles del material, se recomienda para trabajos futuros usar piezas que hayan sido impresas al mismo tiempo y no hayan estado expuestas a condiciones medioambientales muy diferentes entre sí.

11 BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Prabhu, V. K. B. Raja, and R. Nikhil, "Applications of Cellular Materials – An Overview," *Appl. Mech. Mater.*, vol. 766–767, pp. 511–517, 2015, doi: 10.4028/www.scientific.net/amm.766-767.511.
- [2] F.-J. Ulm, "Construction: Cellular Materials," in *Encyclopedia of Materials: Science and Technology*, Massachusetts: Elsevier, 2001, pp. 1570–1574.
- [3] M. Mazur, M. Leary, M. McMillan, S. Sun, D. Shidid, and M. Brandt, "Mechanical properties of Ti6Al4V and AlSi12Mg lattice structures manufactured by Selective Laser Melting (SLM)," *Laser Addit. Manuf.*, pp. 119–161, Jan. 2017, doi: 10.1016/B978-0-08-100433-3.00005-1.
- [4] F. Castañeda, "Diseño para manufactura aditiva de elementos estructurales con materiales celulares mediante el uso de diagramas de Voronoi y triangulaciones de Delaunay: Aplicaciones biológicas y estructurales," Universidad Nacional de Colombia, 2018.
- [5] I. Duarte, N. Peixinho, A. Andrade-Campos, and R. Valente, "Special Issue on Cellular Materials," *Sci. Technol. Mater.*, vol. 30, no. 1, pp. 1–3, 2018, doi: 10.1016/j.stmat.2018.05.001.
- [6] L. J. Gibson, M. F. Ashby, U. Wegst, and R. Olive, "The mechanical properties of natural materials. I. Materials property charts," vol. 450, pp. 141–162, 1995.
- [7] L. E. Murr, "Comparison of Biological (Natural) Material and Engineering Materials Properties," *Handb. Mater. Struct. Prop. Process. Perform.*, pp. 1–1152, 2015, doi: 10.1007/978-3-319-01815-7.
- [8] E. Mateja, "Mechanical properties of cellular materials," ljubjana, 2011. Accessed: Aug. 22, 2019. [Online]. Available: <https://pdfs.semanticscholar.org/62fb/bb4f0a0a3d3785e07743b0bda31346e596e8.pdf>.
- [9] P. Fratzl and R. Weinkamer, "Nature's hierarchical materials," *Prog. Mater. Sci.*, vol. 52, no. 8, pp. 1263–1334, Nov. 2007, doi: 10.1016/J.PMATSCI.2007.06.001.
- [10] A. Bonfanti, A. Bhaskar, and M. F. Ashby, "Plastic Deformation of Cellular Materials," *Ref.*

Modul. Mater. Sci. Mater. Eng., p. 15, Jan. 2016, doi: 10.1016/B978-0-12-803581-8.03009-5.

- [11] D. Bhate, "Four questions in cellular material design," *Materials (Basel)*, vol. 12, no. 7, 2019, doi: 10.3390/ma12071060.
- [12] D. Bhate, C. Penick, L. Ferry, and C. Lee, "Classification and Selection of Cellular Materials in Mechanical Design: Engineering and Biomimetic Approaches," *Designs*, vol. 3, no. 1, p. 19, 2019, doi: 10.3390/designs3010019.
- [13] G. Arslan, "STRUCTURE-PROPERTY RELATIONSHIP IN TITANIUM FOAMS," ESKİŞEHİR, 2011. Accessed: Sep. 04, 2019. [Online]. Available: www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079642598000048.
- [14] P. R. Miguel Ángel, "Cellular Nanocomposites: a new type of light weight advanced materials with improved properties," burgos. Accessed: Aug. 22, 2019. [Online]. Available: [http://crono.ubu.es/innovationh2020/pdf/cellmat.pdf#targetText=Cellular Materials \(also known as,Open cell cellular materials](http://crono.ubu.es/innovationh2020/pdf/cellmat.pdf#targetText=Cellular Materials (also known as,Open cell cellular materials).
- [15] E. Solórzano and M. A. Rodriguez-Perez, "Cellular Materials," in *Structural Materials and Processes in Transportation*, Weinheim, Germany: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2013, pp. 371–374.
- [16] D. Tchepel, F. A. O. Fernandes, O. Anjos, and R. Alves de Sousa, "Mechanical Properties of Natural Cellular Materials," *Ref. Modul. Mater. Sci. Mater. Eng.*, Jan. 2016, doi: 10.1016/B978-0-12-803581-8.04056-X.
- [17] D. J. Green, "Porous Ceramic Processing," *Encycl. Mater. Sci. Technol.*, pp. 7758–7761, Jan. 2001, doi: 10.1016/B0-08-043152-6/01395-4.
- [18] S. Sanchez, "Impresión 3D por estereolitografía," *i3Dnatives*, 2017. <https://www.3dnatives.com/es/impresion-3d-por-estereolitografia-les-explicamos-todo/> (accessed Oct. 07, 2019).
- [19] S. Bastani and M. Mohseni, "UV-Curable Nanocomposite Coatings and Materials," *Handb. Nanoceramic Nanocomposite Coatings Mater.*, pp. 155–182, 2015, doi: 10.1016/B978-0-12-799947-0.00007-9.
- [20] E. Andrzejewska, "Free-radical photopolymerization of multifunctional monomers," *Three-Dimensional Microfabr. Using Two-phot. Polym.*, no. structure III, pp. 77–99, 2019, doi: 10.1016/B978-0-12-817827-0.00002-3.
- [21] H. I. Bjelkhagen, "Holographic Recording Materials and Their Processing," *Encycl. Mod. Opt.*, no. 1993, pp. 47–57, 2005, [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B012369395000779X>.
- [22] R. Urbas, U. S. Elesini, T. Cigula, and S. M. Poljaček, "Pad Printing," in *Printing on Polymers: Fundamentals and Applications*, S. Thomas, Ed. Zagreb, Croatia: Elsevier Inc., 2015, pp. 263–278.
- [23] N. Dong, "Formlabs Form 2 3D Printer review: An excellent 3D printer," *cnet*, Dec. 03, 2015. <https://www.cnet.com/reviews/formlabs-form-2-3d-printer-review/> (accessed Jan. 20, 2022).
- [24] Erlinde, "Which 3D Printed Resin Is Right for You?," *materialise*, 2018.

<https://i.materialise.com/blog/en/3d-printed-resin-overview/> (accessed Oct. 07, 2019).

- [25] Formlabs, "Uso de la Grey Pro Resin," *Formlabs*. <https://support.formlabs.com/s/article/Using-Grey-Pro-Resin?language=es> (accessed Jul. 24, 2021).
- [26] FormLabs, "Materials Data Sheet," *FormLabs Mater. Data Sheet*, pp. 76–77, 2014, [Online]. Available: http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Secure/Material Specs MS/PolyJet-Material-Specs/Digital_Materials_Datasheet.pdf?v=635581278098921962.
- [27] M. Yekani Fard, "Nonlinear Inelastic Mechanical Behaviour Of Epoxy Resin Polimeric Materials," ARIZONA STATE UNIVERSITY, 2011.
- [28] A. M. MELO PEREZ, "Análisis de elementos con sección transversal variable," Universidad autonoma del estado de Hidalgo, 2017.
- [29] SolidWorks Corp., "Comprensión del análisis no lineal," *informe tecnico de simulacion no lineal*, p. 9, 2011.
- [30] S. Mathukumar, V. A. Nagarajan, and A. Radhakrishnan, "Analysis and validation of femur bone data using finite element method under static load condition," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part C J. Mech. Eng. Sci.*, vol. 233, no. 16, pp. 5547–5555, 2019, doi: 10.1177/0954406219856028.
- [31] H. Kijima *et al.*, "The reliability of classifications of proximal femoral fractures with 3-dimensional computed tomography: The new concept of comprehensive classification," *Adv. Orthop.*, vol. 2014, 2014, doi: 10.1155/2014/359689.
- [32] A. Mangram *et al.*, "Geriatric trauma hip fractures: is there a difference in outcomes based on fracture patterns?," *World J. Emerg. Surg.*, vol. 9, no. 1, p. 59, Dec. 2014, doi: 10.1186/1749-7922-9-59.
- [33] L. A. Mancini, "Fracturas por estrés del fémur," *musculoskeletalkey*. <https://musculoskeletalkey.com/stress-fractures-of-the-femur/> (accessed Jan. 20, 2021).
- [34] M. Benedetti, A. du Plessis, R. O. Ritchie, M. Dallago, S. M. J. Razavi, and F. Berto, "Architected cellular materials: A review on their mechanical properties towards fatigue-tolerant design and fabrication," *Mater. Sci. Eng. R Reports*, vol. 144, p. 100606, 2021, doi: 10.1016/j.mser.2021.100606.
- [35] Y. Sun and Q. M. Li, "Dynamic compressive behaviour of cellular materials: A review of phenomenon, mechanism and modelling," *Int. J. Impact Eng.*, vol. 112, pp. 74–115, 2018, doi: 10.1016/j.ijimpeng.2017.10.006.
- [36] P. Wang, X. Wang, Z. Zheng, and J. Yu, "Stress distribution in graded cellular materials under dynamic compression," *Lat. Am. J. Solids Struct.*, vol. 14, no. 7, pp. 1251–1272, 2017, doi: 10.1590/1679-78253428.