



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Máster

Estudio por el Método de los Elementos Finitos
y validación in-vitro de estructuras porosas de
titanio fabricadas con EBM, orientadas a la
regeneración de defectos óseos

Autor/es:

Carmen Kiowa Betancort Rodríguez

Director/es:

Alejandro Yáñez Santana

Ponente:

M^a Ángeles Pérez Anson



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D^a. _____,

con nº de DNI _____ en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)
_____, (Título del Trabajo)

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, _____

Fdo: _____

Resumen

Durante décadas, el tratamiento de enfermedades degenerativas de hueso ha sido un reto para los cirujanos ortopédicos, ya que el tejido óseo presenta una aparente incapacidad para regenerarse a sí mismo. El inminente envejecimiento de la población, la excesiva práctica de deporte, además de las patologías, malformaciones y defectos óseos existentes, han llevado al desarrollo de nuevas alternativas de reparación y regeneración ósea. Además, la afección generalizada de enfermedades osteoporóticas ha sido un factor determinante para buscar nuevas soluciones que permitan integrar en un mismo sistema la función de soporte mecánico junto con la capacidad regenerativa de la ingeniería tisular.

Para alcanzar este fin, se recurre a estructuras denominadas “scaffolds” o andamios, que deben cumplir con unos requisitos biomecánicos estrictos, en función del tejido que se desee reconstruir, y presentar una geometría porosa para permitir la llegada de nutrientes a las células, además de ayudar a potenciar una adecuada vascularización que propicie la proliferación celular.

La emergente y revolucionaria técnica de fabricación metálica por Fusión por Haz de Electrones (Electron Beam Melting, EBM), ha madurado lo suficiente como para poder permitir trabajar con aleaciones de titanio implantable de manera fiable y repetitiva en ámbito industrial. Esto ha hecho viable la fabricación de geometrías porosas en titanio, las cuales suponen una solución ideal para la reconstrucción ósea, permitiendo cumplir uno de los objetivos básicos de dichos implantes, como es la osteointegración. Por consiguiente, estas tecnologías permiten adaptar las estructuras porosas a la morfología ósea del paciente, posibilitando unas mayores tasas de éxito en cuanto a la fijación biológica se refiere.

En este TFM se han caracterizado mecánicamente varias estructuras porosas fabricadas por EBM, las cuales tienen distinto tipo de reticulación (cúbica y giroide), porosidad y diámetro de barra, mediante ensayos de compresión. Se desarrolló un modelo de elementos finitos del cual se obtuvo el módulo elástico de la estructura, y finalmente se analizaron y discutieron las diferencias resultantes de los análisis numéricos y experimentales. Se observó que el aumento de la porosidad disminuye el valor del módulo de elasticidad así como la tensión de rotura.

Abstract

For decades, the treatment of degenerative bone diseases has been a challenge for orthopedic surgeons, cause bone tissue presents an apparent inability to regenerate itself. The imminent aging of the population, the excessive practice of sports, in addition to existing pathologies, malformations and bone defects, have led to the development of new alternatives for bone repair and regeneration. In addition, the generalized affection of osteoporotic diseases has been a determinant factor to search for new solutions that allow to integrate in the same system the function of mechanical support and the regenerative capacity of the tissue engineering.

Therefore, to achieve this goal, structures called scaffolds are used which must comply with biomechanical requirements and present a porous geometry to allow the arrival of nutrients to the cells, in addition to promote an adequate vascularization that favors the cellular proliferation.

Recently developed additive manufacturing techniques allow the production of porous titanium biomaterials. The main advantage of these techniques, as compared to others, is their ability to manufacture interconnected porous biomaterials with predictable and predetermined unit cells. This means that the possibility to combine designs of unit cells will open up a broad field with many opportunities for optimal design of orthopedic implants. One of these techniques is the Electron Beam Melting (EBM).

In this TFM, several porous structures fabricated by EBM which have different type of cell shape, porosity and strut diameter, were mechanically characterized by compression tests. A finite element model of the structures was developed, obtaining the elastic modulus of the lattice structure. Finally, the differences between the numerical and experimental results were analyzed and discussed. The increase of porosity showed a decrease of the elastic modulus and ultimate tensile strength.

ÍNDICE

Capítulo 1. Introducción.....	1
1.1 Estado clínico: Tejido óseo y osteoporosis.....	1
1.1.1 Tejido óseo.....	1
1.1.2 Osteoporosis.....	3
1.2 Motivación.....	4
1.2.1 Ingeniería tisular.....	4
1.2.2 Estructuras porosas fabricadas por EBM.....	5
1.3 Objetivos.....	8
1.4 Estructura.....	9
Capítulo 2. Materiales y métodos.....	10
2.1 Introducción.....	10
2.2 Ensayos experimentales.....	10
2.2.1 Preparación de las muestras.....	10
2.2.2 Obtención de datos experimentales.....	11
2.3 Ensayos computacionales.....	14
2.3.1 Modelado en 3D de las estructuras porosas.....	14
2.3.2 Estudio mecánico mediante el Método de los Elementos Finitos.....	15
2.3.3 Cálculo del módulo de elasticidad.....	16
Capítulo 3. Resultados y discusión.....	17
3.1 Resultados experimentales.....	17
3.2 Resultados computacionales.....	18

Capítulo 4. Conclusiones.....	21
4.1 Caracterización experimental y computacional de estructuras porosas.....	21
4.2 Futuras líneas de investigación.....	21

Referencias

Anexo

Lista de Figuras

Figura 1. *Sección de la articulación coxo-femoral donde se aprecian los dos tipos de tejidos óseos principales.*

Figura 2. *Imágenes SEM de hueso trabecular de mujeres con osteoporosis. A. Hueso trabecular dañado debido a actividad de reabsorción. (x 50). B. Trabécula después de la rotura. (x 200). C. Grandes agujeros y cavidades emergen entre las placas trabeculares. (x 100). D. Trabécula que permanece en una configuración relativamente intacta. (x 40). [Shen Y., Zhang Z. M., et al., 2009]*

Figura 3. *Evolución del depósito de osteoblastos en la superficie de un scaffold durante 21 días [Hanumantha Rao Balaji Raghavendran, et al., 2014].*

Figura 4. *Ejemplo de estructura porosa.*

Figura 5. *Componente acetabular con estructura porosa de Ti6Al4V fabricada por EBM.*

Figura 6. *Imágenes de las estructuras porosas que se estudiaron; A) Cube 70, B) Cube 80, C) Cube 90, D) Cross 80, E) Cross 70 y F) Giroide (Teltis 900).*

Figura 7. *Maquinaria empleada para la realización de los ensayos de compresión de las estructuras porosas.*

Figura 8. *Preparación del ensayo de compresión.*

Figura 9. *Colapso de la estructura porosa.*

Figura 10. *Diseño de una estructura porosa en el software K3DSURF.*

Figura 11. *Creación del modelo de elementos finitos mediante el software Simpleware LDT.*

Figura 12. *Modelo de elementos finitos de la estructura porosa.*

Figura 13. *Comparación de los módulos elásticos obtenidos de forma experimental y computacional.*

Lista de Tablas

Tabla 1. *Características de las muestras*

Tabla 2. *Propiedades mecánicas de las estructuras porosas de Ti6Al4V*

Tabla 3. *Comparación entre el módulo elástico obtenido por elementos finitos y por ensayos experimentales*

CAPÍTULO 1:

INTRODUCCIÓN GENERAL

1.1 Estado clínico: Tejido óseo y osteoporosis

1.1.1 Tejido óseo

El hueso es un tipo especial de tejido conjuntivo que actúa de soporte de los tejidos blandos del organismo. Cuenta con gran robustez y ligereza, y se caracteriza principalmente por su rigidez y su gran resistencia tanto a la tracción como a la compresión. Es uno de los tejidos más dinámicos y metabólicamente activos en el cuerpo y permanece activo a lo largo de toda la vida.

Constituye el componente principal de casi todas las estructuras esqueléticas de los vertebrados adultos, que protegen los órganos vitales, permiten la locomoción y desempeñan un papel vital en la homeostasis del calcio en el organismo.

El hueso no es completamente sólido, sino que tiene pequeños espacios entre sus células y los componentes de la matriz. Algunos espacios constituyen conductos para los vasos sanguíneos que suministran nutrientes a las células óseas. Otros espacios sirven como lugares de almacenamiento de la médula ósea roja. Según el tamaño y la distribución de los espacios, las regiones de un hueso pueden clasificarse como esponjosas o compactas. Aproximadamente el 80% del esqueleto está formado por hueso compacto (hueso cortical) y el 20% por hueso esponjoso (hueso trabecular), más ligero y poroso que el anterior.

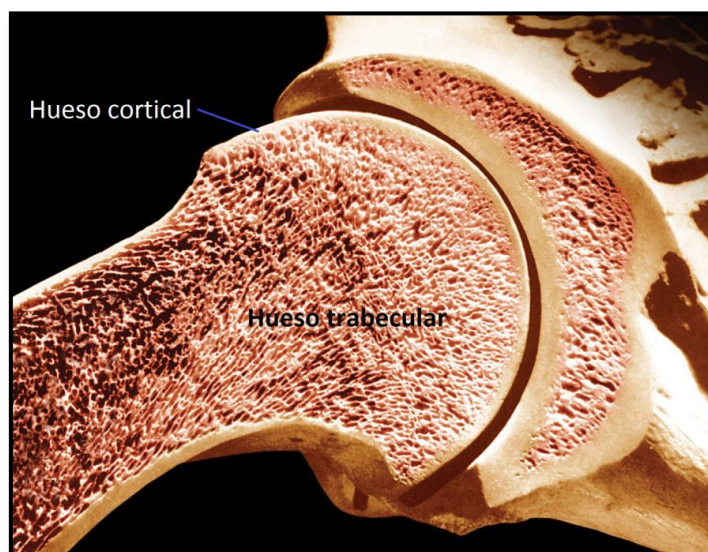


Figura 1. Sección de la articulación coxo-femoral donde se aprecian los dos tipos de tejidos óseos principales.

No todos los huesos son iguales en tamaño y consistencia, en promedio, su composición química es de un 25 % de agua, 45 % de materia inorgánica, es decir, minerales como fosfato y carbonato de calcio, y 30 % de materia orgánica como son las células óseas, colágeno y otras proteínas.

El sistema óseo es un tejido dinámico, continuamente en fase de remodelación, es decir, es un tejido ricamente vascularizado que tiene una excelente capacidad de autorreparación y puede alterar sus propiedades y configuración en respuesta a cambios en la demanda mecánica. Así, el hueso se adapta a las demandas mecánicas impuestas

Los componentes inorgánicos alcanzan aproximadamente 65 % del peso óseo y el otro 35 % son componentes orgánicos. Los minerales de los huesos no son componentes inertes, ni permanecen fijos sino que son constantemente intercambiados y reemplazados junto con los componentes orgánicos en un proceso que se conoce como remodelación ósea. Su formación está regulada por las hormonas y los alimentos ingeridos, que aportan vitaminas de vital importancia para su correcto funcionamiento.

La formación ósea es llevada a cabo por los osteoblastos, que sintetizan la parte orgánica de la matriz, y participan en la mineralización de la misma, conformando un depósito óseo. Esto ocurre durante la formación, la remodelación y la reparación ósea. Mientras que la reabsorción de hueso la realizan los osteoclastos, para el desarrollo normal del crecimiento, mantenimiento y reparación del hueso. Estos procesos están regulados por una serie de señalización que causa la diferenciación y activación de las células óseas.

Como se comentaba, el hueso es un órgano vivo, con capacidad para renovarse, y por tanto mantener sus condiciones de resistencia. El proceso continuo de renovación se conoce con el nombre de remodelación ósea. La unidad de remodelación ósea responsable del fenómeno (BRU, Bone Remodeling Unit), consiste en un conjunto de células encargadas de destruir pequeñas porciones de hueso, que son posteriormente sustituidas por hueso nuevo. El proceso comienza cuando acuden a un determinado foco los precursores de los osteoclastos (fase de activación) que al transformarse en osteoclastos maduros comienzan a resorber hueso (fase de resorción), labrando una cavidad tuneliforme en el hueso cortical (cono de apertura) o lacunar en el trabecular (laguna de Howship), que tras un periodo de aparente inactividad (fase de inversión), será rellenada por el nuevo tejido formado por los osteoblastos. Inicialmente los osteoblastos forman la matriz orgánica (osteóide), que se mineraliza unos 15 días después (fase de formación). [Baron, 2003]

El proceso de remodelación se lleva a cabo en las superficies óseas, fundamentalmente en la endostal y, en condiciones normales, el 75% de las superficies del hueso trabecular y alrededor del 95% del cortical se encuentran en reposo. La

diferencia entre la cantidad de hueso que se destruye y la que se forma en cada una de las BRU se conoce como balance óseo, siendo su valor igual a cero hasta los 30-40 años, y de aproximadamente -3% a partir de esta edad. [Dámaso et al., 2014.]

1.1.2 Osteoporosis

La osteoporosis (OP) es una enfermedad generalizada del sistema esquelético que se caracteriza por la pérdida de masa ósea y por el deterioro de la microarquitectura del tejido óseo, que compromete la resistencia ósea y que ocasiona una mayor fragilidad ósea y una mayor susceptibilidad a las fracturas. Esta es una definición propuesta por el *National Institute of Health* [NIH, 1993].

Cuando la masa ósea del adulto alcanza su valor máximo aproximadamente a los 35 años, la tasa de síntesis y de reabsorción ósea es equivalente. Este equilibrio normal entre la síntesis y reabsorción ósea mantiene constante la masa esquelética. A partir de los 40 años se observa una lenta reducción de la densidad de masa ósea en ambos sexos. Se desconocen las razones por las que se produce esta pérdida ósea con la edad, y por qué se inicia a una edad más temprana en las mujeres y sigue un curso más acelerado incluso antes de la menopausia. Sin embargo, un individuo que no alcance un pico de masa ósea óptimo durante la infancia y adolescencia puede padecer osteoporosis sin que se produzca una pérdida acelerada de masa ósea.

La osteoporosis evoluciona de forma silenciosa durante años, y su complicación más importante y frecuente es la aparición de fracturas. En muchas ocasiones se llega al diagnóstico de osteoporosis tras varias fracturas y, en este momento, puede estar ya destruido un 30% del esqueleto.

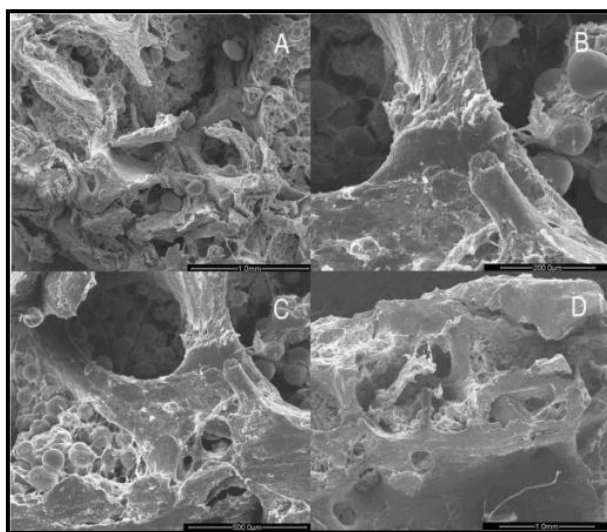


Figura 2. Imágenes SEM de hueso trabecular de mujeres con osteoporosis. **A.** Hueso trabecular dañado debido a actividad de reabsorción. (x 50). **B.** Trabécula después de la

rotura. (x 200). **C.** Grandes agujeros y cavidades emergen entre las placas trabeculares. (x 100). **D.** Trabécula que permanece en una configuración relativamente intacta. (x 40). [Shen Y., Zhang Z. M., et al., 2009]

Las fracturas pueden aparecer en cualquier punto del esqueleto. Las más importantes son:

- Fracturas vertebrales: Principalmente de las vértebras dorsales y lumbares.
- Fractura del cuello del fémur: Equivale a lo que normalmente se denomina fractura de cadera, y es la fractura más frecuente y grave. La gran mayoría de las fracturas de cadera precisan intervención quirúrgica, y tienen un alto índice de mortalidad. De los pacientes que sobreviven, muchos van a permanecer ingresados alrededor de 1 año.

La osteoporosis es un problema de salud muy serio, pues las fracturas de los huesos que se derivan de ella causan incapacidad o muerte en un alto porcentaje de los casos. El problema es extremadamente serio, pues, estadísticamente hablando:

- Un 5 a 20% de las personas que han sufrido una fractura de cadera mueren en el transcurso del primer año. A los 5 años, este porcentaje se eleva al 50%.
- La mitad de las personas supervivientes quedarán total o parcialmente incapacitadas y requerirán algún tipo de ayuda durante el resto de sus vidas.

La osteoporosis y sus consecuencias constituyen, pues, un importante problema social y económico, agravado por el hecho de que su incidencia va en aumento [Giménez, S., 2011].

1.2 Motivación

1.2.1 Ingeniería tisular

La ingeniería de tejidos, o ingeniería tisular se puede definir como un grupo de herramientas utilizadas para la creación de implantes con características similares a las fisiológicas, capaces de conducir e inducir la regeneración de un tejido específico, el cual ha sido lesionado o perdido por causas diversas. La ingeniería tisular nace como respuesta a los problemas que presentan las terapias de reparación y regeneración de tejidos que se utilizan actualmente. Un tejido puede ser dañado por diferentes razones, por ejemplo, debido a los agentes mecánicos, generalmente externos, como los accidentes, o a las lesiones patológicas propias de enfermedades congénitas, autoinmunes, cáncer, etc. El gran número de personas afectadas por las lesiones discapacitantes, y las tremendas consecuencias que esas lesiones tienen en quienes las padecen, han concitado la atención de la comunidad científica, que busca los métodos más adecuados para restituir el óptimo desempeño del órgano o tejido afectado.

Un aspecto clave en las estrategias de ingeniería tisular es el empleo de una matriz o soporte extracelular trasplantado a la zona dañada que ayude y oriente de forma adecuada el crecimiento celular, aportando una consistencia estructural necesaria para dicho crecimiento. Se recurre para ello a estructuras denominadas andamios o “scaffolds”, que deben cumplir con unos requisitos biomecánicos estrictos, en función del tejido o de la estructura corporal que se desee reconstruir, y presentar una geometría porosa para permitir la llegada de nutrientes a las células y a la expulsión de residuos, además de ayudar a potenciar una adecuada vascularización [Díaz Lantada et al., 2016]. El andamio (scaffold, en inglés) es una matriz tridimensional porosa que tiene como función principal la de soportar la adhesión, proliferación y migración celular, así como su diferenciación y maduración en un fenotipo osteoblástico [Saltzman, 2000; Vacanti et al., 1998].

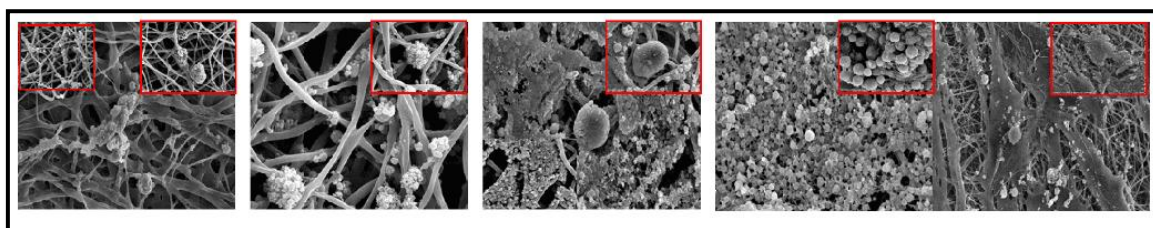


Figura 3. Evolución del depósito de osteoblastos en la superficie de un scaffold durante 21 días [Hanumantha Rao Balaji Raghavendran, et al., 2014].

De acuerdo con lo anterior, el reto de la ingeniería del tejido óseo es diseñar matrices tridimensionales capaces de imitar las propiedades naturales del hueso. Cuando la rigidez del *scaffold* es superior a la del hueso natural, la concentración de tensión en el hueso circundante puede causar el fallo del hueso. A la inversa cuando la rigidez del *scaffold* es menor que la del hueso natural, la concentración de tensión en el *scaffold* puede causar el fracaso del implante.

1.2.2 Estructuras porosas fabricadas por Electron Beam Melting (EBM)

El titanio es muy conocido por ser un material biocompatible con buena resistencia a la corrosión. Como valor añadido, tiene la ventaja de presentar una buena resistencia mecánica, en comparación con su peso, lo cual resulta apropiado para su uso como implantes óseos. La aleación de titanio más usada es la conocida Ti6Al4V y el propósito de su uso se debe al valor de la propiedad de rigidez que presenta. Una gran diferencia entre la rigidez del hueso y del implante metálico, tiene como consecuencia una diferente distribución de tensiones, “apantallamiento de tensiones”, lo cual genera una pérdida de masa ósea circundante que suele acabar en fractura ósea. Este problema se puede evitar usando implantes con una menor rigidez, más parecida a la del hueso. Los materiales porosos resultan unos candidatos ideales ya que su rigidez es menor que la de

los materiales densos. Como valor añadido, con la superficie rugosa de los materiales porosos se facilita la osteointegración, aportando una mayor superficie de fijación y una menor transmisión de esfuerzos entre el implante y el hueso, lo que resulta en una unión biológica entre el implante y el tejido vivo. [Revista de Metalurgia, 49., 2013]

La estructura porosa además de reducir el módulo de elasticidad de los implantes metálicos, es el factor clave para la compatibilidad mecánica y la biocompatibilidad de implantes óseos con el hueso receptor. Hay que considerar que incluso si toda la estructura del implante fuera porosa y el módulo de elasticidad del implante coincidiera con el del hueso, existe la posibilidad de que los requerimientos de resistencia para el soporte de las cargas a las que estará sometido el implante y la estabilidad de la conexión entre el implante y el hueso no sea satisfecha. Esto es debido a que la resistencia de los implantes porosos está relacionada con su porosidad. De este modo, la rigidez y la resistencia a la compresión de la pieza se reducen con el incremento de la porosidad. [Parthasarathy, J. et al., 2009]

Las características de la estructura porosa pueden ser definidas por parámetros como la porosidad y el diámetro de poro, siendo este último el factor principal que influye en el crecimiento del hueso nuevo. Los resultados dados por Klawitter y Hulbert [Klawitter J., Hulbert F.] mostraron que el diámetro del poro debería ser mayor a con el fin de garantizar la circulación de la sangre requerida para el crecimiento del tejido óseo. La rapidez del crecimiento óseo y la cantidad de hueso nuevo se incrementan con el diámetro del poro. Los resultados fueron confirmados por Palmquist et al. (2013). Por tanto, la estructura porosa del implante ayuda al crecimiento del hueso y mejora el enlace entre el implante y el hueso nuevo, es decir, mejora la osteointegración [Linxi, Z., Quanzhan, Y. et al., 2014]

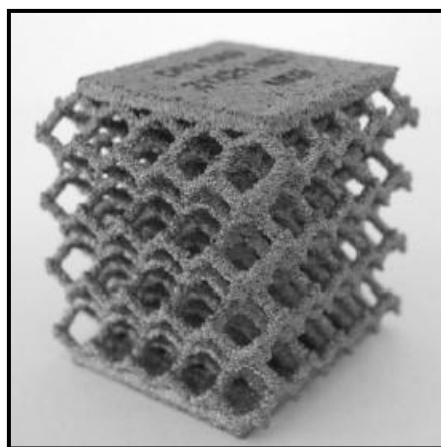


Figura 4. Ejemplo de estructura porosa.

Es extraño encontrar en la bibliografía argumentos sólidos de la definición de un tamaño óptimo de poro para *scaffolds* porosos. Los resultados difieren entre

experimentos *in vitro* o *in vivo*, así como para diferentes materiales. A pesar de esto, la mayoría de los estudios han investigado el tamaño del poro entre 200 y 800 μm y han obtenido resultados prometedores. Se asume que el hueso también crecerá en poros mayores que esos siempre que el estímulo mecánico y el transporte de nutrientes estén garantizados [Wieding, J. et al., 2014].

Con respecto al tamaño de poro máximo, existen algunas contradicciones en las investigaciones, de manera que Yang, Leong, Du y Chua (2001) [Yang, S., Leong, K.F. et al., 2001] lo establecen en 500 μm y Wake, Patrick y Mikos (1994) en 1 mm.

Se han diseñado estructuras porosas con diferentes configuraciones con el fin de evaluar sus propiedades mecánicas y su aptitud para el empleo médico. Su diseño está basado en la búsqueda de la máxima interconectividad para una adecuada osteointegración y en conseguir unas propiedades mecánicas semejantes a las del hueso poroso [Wieding, J. et al., 2014]. Las estructuras porosas tipo cúbica tienen las barras orientadas perpendicularmente en las tres dimensiones del espacio. Este tipo de estructuras porosas proporcionan la mayor resistencia a la compresión de entre todos los *scaffolds*. La evaluación mecánica de las estructuras ha demostrado que aunque los andamios con arquitectura cúbica proporcionan mayor resistencia a la compresión, las células óseas prefieren las estructuras reticulares (giroide y diamante) que tienen poros con formas complejas que imitan muy de cerca el hueso esponjoso natural.

Estas estructuras porosas pueden ser fabricadas por EBM (Electron Beam Melting), que es un tipo de fabricación aditiva que funde polvo metálico en vacío por la acción de un haz de electrones. El proceso EBM fabrica añadiendo el material por capas, es decir, el polvo metálico (con tamaño de partícula entre 45 y 100 micras) es repartido en una fina capa sobre el área de trabajo. El haz de electrones funde el polvo metálico selectivamente siguiendo exactamente el patrón de la sección geométrica de la pieza para cada capa. Estos dos pasos se repiten hasta que la pieza se ha fabricado. El espesor de capa puede variar entre 50 (alta calidad), 100 y 200 μm (alta productividad). La mayor ventaja de esta técnica, en comparación con otras, es su habilidad para fabricar biomateriales con poros interconectados con celdas unitarias predeterminadas. Esto conlleva la posibilidad de combinar diseños de celdas unitarias, lo que aporta muchas oportunidades para diseñar implantes ortopédicos óptimos. [G. Campoli, et al., 2013]

En cada capa del proceso de fabricación, el haz de electrones realiza un precalentamiento del área de trabajo para elevar la temperatura (específica para cada aleación) antes de fundir el polvo. Como resultado, las piezas obtenidas por EBM no tienen tensiones residuales ni sufren distorsión al enfriarse.

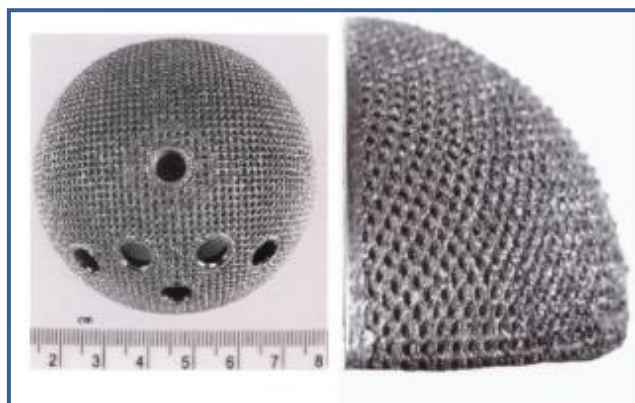


Figura 5. Componente acetabular con estructura porosa de Ti6Al4V fabricada por EBM.

1.3 Objetivos

El tejido óseo es un ejemplo representativo de la problemática planteada. Los huesos son susceptibles a daños significativos causados por fracturas, tumores femorales, osteoporosis, entre otros. Si bien es cierto que los huesos humanos tienen ciertas propiedades auto-regenerativas, existen condiciones en las cuales estas propiedades no son suficientes para lograr la restauración del tejido dañado. Tal es el caso de la disminución de actividad celular endógena debido a tratamientos químicos para combatir el cáncer. Pero quizás la condición más común sea la ocurrencia de fracturas de gran tamaño, en donde el cuerpo no tiene la capacidad de seguir los procesos de reparación normales vía osificación endocondral y crea lo que se denomina fractura de no unión. [Barreto Álvarez, José F. 2009]

En estos últimos años, se han comenzado a implantar en Europa componentes protésicos de cadera que contienen zonas porosas en su geometría. Su aplicación no sólo supone una ventaja aplicable a implantes estandarizados, sino que también permite idear diseños más innovadores que puedan abordar con mayores perspectivas de éxito determinados casos con muy malas expectativas, como por ejemplo la mala calidad del hueso del paciente, mediante la fabricación de implantes a medida personalizados al paciente. En estos casos con peores perspectivas, por las pésimas posibilidades de fijación mecánica, tendría mayor importancia la fijación biológica, por lo que el diseño de dichos implantes debería propiciar la aplicación combinada del uso de biomateriales y procesos usados en la ingeniería de tejidos.

La arquitectura porosa del implante aporta la continuidad necesaria para fomentar su vascularización y osteointegración, generando un soporte estable y menos rígido que los convencionales, evitando así la resorción ósea en la zona implantada. Otra característica

diferenciadora es la ausencia de necesidad de cemento óseo para su fijación, ya que la regeneración de tejidos en el interior de la estructura produce un anclaje biológico.

La utilización de estas estructuras porosas de aleación de titanio Ti6Al4V en humanos se encuentra actualmente en fase de investigación, estando su uso actual vinculado a la fabricación y obtención de algunas de las componentes de las prótesis de cadera mediante fusión por haz de electrones (EBM), por un lado la componentes acetabular que sustituye la parte de la articulación de la cadera unida a la pelvis, y por otro la componente femoral que se inserte en el fémur.

Por lo tanto, el principal objetivo de este TFM es la caracterización por el método de los elementos finitos y mediante ensayos de compresión de estructuras porosas de titanio, fabricadas por “Electron Beam Melting (EBM)”, de tipo cúbicas y giroides, así como comparar la influencia de la porosidad y diseño de las estructuras en el comportamiento a compresión de las mismas, las cuales están orientadas a la regeneración de defectos óseos.

1.4 Estructura

Con el propósito de conseguir los fines marcados en este TFM, se ha establecido la siguiente estructura:

- El Capítulo 1 consta de una introducción general que abarca los antecedentes, objetivos principales de este trabajo de fin de Máster, así como las principales generalidades acerca de los huesos y conceptos adicionales necesarios para la compresión de este TFM, como algunas de las afecciones óseas más comunes en los seres humanos.
- En el Capítulo 2 se expondrá el estudio de las distintas estructuras a analizar. Se explicará el procedimiento de los ensayos mecánicos de compresión realizados a cada estructura, además del posterior análisis computacional para la determinación de las propiedades mecánicas de las estructuras y la validación de los resultados obtenidos en los ensayos experimentales.
- El Capítulo 3 recogerá los resultados obtenidos así como la discusión de los mismos.
- Por último el Capítulo 4 se presentarán las conclusiones de este TFM, y además, se propondrán futuras líneas de investigación que podrían surgir a partir de este proyecto.
- Este documento contará con un Anexo, en el que se incluirá información relevante relacionada con este trabajo de fin de máster.

CAPÍTULO 2: MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Introducción

En este capítulo se expondrá la caracterización de las diferentes estructuras porosas cúbicas que se han realizado variando su porosidad, mediante ensayos experimentales y posteriormente computacionales. Se presentará el procedimiento llevado a cabo para el modelado y simulación de las mismas, y se estudiará mediante el método de los elementos finitos el comportamiento mecánico de las estructuras mencionadas, la deformación y los mecanismos de fallo de las mismas, exponiendo los resultados y los cálculos obtenidos. Se llevará a cabo una simulación con el método de los elementos finitos, considerando un modelo isótropo-lineal.

2.2 Ensayos experimentales

2.2.1 Preparación de las muestras

Los seis tipos de estructuras a estudiar están destinadas a diferentes aplicaciones, tienen distinta porosidad, forma y tamaño. Antes de ensayar las distintas estructuras, se realizaron una serie de mediciones de las mismas. Con la ayuda de un calibre digital, se tomaron los datos necesarios de altura, anchura y longitud de la probeta. Con respecto, a la medición de la masa de la probeta, se utilizó una báscula de alta precisión (10-2 g), situada en el Laboratorio de Nanomateriales de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, lo que permitió finalmente obtener la densidad y la porosidad de las muestras.

Las características de los especímenes se muestran en la *Tabla 1*. Todas las muestras fueron fabricadas mediante EBM por el ITC (Instituto Tecnológico de Canarias) y sus dimensiones se han establecido según la norma ISO 13314 para los ensayos mecánicos de metales.

Tabla 1. Características de las muestras

Muestra	Altura (mm)	Diámetro (mm)	Peso (g)	Poro diagonal (mm)	Diámetro de barra (mm)	Volumen aparente (cm ³)	Densidad aparente (g/cm ³)	Porosidad (%)
Cube 70	29	27.30	19.092	2.627	1.554	16.974	1.125	74.836
Cube 80	28.92	27.32	12.624	2.990	1.179	16.954	0.745	83.341

Cube 90	29	26.98	6.768	3.296	0.871	16.578	0.408	90.867
Cross 70	29	28	18.008	1.957	1.025	17.86	1.008	77.439
Cross 80	29	28	11.978	2.082	0.921	17.86	0.671	84.994
Giroide	17	18	3.092	1.078	0.678	4.33	0.719	84.010

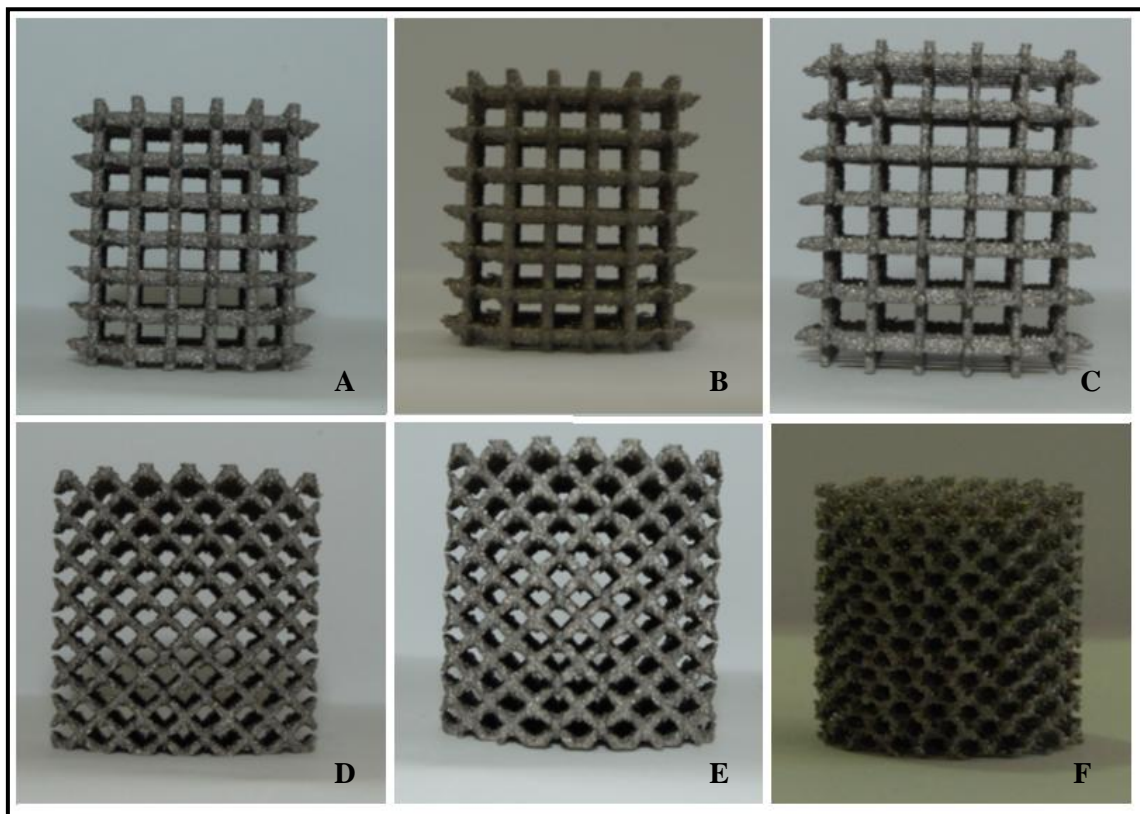


Figura 6. Imágenes de las estructuras porosas que se estudiaron; **A)** Cube 70, **B)** Cube 80, **C)** Cube 90, **D)** Cross 80, **E)** Cross 70 y **F)** Giroide (Teltis 900).

2.2.1 Obtención de datos experimentales

Se llevaron a cabo ensayos de compresión simple hasta la rotura de las diferentes estructuras diseñadas, con el fin de obtener el valor del módulo de Young de cada una.

Se realizaron cinco ensayos de cada tipo de estructura y se calculó posteriormente la media de los resultados obtenidos.

Para la realización de los ensayos mecánicos estáticos, se empleó la maquinaria disponible en el Laboratorio de Materiales de la Escuela de Ingenierías Industriales y Civiles, la cual presenta una capacidad de carga de 200 kN, una célula de carga tipo Z con una precisión del 0.3% y un sensor de recorrido con una precisión del 0.1%, una resolución de 1µm y el permite un desplazamiento máximo de ± 2.5 mm.



Figura 7. Maquinaria empleada para la realización de los ensayos de compresión de las estructuras porosas.

Las muestras se colocaron entre la parte fija, para la cual se utilizó una pieza maciza, y el cilindro móvil de la máquina, el cual se encarga de repartir la carga uniformemente sobre toda la superficie superior de la estructura, ya que se persigue efectuar un ensayo de compresión simple. Con el fin de controlar el desplazamiento, no más allá del colapso de la estructura, se colocó un sensor de control de desplazamiento en la parte móvil de la máquina. Para los ensayos se estableció una velocidad de aplicación de carga de 0.5 mm/min, de acuerdo con la normativa ASTM E9-09 “Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature”.

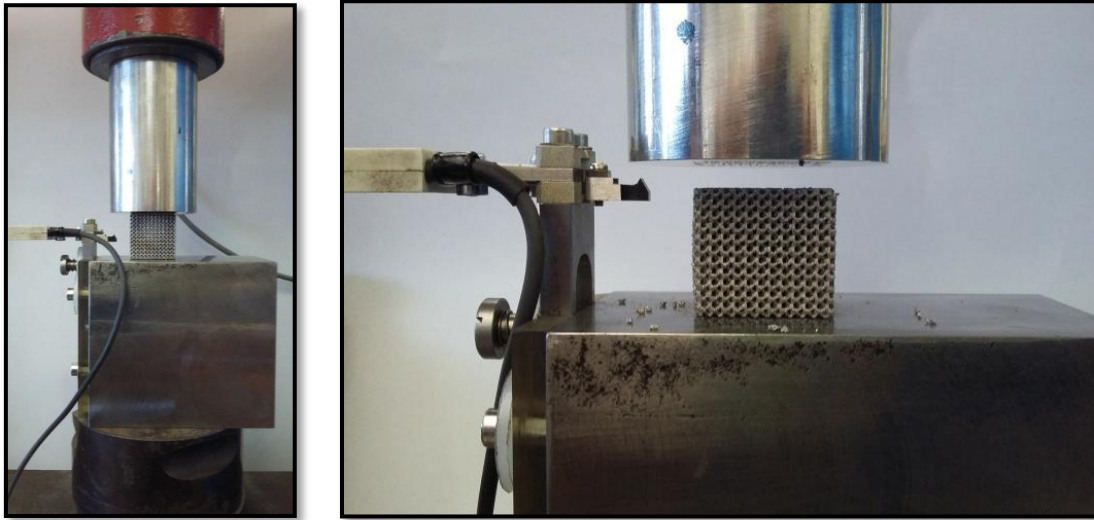


Figura 8. Preparación del ensayo de compresión.

Como se ha comentado anteriormente, el ensayo termina con el colapso de la estructura porosa.

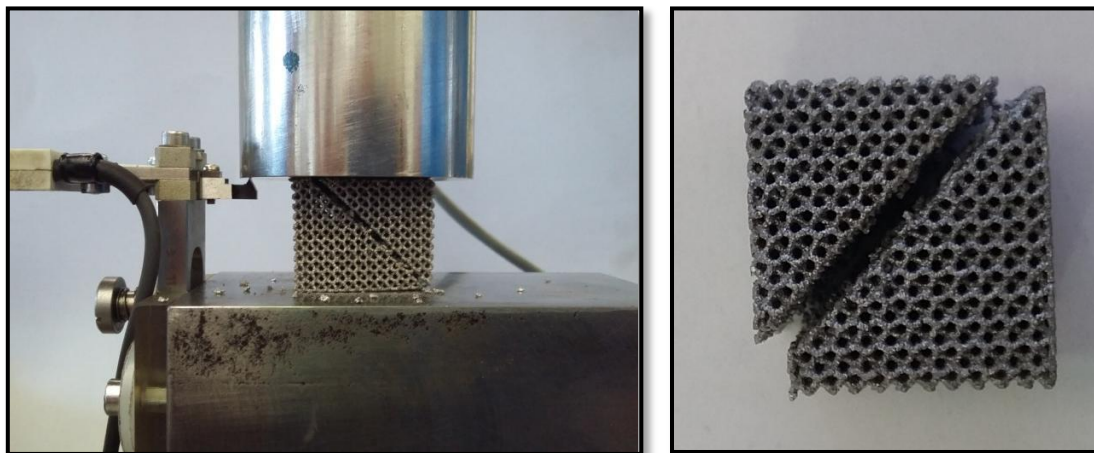


Figura 9. Colapso de la estructura porosa.

Mediante las curvas “fuerza-desplazamiento” obtenidas para las distintas estructuras se pueden obtener distintas características mecánicas de las muestras como lo son el límite de rotura y el módulo elástico. El límite de rotura se calculó aplicando la siguiente ecuación:

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{F_{m\acute{a}x}}{A} \quad (2.1)$$

donde $F_{m\acute{a}x}$ y A son la fuerza de rotura y el área de la estructura, respectivamente. Sin embargo el módulo elástico viene dado por la pendiente de la recta obtenida en la curva “fuerza-desplazamiento”. Se debe tener en cuenta que el módulo de elasticidad de

la estructura no será el mismo que el de la aleación Ti6Al4V que la forma, ya que vendrá determinado por la porosidad y la geometría de la estructura, que disminuyen la rigidez, por lo que también lo hará el módulo elástico.

2.3 Ensayos computacionales

2.3.1 Modelado en 3D de las estructuras porosas

El proceso de modelado de las estructuras porosas se inició generando las celdas unitarias mediante el software K3Dsurf (<http://k3dsurf.sourceforge.net>), el cual permite crear superficies y formas 3D a través de fórmulas y expresiones matemáticas. Utilizando este software generamos los archivos CAD que describen las superficies de nuestras arquitecturas porosas. Sin embargo, este programa únicamente permite la creación de un número limitado de celdas, por lo que para escalar nuestras estructuras a las dimensiones deseadas fueron importadas al software 3D Studio Max (Autodesk, Inc., United States).

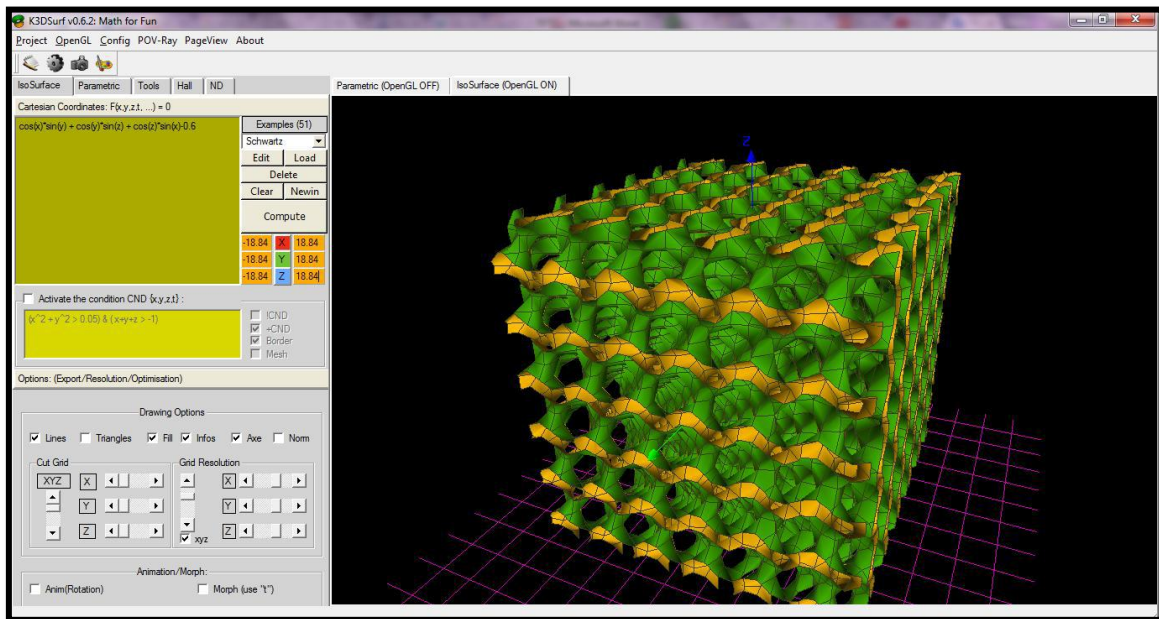


Figura 10. Diseño de una estructura porosa en el software K3DSURF.

Se utilizó el software Simpleware LTD., concretamente los módulos “+CAD” y “ScanIP”, para crear el modelo EF que se exporta posteriormente al software ABAQUS (Dassault Systèmes Simulia Corp., Suresnes Frances) para realizar el análisis de elementos finitos (AEF). Las características de las mallas creadas están recogidas en el Anexo de este documento.

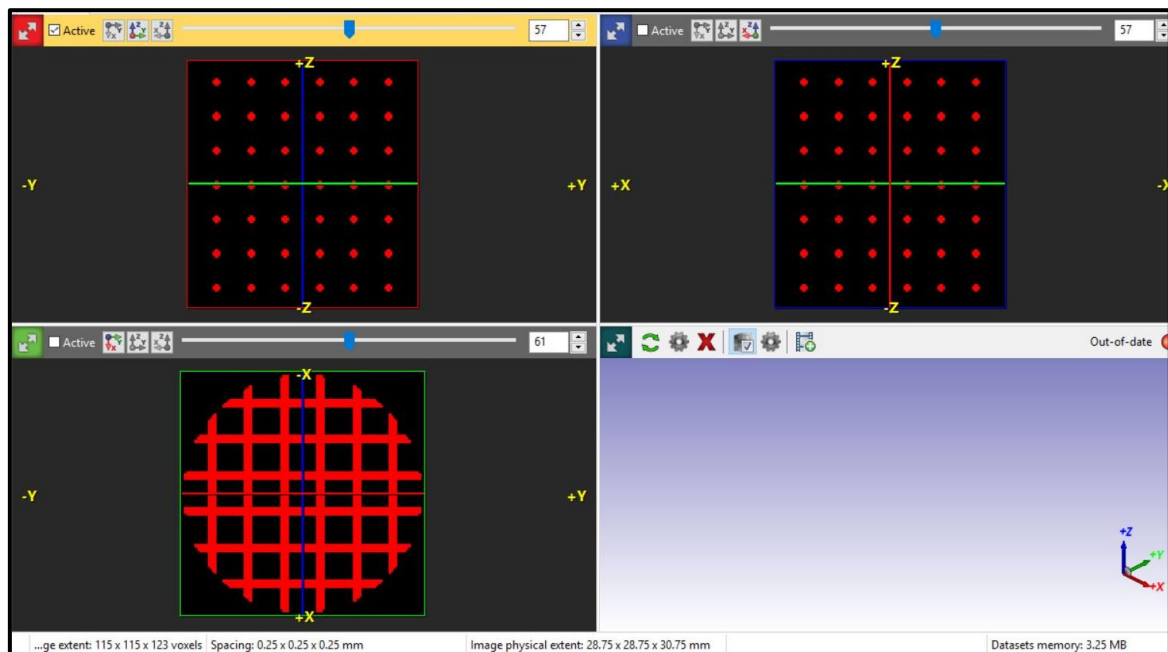


Figura 11. Creación del modelo de elementos finitos mediante el software Simpleware LDT.

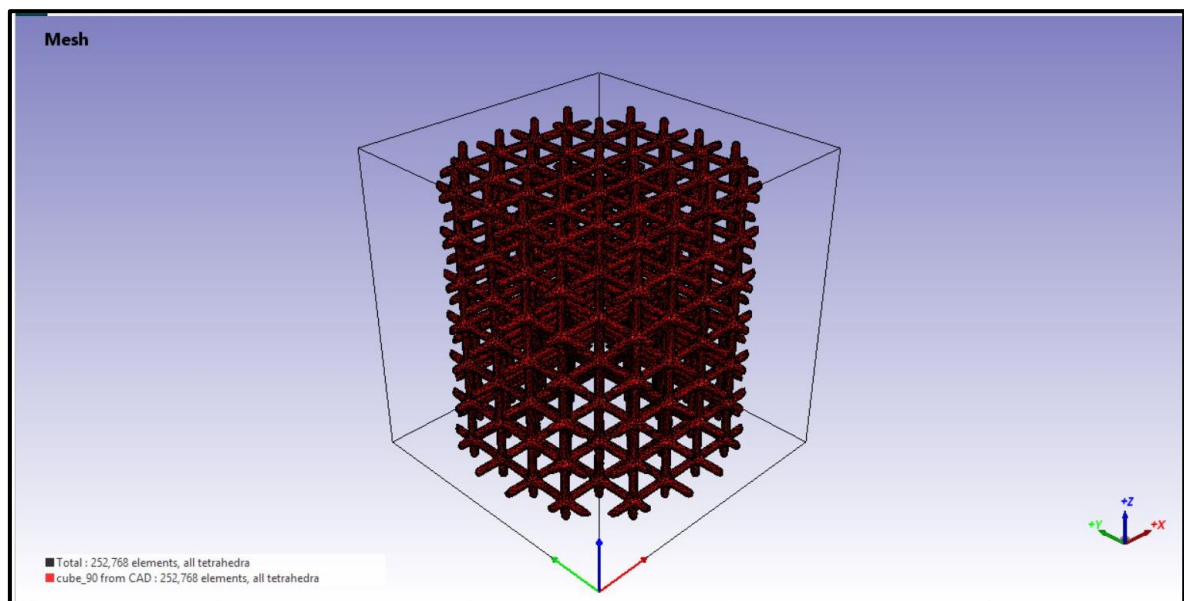


Figura 12. Modelo de elementos finitos de la estructura porosa.

2.3.2 Estudio mecánico mediante el Método de los Elementos Finitos

Una vez creada la malla, cuyas características se adjuntan en el Anexo, se importó el modelo EF al software ABAQUS FEA, que es un conjunto de programas informáticos

(product suite) de simulación que aplica el método de los elementos finitos para realizar cálculos estructurales estáticos lineales y no lineales, dinámicos incluyendo simulación de impactos, problemas de contacto de sólidos, térmicos, acoplamiento acústico-estructurales, mecánica de fluidos, piezoeléctricos y otros.

Para definir el material, en nuestro caso la aleación Ti6Al4V, se han considerado propiedades elásticas lineales y comportamiento isotrópico. Se tomaron los valores de densidad de 4.42 g/cm^3 , módulo de elasticidad de 110000 MPa y coeficiente de Poisson de 0.3, propuestos anteriormente por A. Herrera [A. Herrera, et al., 2014]. Estos datos están confirmados por la normativa ASTM E8M-13a , “Standard Test Methods for Tension Testin of Metallic Materials”.

Con el fin de simular un ensayo estático de compresión, se definieron como condiciones de contorno un empotramiento en la cara inferior del modelo, por el cual queda restringido el movimiento en cualquier dirección, y un desplazamiento axial distribuido uniformemente por la cara superior de 1mm, ya que de acuerdo a los ensayos experimentales dichas restricciones generan tensiones a partir de las cuales se puede obtener el módulo elástico del modelo.

Finalmente se realizó el análisis EF general, estático lineal, del cual obtuvimos los datos necesarios para calcular el módulo de elasticidad del modelo.

2.3.3 Cálculo del módulo de elasticidad

Una vez realizada la simulación computacional de la estructura porosa, se realizó el análisis de la respuesta estructural del modelo numérico, así como la interpretación de los resultados aportados por ABAQUS. El módulo elástico se calculó empleando la siguiente ecuación:

$$E = \frac{F_R/A}{\Delta l/l_0} \quad (2.2)$$

donde F_R es la fuerza de reacción de la carga de compresión debido al desplazamiento aplicado, A es el área de la estructura, Δl es el desplazamiento aplicado, y l_0 es la longitud de la estructura.

CAPÍTULO 3: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Resultados experimentales

Los ensayos experimentales de compresión tuvieron como resultado un rango amplio de valores de E (módulo elástico), comprendidos entre 369.5 Mpa y 8284 Mpa (Tabla 2). Estos valores están dentro del rango de valores de E del tejido óseo humano, el cual toma valores de entre 100-1500 Mpa, en el caso del hueso esponjoso, y 12000-18000 Mpa en hueso cortical [A. H. Burstein, et al., 1976] [D. T. Reilly, et al., 1974] [D.T. Reilly, et al., 1975]. Por ello, se asume que esta técnica de fabricación aditiva es adecuada no solo para desarrollar estructuras con propiedades mecánicas similares a las del hueso trabecular, sino también estructuras con propiedades como las del hueso cortical. [L. E. Murr, S. M. Gaytan, et al., 2010]

Los resultados experimentales muestran de manera clara que el aumento de la porosidad, en el mismo tipo de estructuras, tiene como consecuencia la disminución del módulo de elasticidad. De acuerdo a los resultados, se puede concluir que las estructuras más porosas son menos resistentes, ya que obtuvieron menos tensión de rotura que las estructuras que tienen menor porosidad.

Si realizamos una comparación entre los dos tipos de estructuras cúbicas, podemos observar que, para el mismo valor de porosidad, las estructuras cúbicas inclinadas (Cross) tienen valores menores tanto de rigidez, de tensión de rotura, así como de módulo elástico.

Por último, podemos comparar la estructura porosa tipo giroide (Teltis 900) con las cúbicas cuya porosidad está alrededor del 84% (Cube 80 y Cross 80). Se puede ver que la estructura giroide no presenta grandes diferencias con la Cross 80, mientras que la Cube 80 cuenta con propiedades mecánicas de valores superiores.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de las estructuras porosas de Ti6al4V

Muestra	Rigidez (kN/mm)	E (Mpa)	$\sigma_{\text{máx}}$ (Mpa)
Cube 70	167.1 ± 27.03	8284 ± 1351	149.1 ± 2.41
Cube 80	103.2 ± 5.59	5091 ± 274.5	70.25 ± 1.43
Cube 90	33.79 ± 1.51	1714 ± 82.32	19.37 ± 0.34
Cross 70	28.10 ± 0.57	1323 ± 26.96	41.24 ± 0.52
Cross 80	98.42 ± 0.36	369.5 ± 17.02	15.17 ± 0.65
Giroide	6.79 ± 0.33	453.7 ± 21.91	17.01 ± 0.34

3.2 Resultados computacionales

Mediante los análisis FE obtuvimos resultados óptimos de módulos elásticos, los cuales concuerdan satisfactoriamente con los obtenidos de los ensayos experimentales. En la *Tabla 3* podemos observar las diferencias, en porcentajes, de los valores computacionales y experimentales. La media y la desviación típica de estas diferencias son 10.12 ± 8.649 %. Esta desviación típica indica que la diferencia relativa que hay entre los ensayos experimentales y computacionales es similar en cada tipo de estructura.

Las diferencias entre los valores teóricos y experimentales observados no son atribuibles a un solo parámetro, sino a varios de ellos. La rugosidad de la superficie o la variación en el área de las barras producidas al azar en el proceso de fabricación no se encuentran recogidas en el modelo de elementos finitos. Estas irregularidades, que pueden atribuirse a la fusión del polvo de la aleación de titanio a altas temperaturas y a su posterior solidificación por enfriamiento, generan frecuentemente concentradores de tensiones que podrían afectar al comportamiento mecánico, así que las propiedades obtenidas por la simulación son más altas que las obtenidas en los ensayos de compresión [Yáñez Santana, A., et al., 2014] [M. Cronskär, et al., 2013] [S. Van Bael, et al., 2011]. Si los parámetros de fabricación no se ajustan adecuadamente, se pueden generar secciones huecas o de material no fundido correctamente, que podrían reducir las propiedades mecánicas. Además, las irregularidades en la fabricación podrían provocar que las barras no sean perfectamente rectas, lo que tiene como consecuencia una pérdida de rigidez. El tamaño de la muestra se convierte en un factor crítico en el caso de tener dimensiones pequeñas, ya que una barra rota puede provocar el fallo completo de la estructura, debido a la mayor influencia del fenómeno de la inestabilidad elástica [E. Marin, S. Fusi, et al., 2010]. Un tamaño de partículas más pequeño ayudará a mitigar las diferencias entre estos valores. Algunas de estas imperfecciones, inherentes al proceso de fabricación, podrían también mejorarse mediante tratamientos térmicos [B. Gorny, T. Niendorf, et al., 2011] [G. Lütjering, 1998]. Por otro lado, Campoli et al. implementó las irregularidades en el modelo EF obteniendo mejores resultados que los de modelos analíticos [G. Campoli, et al., 2010]. En nuestro caso estas irregulares no han sido implementadas.

Tabla 3. Comparación entre el módulo elástico obtenido por elementos finitos y por ensayos experimentales

Muestra	$E_{\text{Computacional}}$ (Mpa)	$E_{\text{Experimental}}$ (Mpa)	Diferencia (%)
Cube 70	10566.54	8284 ± 1351	21.60
Cube 80	5653.34	5091 ± 274.5	9.95
Cube 90	1873.62	1714 ± 82.32	8.52

Cross 70	1328.36	1323 ± 26.96	0.40
Cross 80	454.22	369.5 ± 17.02	18.65
Giroide	461.14	453.7 ± 21.91	1.61

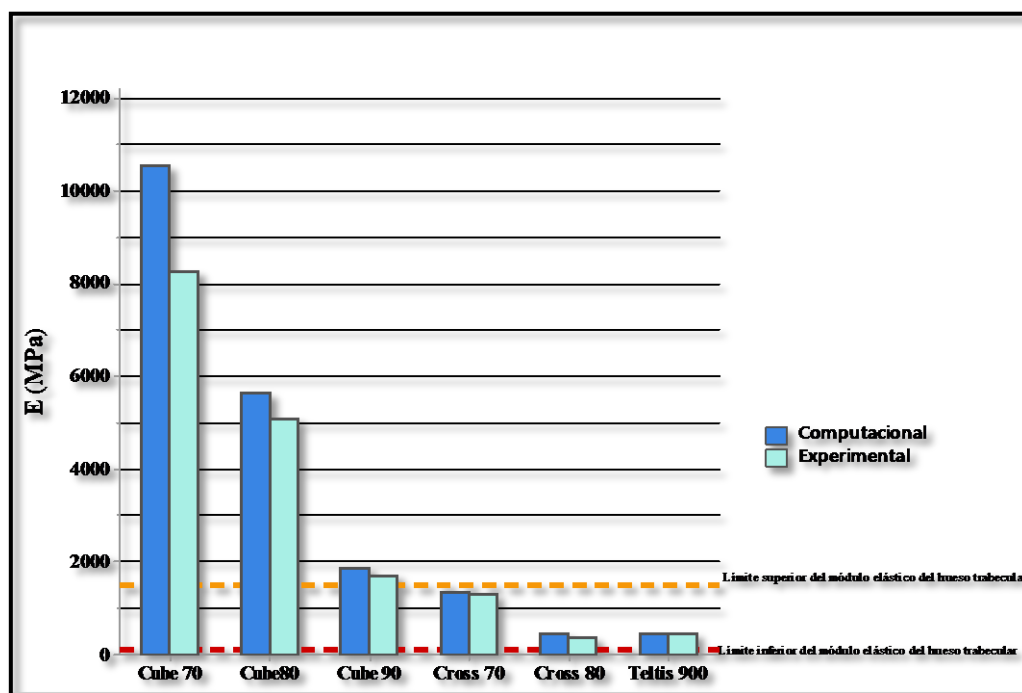


Figura 13. Comparación de los módulos elásticos obtenidos de forma experimental y computacional

Un punto importante de este estudio es la comparación de las estructuras dependiendo de su porosidad. Dentro de un mismo grupo de estructuras, se puede observar que a medida que disminuye el tamaño del poro aumenta el módulo de elasticidad, y la tensión de rotura. Se sabe que las estructuras porosas interconectadas con diámetros de poro entre $100 \mu\text{m}$ y $400 \mu\text{m}$ son necesarios para facilitar la migración celular, el crecimiento del tejido y la vascularización [P. Heintl, L. Müller, et al., 2008] [C. A. van Blitterswijk, et al., 1986] [H. Schliephake, F. W. Neukam, et al., 1991], aunque algunos investigadores también han señalado que se ha producido crecimiento óseo con poros de hasta 2 mm [J. D. Bobyn, R. M. Pilliar, et al., 1980]. Aunque el tamaño de celda de las estructuras estudiadas en este análisis oscila entre 1 mm y $3,2 \text{ mm}$, con el mayor tamaño de poro, que se encuentra lejos del tamaño óptimo de regeneración tisular, se pueden aplicar distintas técnicas para aumentar y facilitar el crecimiento óseo dentro de la estructura. Las modificaciones superficiales como el tratamiento químico húmedo en HCl y NaOH pueden aumentar la osteointegración y el crecimiento del tejido [P. Heintl, L. Müller, et al., 2008]. Además, algunas estrategias

adicionales que incluyen colágeno I y recubrimientos de hidroxiapatita o la inclusión de biopolímeros dentro de la estructura para facilitar las primeras etapas de adhesión celular y la formación de tejido, sin una modificación importante de las propiedades mecánicas que tratan de imitar las del hueso. [J. Parthasarathy, B. Starly, et al., 2010] [M. Alonso, S. Claros, et al., 2008] [S. Piskounova, J. Forsgren, et al., 2009]

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES

4.1 Caracterización experimental y computacional de estructuras porosas

En este TFM se caracterizaron estructuras porosas de distintas tipologías fabricadas por EBM mediante análisis EF, y posteriormente se llevó a cabo la validación con ensayos experimentales.

Podemos concluir que los resultados obtenidos son satisfactorios, ya que las diferencias entre los valores computacionales resultantes y los experimentales son pequeñas. Las posibles causas de estas diferencias se han discutido anteriormente en este estudio. El hecho de que estas diferencias sean tan bajas ofrece la posibilidad de diseñar implantes ortopédicos óptimos usando modelos computacionales, sin necesidad de fabricar componentes reales para realizar ensayos experimentales y verificar sus propiedades. Por ello, se considera una solución económica, rápida y personalizada para cada paciente. Además podemos diseñar el tipo de estructura que mejor se adapte a las necesidades del hueso del paciente, de acuerdo con las exigencias mecánicas que experimentará la articulación. [Yáñez Santana, A., et al., 2014]

En cuanto a las propiedades mecánicas de las estructuras estudiadas, podemos extraer como conclusión que el aumento de porosidad conlleva una disminución del valor del módulo de elasticidad, así como el límite de rotura. Así mismo, podemos afirmar que, para un valor de porosidad similar, las estructuras tipo cúbicas, sin inclinación en sus barras, presentan mayor módulo elástico y tensión de rotura que las cúbicas con barras inclinadas y giroides.

4.2 Futuras líneas de investigación

Además de lo realizado en este TFM, también sería necesario llevar a cabo ensayos de fatiga, estudiar otros tipos de estructuras, realizar estudios de modelos de implantes con estos tipos de estructura estudiadas y realizar modificaciones superficiales o rellenar los espacios vacíos de los poros con polímeros biodegradables o biocerámicas para así conseguir el tamaño de poro óptimo y mejorar el crecimiento celular. [Yáñez Santana, A., et al., 2014]

Con el fin de optimizar el diseño de prótesis porosas, y aprovechando el potencial del software ABAQUS, se pueden introducir en los análisis computacionales mayor número de variables, caracterización del hueso como material ortótropo, modelos poroelásticos o estudios de evolución del colapso de la estructura.

REFERENCIAS

- [1] A.H. Burstein, D.T. Reilly, M. Martens, Aging of bone tissue: mechanical properties, *J. Bone Joint Surg. Am.* 58 (1976) 82–86.
- [2] A. Herrera, A. Yáñez, O. Martel, H. Afonso, D. Monopoli, Computational study and experimental validation of porous structures fabricated by electron beam melting: A challenge to avoid stress shielding, 2014.
- [3] Abel Coll Sans, Mejora de la calidad de mallas para elementos finitos, 2003.
- [4] Álvarez Barreto, José F., Regeneración ósea a través de la Ingeniería de tejidos: una introducción, *RET. Revista de Estudios Transdisciplinarios*, vol. 1, núm. 2, 2009.
- [5] Andrés Díaz Lantada, *Microsystems for Enhanced Control of Cell Behavior. Fundamentals, Design and Manufacturing Strategies, Applications and Challenges*, 2016.
- [6] B. Gorny, T. Niendorf, J. Lackmann, M. Thoene, T. Troester, H.J. Maier, In situ characterization of the deformation and failure behavior of non-stochastic porous structures processed by selective laser melting, *Mater. Sci. Eng. A* 528 (2011) 7962–7967.
- [7] Baron R. Anatomy and ultrastructure of bone. In: Favus MJ (ed) *Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism*. New York, NY: Raven, 2003.
- [8] Bo, Y., Fangxin, Z., Gang, S., Guirong, Z., Linxi, Z. & Quanzhan, Y. (2014). Additive Manufacturing Technologies of Porous Metal Implants. *China Foundry* 11, 4.
- [9] C.A. van Blitterswijk, J.J. Grote, W. Kuijpers, W.T. Daems, K. de Groot, Macropore tissue ingrowth: a quantitative and qualitative study on hydroxyapatite ceramic, *Biomaterials* 7 (1986) 137–143.
- [10] G. Campoli, M.S. Borleffs, S. Amin Yavari, R. Wauthle, H. Weinans, A.A. Zadpoor, Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing, *Mater. Des.* 49 (2013) 957–965.
- [11] G. Lütjering, Influence of processing on microstructure and mechanical properties of ($\alpha + \beta$) titanium alloys, *Mater. Sci. Eng. A* 243 (1998) 32–45.
- [12] D.T. Reilly, A.H. Burstein, The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, *J. Biomech.* 8 (1975) 393–405.
- [13] D.T. Reilly, A.H. Burstein, V.H. Frankel, The elastic modulus for bone, *J. Biomech.* 7 (1974) 271–275.
- [14] Dámaso, S., Fernández, C., González-Carreró, M. & Reques, P. Remodelación ósea, 2014.
- [15] E. Marin, S. Fusi, M. Pressacco, L. Paussa, L. Fedrizzi, Characterization of cellular solids in Ti6Al4V for orthopaedic implant applications: trabecular titanium, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 3 (2010) 373–381.

- [16] Giménez, S. (2011). La Osteoporosis. Medicina 21: Ciencia, medicina, salud y paciente. Proyecto WMC. Recuperado de http://www.medicina21.com/Articulos-V17-La_Osteoporosis.html
- [17] H. Schliephake, F.W. Neukam, D. Klosa, Influence of pore dimensions on bone ingrowth into porous hydroxylapatite blocks used as bone graft substitutes. A histometric study, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 20 (1991) 53–58.
- [18] Hanumantha Rao Balaji Raghavendran, Subramaniam Puvaneswary, Sepehr Talebian, Malliga Raman Murali, Sangeetha Vasudevaraj Naveen, G. Krishnamurthy, Robert McKean, Tunku Kamarul. A Comparative Study on In Vitro Osteogenic Priming Potential of Electron Spun Scaffold PLLA/HA/Col, PLLA/HA, and PLLA/Col for Tissue Engineering Application, 2014.
- [19] J.D. Bobyn, R.M. Pilliar, H.U. Cameron, G.C. Weatherly, The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone, *Clin. Orthop.* 150 (1980) 263–270.
- [20] J. Parthasarathy, B. Starly, S. Raman, A. Christensen, Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM), *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 3 (2010) 249–259.
- [21] Klawitter J., Hulbert F. Application of porous ceramics for the attachment of load bearing orthopaedic applications. *J Biomed Mater Res* 1971; 2: 161-229
- [22] L.E. Murr, S.M. Gaytan, F. Medina, H. Lopez, E. Martinez, B.I. Machado, D.H. Hernandez, L. Martinez, M.I. Lopez, R.B. Wicker, J. Bracke, Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex cellular and functional mesh arrays, *Philos. Trans. R. Soc.* 368 (2010) 1999–2032.
- [23] M. Alonso, S. Claros, J. Becerra, J.A. Andrades, The effect of type I collagen on osteochondrogenic differentiation in adipose-derived stromal cells in vivo, *Cytotherapy* 10 (2008) 597–610.
- [24] M. Cronskär, L. Rännar, M. Bäckström, Production of customized hip stem prostheses — a comparison between conventional machining and electron beam melting (EBM), *Rapid Prototyp. J.* 19 (2013) 365–372.
- [25] P. Heintl, L. Müller, C. Körner, R.F. Singer, F.A. Müller, Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting, *Acta Biomater.* 4 (2008) 1536–1544.
- [26] Palmquist, A., Emanuelsson, L., Browne M., Thomsen P. (2013) Long-term biocompatibility and osseointegration of electron beam melted, free-form-fabricated solid and porous titanium alloy: experimental studies in sheep. *J Biomater Appl.* 1003-16
- [27] Parthasarathy, J., Starly, B., Raman, S., Christensen, A. (2009). Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*

- [28] Revista de Metalurgia, 49, Fabricación y caracterización de aleaciones porosas de Ti y Ti6Al4V producidas mediante sinterización con espaciador, 2013.
- [29] Saltzman, M. W. (2000). Cell Interactions with Polymers. En R. Lanza, R. Langer & J. Vacanti (Eds.), Principles of Tissue Engineering (2 ed., pp. 221). San Diego: Academic Press.
- [30] S. Piskounova, J. Forsgren, U. Brohede, H. Engqvist, M. Strømme, In vitro characterization of bioactive titanium dioxide/hydroxyapatite surfaces functionalized with BMP-2, J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater. 91 (2009) 780–787.
- [31] S. Van Bael, G. Kerckhofs, M. Moesen, G. Pyka, J. Schrooten, J.P. Kruth, Micro-CTbased improvement of geometrical and mechanical controllability of selective laser melted Ti6Al4V porous structures, Mater. Sci. Eng. A 528 (2011) 7423–7431.
- [32] Vacanti, J. P., Langer, R., Upton, J., y Marler, J. J. (1998). Transplantation of cells in matrices for tissue regeneration. Adv Drug Deliv Rev, 33(1-2), 165-182.
- [33] Wake, M.C., Patrick, C.W., Mikos, A.G. (1994). Pore morphology effects on the fibrovascular tissue growth in porous polymer substrates. Cell Transplant 3, 339-343
- [34] Wieding, J., Wolf, A., Bader, R. (2014). Numerical optimization of open porous bone scaffold structures to match the elastic properties of human cortical bone. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 37, 56-68
- [35] Yang, S., Leong, K.F., Du, Z., Chua, C.K. (2001). The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part I. Traditional factors. Tissue Eng. 6, 679-89
- [36] Yun Shen, Zi-Ming Zhang, Sheng-Dan Jiang, Lei-Sheng Jiang and Li-Yang Dai. Postmenopausal women with osteoarthritis and osteoporosis show different ultrastructural characteristics of trabecular bone of the femoral head, 2009.

ANEXO

A 1.1 Método de los Elementos Finitos

El método de los elementos finitos (MEF) permite resolver estructuras de geometrías y estados de carga complejos, lo cual lo convierte en una herramienta muy potente y de extremada utilidad en todos los campos de la ingeniería. Los resultados presentados son una aproximación del comportamiento real de la estructura y depende de numerosos factores, por lo que siempre se deberán validar los resultados empíricamente.

El método resuelve el problema mediante la discretización del dominio en un conjunto de elementos, conformando la malla del modelo. Los elementos pueden ser bidimensionales o tridimensionales, estando cada uno caracterizado por el material y por un estado tensional propio. Los elementos de la malla se conectan entre sí por unos puntos denominados nodos, los cuales tienen asociados una función generalmente polinómica, aumentando la precisión conforme lo hace el grado del mismo. Las deformaciones de cada elemento se expresan en función de los desplazamientos de los nodos mediante las ecuaciones de compatibilidad. Relacionando las tensiones en los elementos con las deformaciones por las ecuaciones de comportamiento de los materiales e imponiendo al sistema las condiciones de equilibrio mecánico estático se obtiene un sistema de ecuaciones que tiene por incógnitas los desplazamientos de los nodos. Resolviendo el sistema se puede obtener por tanto las deformaciones y las tensiones en los elementos de la malla.

A 1.2 Mallado

En el Método de los Elementos Finitos, la generación de mallas es una tarea básica y con frecuencia extraordinariamente laboriosa. La geometría de la malla es uno de los factores que influyen en la precisión del resultado. Por un lado, el error de las soluciones obtenidas mediante el MEF depende del tamaño de los elementos. Por otro lado, para la mayoría de problemas la presencia de elementos distorsionados disminuye la precisión de la solución. [Abel Coll, 2003]

Las características de las mallas utilizadas en los modelos de Elementos Finitos de las estructuras analizadas vienen recogidas en la siguiente tabla:

Estructura	Tipo de elementos	Nº de elementos	Nº de nodos
Cube 70	Tetraédricos	130518	34724
Cube 80	Tetraédricos	117925	32779

Cube 90	Tetraédricos	133534	38704
Cross 70	Tetraédricos	132339	43984
Cross 80	Tetraédricos	194459	64764
Giroide	Tetraédricos	445295	134704

A 1.3 Resultados de los ensayos experimentales

Dado que de cada tipo de estructuras se han ensayado varias probetas, se puede analizar la calidad de la fabricación, teniendo en cuenta la divergencia de los resultados obtenidos para cada una. Los resultados de cada tipo de estructura se pueden observar en las siguientes tablas:

Tipo	Muestra	Rigidez (kN/mm)	E (Mpa)	$\sigma_{\text{máx}}$ (Mpa)
Cube 70	M1	163.700	8051.1	146.1
	M2	176.560	8942.8	151.6
	M3	123.270	6062.7	150.0
	M4	176.690	8818.2	150.8
	M5	195.520	9546.3	147.1

Tipo	Muestra	Rigidez (kN/mm)	E (Mpa)	$\sigma_{\text{máx}}$ (Mpa)
Cube 80	M1	101.17	4905.6	68.3
	M2	103.23	5152.0	72.3
	M3	100.57	4984.6	69.9
	M4	98.326	4871.4	70.2
	M5	112.69	5542.3	70.5

Tipo	Muestra	Rigidez (kN/mm)	E (Mpa)	$\sigma_{\text{máx}}$ (Mpa)
Cube 90	M1	32.205	1631.2	19.8
	M2	33.121	1677.6	19.4
	M3	32.954	1681.6	18.9
	M4	35.907	1845.9	19.6
	M5	34.773	1735.5	19.2

Tipo	Muestra	Rigidez (kN/mm)	E (Mpa)	$\sigma_{\text{máx}}$ (Mpa)
Cross 70	M1	27.553	1297.7	41.0
	M2	28.792	1356.0	41.2
	M3	27.711	1305.1	40.8
	M4	28.332	1334.3	42.0

Tipo	Muestra	Rigidez (kN/mm)	E (Mpa)	$\sigma_{\text{máx}}$ (Mpa)
Cross 80	M1	8.1986	386.1	14.7
	M2	8.5893	404.5	15.3
	M3	8.6637	408.0	15.9
	M4	8.7510	412.1	15.6
	M5	7.8948	371.8	14.3

Tipo	Muestra	Rigidez (kN/mm)	E (Mpa)	$\sigma_{\text{máx}}$ (Mpa)
Giroide	M1	6.5121	435.0	16.9
	M2	7.1016	474.4	16.8
	M3	7.1641	478.6	17.6
	M4	6.7214	449.0	17.1
	M5	6.4566	431.3	16.7