



Comportamiento mecánico de estructuras porosas bajo cargas combinadas

Sergio Ruiz de Galarreta Moriones¹, Asier López Barberena¹, Francisco Cervera Moreno¹, Naiara Rodríguez-Flórez^{1,2}

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales, Tecnun-Universidad de Navarra, sruiz@unav.es

² Ikerbasque, Basque Foundation for Science, Bilbao

El incremento de la población geriátrica con problemas musculoesqueléticos, sumado al incremento de lesiones derivadas de actividades deportivas y accidentes de tráfico, ha impulsado la demanda de cirugías ortopédicas de cadera, rodilla o columna vertebral entre otras.

En estos últimos años, y gracias al desarrollo en la fabricación aditiva, se está estudiando la posibilidad de incluir estructuras porosas en el diseño de implantes ortopédicos personalizados. Su gran ventaja frente a los implantes tradicionales es su versatilidad para ajustar sus propiedades mecánicas a las del hueso adyacente y reducir de esta forma el fenómeno conocido como stress-shielding. Asimismo, estas estructuras porosas favorecen la oseointegración y regeneración ósea.

En la actualidad hay numerosos estudios que han analizado el comportamiento de este tipo de estructuras bajo cargas de compresión, obteniendo así ecuaciones que definen el módulo elástico y la resistencia a fluencia equivalente de la estructura en función del material base y de la porosidad. Sin embargo, no existen tantos trabajos estudiando el comportamiento de estas estructuras bajo cargas combinadas de compresión y cortadura.

Teniendo en cuenta que este tipo de cargas se pueden encontrar frecuentemente en algunos implantes ortopédicos, en este trabajo se ha estudiado por elementos finitos el comportamiento de diferentes estructuras porosas bajo cargas de compresión, cortante y bajo 5 cargas combinadas. Se han estudiado 5 porosidades diferentes para cada estructura y se ha analizado también la influencia de la esbeltez geométrica de la estructura. La esbeltez de la estructura porosa juega un papel importante en los efectos de la flexión y por ello se han estudiado diferentes esbelteces.

Se ha analizado por un lado el módulo elástico y de cortadura equivalente de cada estructura, y por otro su resistencia a fluencia. Con los resultados obtenidos se ha definido una ecuación que determina la resistencia de la estructura para cualquier tipo de carga combinada, y que es válida para cualquier porosidad y esbeltez. Esta ecuación puede ser muy útil a la hora de seleccionar la estructura porosa adecuada para el implante, teniendo en cuenta las cargas a las que va a estar sometido. Asimismo, puede ser de utilidad para determinar la orientación de la estructura porosa en el implante.

Para poder verificar los resultados numéricos, se han fabricado estructuras con diferentes porosidades y esbelteces; y se han ensayado bajo cargas de compresión, cortante y cargas combinadas.

1. Introducción

Con el desarrollo de la fabricación aditiva metálica, el estudio del comportamiento mecánico de estructuras reticulares (estructuras lattice en su término en inglés) ha despertado un gran interés. Estas estructuras son estructuras porosas que pueden estar formadas por placas, superficies (TPMS) o barras. Estas últimas pueden dividirse en estructuras periódicas, donde una celda se repite en las tres direcciones; y en estructuras estocásticas, donde la distribución de barras es aleatoria. La capacidad de absorción de energía y la alta rigidez y resistencia específica de estos metamateriales, hace que sean de gran interés para diversos sectores de la industria [1,2].

En el sector biomédico estas estructuras también han despertado un gran interés [3]. Actualmente, las prótesis de cadera, de rodilla o de disco espinal, suelen fabricarse con aleaciones de titanio o cobalto debido a su biocompatibilidad. Sin embargo, la diferencia de rigidez que existe entre estos materiales y el hueso, provoca un efecto no deseado conocido como stress-shielding, por el que el hueso puede reabsorberse ante la falta de estímulos mecánicos y provocar holguras entre el implante y el hueso [4]. Una manera de reducir la rigidez aparente de la prótesis es fabricarlas con el mismo material biocompatible, pero utilizando una estructura lattice, escogiendo una porosidad adecuada para asemejar su rigidez a la del hueso. Asimismo, la porosidad y el tamaño de poro pueden ayudar a la regeneración ósea y así mejorar la fijación entre implante y hueso [5–7]. Por este motivo, en los últimos años se está estudiando el comportamiento mecánico de este tipo de estructuras porosas. Un modelo muy utilizado para definir el módulo elástico y tensión de fluencia de una estructura en función de su porosidad (o densidad relativa) es el modelo de Gibson-Ashby [8]. De esta forma, se puede diseñar una estructura con las propiedades mecánicas deseadas eligiendo la porosidad adecuada. La mayor parte de los estudios llevados a cabo se centran en estudiar el comportamiento mecánico en una dirección, aunque hay otros estudios [6,9,10] que estudian el comportamiento de estructuras porosas bajo otro tipo de cargas: cortadura, flexión y torsión. Esto es más adecuado para algunas prótesis ortopédicas donde las cargas a las que está sometida la estructura porosa no es claramente en una única dirección principal. Además de la rigidez de la estructura, también es fundamental conocer su resistencia y vida a fatiga. En gran parte de los estudios el objetivo es definir un comportamiento de la estructura porosa (como si fuese una estructura infinita) para homogeneizar el metamaterial y simplificar así el cálculo computacional [11]. Esta es una gran opción que posibilita llevar a cabo simulaciones con estructuras porosas formadas por un gran número de celdas. Sin embargo, hay que tener en cuenta que en el caso de las prótesis puede que existan estructuras porosas con un número pequeño de celdas, con geometrías más o menos esbeltas y esto puede tener una repercusión en el comportamiento mecánico de ésta.

En este trabajo se estudia el comportamiento mecánico de dos estructuras lattice (BCC y Diamante), con diferentes esbelteces geométricas bajo cargas de compresión pura, cizalladura pura y cargas combinadas de compresión y cizalladura. Se estudia de forma numérica y experimental y se presenta un modelo para definir la resistencia de la estructura ante cargas combinadas en base a su porosidad y esbeltez geométrica.

2. Materiales y métodos

2.1. Diseño de estructuras

Las estructuras que se han estudiado en este trabajo están formadas por las celdas unitarias BCC y Diamante (Figura 1). El tamaño de la celda unitaria es de 1.5 mm y el diámetro de las barras se ha definido de tal forma que se consigan 5 porosidades diferentes: 70%, 75%, 80%, 85% y 90%. Con las celdas unitarias definidas, se han diseñado diferentes estructuras, todas ellas con la misma anchura y altura: 3 celdas unitarias (4.5 mm). La longitud de la estructura varía en función del ratio entre la longitud de la estructura y su altura ($\lambda = L_{estructura}/h_{estructura}$), que por simplicidad se ha definido en este trabajo como esbeltez geométrica λ (no confundir con la definición propia de esbeltez, asociada a los elementos a compresión). En este estudio se han definido 6 esbelteces diferentes, λ , igual a 0.33, 0.67, 1, 2, 4 y 8. Por lo tanto, por cada tipo de celda se ha diseñado en PTC CREO 10.0 (PTC Inc.) un total de 30 estructuras.

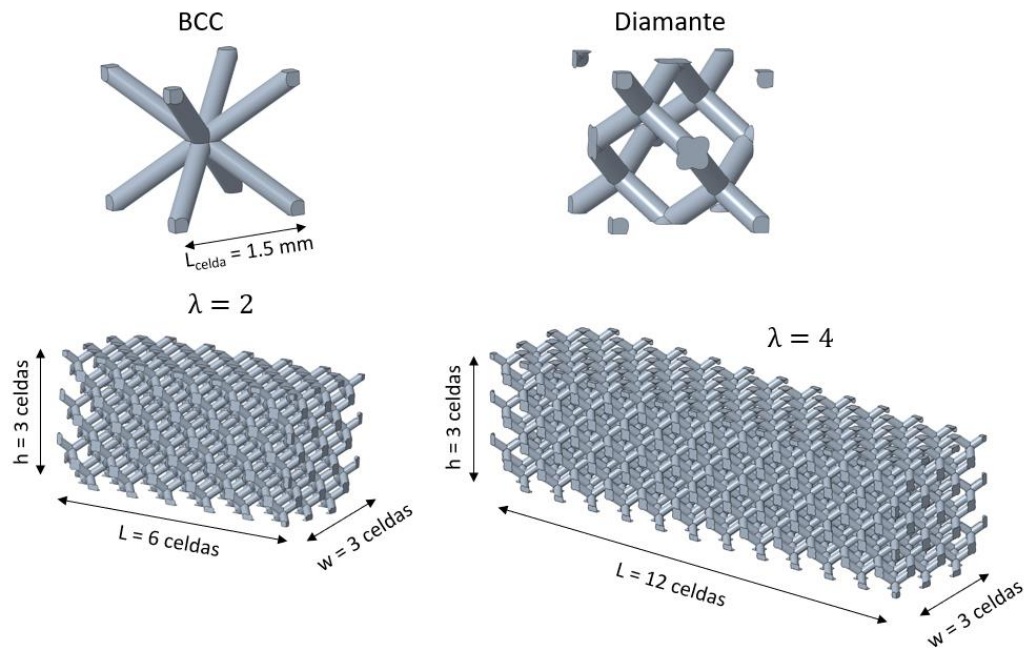


Figura 1: Celdas unitarias BCC y Diamante (arriba) y estructuras Diamante con esbelteces $\lambda=2$ y $\lambda=4$ (abajo)

2.2. Estudio numérico

En este subapartado se explica el modelado de las estructuras y las simulaciones llevadas a cabo. Posteriormente, con los resultados obtenidos por elementos finitos, se propone un modelo que determina la resistencia de las estructuras para las cargas combinadas.

Una vez diseñadas las estructuras, el análisis por elementos finitos fue llevado a cabo en el software Abaqus 2024/Standard (Dassault Systems). Se estudió el comportamiento mecánico de todas las estructuras bajo 7 tipos de carga: compresión pura ($\beta=90^\circ$), cortante puro ($\beta=0^\circ$) y cargas combinadas con diferentes ángulos β (15° , 30° , 45° , 60° y 75°). Para aplicar las cargas, se diseñaron dos placas rígidas que se fijaron a la parte superior e inferior de la estructura con la restricción del tipo tie. Para la placa inferior se restringieron todos los desplazamientos y los giros, mientras que para la placa superior se dejaron libres los desplazamientos de la placa en la dirección X y Z (dirección de la carga a cortadura y compresión, respectivamente). Se muestra en la Figura 2 el modelo de una de las estructuras.

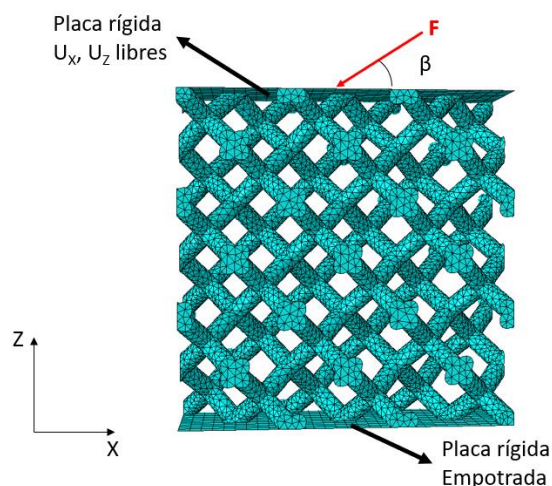


Figura 2: Condiciones de contorno para el modelo de elementos finitos

Todas las estructuras porosas fueron malladas con elementos tetraédricos de orden cuadrático (C3D10) y se definió el tamaño del elemento después de llevar a cabo un análisis de independencia de mallado en diferentes estructuras. Las placas fueron malladas con elementos rígidos de 4 nodos (R3D4). Asimismo, la elección de 3 celdas unitarias en el ancho de la estructura fue definido después de estudiar estructuras con diferentes anchos y teniendo en cuenta el coste computacional, ya que para cada celda (BCC y Diamante) había que lanzar 210 simulaciones (5 porosidades, 6 esbelteces y 7 tipos de carga).

El primer material utilizado en las simulaciones para ambas celdas fue el acero inoxidable SS316L. El modelo de material definido se obtuvo en un trabajo anterior por medio de ensayos a tracción de barras con diferentes diámetros [12]. Las propiedades de este modelo elasto-plástico bilineal se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1: Modelo elasto-plástico del material SS316L [12]

Módulo elástico (GPa)	Coefficiente Poisson (ν)	Tensión de fluencia (MPa)	Tensión de rotura (MPa)	Deformación unitaria plástica última (-)
81.3	0.3	263.3	575.3	0.325

Para todas las estructuras de la celda BCC se llevaron a cabo las mismas simulaciones con otro material, en este caso la aleación de titanio Ti6Al4V. El módulo elástico y coeficiente de Poisson se muestra en la Tabla 2, mientras que la parte plástica se definió con el modelo de Johnson-Cook [13]:

$$\sigma = [A + B\varepsilon_{pl}^n][1 + C \ln(\varepsilon_{pl}^*)][1 - (T^*)^m] \quad (1)$$

donde A, B, C, m y n son parámetros que dependen del material, ε_{pl} es la deformación unitaria plástica equivalente, ε_{pl}^* la velocidad de deformación unitaria plástica equivalente y T^* un parámetro adimensional de la temperatura. Teniendo en cuenta que los ensayos son cuasi-estáticos y que no hay grandes cambios de temperatura en los ensayos, los dos últimos términos se ignoraron en este trabajo. Los coeficientes A, B y n del modelo, junto al módulo elástico y coeficiente de Poisson se han obtenido del trabajo de Bai, L. et al. [4] y se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2: Propiedades mecánicas del Ti6Al4V y parámetros del modelo de Johnson-Cook [14]

Módulo elástico (GPa)	Coefficiente Poisson (ν)	A (MPa)	B (MPa)	n
90	0.3	997	746	0.325

Con los resultados de las simulaciones se obtuvieron los desplazamientos de la placa superior en la dirección de compresión δ_z y en la dirección de cortadura δ_x . Con estos datos se dibujaron las curvas de tensión-deformación unitaria en ambas direcciones. El módulo elástico (E) y de cortadura (G) se obtuvieron de la parte lineal de las curvas, mientras que la tensión de fluencia (σ_y) y tensión tangencial de fluencia (τ_y), debido a la falta de un pico de tensión distintivo, se definieron como el punto de corte de la curva con una recta paralela al módulo elástico trazada al 0.2% de deformación unitaria [12].

Con los datos obtenidos, en primer lugar, se definieron los coeficientes del modelo de Gibson-Ashby [8] para definir E , G , σ_y y τ_y en función de la densidad relativa. A modo de ejemplo, la ecuación 1 muestra el modelo de Gibson-Ashby para el módulo elástico:

$$\frac{E}{E_s} = C \left(\frac{\rho}{\rho_s} \right)^n \quad (2)$$

donde E es el módulo elástico de la estructura, E_s es el módulo elástico del material utilizado, $\frac{\rho}{\rho_s}$ es la densidad relativa de la estructura y C y n son los coeficientes del modelo de Gibson-Ashby que dependen de la estructura porosa. El mismo modelo es utilizado para el resto de propiedades mecánicas.

Por otro lado, se graficaron los valores de la tensión normal y tangencial de fluencia para los 7 tipos de carga y se intentó ajustar un modelo similar al de la elipse a esos puntos (Ecuación 3):

$$\left(\frac{\sigma}{\sigma_y} \right)^m + \left(\frac{\tau}{\tau_y} \right)^n = 1 \quad (3)$$

donde σ_y es la tensión de fluencia de la estructura (a compresión pura), τ_y la tensión tangencial de fluencia (a cortadura pura), σ y τ los valores de la tensión de fluencia bajo cargas combinadas; y m y n los coeficientes a determinar para cada estructura.

2.3. Estudio experimental

Para validar experimentalmente los resultados numéricos se seleccionó una serie de estructuras para ser fabricadas y ensayadas. Estas estructuras estaban formadas por la celda BCC y con una única porosidad. Para reducir el efecto de los defectos de fabricación, en este caso la celda unitaria tenía un tamaño de 2.5 mm. También se aumentó el número de celdas en el ancho y en el alto a 4 celdas. Las estructuras que se fabricaron tenían una esbeltez $\lambda=8$. Las estructuras se ensayaron bajo 5 cargas diferentes: compresión pura, cortadura pura y cargas combinadas con el ángulo β igual a 30°, 45° y 60°.

Todas las estructuras se fabricaron utilizando el equipo de fusión selectiva por láser RenAM 500S Flex (Renishaw plc, UK). El material utilizado fue Ti6Al4V con un tamaño de polvo entre 15-45 μm (Renishaw plc, UK). El tamaño de capa fue de 60 μm y los parámetros de impresión los proporcionados por Renishaw para este material. Las estructuras se imprimieron de forma vertical como se muestra en la Figura 3 y se colocaron soportes en la base

y en los voladizos. Como se observa, a los lados de las estructuras porosas hay unas paredes para poder realizar los ensayos posteriores.

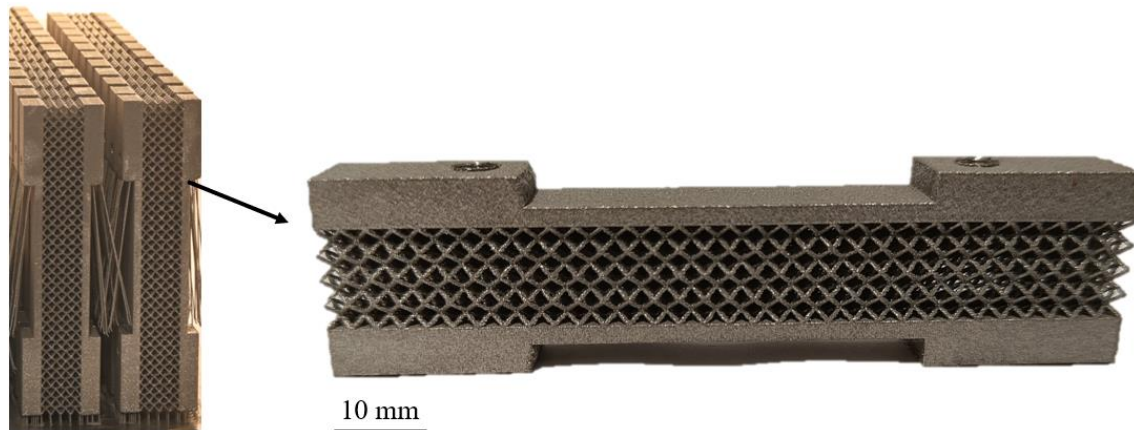


Figura 3: Estructuras BCC de Ti6Al4V

Una vez fabricadas, se obtuvieron imágenes en diferentes zonas de la estructura porosa con un microscopio óptico Leica MZ125 (Leica Microsystems, Alemania). Se inspeccionó el diámetro medio de las barras en diferentes regiones y de esta forma se obtuvo la porosidad de la estructura de forma aproximada.

Para llevar a cabo todos los ensayos mecánicos se utilizó una máquina Instron 4467 con una célula de carga de 30 kN. Para poder aplicar la carga en diferentes direcciones se fabricó un utillaje (test de Arcan) que se muestra en la Figura 4. Para medir los desplazamientos entre las placas se utilizó un sistema de correlación de imágenes digitales 3D, con 2 cámaras de 12 megapixels. Se aplicó un patrón a las placas (Figura 4) y se utilizó el software GOM Correlate Pro (ZEISS, Alemania) para postprocesar los datos. Todos los ensayos se llevaron a cabo con un desplazamiento vertical de 0.5 mm/min.

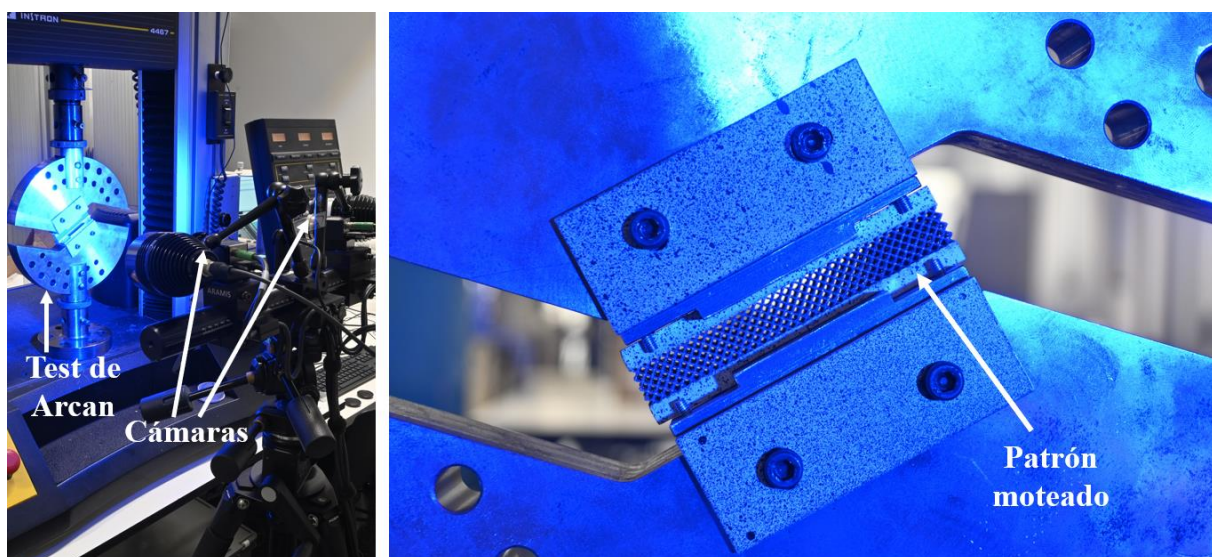


Figura 4: Ensayos experimentales en el test de Arcan

Siguiendo la norma ISO 13314:2011, las primeras probetas se ensayaron para estimar la tensión de plateau. Posteriormente, para cada tipo de carga se ensayaron 3 probetas con un ciclo de histéresis entre el 70% y el 20% de la tensión de plateau, de acuerdo con la norma ISO 13314:2011. En el caso de las cargas combinadas, la carga total se descompuso en las componentes axial y cortante, al igual que los desplazamientos. De estos ensayos se obtuvieron las curvas de tensión-deformación y se obtuvieron de ahí los valores de la resistencia a rotura.

3. Resultados

3.1. Resultados numéricos

En la Figura 5 se muestra a modo de ejemplo los resultados numéricos por elementos finitos y el ajuste de la curva de Gibson-Ashby para la estructura diamante de esbeltez geométrica $\lambda=8$. Se muestra la curva tanto para el módulo elástico normalizado como para la tensión de fluencia normalizada (con un error cuadrático medio de 0.004 y 0.003, respectivamente). Los resultados son similares para el resto de propiedades mecánicas y para el resto de

estructuras. Asimismo, en la Figura 5 se muestran dos curvas del modelo de Gibson-Ashby para la estructura diamante con dos esbelteces diferentes: $\lambda=8$ y $\lambda=0.33$. Como se puede observar los resultados son diferentes, especialmente para densidades relativas altas (porosidades bajas).

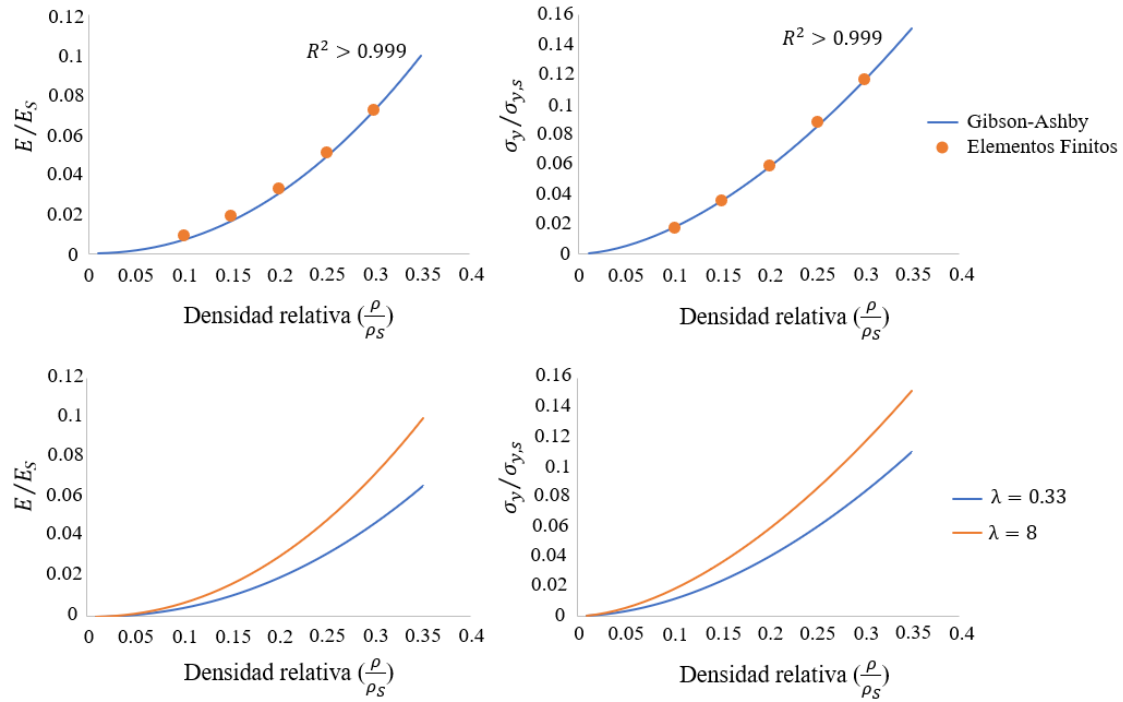


Figura 5: Resultados numéricos por elementos finitos junto al modelo de Gibson-Ashby para el módulo elástico y tensión de fluencia normalizada (arriba) y curvas de Gibson-Ashby para dos esbelteces diferentes (abajo)

El ajuste del modelo propuesto para el colapso de las estructuras ante cargas combinadas es bueno para las estructuras BCC ($R^2 = 0.987$) y Diamante ($R^2 = 0.997$). En el caso de la estructura BCC el error cuadrático medio es de 0.032 MPa y para la estructura Diamante de 0.019 MPa. A modo de ejemplo, en la Figura 6 se muestran los puntos de colapso de la estructura para cargas combinadas junto a las curvas del modelo propuesto. Los puntos que se muestran son los obtenidos por elementos finitos para las cargas de compresión y cortadura pura; y para las cargas combinadas con los diferentes ángulos β (15° , 30° , 45° , 60° y 75°). En la gráfica de la izquierda se muestra la estructura BCC con una esbeltez $\lambda=8$ para las diferentes densidades relativas. Como era de esperar, se observa como a medida que aumenta la densidad relativa de la estructura (disminuye la porosidad), la resistencia a rotura aumenta exponencialmente. Por otro lado, en la gráfica de la derecha se muestra la estructura diamante con una porosidad del 90% para diferentes esbelteces geométricas. En esta gráfica se observa claramente la influencia de la esbeltez geométrica, a medida que aumenta λ , la resistencia a fluencia aumenta (especialmente la tangencial ya que los efectos de flexión se reducen). Se observa también que el aumento de la resistencia se nota más para esbelteces bajas, mientras que para esbelteces altas va convergiendo.

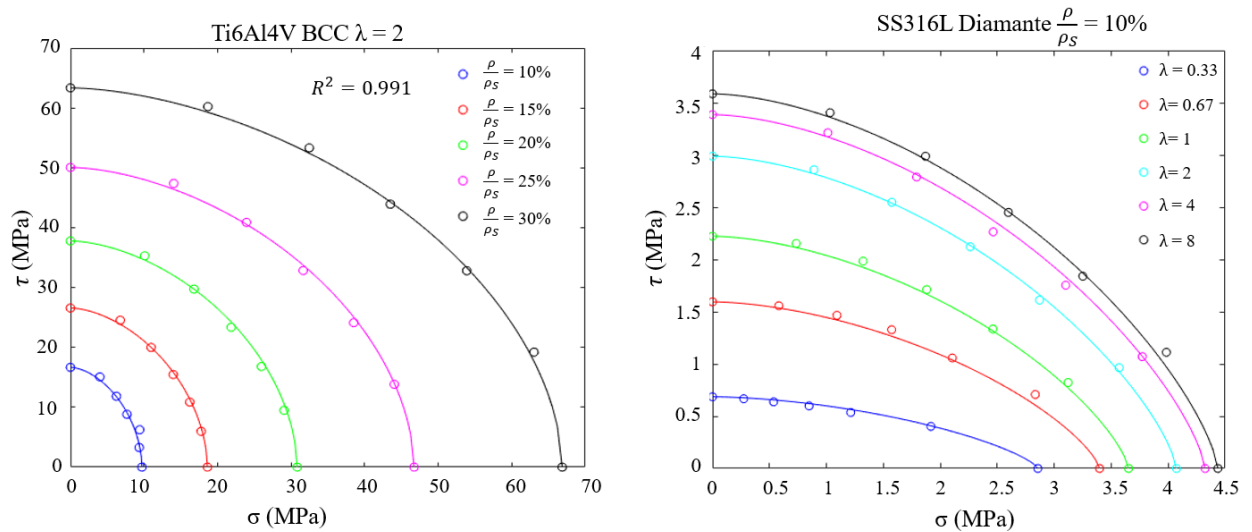


Figura 6: Curvas de colapso para la estructura BCC en Ti6Al4V con esbeltez $\lambda=8$ y para la estructura Diamante para una densidad relativa del 10% (porosidad del 90%)

3.2. Resultados experimentales

En la Figura 7 se observa las imágenes del microscopio. Como se puede observar debido a los errores intrínsecos al proceso de fabricación, la sección de las barras no es uniforme y las barras no son completamente rectas. El diámetro medio de las barras medido en el microscopio es de $331.88 \pm 22.63 \mu\text{m}$, lo que corresponde a una porosidad aproximada de 91.55%.

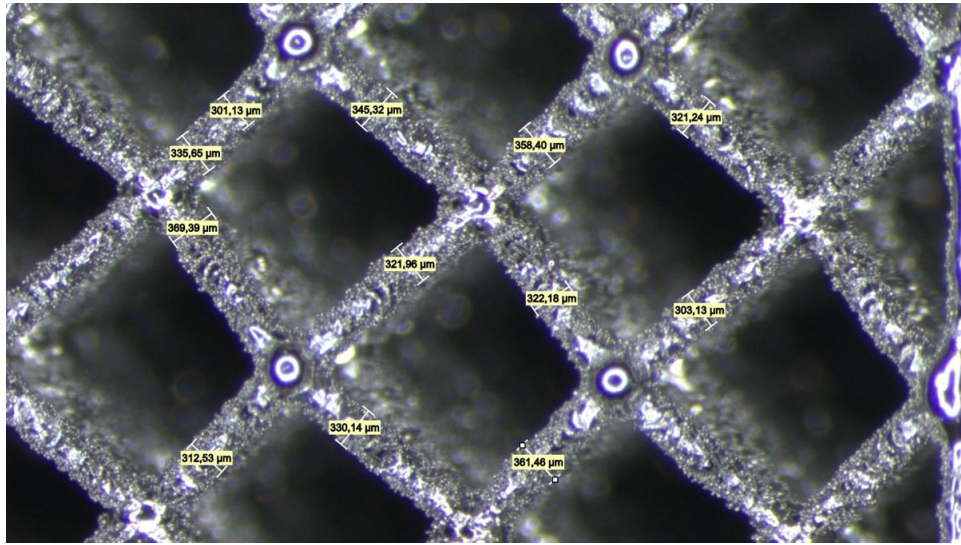


Figura 7: Imágenes estructura BCC en el microscopio con sus medidas

En la Figura 8 se muestran los puntos obtenidos experimentalmente para las cargas de compresión y cortadura pura; y para cargas combinadas con ángulos β igual a 30° , 45° y 60° ; y la curva del modelo numérico (Ecuación 3) cuyos coeficientes se obtuvieron a raíz de los resultados obtenidos en las simulaciones por elementos finitos. El error cuadrático medio entre los resultados experimentales y el modelo numérico es de 0.320 MPa (excluyendo los puntos de compresión y cortadura pura). En el siguiente apartado se discutirán las posibles causas de estas diferencias.

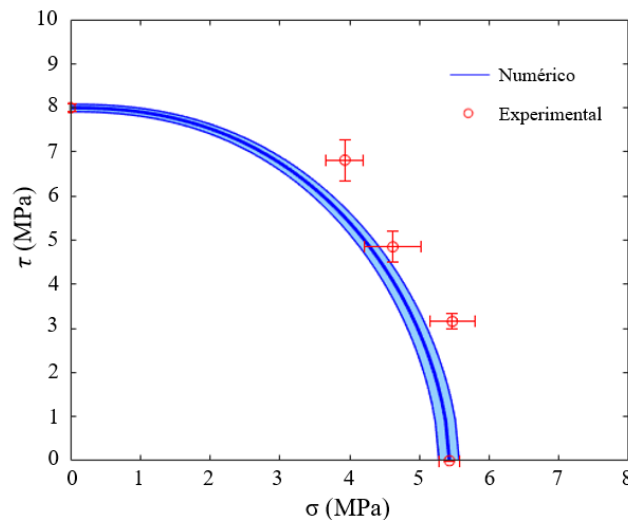


Figura 8: Curva de colapso para la estructura BCC ($\lambda=8$) junto a los valores obtenidos experimentalmente

4. Discusión

Las estructuras lattice tienen un gran atractivo en el campo biomédico, especialmente en el campo de prótesis personalizadas donde pueden adaptarse a las propiedades mecánicas del hueso y así reducir el efecto de stress-shielding. El hueso del paciente determinará tres de las características mecánicas que ha de tener su prótesis personalizada: rigidez, resistencia y vida a fatiga. Para el diseño de ésta, se ha de decidir por un lado en qué región de la prótesis se va a colocar la estructura lattice (y por lo tanto las dimensiones que va a tener); y por otro lado se ha de decidir las propiedades geométricas de esa estructura lattice: tipo y tamaño de celda; y porosidad. Estas propiedades geométricas afectarán directamente a las propiedades mecánicas y mecanobiológicas de la estructura.

Gran parte de los estudios en la literatura han analizado el comportamiento mecánico a compresión de diferentes estructuras y otros pocos bajo otro tipo de cargas como pueden ser flexión/torsión [9]. Estos trabajos son muy útiles para determinar qué tipo de estructura puede funcionar mejor en la prótesis en base al tipo de cargas y las características mecánicas requeridas por la prótesis del paciente. Gümruk et al. [10] es de los pocos trabajos que ha analizado el comportamiento de estructuras lattice bajo cargas combinadas (en su caso la estructura lattice BCC), sugiriendo que la ecuación de una parábola podría determinar las cargas de colapso de la estructura.

En este trabajo se ha ampliado este último estudio analizando otro tipo de celdas y diferentes porosidades; sugiriendo una modificación a la ecuación analítica que determina las curvas de colapso. También, teniendo en cuenta que al diseñar la prótesis el tamaño de la estructura lattice será una variable de diseño se ha decidido estudiar cómo puede afectar a los resultados el ratio longitud-altura de la estructura porosa (denominado esbeltez geométrica en este trabajo). Mientras que en gran parte de los trabajos de la literatura se intenta homogeneizar el comportamiento de la estructura lattice como si fuese una estructura infinita para así reducir el coste computacional, en este estudio se ha tenido en cuenta la esbeltez geométrica ya que puede ser crítica para el diseño de la prótesis. Los resultados obtenidos resaltan su gran influencia tanto en la rigidez como en la resistencia de las estructuras lattice.

Se puede observar por un lado que a medida que aumenta la esbeltez geométrica, la rigidez aparente de la estructura aumenta (Figura 5). Esto puede ser de interés a la hora de seleccionar una estructura porosa para reducir el efecto de stress-shielding, ya que no se ha de tener en cuenta únicamente las propiedades mecánicas homogeneizadas de cada estructura, sino que se ha de tener en cuenta también las dimensiones que tendrá la estructura lattice dentro de la prótesis. De hecho, la esbeltez geométrica podría ser otro parámetro de diseño con el que obtener un módulo elástico, porosidad y tamaño de poro optimizados para reducir el stress-shielding y promover la regeneración ósea.

Por otro lado, como se observaba en el trabajo de Gümruk et al. [10], las curvas de colapso tienden a una parábola. Con la variación del modelo propuesto en este trabajo, el modelo que representa las curvas de colapso para cada estructura se ajusta muy bien a los resultados numéricos para las 2 estructuras estudiadas. Como se puede observar también en la Figura 6, a medida que la esbeltez de la estructura es mayor, la resistencia crece ya que los efectos de flexión pueden empezar a despreciarse. Este modelo puede ser de utilidad a la hora de comprobar que la estructura porosa seleccionada tenga la resistencia necesaria para soportar las cargas a las que estará sometida. Teniendo en cuenta que la tensión de rotura para el hueso trabecular y cortical (la cual está en el rango de 3-50 MPa [16,17] y hasta 200 MPa [17], respectivamente, en función de la densidad ósea), este tipo de estructuras podría alcanzar gran parte de esos valores como se muestra en la Figura 6. También puede ser de utilidad para estudiar qué estructura puede comportarse mejor en función de las cargas a las que estará sometido. Por ejemplo, en este estudio se observa que la estructura Diamante trabaja mejor por lo general ante cargas de compresión que de cortadura, mientras que la estructura BCC trabaja mejor ante cargas de cortadura (salvo los casos de esbeltez pequeña, donde la flexión es crítica). Todos estos resultados pueden ser útiles también para decidir el tamaño que ha de tener la estructura lattice en la prótesis; y en caso de que la estructura lattice no llegue a la resistencia requerida, variar la esbeltez geométrica de la estructura.

Para validar los resultados numéricos se han ensayado algunas estructuras. Aunque los resultados experimentales siguen la tendencia de lo obtenido en el modelo numérico, es cierto que todavía existen desviaciones (error cuadrático medio de 0.326 MPa). Estas desviaciones pueden ser debidas a posibles desajustes durante el ensayo, a imperfecciones en las barras fabricadas (variación del diámetro, ondulaciones, microporosidades...) y al modelo de material de Ti6Al4V utilizado en las simulaciones por elementos finitos [14], el cual puede no corresponder con el fabricado.

Los resultados obtenidos en este trabajo sugieren que la resistencia de este tipo de estructuras bajo cargas combinadas podría determinarse con una ecuación en función de la porosidad y la esbeltez geométrica de la estructura lattice. Esta ecuación podría incluirse junto a otras ecuaciones de la literatura, en un algoritmo que seleccionase la estructura lattice óptima para una prótesis de cadera, rodilla, intervertebral..., asegurándose de soportar las cargas a las que estará sometida. Para ello, los inputs del algoritmo serán el rango de cargas aplicadas; y la rigidez y tamaño de poro deseado para la estructura lattice. El algoritmo podría determinar de esta forma el tipo de celda, porosidad y tamaño de celda unitaria para cumplir con todos los requerimientos.

Se ha de mencionar que este trabajo presenta algunas limitaciones. Como se ha indicado, falta una mayor validación experimental ya que únicamente se ha ensayado un tipo de estructura (BCC) con una única esbeltez geométrica. Para validar el modelo de la curva de colapso, sería necesario analizar un mayor número de geometrías y esbelteces geométricas. Es importante destacar que, para poder llevar a cabo todas las simulaciones, se ha simplificado el modelo de elementos finitos (la geometría es ideal, sin considerar las desviaciones geométricas inherentes al proceso de fabricación; y el modelo de material es un modelo obtenido de la literatura). En caso de que los futuros resultados experimentales difieran de los numéricos, habría que mejorar el modelo de elementos finitos (una opción podría ser modelar el material de forma más precisa teniendo en cuenta el fallo como en otros trabajos [18]).

Otra limitación del trabajo es que únicamente se han estudiado estructuras lattice formadas por barras. Aunque la curva de colapso propuesta ha demostrado ser efectiva para estas estructuras, en el futuro sería necesario investigar si este modelo es aplicable a otros tipos de estructuras porosas, como las estructuras TPMS (formadas por superficies) que se ha comprobado que pueden ser eficaces en implantes y prótesis [6,7,17]. También se podría evaluar si el tamaño de la celda unitaria puede influir en los resultados, o si éstos dependen únicamente de la porosidad de la celda unitaria (independientemente del tamaño de la celda y el diámetro de las barras).

Por último, hay que tener en cuenta que la prótesis estará sometida también a cargas dinámicas, y por lo tanto sería interesante estudiar en un futuro la vida a fatiga de este tipo de estructuras ante cargas combinadas.

5. Conclusiones

En este trabajo se ha estudiado numéricamente el comportamiento mecánico bajo cargas combinadas de dos estructuras lattice, obteniendo su rigidez y resistencia aparente. Con estos resultados se ha propuesto un modelo que define las curvas de colapso bajo cargas combinadas y que se ajusta bien a diferentes porosidades y esbelteces geométricas. Por último, se ha llevado a cabo un estudio experimental para verificar la validez del modelo propuesto.

6. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de España de Ciencia, Innovación y Universidades (PID2021-12647AOA-I00) y el Gobierno Vasco (PIBA_2024_1_0050).

7. Referencias

- [1] H. Yin, W. Zhang, L. Zhu, F. Meng, J. Liu, G. Wen, Review on lattice structures for energy absorption properties, *Compos. Struct.* 304 (2023) 116397. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2022.116397>.
- [2] N. Khan, A. Riccio, A systematic review of design for additive manufacturing of aerospace lattice structures: Current trends and future directions, *Prog. Aerosp. Sci.* 149 (2024) 101021. <https://doi.org/10.1016/j.paerosci.2024.101021>.
- [3] S.A. Tyagi, M. M, Additive manufacturing of titanium-based lattice structures for medical applications – A review, *Bioprinting* 30 (2023) e00267. <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2023.e00267>.
- [4] E. Liverani, G. Rogati, S. Pagani, S. Brogini, A. Fortunato, P. Caravaggi, Mechanical interaction between additive-manufactured metal lattice structures and bone in compression: implications for stress shielding of orthopaedic implants, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 121 (2021) 104608. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104608>.
- [5] G. Li, L. Wang, W. Pan, F. Yang, W. Jiang, X. Wu, X. Kong, K. Dai, Y. Hao, In vitro and in vivo study of additive manufactured porous Ti6Al4V scaffolds for repairing bone defects, *Sci. Rep.* 6 (2016) 1–11. <https://doi.org/10.1038/srep34072>.
- [6] A. Yáñez, A. Cuadrado, O. Martel, H. Afonso, D. Monopoli, Gyroid porous titanium structures: A versatile solution to be used as scaffolds in bone defect reconstruction, *Mater. Des.* 140 (2018) 21–29. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.11.050>.
- [7] R. Asbai-Ghoudan, G. Nasello, M.Á. Pérez, S.W. Verbruggen, S. Ruiz de Galarreta, N. Rodríguez-Florez, In silico assessment of the bone regeneration potential of complex porous scaffolds, *Comput. Biol. Med.* 165 (2023). <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2023.107381>.
- [8] L. Gibson, M. Ashby, *Cellular Solids*, 1997. <https://doi.org/10.1017/CBO9781139878326>.
- [9] A. Yáñez, A. Cuadrado, O. Martel, M.P. Fiorucci, S. Deviaene, Mechanical and permeability properties of skeletal and sheet triply periodic minimal surface scaffolds in bone defect reconstruction, *Results Eng.* 21 (2024). <https://doi.org/10.1016/j.rineng.2024.101883>.
- [10] R. Gümruk, R.A.W. Mines, S. Karadeniz, Static mechanical behaviours of stainless steel micro-lattice structures under different loading conditions, *Mater. Sci. Eng. A* 586 (2013) 392–406. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2013.07.070>.
- [11] A. Pais, J.L. Alves, R.N. Jorge, J. Belinha, Multiscale Homogenization Techniques for TPMS Foam Material for Biomedical Structural Applications, *Bioengineering* 10 (2023) 1–21. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10050515>.
- [12] S. Ruiz de Galarreta, J.R.T. Jeffers, S. Ghouse, A validated finite element analysis procedure for porous structures, *Mater. Des.* 189 (2020) 108546. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.108546>.

- [13] G.R. Johnson, W.H. Cook, Fracture characteristics of three metals subjected to various strains, strain rates, temperatures and pressures, *Eng. Fract. Mech.* 21 (1985) 31–48. [https://doi.org/10.1016/0013-7944\(85\)90052-9](https://doi.org/10.1016/0013-7944(85)90052-9).
- [14] L. Bai, C. Gong, X. Chen, J. Zheng, J. Yang, K. Li, Y. Sun, Heterogeneous compressive responses of additively manufactured Ti-6Al-4V lattice structures by varying geometric parameters of cells, *Int. J. Mech. Sci.* 214 (2022) 106922. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2021.106922>.
- [15] R. Belda, M. Palomar, J.L. Peris-Serra, A. Vercher-Martínez, E. Giner, Compression failure characterization of cancellous bone combining experimental testing, digital image correlation and finite element modeling, *Int. J. Mech. Sci.* 165 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2019.105213>.
- [16] I. Fleps, H. Bahaloo, P.K. Zysset, S.J. Ferguson, H. Pálsson, B. Helgason, Empirical relationships between bone density and ultimate strength: A literature review, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 110 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103866>.
- [17] R. Belda, R. Megías, M. Marco, A. Vercher-Martínez, E. Giner, Numerical analysis of the influence of triply periodic minimal surface structures morphometry on the mechanical response, *Comput. Methods Programs Biomed.* 230 (2023). <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107342>.
- [18] M. Marco, R. Belda, M.H. Miguélez, E. Giner, Numerical analysis of mechanical behaviour of lattice and porous structures, *Compos. Struct.* 261 (2021) 113292. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2020.113292>.