

Análisis biomecánico de estructuras porosas de titanio orientadas a la reconstrucción de defectos óseos

Alejandro Yáñez Santana¹, Alberto Cuadrado Hernández¹, Oscar Martel Fuentes¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, alejandro.yanez@ulpgc.es, alberto.cuadrado@ulpgc.es, oscar.martel@ulpgc.es

En los últimos años, han salido al mercado nuevas tecnologías de fabricación, conocidas como fabricación aditiva que, a partir de polvos de distintos materiales, consiguen fabricar piezas con un procedimiento de fusión controlada capa a capa y consolidación del material. Una de estas tecnologías es la denominada fusión por haz de electrones, en inglés Electron Beam Melting (EBM). Esta técnica ha madurado lo suficiente como para poder permitir trabajar con aleaciones de titanio implantables, de manera fiable y repetitiva. Esto ha hecho viable la fabricación de geometrías porosas en titanio, las cuales suponen una solución ideal para las reconstrucciones óseas. También se pueden adaptar a las necesidades de fabricación especial de implantes a medida. En la tecnología EBM se utiliza la aleación Ti-6Al-4V. El uso del material metálico altamente poroso constituye el gran elemento diferenciador, pues mediante continuidad del poro se intenta fomentar una paulatina invasión de tejido vascular y óseo en las estructuras metálicas de soporte, propiciando el crecimiento tisular. A través de diversas tipologías y de diferentes parámetros geométricos, se puede modificar variables determinantes para el éxito del implante poroso (densidad, porosidad, tamaño de poro, rigidez, etc). Una menor rigidez de la prótesis porosa o implante, en relación al implante macizo, mitiga el efecto del apantallamiento de tensiones que puede aparecer en el lugar de la inserción del implante, asegurando con ello la estabilidad primaria o mecánica. Cuanto más se aproxime la rigidez del implante a la del hueso al cual se sustituye, mayor será la estabilidad y la probabilidad de éxito a largo plazo. Por otro lado, la porosidad permite una paulatina regeneración interna del tejido óseo, gracias a la vascularización, integrando el implante con el hueso, lo que permite asegurar la estabilidad secundaria o biológica. En este estudio, se diseñaron, se fabricaron y se analizaron, por medio de ensayos mecánicos de compresión así como con análisis por elementos finitos, diferentes tipos de estructuras comprobándose su aplicabilidad en la utilización como “scaffolds” en la reconstrucción de grandes defectos óseos.

1. Introducción

La reconstrucción de grandes defectos óseos, debidos a tumores u otras patologías, supone un reto de la medicina traumatológica e ingeniería biomédica [1]. En los últimos años, han surgido tecnologías por fabricación aditiva, que permiten la obtención de implantes a medida. Son muchas las investigaciones orientadas a la búsqueda de andamios (scaffolds) que cumplan con las funciones biomecánicas del hueso, sin embargo, quedan muchos aspectos por estudiar para optimizar estos scaffolds, tanto desde un punto de vista biomecánico como biológico. Para este tipo de scaffolds, el material más utilizado es la aleación de Ti-6Al-4V. Las dos técnicas más utilizadas en estos casos son la fusión por haz de electrones, en inglés Electron Beam Melting (EBM), y la fusión por láser [2]. Con ambas tecnologías se puede obtener material metálico altamente poroso constituyendo el gran elemento diferenciador, pues mediante continuidad del poro se intenta fomentar una paulatina invasión de tejido vascular y óseo en las estructuras metálicas de soporte, propiciando el crecimiento tisular. Una menor rigidez de la prótesis porosa o implante, en relación al implante macizo, mitiga el efecto del apantallamiento de tensiones que puede aparecer en el lugar de la inserción del implante, asegurando con ello la estabilidad primaria o mecánica [3]. Cuanto más se aproxime la rigidez del implante a la del hueso al cual se sustituye, mayor será la estabilidad y la

probabilidad de éxito a largo plazo. Por otro lado, la porosidad permite una paulatina regeneración interna del tejido óseo, gracias a la vascularización, integrando el implante con el hueso, lo que permite asegurar la estabilidad secundaria o biológica. En la bibliografía científica existe una amplia variedad de tipos de estructuras que pueden cumplir los objetivos. Dentro de este tipo de estructuras cabe destacar las cúbicas, las diamante, las romboédricas, o incluso las denominadas giroides [4,5].

El objetivo de este estudio es mostrar una comparativa de las características mecánicas de diferentes estructuras porosas de titanio obtenidas con la tecnología de EBM y orientadas a la reconstrucción de grandes defectos óseos. Para ello se llevaron a cabo ensayos experimentales así como análisis por elementos finitos.

2. Materiales y métodos

2.1. Diseño y fabricación de los scaffolds

Se diseñaron siete tipos de estructuras porosas (Figura 1 y Figura 2): giroide normal, giroide deformada, giroide doblemente deformada, giroide deformada reforzada, cúbicas, cúbicas centrada en el cuerpo (BCC) y cúbica cruzada. El software empleado fue 3D Studio Max (Autodesk, Inc., United States), con el que se obtuvieron los ficheros .stl correspondientes. Las estructuras cruzadas son realmente como las estructuras cúbicas pero fabricadas a 45° en un plano (Figura 2). Las estructuras porosas fueron obtenidas con la tecnología EBM desarrollada por la empresa Arcam AB (Krokslätts Fabriker 27A, SE-43137 Mölndal, Swede). El procedimiento de fabricación es el de fusión por haz de electrones capa a capa utilizando como materia prima polvos de la aleación de titanio Ti-6Al-4V. En la mayoría de los casos el espesor de las barras se aproximó a los 0,65 mm.

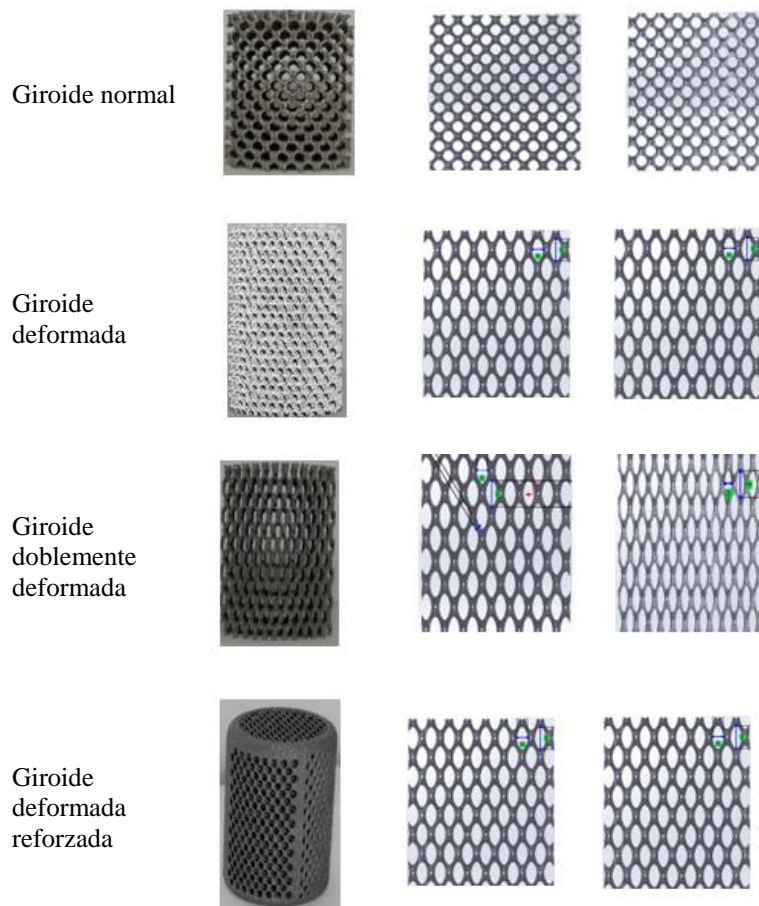


Figura 1: Estructuras porosas tipo giroides.

Para obtener la densidad aparente se midieron las estructuras, obteniéndose el volumen aparente, y se pesaron en una balanza de precisión ($50 \text{ g} \pm 0.01 \text{ g}$). Todas las mediciones se llevaron a cabo a temperatura ambiente ($20 \pm 2^\circ \text{ C}$). La porosidad P se calculó siguiendo la ecuación 1.

$$P = (1 - \rho / \rho_0) 100\% \quad (1)$$

Donde ρ es la densidad aparente y ρ_0 es la densidad de la aleación de titanio ($4,42 \text{ g/cm}^3$)

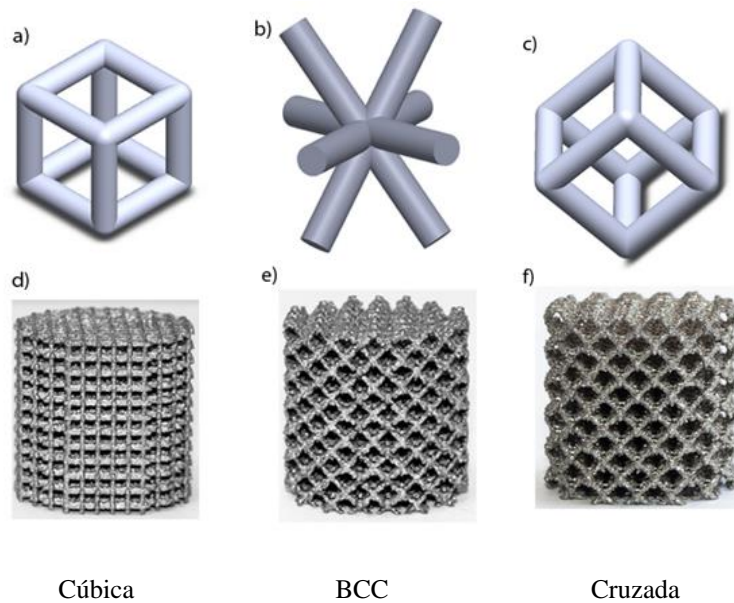


Figura 2: Estructuras porosas basadas en celdas cúbicas.

2.2. Ensayos mecánicos

Se llevaron a cabo ensayos uniaxiales de compresión. Para dichos ensayos se siguió la norma internacional ISO 13314. El número de ensayos de cada tipo de estructura fue de 5. Cada ensayo se realizó a una velocidad de 0,5 mm/min. La mordaza superior se articuló y la carga se aplicó sobre la placa colocada en los lados superior e inferior de las muestras. La medición de la carga se obtuvo con la propia célula de carga de la máquina de ensayos. Sin embargo, para la medición del desplazamiento se utilizó un sensor externo de alta sensibilidad acoplado a las mordazas de la máquina. De esta forma se evitó falsedades en la medición del desplazamiento debidas a la propia flexibilidad del sistema.

Tanto las tensiones como las deformaciones fueron obtenidas de acuerdo con el área de sección transversal inicial y la longitud inicial de cada estructura, respectivamente. El módulo de Young aparente (E_{ap}) se obtuvo con la pendiente de la parte lineal de cada curva de tensión-deformación. De dicha curva también se obtuvo el límite de rotura o resistencia a la compresión (S_y).

2.3. Análisis de elementos finitos

Algunas de las estructuras fueron estudiadas por elementos finitos (cúbica, giroide normal y giroide deformada). El software utilizado ha sido Abaqus 6.9 (Dassault System, SIMULIA). Los ficheros de fabricación .stl fueron importados en el software comercial Simpleware. Con dicho programa se procedió a la segmentación, suavizado y reconstrucción de las estructuras con el módulo Scan IP. Seguidamente se importó en el módulo ScanFE donde se convirtieron en malla volumétrica. Se llevó a cabo un análisis de sensibilidad de malla. En el cálculo de elementos finitos se utilizó un modelo elástico-plástico con un módulo de elasticidad de 93 MPa y módulo de Poisson de 0,3. El límite de elasticidad se fijó en 869 MPa. Para las condiciones de contorno, se fijó la parte inferior de la estructura y se aplicó una carga en la parte superior con diferentes inclinaciones.

3. Resultados y discusión

3.1. Análisis de la porosidad

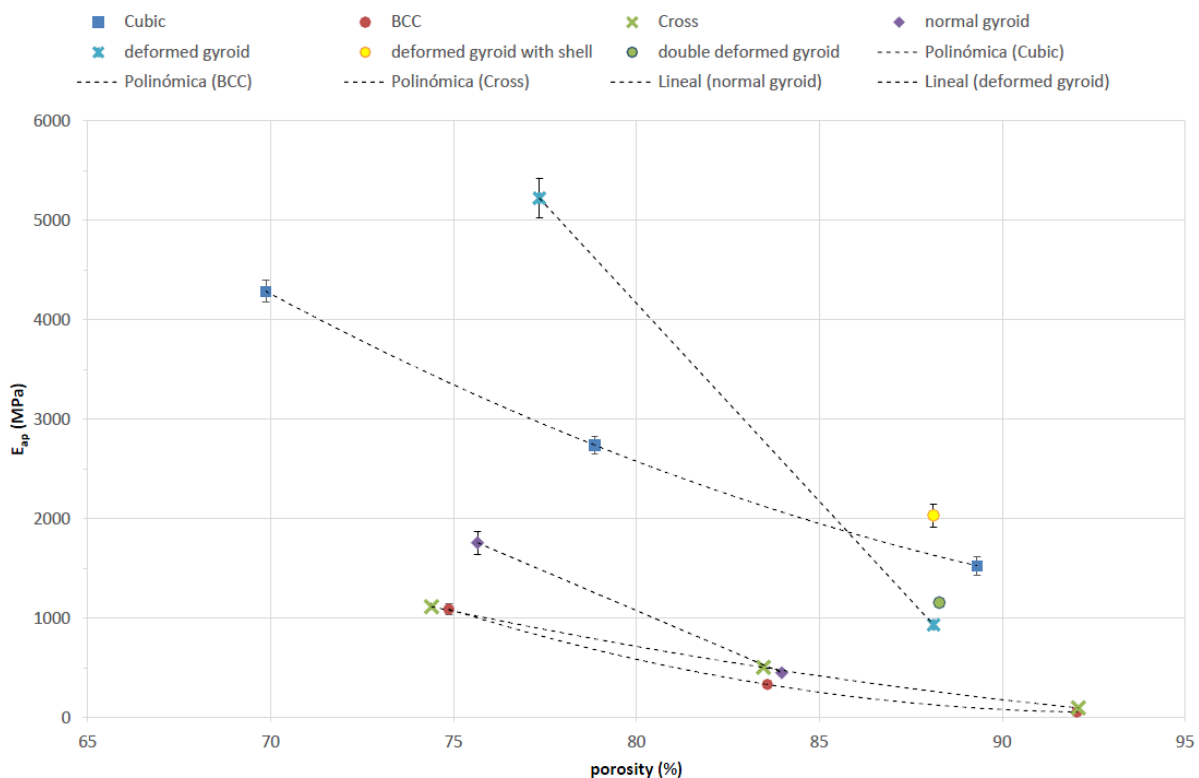
En las tablas se muestran las porosidades CAD y las porosidades de pesaje en seco de las diferentes estructuras. Como se puede apreciar existen diferencias notables. En los casos de las estructuras cúbicas, BCC y cruzadas, el diámetro promedio de las barras verticales fue más bajo que el diámetro CAD planteado en los parámetros de fabricación, mientras que el diámetro promedio de las barras horizontales fue mayor que el diámetro CAD. Por otro lado, el diámetro promedio de las barras fabricadas con cierta inclinación fue menor que el diámetro CAD. Las barras fabricadas en la dirección vertical tenían diámetros más uniformes que las oblicuas.

Tabla 1: Porosidades CAD (%) y real pesada en seco (%).

Tipo de estructura	Porosidad CAD %	Porosidad real %
Giroide normal 75	75	75,66
Giroide normal 90	90	84,01
Giroide deformada 75	75	79,76
Giroide deformada 90	91	88,12
Giroide doblemente deformada	90	88,28
Giroide deformada reforzada	91	88,12
Cúbica 70	70	69,87
Cúbica 80	80	78,86
Cúbica 90	90	89,30
BCC 70	70	74,87
BCC 80	80	83,58
BCC 90	90	92,04
Cruzada 70	70	74,40
Cruzada 80	80	83,47
Cruzada 90	90	92,08

3.2. Propiedades mecánicas obtenidas de los ensayos de compresión.

En la figura 3 se muestran los valores y las curvas de tendencia del módulo de Young aparente frente a la porosidad de las estructuras porosas. En los casos de altas porosidades, cerca del 90%, los valores máximos se dieron para las estructuras de giroides deformadas reforzadas, seguidas por las estructuras cúbicas, luego las giroides doblemente deformadas y las giroides deformadas, seguidas de las estructuras giroides normales. Finalmente, las BBC y estructuras cruzadas.

**Figura 3:** Módulo de elasticidad aparente frente a porosidad de las estructuras porosas de titanio.

En la figura 4 se muestran los valores y las curvas de tendencia del límite de rotura a compresión frente a la porosidad de las estructuras porosas de titanio. En los casos de altas porosidades, los valores máximos de resistencia a la compresión se dieron para estructuras de giroides deformadas reforzadas, seguidas por las giroides doblemente deformadas, luego las estructuras cúbicas, seguidas de giroides deformadas, y estructuras giroides normales. Finalmente, las estructuras BBC y las estructuras cruzadas.

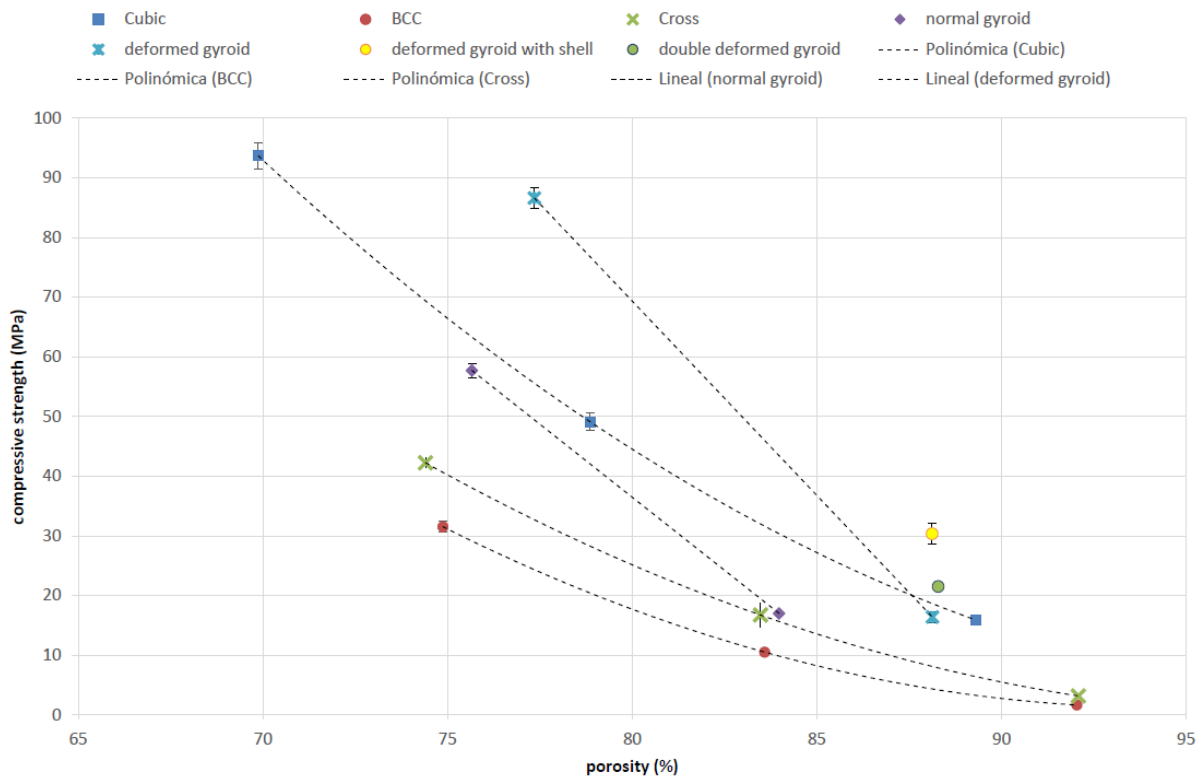


Figura 4: Límite de rotura a la compresión frente a porosidad de las estructuras porosas de titanio.

3.2. Análisis de elementos finitos.

Se llevaron a cabo análisis de elementos finitos con las estructuras cúbicas. En primer lugar, se aplicaron cargas de compresión en la dirección vertical y los resultados fueron validados por los obtenidos en los ensayos de compresión experimentales. En la figura 5 se muestra la comparación entre las curvas esfuerzo-deformación obtenidas experimental y computacional para la estructura cúbica. Se observa una aproximación muy buena entre ambas entre ambas curvas.

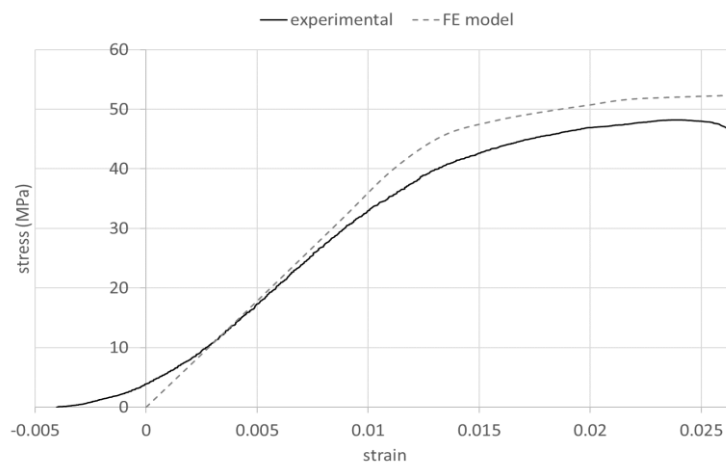


Figura 5: Comparación del ensayo de compresión experimental y numérico de estructura cúbica.

Posteriormente se realizaron análisis computacionales de las mismas estructuras pero aplicando cargas a diferentes ángulos con respecto del eje horizontal (22,5°; 45° y 67,5°). En la Figura 6 se muestran los valores de rigideces longitudinales y sus curvas de tendencia, frente a los ángulos para las tres estructuras cúbicas. La rigidez longitudinal (K) fue obtenida como la relación entre la componente vertical de la carga y la deformación vertical de la estructura. En la Figura 6 se aprecia como el valor K disminuye a medida que disminuye el ángulo de inclinación de la carga. La caída porcentual del valor de K es similar para las tres porosidades.

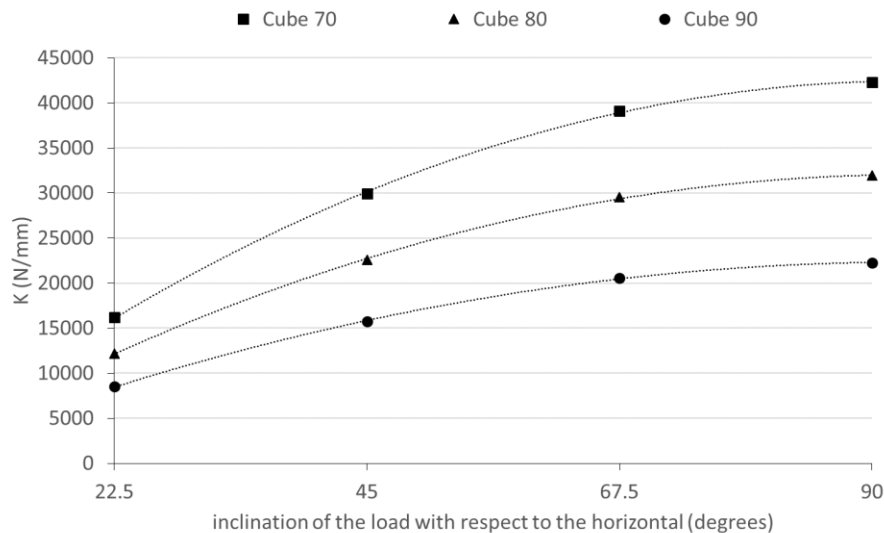


Figura 6: Rigidez longitudinal de las estructuras cúbicas en función de la orientación de la carga.

De igual forma se realizaron estudios de elementos finitos de las estructuras de girodes normal y deformada, con porosidades CAD del 90%, con carga vertical y a 45°. En el caso de la estructura giroide deformada acontecieron grandes diferencias en las tensiones de von Mises entre los dos ángulos de carga, siendo mayor en el caso de la carga a 45°. Sin embargo, en el caso de la giroide normal, las tensiones de von Mises fueron más próximas con ambas inclinaciones de carga (Figura 7).

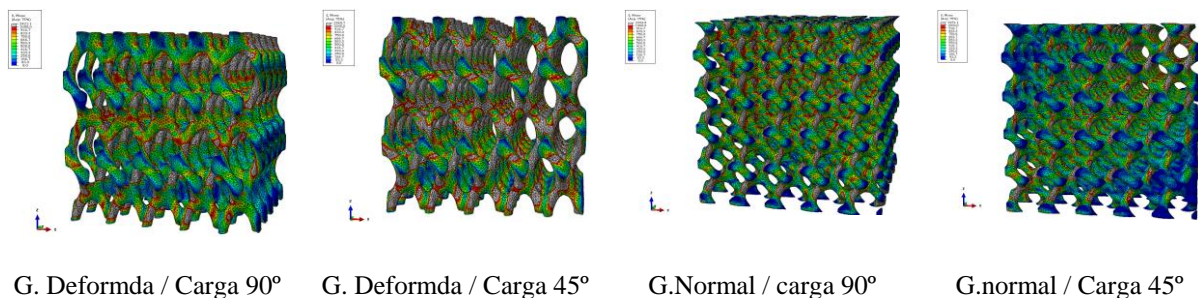


Figura 7: Tensiones de von Mises de las estructuras giroides.

4. Conclusiones

Tras el estudio experimental y computacional llevado a cabo en estructuras porosas de titanio obtenidas por EBM se obtuvieron las siguientes conclusiones:

Las estructuras cúbicas presentan muy buenas propiedades mecánicas cuando las cargas actúan en la dirección de sus barras verticales. Esto se debe a que estas estructuras están dominadas por el mecanismo de pandeo.

Las barras de las estructuras cúbicas pasan de tener un comportamiento principal de pandeo a un comportamiento de flexión a medida que las cargas se inclinaban con respecto de la vertical. Esto significa una reducción en sus propiedades mecánicas.

Las estructuras de giroides son adecuadas para adaptarse a diferentes direcciones de carga. Es posible deformar la celda unitaria para alcanzar buenas propiedades mecánicas para cualquier dirección de carga.

Finalmente, se sugiere tener en cuenta las direcciones de las cargas, así como otros tipos de cargas como la torsión, para elegir la estructura porosa adecuada en la reconstrucción de defectos óseos.

5. Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado con un proyecto de investigación del plan nacional (Ministerio de Economía y Competitividad de España y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional; Ref. DPI2015-71073-R).

Los autores de este estudio desean expresar su agradecimiento a los miembros del Departamento de Ingeniería Biomédica (Instituto Tecnológico de Canarias, España) por la fabricación de las estructuras y por su estrecha colaboración.

6. Referencias

- [1] J. Wieding, A. Wolf, R. Bader, Numerical optimization of open-porous bone scaffold structures to match the elastic properties of human cortical bone, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 37 (2014) 56–68. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.05.002.
- [2] X. Wang, S. Xu, S. Zhou, W. Xu, M. Leary, P. Choong, M. Qian, M. Brandt, Y.M. Xie, Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review, *Biomaterials.* 83 (2016) 127–141. doi:10.1016/j.biomaterials.2016.01.012.
- [3] 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. doi:10.1016/j.actbio.2008.03.013.
- [4] S.M. Ahmadi, S.A. Yavari, R. Wauthle, B. Pouran, J. Schrooten, H. Weinans, A.A. Zadpoor, Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties, *Materials (Basel).* 8 (2015) 1871–1896. doi:10.3390/ma8041871.
- [5] A. Yáñez, A. Herrera, O. Martel, D. Monopoli, H. Afonso, Compressive behaviour of gyroid lattice structures for human cancellous bone implant applications, *Mater. Sci. Eng. C.* 68 (2016) 445–448. doi:10.1016/j.msec.2016.06.016.