

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Grado en Ingeniería Mecánica



TRABAJO FIN DE GRADO

PROCEDIMIENTO DE VALIDACIÓN EXPERIMENTAL DE
ANÁLISIS ESTRUCTURALES DE OBJETOS DEFINIDOS EN
IMÁGENES 3D REALIZADOS CON CARTESIAN GRID FINITE
ELEMENT METHOD.

Presentado por. D. Adrián Ortiz Núñez

Dirigido por.

Tutor Dr. D. Juan José Ródenas García

Cotutor Dr. D. José Albelda Vitoria

Valencia, julio de 2017

Resumen

El Cartesian grid Finite Element Method (cgFEM) es una herramienta de análisis mediante el método de los elementos finitos desarrollada por profesores del Dpto. de Ingeniería Mecánica y Materiales (DIMM). El método utiliza mallas cartesianas independientes de la geometría para discretizar el dominio a analizar. Una de las utilidades más relevantes del método es su capacidad para definir modelos de elementos finitos a partir de imágenes 3D (tomografías axiales computadas (TAC), resonancias magnéticas (RM), etc.), dado que su información se almacena en una estructura cartesiana compatible con cgFEM. El procedimiento de modelización y análisis basado en el uso de cgFEM resulta de gran importancia en el ámbito de la medicina personalizada, puesto que permite realizar simulaciones numéricas específicas del paciente (patient-specific), especialmente de estructuras óseas.

El procedimiento de modelado y análisis está ya perfectamente definido, pero es necesario realizar la validación experimental de los resultados obtenidos mediante cgFEM; dicha validación experimental representa el objetivo de este trabajo. La validación consistirá, esencialmente, en tomar un objeto 3D, someterlo a cargas mediante una prensa y comparar los resultados con los obtenidos numéricamente con cgFEM a partir de un micro-TAC del objeto 3D.

La dificultad fundamental del trabajo reside en los materiales a analizar: materiales porosos (tejidos óseos – hueso cortical y trabecular o esponjoso –, espumas metálicas, etc.) cuyo modelado mediante el FEM tradicional suele ser inabordable debido a la complejidad geométrica de la estructura interna del material. Para simplificar la parte experimental del proceso de validación, se ha decidido utilizar técnicas de impresión 3D para generar el conjunto de probetas necesario para realizar los ensayos. El modelo a imprimir en PLA (ácido poliláctico) se obtendrá a partir de un micro-TAC disponible en el DIMM de una espuma de aluminio. De esta manera, la repetitividad de las probetas está prácticamente garantizada y se reduce considerablemente el número de ensayos a realizar. La validación consistirá en comprobar que los resultados experimentales obtenidos para el conjunto de probetas son similares a los obtenidos por cgFEM a partir del micro-TAC obtenido de una de dichas probetas.

Palabras clave: *Cartesian grid Finite Element Method, estructura ósea, medicina personalizada, espuma metálica, impresión 3D, validación experimental.*

Abstract

The Cartesian grid Finite Element Method (cgFEM) is an instrument of analysis by the finite element method developed by teachers of the Department of Mechanical Engineering and Materials (DIMM). The method uses Cartesian meshes self-contained of the geometry to discretize the domain to be analyzed. One of the most relevant utilities of the method is its capability to define finite element models from 3D images (computed axial tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI), etc.), since its information is stored in a Cartesian structure Compatible with cgFEM. The modeling and analysis procedure based on the use of cgFEM is of great value in the field of personalized medicine, since it allows patient-specific numerical simulations, especially of bone structures.

The modeling and analysis procedure is perfectly defined, but it is necessary experimental validation of the results obtained by cgFEM; this experimental validation represents the aim of this work. Validation consists essentially of taking a 3D object, subjecting it to load by a press and compare the results with those obtained numerically cgFEM from a micro-CT 3D object.

The fundamental difficulty of the work lies in the materials to be analyzed: porous materials (such as bone tissues - cortical bone and trabecular or spongy - metal foams, etc.) whose modeling by the traditional FEM is often unapproachable due to the geometrical complexity of the internal structure of the material. To simplify the experimental part of the validation process, it has been decided to use 3D printing techniques to generate the set of specimens necessary to perform the tests. The model that will be printed on PLA (polylactic acid) will be obtained from a micro-TAC available in the DIMM of aluminum foam. In this way, the repeatability of the test pieces is practically guaranteed and the number of tests that will be performed is considerably reduced. The validation will consist in verifying that the experimental results obtained for the set of specimens are similar to those obtained by cgFEM from the micro-CT acquired from one of these test tubes.

Key words: *Cartesian grid Finite Element Method, bone structure, personalized medicine, metal foam, 3D printing, experimental validation.*

Resum

El Cartesian grid Finite Element Method (cgFEM) és una ferramenta d'anàlisi que utilitza mètode dels elements finits desenvolupada per professors del departament d'Enginyeria Mecànica i Materials (DIMM). El mètode utilitza malles cartesianes independents de la geometria per discretitzar el domini a analitzar. Una de les utilitats més rellevants del mètode és la seua capacitat per a definir models d'elements finits a partir d'imatges 3D (tomografies axials computades (TAC), ressonàncies magnètiques (RM), etc.), ja que la seua informació s'emmagatzema en una estructura cartesiana compatible amb cgFEM. El procediment de modelització i anàlisi basat en l'ús de cgFEM resulta de gran importància en l'àmbit de la medicina personalitzada, ja que permet realitzar simulacions numèriques específiques del pacient (patient-specific), especialment d'estructures òssies.

El procediment de modelatge i anàlisi està ja perfectament definit, però és necessari realitzar la validació experimental dels resultats obtinguts a partir de cgFEM; aquesta validació experimental representa l'objectiu del present treball. La validació consistirà, essencialment, en agafar un objecte 3D, sotmetre'l a càrregues mitjançant una premsa i comparar els resultats amb els obtinguts numèricament amb cgFEM a partir d'un micro-TAC de l'objecte 3D.

La dificultat fonamental del treball residix en els materials a analitzar: materials porosos (teixits ossis - os cortical i trabecular o esponjós -, bromeres metàl·liques, etc.) el modelatge dels quals per mitjà del FEM tradicional sol ser inabordable a causa de la complexitat geomètrica de l'estructura interna del material. Per a simplificar la part experimental del procés de validació, s'ha decidit utilitzar tècniques d'impressió 3D per a generar el conjunt de provetes necessari per a realitzar els assajos. El model a imprimir en PLA (àcid polilàctic) s'obté a partir d'un micro-TAC disponible al DIMM d'una bromera d'alumini. D'aquesta manera, la repetitivitat de les provetes està pràcticament garantida i es redueix considerablement el nombre d'assajos a realitzar. La validació consistirà en comprovar que els resultats experimentals obtinguts per al conjunt de provetes són semblants als obtinguts per cgFEM a partir del micro-TAC obtingut d'una de les dites provetes.

Paraules Clau: *Cartesian grid Finite Element Method, estructura òssia, medicina personalitzada, bromera metàl·lica, impressió 3D, validació experimental.*

Agradecimientos

En primer lugar, he de agradecer a mi tutor Juanjo por darme la oportunidad de realizar el Trabajo Fin de Grado con él. Me gustaría agradecerle toda la paciencia que ha tenido conmigo, ya que, han sido muchas las horas ayudándome y dándome explicaciones, bien por mensajes o bien en el despacho. Valoro mucho las ganas que ha puesto en mi trabajo y la confianza que ha depositado en mi durante estos meses, pues me ha hecho sentir realmente bien. Admiro su forma de ser y también su forma de trabajar, consiguiendo siempre un clima de trabajo muy cómodo gracias a su comprensión y dedicación. Por último, quería darle las gracias por todos los consejos que me ha dado cuando no tenía claro qué hacer o qué estudiar los próximos años, ya que, siempre ha sido sincero y respetuoso conmigo, por todo ello, muchas gracias.

Respecto al equipo del DIMM, quería agradecer a Pepe y a Luca su ayuda con los ensayos experimentales y numéricos realizados, ya que, han sido las personas que se ha preocupado de que estos salgan bien, y sin su ayuda, no hubiese sido posible realizarlos. Además, un referente para mí, Francisco Segovia, quien me ha apoyado durante todo el grado universitario tratándose o no de sus asignaturas, siempre me ha atendido con amabilidad y me ha dado consejos para seguir adelante, muchas gracias.

En tercer lugar, quería mostrar mi agradecimiento hacia Xavi por aguantarme cuando no salían bien las cosas del trabajo. Y ya no es solamente en este trabajo, sino en todo el grado. Han sido pocos los trabajos que no hemos hecho juntos, has sido mi fiel compañero estos 4 años y seguramente lo sigas siendo en el master, juntos hemos logrado un gran equipo, sin el cual, las cosas no hubiesen salido igual de bien, ni las clases hubiesen sido igual de divertidas. Muchas gracias, por ser como eres, no cambies nunca.

Como no podía ser de otra manera, debo acordarme de las personas que llevan media vida conmigo, aquellos con los que he vivido momentos inolvidables, aquellos que han cuidado de mí y no me han dejado solo en este largo camino. Son mis compañeros Guille, Víctor y Sergio. Muchas gracias por ser como sois, Víctor y Sergio, vosotros me habéis enseñado a comprender las cosas desde que era pequeño, hemos vivido miles de momentos buenos y malos y siempre habéis estado cuando os he necesitado. Por otra parte, Guille, has sido la persona más influyente para mí desde primero de ESO, aparte de los grandísimos momentos que hemos pasado juntos, valoro especialmente todo lo que me has transmitido y ayudado en esos largos años de clase. Pienso sinceramente que sin tu referencia no habría llegado donde estoy. Gracias por contagiarme todos esos valores que tienes, sobretodo, destacas por tu inteligencia, educación, amabilidad y honestidad. Gracias por enseñarme todo tipo de cosas sin pedir nada a cambio, en definitiva, muchas gracias por ser así.

Es también muy importante para mí, el apoyo recibido por el CdS (“Consejo de sabios”). Miquel, Sevilla, Tino, Pablo, Santos, Cesar, Alberto, Jorge, Juanfran, Isma, Raúl... Gracias por acompañarme en casi todos los momentos, los divertidos y los no tanto, sois muy grandes.

Por último, lo más importante, mi familia. Agradecer a mis padres por haberme enseñado todo lo que sé y apoyarme en lo bueno y lo malo. A mis hermanos Toni y Alba, y como no, a mis tías Isi y Manoli Sin mi familia nada sería posible. Muchas gracias por el apoyo, por estar siempre a mi lado y por hacerme ser tal y como soy.

Muchas gracias a todos.

Índice

Resumen	<i>i</i>
Abstact	<i>ii</i>
Resum	<i>iii</i>
Agradecimientos	<i>iv</i>
Índice	<i>v</i>
1 INTRODUCCIÓN	1
2 OBJETIVOS	3
3 CONOCIMIENTOS PREVIOS	4
3.1 Tomografía axial computarizada (TAC).....	4
3.2 Imagen por resonancia magnética (IRM).....	5
3.3 Cartesian grid Finite Element Method (cgFEM).....	6
4 HERRAMIENTAS EMPLEADAS	11
4.1 ImageJ	11
4.2 3DSlicer	12
4.3 Matlab.....	13
4.4 Cura.....	14
5 DEFINICIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE VALIDACIÓN	16
5.1 Alternativas	16
5.1.1 Tejidos óseos	16
5.1.2 Espumas metálicas.....	16
5.1.3 Impresión 3D	18
5.2 Procedimiento	19
6 VALIDACIÓN DEL SOFTWARE CGFEM	20
3.1 Impresión 3D	20
3.2 Ensayos experimentales	31
3.3 Ensayos numéricos.....	38
3.4 Comparación de los resultados.....	43
7 CONCLUSIONES	44
8 PLIEGO DE CONDICIONES	45
9 PRESUPUESTO	46
10 REFERENCIAS	48

1. Introducción

El MEF, método de los elementos finitos (*FEM, Finite Element Method*), es un método numérico que permite obtener una solución aproximada de una gran variedad de problemas que aparecen en ingeniería. Como podemos ver en la referencia [1] el objetivo es permitir y simplificar al usuario la resolución de problemas complejos. Los problemas de naturaleza no lineales como la simulación de problemas de impacto, la plasticidad, los problemas de contacto, etc. se pueden resolver de manera eficaz y con mayor facilidad. Además, problemas que antes debían ser analizados por separado, se pueden tratar con el MEF de manera conjunta como el análisis tensional, térmico, interacción fluido con estructura, interacción estructural con campo magnético, etc. El MEF no deja de ser un método aproximado, debiéndose tener un especial cuidado en su utilización, por ello, con el objetivo de conocer la calidad de la solución, es decir, cuánto difiere la solución de elementos finitos de la solución exacta, se utiliza un estimador del error de discretización. Con el paso de los años, se han desarrollado técnicas cada vez más fiables para determinar el error de discretización y técnicas de refinamiento de la malla que permiten una aproximación cada vez mayor a la solución exacta, haciendo del MEF un método idóneo para la resolución de problemas que involucran un alto grado de complejidad.

El avance y desarrollo en Ingeniería Mecánica y en concreto en el MEF, ha supuesto que los problemas que se pueden abordar hayan llegado al ámbito de la medicina. Podemos ver en la referencia [2] que a día de hoy abundan los estudios en los que se está utilizando el MEF en este ámbito, por ejemplo, para evaluar la relación entre la transferencia de carga y la morfología ósea, o para optimizar el diseño y la fijación de implantes ortopédicos, entre otros. Además, también se están investigando problemas de mayor complejidad como el modelado del corazón y sistema circulatorio, por ejemplo, para observar el comportamiento de las arterias utilizando las técnicas relativas a fluidos.

Desde el nacimiento de la tomografía axial computarizada (TAC) para el análisis específico de pacientes a partir de imágenes digitales, se han desarrollado diferentes técnicas en la obtención de imágenes como la resonancia magnética y la radiografía computarizada, entre otras. Como podemos ver en la referencia [3], debido a los recientes desarrollos en elementos finitos, la mejora de la calidad de imagen de la tomografía computarizada y los ordenadores cada vez más potentes, la precisión del modelado de elementos finitos ha aumentado enormemente, por lo que pueden crearse modelos que simulan la anatomía y las propiedades de un paciente con suficiente precisión a partir de imágenes médicas. Estos modelos de elementos finitos de un paciente específico son herramientas potencialmente valiosas para cirujanos ortopédicos, por ejemplo, en la evaluación del riesgo de fractura o en la planificación de la colocación de un implante. Bien es cierto que, aún es necesario un mayor desarrollo en ciertos aspectos del modelado de elementos finitos de un paciente antes de que se pueda utilizar como una herramienta clínica usada en el día a día.

Las simulaciones de elementos finitos de un paciente a través de sus imágenes médicas son normalmente caras. Un software estándar de mallado por el MEF es normalmente muy costoso en cuanto al tiempo de la creación de la geometría, mientras que las técnicas de mallado basadas en píxeles directos conducen a un gran número de grados de libertad, introduciendo por lo tanto un alto coste computacional. Por ello, se ha desarrollado en el Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales un software llamado *cgFEM* [4] basado en imágenes, *Image-*

based Cartesian grid Finite Element Method, que permite obtener modelos precisos con un coste computacional bajo sin necesidad de definir geometrías.

De esta manera, con *cgFEM*, es posible realizar análisis específicos de pacientes de manera optimizada en lo que se refiere al coste computacional, siendo posible trabajar con imágenes con una gran cantidad de información como son las imágenes médicas, lo cual sería intratable con el MEF tradicional por la complejidad de la estructura interna, por ejemplo, de los tejidos óseos. Sin embargo, este tipo de software necesita una validación antes de poder utilizarse como una herramienta viable, siendo este, el tema principal que trata el presente Trabajo Fin de Grado.

2. Objetivos

El objetivo del presente Trabajo Fin de Grado consiste en llevar a cabo la validación experimental del software desarrollado *cgFEM* mediante técnicas experimentales, para finalmente comparar y analizar los resultados obtenidos de los dos ensayos, por una parte, los ensayos numéricos mediante el software y por otra parte los ensayos experimentales, para de este modo, poder validarlo.

Además, en primer lugar, el presente proyecto tiene como objetivo el aprendizaje del uso de máquinas para ensayos de compresión, así como el tratamiento de los datos obtenidos a partir de ella. Por otra parte, respecto a los ensayos numéricos, el objetivo es conocer de manera general el funcionamiento de softwares potentes como es *cgFEM*. Además, se trata de adquirir ciertos conocimientos en el ámbito de la impresión en 3D, tanto en la creación de modelos para su impresión, iniciándose en el procesamiento de imágenes con Matlab, como en la modificación de parámetros que permitan una buena calidad de la pieza impresa, lo cual es algo novedoso y que despierta mucho interés.

Finalmente, el presente proyecto tiene como objeto la realización y superación con éxito del Trabajo Fin de Grado, necesario para obtener el título del Grado en Ingeniería Mecánica.

3. Conocimientos previos

En el presente apartado se trata de introducir unos conceptos que ayuden a entender el cuerpo del proyecto. Para ello, se habla de dos técnicas de adquisición de imágenes médicas muy utilizadas en la práctica clínica diaria, como son la tomografía axial computarizada y la resonancia magnética nuclear. El objetivo de este apartado, por tanto, es conocer la procedencia de algunos tipos de imágenes médicas que podrán ser tratadas en la práctica real por el software desarrollado por el Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales *cgFEM*, *image-based* Cartesian grid Finite Element Method.

3.1. Tomografía axial computarizada (TAC)

La tomografía axial computarizada es una técnica de obtención de imágenes médicas a partir de rayos X, la cual permite obtener imágenes bidimensionales correspondientes a finos cortes a lo largo del área anatómica que se pretenda estudiar del paciente. Podemos ver en la figura 1 un ejemplo del TAC de un cráneo humano. El TAC es una exploración muy útil para la evaluación de cánceres como el cáncer de mama, cáncer de pulmón y cáncer de próstata o también, para la detección de cualquier cáncer en la zona nasal. Para la descripción del TAC se ha consultado la referencia [5].

Con motivo de obtener las imágenes bidimensionales, se mide la transmisión de rayos X a través del paciente en una gran cantidad de proyecciones. Dichas proyecciones se obtienen a partir del tubo de rayos X que rota alrededor del paciente gracias a los sistemas detectores, contando con decenas e incluso cientos de filas de detectores alineadas a lo largo del eje de rotación. De este modo, el tubo de rayos X captura diferentes tomas en su rotación, consiguiendo así, mediante un proceso de reconstrucción, unas imágenes con mayor o menor resolución, dependiendo del número de líneas de detectores, siendo estas imágenes almacenadas y procesadas mediante un ordenador.

La forma y la intensidad en que el receptor (detectores) toma la radiación del emisor (rayos X) tras atravesar los tejidos, está relacionada con la capacidad de absorber radiación de los mismos, permitiendo diferenciar así los diferentes tejidos. De este modo, las imágenes TAC se generan en niveles de grises, siendo generalmente los tonos más claros el tejido más denso y los tonos más oscuros los tejidos menos densos, como podrían ser la piel o el músculo.

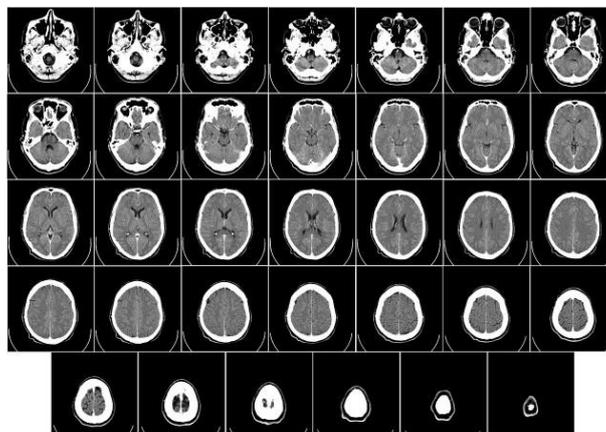


Fig. 1. Imágenes TAC del cráneo de un paciente en el plano axial. [6]

3.2. *Imagen por resonancia magnética (IRM)*

Las imágenes por resonancia magnética, apoyándonos en las referencias [7] y [8], es una técnica no invasiva al igual que el TAC, es decir, no involucra instrumentos que penetren físicamente en el cuerpo. Se basa en el fenómeno de la resonancia magnética nuclear para ver la composición del cuerpo o de la estructura corporal a analizar, obteniéndose imágenes en forma de finos cortes que pueden ser almacenadas en un ordenador, siendo utilizadas por los médicos para diagnosticar una variedad de problemas, desde rupturas de ligamentos hasta tumores.

A diferencia de la tomografía computarizada, la resonancia magnética utiliza imanes y ondas de radio para crear imágenes del cuerpo, sin emplearse radiación, sin embargo, no ofrece la nitidez de imágenes que ofrece la tomografía.

El principio físico que describe el funcionamiento de la resonancia magnética es complejo. En pocas palabras, debido al campo magnético producido por un imán, es posible alinear los átomos de un elemento que tengamos en nuestro cuerpo, por ejemplo, el hidrógeno, de tal forma que al activar las ondas de radio los átomos de hidrogeno sean excitados. Gracias a unos sensores que miden el tiempo que tardan estos átomos en volver a alinearse, se puede determinar el tipo de tejido que se trata, ya que, estos tienen diferentes cantidades de átomos de hidrógeno. En la figura 2 podemos observar imágenes por resonancia magnética en el que se observa un cerebro humano.



Fig. 2. Imágenes por resonancia magnética que muestra el cerebro en el plano sagital. [9]

Finalmente, podemos decir que, en el TAC, lo que especialmente vamos a poder diferenciar es el tejido óseo, teniendo también una mayor sensibilidad para detectar tumores y hemorragias, mientras que en la RM se pueden distinguir con mucha más precisión los tejidos blandos., como los músculos, los ligamentos, los nervios, los vasos, los órganos, etc. La RM es, por lo tanto, el examen más adecuado para los problemas de la columna y articulaciones obteniendo imágenes claras de los tejidos blandos alrededor de los huesos. De este modo, en la mayoría de las ocasiones, una técnica complementa a la otra, pudiendo realizar un diagnóstico completo al interpretarse conjuntamente el resultado de cada una de ellas.

3.3. *Cartesian grid Finite Element Method (cgFEM)*

El presente trabajo trata de la evaluación del software cgFEM, siendo este más económico en términos de horas hombre en la fase de modelado comparado con el MEF tradicional por la gran complejidad de la estructura interna de los materiales, como es el caso de la estructura interna porosa del hueso trabecular. Por lo tanto, el objetivo principal es crear modelos de elementos finitos de manera precisa y sencilla a partir de imágenes 3D, permitiendo de esta manera, realizar análisis específicos de un paciente a partir de imágenes médicas. A continuación, se describe el método utilizado por el software cgFEM, el cual permite relacionar el área de la mecánica computacional con el área de la medicina por el uso de dichas imágenes médicas. Asimismo, cgFEM es un ejemplo de los desarrollos que está presentando la ingeniería mecánica en los últimos años, la cual ha sido tradicionalmente vinculada con la producción industrial. Las imágenes médicas como las descritas anteriormente (TAC, RM, etc.) tienen un papel clave en el tratamiento del paciente porque, gracias a ellas, como se ha indicado anteriormente, se pueden crear modelos de elementos finitos para la evaluación del mismo.

La información que se presenta a continuación ha sido obtenida de la referencia [4], así como las figuras 3 y 4, que han sido extraídas directamente del documento con la autorización de los autores del mismo.

Los softwares para el análisis de pacientes mediante el MEF para aplicaciones médicas pueden ser clasificados en dos grupos principales. El primero de ellos se basa en imágenes (*image-based*), ya que aprovechan la distribución espacial regular de los píxeles para asignar directamente a cada uno de ellos un elemento finito. El primer paso suele ser un procedimiento de segmentación para seleccionar los píxeles de interés, seguidamente, la creación de la malla es directa. Esta técnica proporciona automáticamente mallas estructuradas uniformes que presentan algunas ventajas desde el punto de vista del tratamiento de la información debido a las similitudes entre todos los elementos. Debido a la correspondencia entre elementos y píxeles, la transferencia de información entre la imagen y la malla es muy fácil. Sin embargo, el principal problema en la utilización de este método es la gran cantidad de grados de libertad del problema final, que puede ser computacionalmente muy caro.

La segunda familia es la llamada basada en la geometría (*geometry-based*), la cual usa una serie de procedimientos para crear modelos CAD a partir de la información de las imágenes. A continuación, el proceso de modelado y de simulación es exactamente igual que en los problemas habituales del MEF. El principal inconveniente de los métodos basados en la geometría no está en el modelado ni en la simulación, sino en la creación del modelo CAD a partir de las imágenes, ya que se requiere de técnicas difíciles de manejar y consumen mucho tiempo de personal cualificado, porque pocas veces pueden utilizarse métodos completamente automáticos.

Con el objetivo de vencer los inconvenientes que presentan las dos categorías anteriores, se propone un método avanzado de elementos finitos que toma los datos necesarios a partir de una imagen 3D para la realización del análisis de elasticidad lineal. A este método basado en imágenes se le denomina *image-based cgFEM* (Cartesian grid Finite Element Method), el cual proporciona mallas independientes de la geometría caracterizadas por un número razonable de grados de libertad como en los procedimientos basados en la geometría, pero al mismo tiempo, no se debe crear ningún modelo de CAD para mallar. Además, permite usar toda la información de los píxeles como en los procedimientos basados en imágenes.

En *cgFEM*, una estructura jeràrquica de rejillas cartesianas (*Cartesian grids*) se utiliza para crear y refinar eficientemente la malla. El mètode que se utiliza para el mallado consiste en una serie de rejillas cartesianas en las que la primera, denominada, nivel 0, consiste únicamente en un solo elemento que coincide con el cuadro delimitador que contiene el dominio de interés. La rejilla de nivel i se obtiene dividiendo cada nivel $(i-1)$ en dos en cada direcci3n, dicha divisi3n serà el resultado de dividir el elemento inicial en cuatro subelementos, por lo tanto, cada nivel contiene $2^{d \times i}$ elementos, donde d representa la dimensi3n del problema. El sistema de mallas cartesianas anidadas està representado en la figura 3, por claridad, en el caso de un problema 2D, donde si nos fijamos por ejemplo en el nivel 1, contiene 4 elementos, que se obtienen por divisi3n del único elemento del nivel 0 en cuatro subelementos. Los elementos utilizados son lineales y tienen un nodo por cada vèrtice del elemento. Asì, obtenidos los niveles necesarios, la malla final se crea mediante el ensamblado de los elementos de los diferentes niveles.

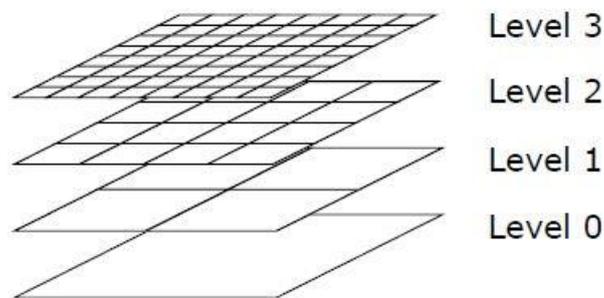


Fig. 3. Primeros niveles de la estructura jeràrquica de rejillas cartesianas. [4]

De este modo, el primer paso de la simulaci3n es remodelar la imagen, aadiendo píxeles ficticios para que la dimensi3n de la imagen, medida en píxeles, sea potencia de dos a lo largo de cada direcci3n, lo que garantiza que todos los elementos en la estructura de rejillas cartesianas contengan un nùmero entero de píxeles.

El segundo paso es realizar un refinamiento de la malla del tipo *h*-adaptativo. Teniendo en cuenta que las propiedades del material varían con el valor de los píxeles, es necesario refinar de modo que en los elementos no haya una gran diferencia de valor de los píxeles que contiene el mismo. Para ello, el proceso de refinamiento consiste simplemente en subdividir los elementos de acuerdo a un indicador de la heterogeneidad del material. En otras palabras, el refinamiento del tipo *h*-adaptativo en *cgFEM* se guía por la evaluaci3n de la variabilidad de los valores de los píxeles. En particular, se utiliza un umbral, para la variabilidad màmima permitida en cada elemento para guiar la subdivisi3n de los mismos. La variabilidad en cada elemento es la relaci3n entre el rango de valores de píxeles en el elemento y el rango en toda la imagen, de modo que, se subdividirán todos aquellos elementos que presenten una variabilidad de píxeles mayor al umbral màmimo que se predefine. Adicionalmente, cabe sealar que en la malla solo se permite un salto de nivel entre elementos vecinos tras refinar un elemento segùn su nivel de heterogeneidad, por ello, tambièn se refinan aquellos entre sus vecinos que no cumplen esta condici3n.

En la figura 4 se toma el ejemplo de una falange medial, podemos observar el mallado y su refinamiento. Para el refinamiento, se toma como valor de umbral màmimo permisible 0.3125, 0.2344, 0.1562 y 0.0781 respectivamente para las subfiguras a), b), c) y d).

De esta forma, podemos observar cómo aumenta el nivel de refinamiento en cada una de las subfiguras.

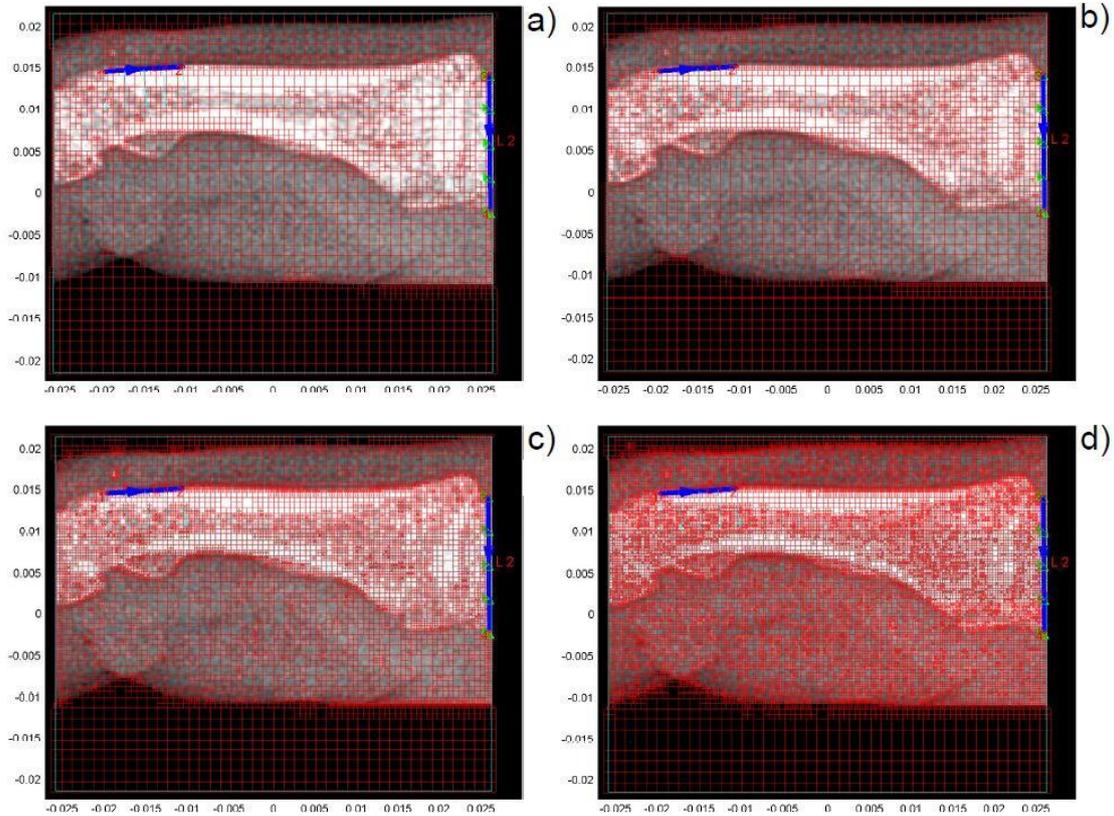


Fig. 4. Refinamiento de la malla de acuerdo al valor de umbral máximo definido para un ejemplo de una falange medial.

Hay que tener en cuenta que la resolución de problemas elásticos lineales consiste principalmente de tres etapas: la discretización del dominio, el cálculo de la matriz de rigidez y la imposición de condiciones de contorno. Por ello, una vez se ha realizado la discretización del problema, se procede a calcular la matriz de rigidez. Como en el MEF tradicional, en *cgFEM* también es necesario calcular la integral (1) para cada elemento de la malla con el fin de poder ensamblar la matriz de rigidez global K .

$$K^e = \int_{\varphi} \mathbf{B}^T \cdot \mathbf{D} \cdot \mathbf{B} \cdot d\varphi \quad (1)$$

$$K^e = \sum_{i=1}^{PI} \mathbf{B}^T(\xi_i) \cdot \mathbf{D}(\xi_i) \cdot \mathbf{B}(\xi_i) \cdot |\mathbf{J}(\xi_i)| \cdot w_i \quad (2)$$

En donde:

- PI: Puntos de integración.
- ξ_i : Posición de los puntos de integración en el sistema de referencia local del elemento. En 2D corresponde con el vector (ξ_i, η_i) y en 3D con (ξ_i, η_i, τ_i) .
- B: Matriz evaluada como función de las derivadas de las funciones de forma con respecto a las coordenadas globales.

$$\begin{pmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} \end{pmatrix} = \mathbf{J}^{-1} \begin{pmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial \xi} \\ \frac{\partial N_i}{\partial \eta} \\ \frac{\partial N_i}{\partial \tau} \end{pmatrix} \quad (3)$$

- D: Matriz de propiedades locales del material.
- $|J(\xi_i)|$: El determinante de la matriz jacobiana. Relaciona un elemento diferencial definido como $dx dy dz$ con el elemento diferencial $d\xi d\eta d\tau$.
- w_i : Pesos para la integración numérica.

Para el cálculo de la matriz de rigidez del elemento es necesario recurrir a una aproximación mediante integración numérica (2). A diferencia del FEM habitual, en el que sólo B depende de la posición, en *cgFEM*, la matriz D también lo hace. Esto se debe al hecho de que, en general, el material dentro de cada elemento no es homogéneo. Por lo tanto, con el fin de no perder información, es necesario tener en cuenta todos los píxeles durante la simulación. En *cgFEM*, esta información es incluida considerando todos los píxeles para homogeneizar las propiedades elásticas en el nivel del elemento. Como consecuencia, cada elemento contiene un número de píxeles, reduciendo significativamente el número de grados de libertad, ya que, en el modelo final hay menos elementos que píxeles, a diferencia de los métodos clásicos basados en imágenes. El objetivo del proceso de adaptación es evitar la homogeneización excesiva de las propiedades elásticas del material dentro de cada elemento. Debido a las características particulares comentadas, el procedimiento de integración numérica (2) no es estándar, por lo cual, se han desarrollado diferentes técnicas y estrategias para evaluar la integral (1) de acuerdo a las necesidades de *cgFEM*, dichas técnicas las podemos ver en la referencia [4], así como la comparación entre ellas. A continuación, se describe de manera general una de las técnicas.

Una de las técnicas utilizadas para la evaluación de la integral (1) es la llamada *integration subdomain Gauss quadrature (ISGQ)* que consiste en considerar cada uno de los píxeles que contiene cierto elemento como un subdominio de integración. Puesto que cada píxel tiene un valor de intensidad, a cada uno de ellos le corresponde un valor de D, por lo que los valores de D se consideran constantes en el subdominio. En esta estrategia no se utiliza ningún tratamiento de la imagen, los valores de D introducidos en (2) son directamente los asociados a los píxeles. Como resultado, el número de puntos de integración PI requeridos en cada elemento es $NP \times PIG$, donde NP es el número de píxeles contenidos en el elemento y PIG el número de puntos de integración requeridos por la cuadratura de Gauss para un dominio homogéneo. Fijándonos en un ejemplo bidimensional, en la siguiente figura podemos ver un dominio representativo formado por 4 subdominios. Cada subdominio tiene un valor de intensidad de 0 a 255, en la figura 5, los valores 8, 3, 25 y 180 representan el valor de cada uno de los píxeles. Además, podemos apreciar en color azul los puntos de integración en cada uno de los subdominios según la cuadratura de Gauss, de esta forma, nuestro elemento requiere de 16 puntos de integración.

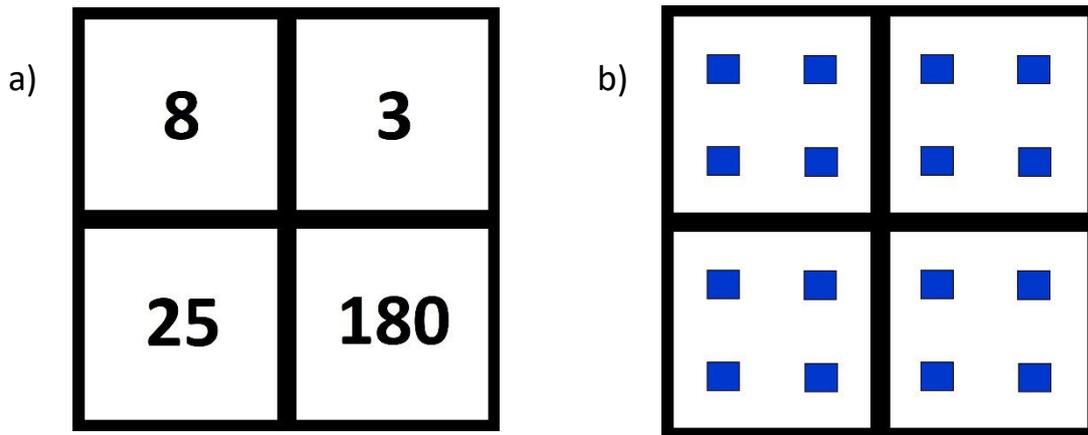


Fig. 5. a) Dominio representativo de 4 píxeles; b) Puntos de integración en los subdominios.

Con respecto a la matriz D , existe una gran literatura que relaciona el valor de los píxeles con las propiedades de los materiales, especialmente por lo que se refiere al hueso representado en TAC. De esta forma, podemos conocer las propiedades del material directamente o mediante interpolaciones para cada valor de píxel, en el caso de que dicho valor no esté expresamente en la literatura.

Recogiendo lo más importante, podemos decir que en *cgFEM* la imagen 3D es directamente inmersa en una malla cartesiana sobre la cual se realiza un refinamiento del tipo *h*-adaptativo de acuerdo a la distribución de valores de píxeles. Como consecuencia, el número de grados de libertad sólo se incrementa donde es útil para tener en cuenta el efecto de la heterogeneidad del material, por tanto, el coste computacional se reduce respecto a las familias de softwares vistas anteriormente: las basadas en la geometría y las basadas en imágenes en las cuales cada píxel representa un elemento. Posteriormente a la discretización del dominio, se calcula la matriz de rigidez mediante un método de integración numérico apropiado, y tras imponer las condiciones de contorno, se obtienen los resultados del problema. De esta manera, *cgFEM* permite realizar simulaciones numéricas de un paciente en específico a partir de imágenes 3D como las obtenidas mediante un TAC o una RM, sin un coste computacional excesivo.

4. Herramientas empleadas

A continuación, se introducen los programas informáticos utilizados para la realización del proyecto. Para ello, nos apoyamos en las referencias [10], [11] y [12] para describir los programas ImageJ, 3DSlicer y Matlab, respectivamente.

4.1. ImageJ

ImageJ es un programa de procesamiento de imágenes de dominio público desarrollado en los Institutos Nacionales de la Salud. Puede mostrar, editar, analizar, procesar, guardar e imprimir imágenes de 8 bits, 16 bits y 32 bits. Puede leer muchos formatos de imagen incluyendo TIFF, GIF, JPEG, DICOM y formato RAW. ImageJ se caracteriza por ser un software multiproceso, pudiendo realizar dos operaciones en paralelo.

ImageJ puede realizar una gran cantidad de operaciones con imágenes, algunos ejemplos son, obtener los valores de los píxeles de las áreas seleccionadas por el usuario, medir distancias y ángulos, crear histogramas de densidad o manipular el contraste, el brillo o la nitidez de una imagen. Además, también es posible escalar, recortar o rotar una imagen, así como ampliarla o reducirla hasta unas escalas de 32:1 o 1:32. Podemos ver la interfaz del software en la figura 6.

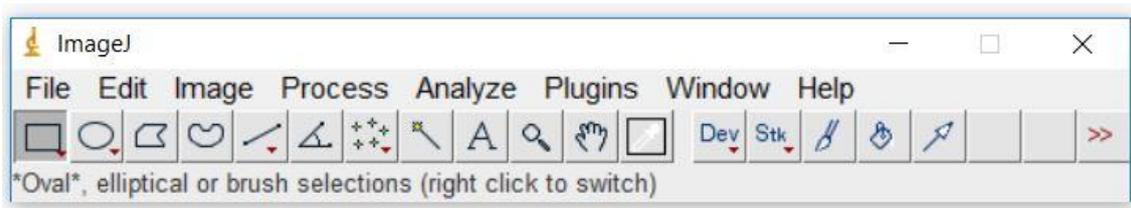


Fig. 6. Interfaz del software ImageJ

ImageJ fue diseñado con una arquitectura abierta que proporciona la posibilidad de poder añadir plugins Java y macros, de este modo, los plugins desarrollados por el usuario permiten resolver casi cualquier problema de procesamiento o análisis de imágenes. Adicionalmente, cabe decir, que el software admite cualquier número de ventanas abiertas simultáneamente, limitado sólo por la memoria disponible. Por todo ello, ImageJ es una buena opción para el tratamiento de imágenes.

En el presente trabajo, se utiliza ImageJ como un software intermediario, con el objetivo de guardar una secuencia de imágenes en un formato admisible para el software que se introduce a continuación, 3DSlicer.

4.2. 3DSlicer

3DSlicer es un paquete informático gratuito para el procesamiento de imágenes médicas y visualización tridimensional creado con el apoyo de los Institutos Nacionales de la Salud y una comunidad mundial de desarrolladores, cuenta con una gran cantidad de posibilidades en post-procesamiento y es ideal para obtener modelos complejos de huesos. Slicer ofrece herramientas gratuitas y poderosas para médicos, investigadores y para el público en general.

Es un software ideal para trabajar con imágenes provenientes de medicina nuclear como la resonancia magnética (RM) o la tomografía axial computarizada (TAC). Podemos ver un ejemplo en la figura 7.

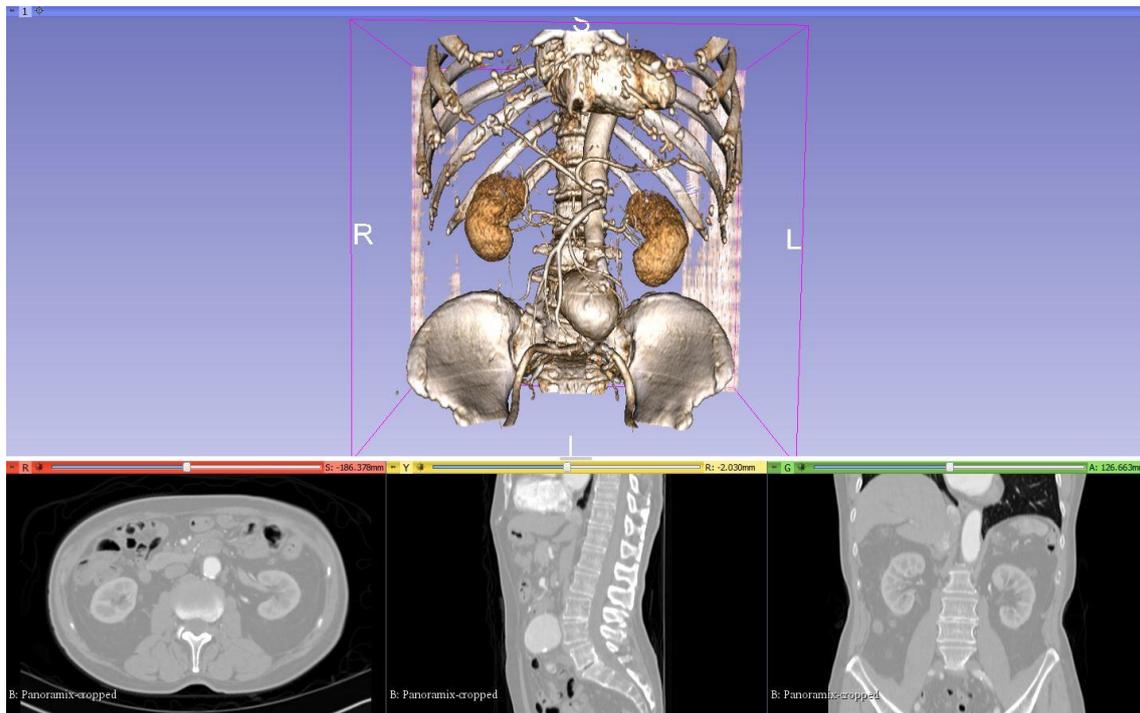


Fig. 7. Imagen médica de la zona abdominal.

Su alto interés en este trabajo no es por el procesamiento de imágenes médicas, sino por la visualización tridimensional, la facilidad de realizar la segmentación para impresión en 3D, la posibilidad de extraer el modelo en fichero STL necesario para la impresión, y por su rapidez y fluidez a la hora de crear el modelo 3D en comparación con otros softwares libres del mismo tipo.

En el presente Trabajo Fin de Grado utilizaremos el software libre 3DSlicer, por lo tanto, para la generación de un modelo tridimensional a partir de imágenes y para preparar el modelo para que pueda ser importado en el software de impresión Cura, del que hablaremos más adelante.

4.3. Matlab

Matlab es una herramienta informática optimizada para la resolución de problemas de ingeniería y científicos, presenta su propio lenguaje de programación en un entorno fácil de utilizar.

Sus aplicaciones más importantes incluyen la resolución de problemas matemáticos, la implementación de algoritmos, el modelado, la simulación y la representación de datos para su posterior análisis. Además, Matlab dispone de herramientas para crear aplicaciones con interfaces de usuario personalizadas.

En los entornos universitarios, Matlab es la herramienta de instrucción básica en cursos de iniciación y perfeccionamiento en las matemáticas, la ingeniería y la ciencia. En la industria, es una herramienta habitual para la investigación, desarrollo y análisis.

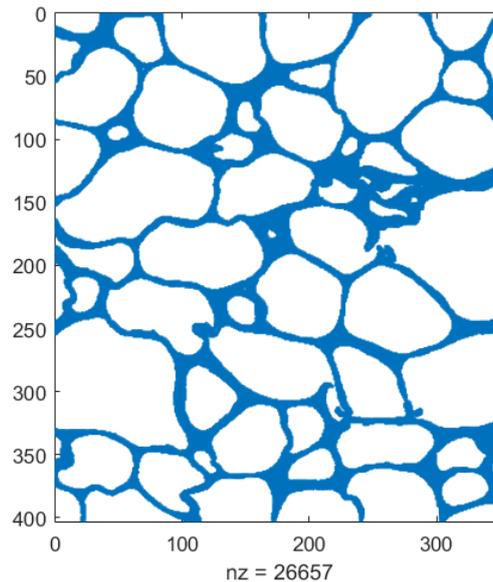


Fig. 8. Imagen representada con Matlab a partir de su matriz vinculada.

En la figura 8 podemos ver un ejemplo de utilización de Matlab que veremos profundamente en el desarrollo del trabajo.

En el presente Trabajo Fin de Grado utilizaremos Matlab para el procesamiento de imágenes. En concreto, para el análisis y desarrollo de algoritmos para el trabajo con imágenes, con el objetivo de escribir un pequeño código que permita solucionar posibles problemas que puedan surgir en nuestro modelo impreso en 3D, como se verá en los siguientes apartados.

4.4. Cura

Cura es un software desarrollado por la empresa Ultimaker para sus impresoras. A partir de un modelo creado en formato STL, Cura permite enviar el modelo a imprimir habiendo elegido previamente los parámetros de impresión más adecuados para nuestro modelo. Algunas características que se pueden cambiar antes de enviar el modelo a imprimir son el tamaño del mismo y la posición en la cual se va a imprimir. Además, parámetros como la altura de capa, la densidad del relleno, la temperatura o la velocidad de impresión, pueden ser modificados y son relevantes en cuanto a la calidad del modelo final. Cura permite también la colocación de soportes para imprimir zonas del modelo que no podrían ser impresas sin los mismos.

Adicionalmente, Cura también permite una visualización de las capas, además de, una aproximación de los gramos y metros correspondientes de material que serán gastados en la impresión. Podemos ver un ejemplo de previsualización de las capas a imprimir en la figura 9. Siendo la primera capa azul, una capa para asegurar la adherencia del modelo con la base.

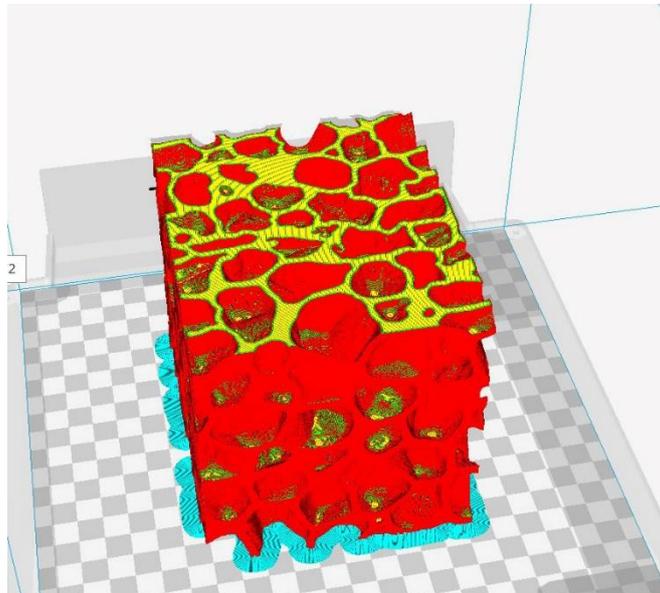


Fig. 9. Modelo dividido en capas para su impresión.

La ventaja que presenta Cura es que permite una impresión con parámetros recomendados acorde con la precisión que queramos y de la impresora de la que se disponga, pero también permite a los más expertos cambiar una gran cantidad de parámetros de impresión de acuerdo a las necesidades. Por lo tanto, en el presente proyecto utilizaremos Cura para la impresión de nuestro modelo 3D.

Para concluir, cabe describir algunos de los parámetros más importantes para la impresión apoyándonos de la referencia [13].

- **Layer height:** Se refiere a la altura que tiene cada capa en nuestra impresión, como comentábamos anteriormente, es un parámetro del cual depende la precisión del modelo impreso. En la impresora Ultimaker 3 utilizada en este trabajo, los valores comunes de altura de capa van desde 0.06 mm para una impresión de alta calidad hasta 0.2 mm para una impresión a modo boceto.

- **Wall Thickness:** Se refiere al espesor de las paredes exteriores en la dirección horizontal. Su valor depende de la tipología de la pieza y del relleno que usemos.
- **Top/Bottom thickness:** Se refiere al espesor de las capas superior e inferior, en este caso, independientemente del relleno que usemos, dichas capas siempre son macizas. Este valor dividido por la altura de la capa define el número de capas superiores e inferiores.
- **Infill density:** Este valor indica el relleno que va a tener nuestra pieza, se indica en porcentaje. Este parámetro influye directamente en las características mecánicas que queremos conseguir, como la resistencia del modelo,
- **Printing temperatura:** Se refiere a la temperatura a la que se va a imprimir. Depende del material que se va a utilizar y también de la altura de capa.
- **Build plate temperature:** Se refiere a la temperatura del plato base.
- **Diameter:** Este valor establece el diámetro del filamento que estamos usando.
- **Flow:** Este valor representa la cantidad de filamento que extruye la impresora. Se usa para corregir posibles fallos como indicar un diámetro ligeramente diferente al diámetro del filamento, entonces se modifica la cantidad de plástico extruido.
- **Enable retraction:** Al seleccionarlo, retira el filamento cuando la boquilla se esté moviendo fuera del área de impresión.
- **Print speed:** Se refiere a la velocidad de impresión. Una velocidad alta puede afectar a la calidad obtenida en la pieza.
- **Travel speed:** Se refiere a la velocidad que se va a mover el extrusor.
- **Print acceleration:** Se refiere a la aceleración de impresión
- **Travel acceleration:** Se refiere a la aceleración con la que se mueve el extrusor para desplazarse de un punto a otro.
- **Print jerk:** Representa el cambio de velocidad instantáneo máximo del cabezal de impresión.
- **Travel jerk:** Representa el cambio de velocidad instantáneo máximo con el que se realizan los desplazamientos.
- **Enable print cooling:** Al seleccionarlo, habilita el ventilador de capa. Permite enfriar las capas de manera uniforme mejorando su calidad.
- **Enable Support:** Al seleccionarlo, se habilitan las estructuras de soporte. Estos soportan partes del modelo con voladizos que no se podrían imprimir.
- **Support extruder:** Se selecciona el extrusor a utilizar para la impresión del soporte.
- **Support placement:** Ajusta la colocación de las estructuras de soporte. La colocación se puede configurar para colocarla tocando el plato base o en todas partes del modelo. Cuando se establece en todas partes, las estructuras de soporte también se imprimirán en el modelo, teniendo que retirarlas posteriormente.
- **Build plate adhesión type:** Esta opción permite elegir entre diferentes opciones que ayudan a mejorar la adhesión a la placa base. *Brim* añade un área plana de una sola capa alrededor de la base del modelo para evitar deformaciones. *Reft* ofrece una gruesa rejilla debajo del modelo. *Skirt* es una línea impresa alrededor del modelo, pero no se conecta con el mismo.
- **Build plate adhesión extruder:** Se selecciona el extrusor a utilizar para imprimir la opción elegida en el parámetro anterior.

5. Definición del procedimiento de validación

A continuación, se va a definir el proceso que se va a llevar a cabo para realizar la validación del software.

5.1. Alternativas

Como hemos visto en apartados anteriores, para analizar y resolver un problema mediante el software *cgFEM* se requiere de la imagen 3D de aquello que queramos analizar, es decir, el objeto que queramos analizar debe ser sometido a un micro-TAC, el cual funciona del mismo modo que el descrito en el apartado 3.1 pero se obtiene una mayor resolución de las imágenes al tratarse de un objeto, pues se somete a más radiación. De este modo, las características de dicho objeto con el cual vamos a partir para la validación del software pueden ser cualesquiera, sin importar su tamaño, su forma, ni tampoco el material que se va a utilizar pues el tamaño y la forma quedan definidos en las imágenes del escaneado, y las propiedades del material se introducen en el modelo de elementos finitos creado a partir de dichas imágenes con *cgFEM*, por lo que cualquier objeto podría ser adecuado para validar el software.

Teniendo en cuenta que *cgFEM* ha sido desarrollado fundamentalmente para analizar materiales porosos como los tejidos óseos -hueso cortical y trabecular o esponjoso-, espumas metálicas, etc. que suelen ser inabordables con el MEF tradicional por su coste en personal cualificado para la creación del CAD correspondiente, serán estas las alternativas más destacables para validar el software.

5.1.1. Tejidos óseos

Puesto que el objetivo del software *cgFEM* es crear modelos de elementos finitos a partir de imágenes médicas para el análisis específico de un paciente, cabe esperar que la alternativa más destacable sea utilizar tejidos óseos para validar el software. Desde hace muchos años, los huesos humanos o de animales han sido y son objeto de numerosos estudios en el campo mecánico, para poder entender y solucionar algunos problemas de fractura o deterioro del mismo, debido a la edad o a diferentes patologías. La ventaja de utilizar huesos para la validación es que podríamos simular una situación real del funcionamiento del software, pero también existen desventajas, la principal es la necesidad de tener un laboratorio adaptado para el uso de tejidos biológicos. Además, una dificultad añadida que supone trabajar con tejidos óseos es su obtención, lo cual hace que haya que buscar otras alternativas que se puedan conseguir de forma más sencilla de acuerdo al tiempo que hay disponible para realizar el presente trabajo, por lo que esta alternativa podría ser inaccesible.

5.1.2. Espumas metálicas

Las espumas metálicas, apoyándonos en la referencia [14] para su descripción, son un tipo de material formado por la combinación de gas y metal sólido, obteniendo así, un material metálico con una distribución aleatoria de poros dentro de su estructura, podemos ver un ejemplo específico de espuma de aluminio en la figura 10. Dichas espumas presentan una combinación de propiedades físicas, químicas y mecánicas que las convierten en un material único e innovador, sobre todo, por su estructura altamente ligera y su gran capacidad de absorción de energía, además de sus propiedades de aislamiento térmico y acústico, lo que le

convierten en un material adecuado para la industria de la automoción, aeroespacial, naval, ferroviaria y construcción.

Ciertas propiedades dependen del tipo de espuma, dependiendo del modo de fabricación, estas pueden ser de poro abierto o de poro cerrado. Las de poro abierto se fabrican con la utilización de materiales de relleno que son eliminados posteriormente. Dichas espumas de poro abierto se caracterizan por sus buenas propiedades térmicas, pues son grandes disipadoras de calor. Sin embargo, las espumas de poro cerrado se caracterizan por su gran rigidez, usándose con fines estructurales y de aislamiento acústico, su fabricación se basa en la inyección de gases en la fundición.



Fig. 10. Espuma de aluminio de poros cerrados

En los últimos años, se han conseguido también espumas metálicas porosas con características muy similares a las del hueso, teniendo una importante aplicación en la industria ortopédica.

Según podemos ver en la referencia [15], el módulo de elasticidad de la espuma es muy similar al del hueso, es decir, la capacidad de los materiales para deformarse cuando se aplica una presión y luego volver a su forma original cuando se elimina la presión, es similar. El módulo de elasticidad es muy importante para los implantes biomédicos, cuando un implante ortopédico o dental se coloca en el cuerpo para reemplazar un hueso o una parte de un hueso, necesita manejar las cargas de la misma manera que el hueso que conecta. Por ejemplo, en el caso que el módulo de elasticidad del implante sea mucho mayor que el del hueso, el implante se llevaría gran parte de la carga, por lo que el hueso dejaría de trabajar correctamente y terminaría perdiendo sus capacidades, lo que causaría un prematuro fallo del implante. Cuando esto sucede, el paciente necesita una cirugía para reemplazar el implante. Para dar una idea del orden de magnitud, el módulo de elasticidad del hueso está entre 10 y 30 GPa, mientras que el de los implantes tradicionales de titanio es aproximadamente de 100 GPa, sin embargo, las nuevas espumas metálicas tienen un módulo que es coherente en relación al del hueso y tiene la ventaja principal de ser un material bastante ligero debido a la alta porosidad. Además, las espumas metálicas pueden favorecer a la recuperación de los miembros dañados, permitiendo la formación de tejidos dentro de su superficie porosa.

Con el ejemplo anterior podemos ver que las espumas metálicas están teniendo en los últimos años una alta relación con el ámbito de la medicina, por ello y por ser un material innovador, es una alternativa interesante. Sin embargo, presenta un inconveniente con respecto a nuestro objetivo, pues no es posible conseguir dos modelos de espumas metálicas

exactamente iguales, puesto que, en su proceso de fabricación, la distribución exacta de los poros no es controlable.

5.1.3. Impresiones en 3D

La impresión en 3D permite reproducir físicamente objetos con volumen a partir de un modelo diseñado por ordenador. A partir del software de la impresora que se esté utilizando, basta con cargar el modelo diseñado en 3D y elegir los parámetros de impresión deseados para enviar el modelo a la impresora, de esta forma, se crea un archivo de formato ".gcode", el cuál le indica a la impresora qué hacer y cómo hacerlo para fabricar el objeto tridimensional.

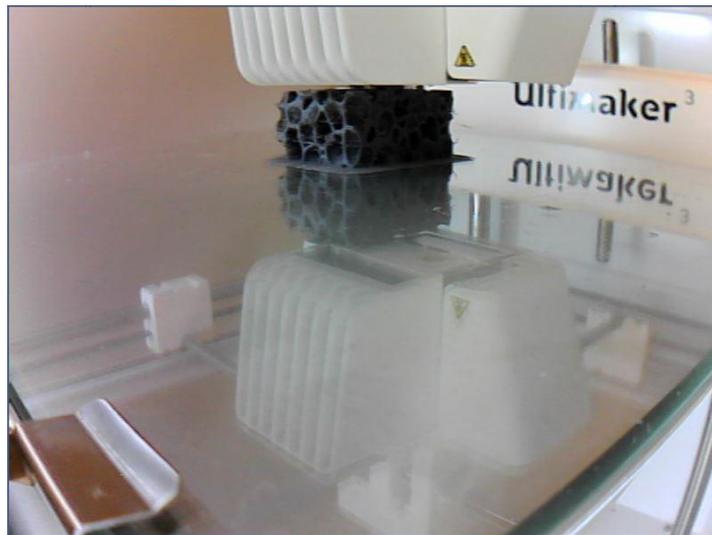


Fig. 11. Ejemplo de impresión en 3D de un modelo de espuma de aluminio.

Podemos ver en la figura 11 una imagen real de impresión en 3D, obtenida a través de la cámara de la impresora Ultimaker 3 mediante su software específico Cura. En este caso, se está imprimiendo un modelo de espuma de aluminio con material polimérico PLA (ácido poliláctico).

Haciendo referencia a su funcionamiento, el extrusor de la impresora toma el material polimérico sólido en forma de hilo y lo deposita sobre la superficie de impresión, dicho hilo o filamento, se calienta hasta una temperatura aproximada de 200º centígrados antes de ser extraído. El material es depositado de forma precisa, de acuerdo a los parámetros de impresión que han sido indicados. Respecto al método de impresión, la impresora construye el modelo capa a capa por superposición de las mismas hasta completar el modelo, por ello, la altura de capa a la que se realiza la impresión es uno de los parámetros más importante en impresión 3D, pues está ligado directamente a la calidad de la pieza, a menor altura de capa mayor calidad, pero también se incrementa de manera considerada el tiempo de impresión, por lo que interesa llegar a un punto intermedio entre calidad y tiempo. La ventaja principal de la impresión en 3D es que se pueden conseguir tantas piezas como se deseen con la misma forma y tamaño, aproximadamente.

Finalmente, cabe decir que, para realizar los ensayos experimentales de forma correcta, es recomendable hacer varios de prueba hasta acomodarse al equipo, por ello,

interesa aquella alternativa que nos permita conseguir probetas idénticas o casi idénticas. Este requisito es necesario para tan sólo tener que mandar a escanear una probeta para realizar el ensayo numérico, ya que la realización del TAC tiene un precio económico e interesa realizar los mínimos posibles. De modo que, si se consiguen probetas idénticas o aproximadamente idénticas, se podrán hacer varios ensayos experimentales sin importar que alguno de ellos no haya sido realizado correctamente, pues habrá más probetas idénticas para seguir con el ensayo y solucionar el problema con tan sólo haber realizado un TAC de una de ellas. Así, se podrán realizar los ensayos experimentales con seguridad y también el ensayo numérico con *cgFEM* a partir de las imágenes del TAC realizado a la probeta.

Analizando las alternativas, el proceso de fabricación de las espumas metálicas no permite que exista una pieza idéntica a otra, cada una de ellas consta de una distribución de poros distinta. Por otra parte, debido a la dificultad que conlleva trabajar con tejidos biológicos como hemos comentado anteriormente, la alternativa más viable y por ello, la que más nos interesa, es utilizar la impresión 3D, que nos permite obtener probetas aproximadamente idénticas.

5.2. Procedimiento

En primer lugar, habiendo elegido la impresión 3D como mejor alternativa para obtener las probetas a ensayar, se diseña el modelo tridimensional y se prepara para su impresión. Una vez tenemos el modelo en tres dimensiones, se manda a imprimir tantas veces como sea necesario, de modo que obtenemos probetas aproximadamente idénticas para realizar los ensayos experimentales. Una vez realizado los ensayos experimentales y analizado su comportamiento mecánico, se procede a enviar a escanear una de las probetas, obteniendo las imágenes que son utilizadas por el software *cgFEM* para crear el modelo en elementos finitos de la probeta escaneada y realizar los ensayos numéricos correspondientes. Finalmente, se realiza una comparación de los resultados experimentales y numéricos para poder determinar si el software es válido.

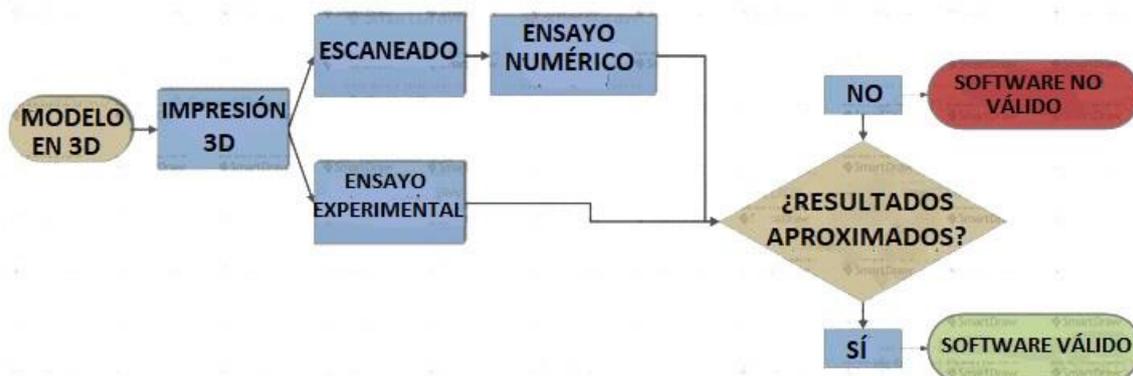


Fig. 12. Diagrama del procedimiento de validación.

6. Validación del software *cgFEM*

A continuación, se explica detalladamente el proceso seguido para la validación del software, así como el proceso seguido para obtener las probetas a partir de la impresión en 3D, la descripción de los ensayos experimentales y numéricos, y finalmente, compararemos los resultados obtenidos mediante los mismos.

6.1. *Impresión en 3D*

Se propone exponer en el presente apartado, la descripción del proceso que se ha llevado a cabo para la obtención de las probetas necesarias para realizar los ensayos. Para ello, se ha de construir un modelo 3D y preparar el mismo para su impresión.

En primer lugar, se parte de las imágenes procedentes de realizar un micro-TAC a una espuma de aluminio, dichas imágenes, son proporcionados por el Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales. El objetivo es crear un modelo 3D a partir de las imágenes del micro-TAC para su posterior impresión. Para ello, utilizamos los softwares ImageJ y 3DSlicer introducidos en el apartado 4 de herramientas empleadas. Con respecto al micro-TAC, el método utilizado es el mismo que para el TAC tradicional usado con personas, la diferencia es que, al estar estudiando un objeto, se permite aumentar la radiación y como consecuencia, obtener una mayor resolución en las imágenes obtenidas. Hay que tener en cuenta que el micro-TAC proporciona una gran cantidad de imágenes en forma de finos cortes del objeto, que juntas forman una imagen 3D.

Los datos de partida, como se ha dicho anteriormente, son las imágenes de un micro-TAC de una espuma de aluminio proporcionadas por el DIMM. Se trata de 675 imágenes con un tamaño de 680x555 píxeles cada una, siendo el tipo de dato de cada píxel, enteros de 8 bits en el rango de 0 a 255, es decir, permiten 256 tonos que van desde el blanco al negro puro. Se muestran a continuación en la figura 13, tres imágenes consecutivas de las 675 totales, para poder ver de forma clara, el tipo de imágenes con el que se está trabajando.

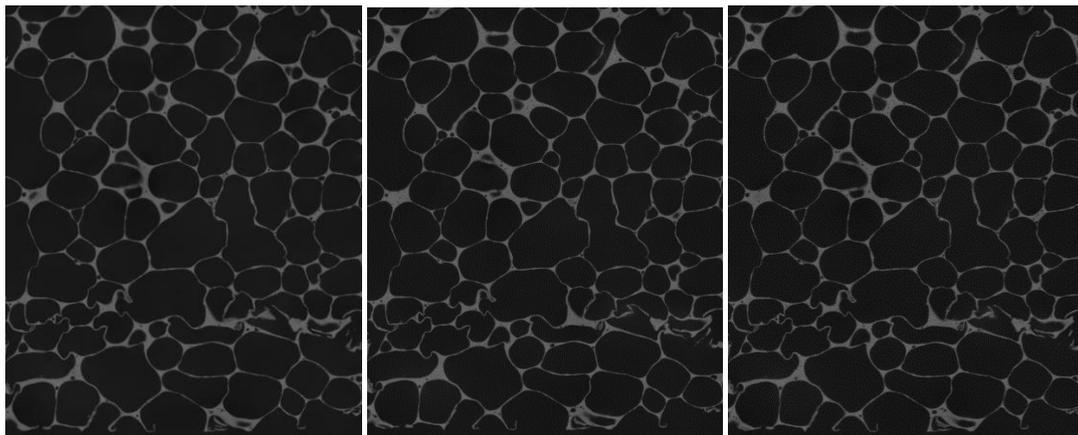


Fig. 13. Imágenes 2D procedente del micro-TAC de una espuma de aluminio.

La creación del modelo 3D se realiza a partir de las imágenes con el software 3DSlicer, pero antes de ello, se han de preparar los datos con ImageJ. Es necesario introducir antes de la creación del modelo, los formatos de archivo más extendidos en la comunidad científico-médica, pues serán los formatos con los que pueda trabajar sin problemas 3DSlicer, que como señalábamos en el apartado 4, está orientado al procesamiento de imágenes médicas.

Las imágenes médicas como las proporcionadas por el TAC o la RM suelen usar formatos de imágenes específicos, y estos se pueden dividir en dos categorías. La primera se refiere a los formatos destinados a estandarizar las imágenes generadas por las distintas técnicas de diagnóstico utilizadas, es el ejemplo del formato Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). La segunda categoría trata los formatos nacidos con el objetivo de facilitar y fortalecer los análisis de postprocesamiento, por ejemplo, el formato Analyze.

Apoyándonos en la referencia [15] y [16], el estándar DICOM fue establecido por el Colegio Americano de Radiología y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos bajo la necesidad del procesamiento de imágenes médicas con la introducción de las mismas en la década de los setenta. A pesar de su fecha de nacimiento en 1993, la introducción verdadera del estándar DICOM tiene lugar a finales de los años 90. El formato DICOM es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas, utilizado en el manejo, visualización, almacenamiento, impresión y tratamiento de las mismas. Independientemente de su uso, un fichero DICOM contiene, por una parte, una cabecera en la que se almacena información como el nombre del paciente, dimensiones de la imagen, etc., y por otra parte los datos correspondientes a la imagen 3D que almacena.

El formato Analyze, como podemos ver en la referencia [16] fue creado a finales de la década de 1980 como formato empleado por el software comercial Analyze desarrollado en Mayo Clinic en Rochester, USA. Durante más de una década, el formato fue el estándar para el postprocesamiento de imágenes médicas hasta la llegada del formato DICOM. Una imagen 3D en formato Analyze consta de dos archivos binarios para almacenar volúmenes basados en vóxeles: un archivo de imagen con extensión “.img” que contiene la secuencia de vóxeles, cuyo tipo de dato y orden son descritos por el archivo de encabezado, siendo este el otro tipo de archivo, con extensión “.hdr”, que proporciona información dimensional como el tamaño del vóxel y el número de vóxeles en cada dimensión.

De esta manera, sería igual de válido transformar nuestras imágenes 2D obtenidas del micro-TAC a formato DICOM o a formato Analyze para crear el modelo con 3DSlicer. Eligiendo ImageJ para realizar la transformación, nos permite abrir nuestra secuencia de imágenes que representan las finas rebanadas del volumen y exportar la información en formato Analyze. Así, en el software 3DSlicer podemos importar este archivo sin problemas y visualizar el volumen en el módulo “Volume rendering” en el cual podemos observar el volumen 3D creado (figura 15) a partir de las imágenes 2D en forma de finos cortes del volumen, el software permite también, ver todos estos finos cortes en los tres planos, ver figura 14.

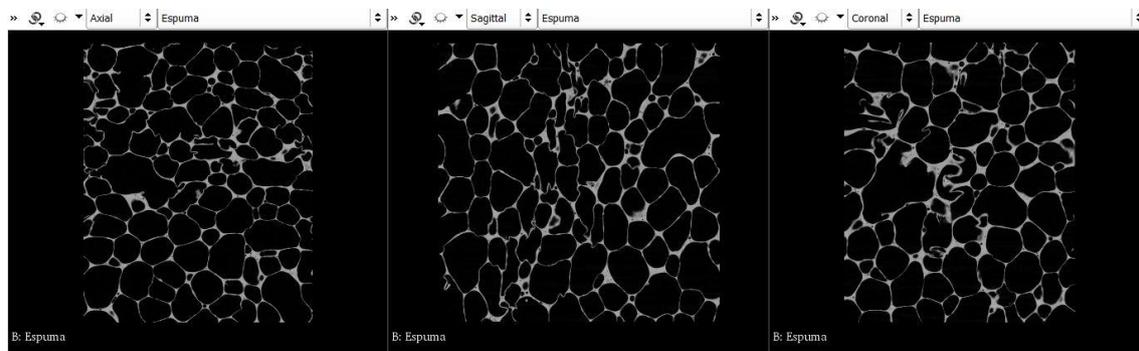


Fig. 14. Imágenes 2D correspondientes a cada uno de los planos anatómicos, axial, sagital y coronal.

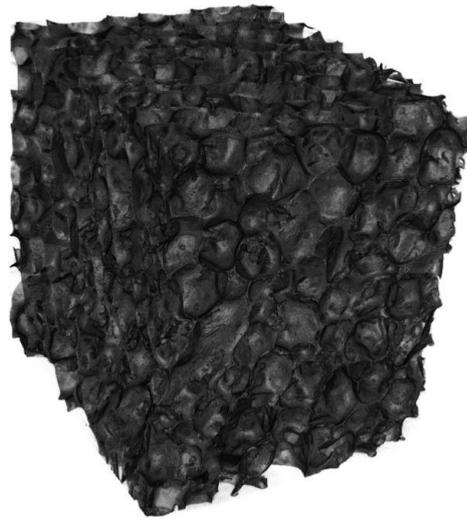


Fig. 15. Imagen 3D de la espuma de aluminio.

Después de representar el volumen de la espuma de aluminio se procede a realizar la segmentación de la imagen. La segmentación se refiere a la división de una imagen en regiones, lo cual es típicamente utilizado para identificar objetos u otra información relevante en imágenes digitales, con el fin de representar una imagen más significativa y fácil de analizar. Hay diferentes técnicas para realizar la segmentación, una de ellas es la conocida comúnmente como *thresholding*, es un método de segmentación en el que podemos decidir qué píxeles conforman los objetos que buscamos y qué píxeles son sólo el entorno de estos objetos, como podemos ver en la referencia [17]. En nuestro caso, nos interesa segmentar la imagen de manera que podamos elegir los píxeles que pertenecen al aluminio y eliminar los píxeles que pertenecen al aire, para ello, creamos el histograma que representa los valores de píxeles de las imágenes 2D, ya que todas ellas comparten aproximadamente la misma proporción de valores, ver figura 16.

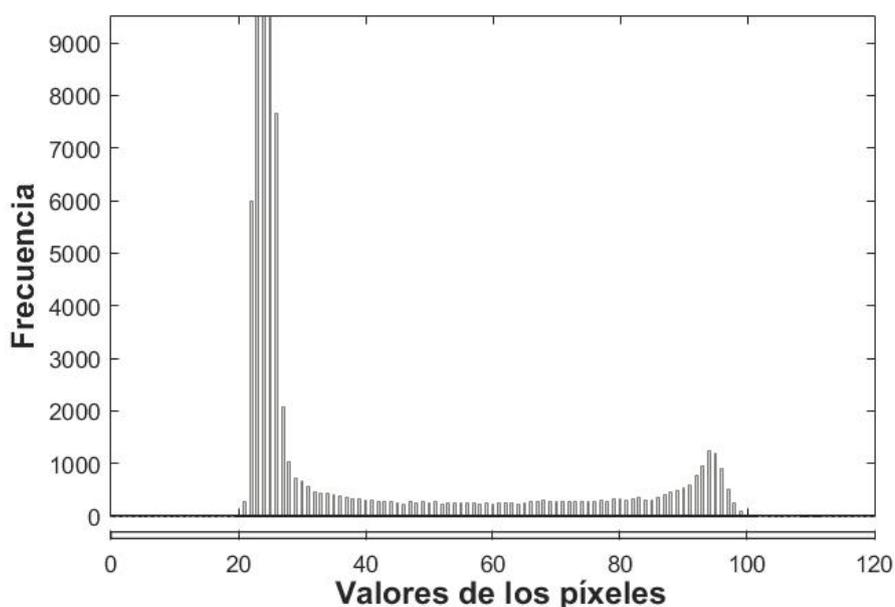


Fig. 16. Histograma de los valores de píxeles de las imágenes 2D.

Como apreciamos en la figura 16, el valor de píxeles que tiene más frecuencia en la imagen es aproximadamente sobre 25, por lo tanto, estos píxeles son los que representan el aire. El otro pico lo encontramos aproximadamente en un valor de 95, siendo el valor aproximado de los píxeles que representan el aluminio. Por lo tanto, para realizar la segmentación, tomamos un umbral de 30, siendo aproximadamente el valor de píxel a partir del cual solo quedarán representados en la imagen los píxeles correspondientes al aluminio. En 3DSlicer, hay que cambiar al módulo “*Editor*”, donde aparece la opción de “*ThresholdEffect*” permitiendo elegir el valor umbral para la segmentación. Posteriormente, en el mismo módulo se procede a crear el modelo 3D con la opción “*MakeModelEffect*”.

Siguiendo los pasos comentados se crea el modelo 3D de nuestra probeta, el cual necesitamos para imprimir en 3D y poder realizar los ensayos. Sin embargo, antes de avanzar en el contenido, se cree conveniente señalar un problema que puede ocurrir en la creación de dicho modelo. Con motivo del gran consumo de memoria que provoca la creación del modelo 3D por el alto contenido de información que contiene nuestra imagen 3D inicial (680x555x675 píxeles), se propone como solución recortar parte de dicha imagen, ya que 3DSlicer lo permite en el módulo “*Crop Volume*”. De esta forma, podemos recortar una región de interés que contenga menos información, con el fin de trabajar de manera más rápida y eficaz con nuestro modelo 3D, pues para el objetivo del trabajo no es relevante la utilización de toda la información del modelo inicial, simplemente, se ha de tener un cuidado especial en evitar superficies desconectadas que provoquen una mala impresión posterior. Una vez tenemos la imagen 3D recortada y adaptada a nuestros intereses, es necesario realizar la segmentación y la creación del modelo ya explicados anteriormente. Respecto al *thresholding*, se utiliza 30 como valor umbral, de igual manera que para la imagen 3D inicial, pues el histograma no presenta cambios importantes, de modo que 30 sigue siendo el valor a partir del cual todos los píxeles corresponden a aluminio. Seguidamente, se procede a la creación del modelo 3D, el cual vamos a llamar modelo inicial, ver figura 17.

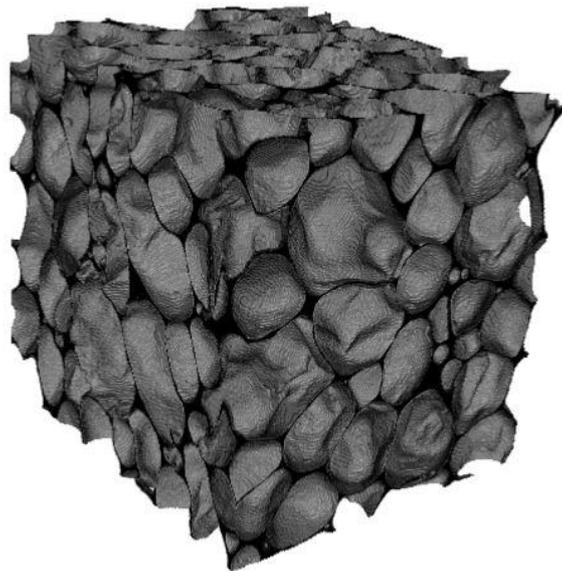


Fig. 17. Modelo 3D inicial de la espuma de aluminio creado con 3DSlicer.

Una vez ha sido creado el modelo 3D inicial de la espuma de aluminio, cabe señalar que es necesario exportarlo en formato “.stl” y 3DSlicer permite esta acción. El formato Standard Triangle Language (STL) es el formato estándar para las tecnologías de fabricación aditiva como la impresión en 3D, se basa en la utilización de una malla de triángulos cerrada para definir la forma del objeto, es decir, descompone toda la geometría en triángulos de diferentes formas y tamaños acoplándose perfectamente al contorno del objeto, siendo este, el formato ideal para los softwares de impresión en 3D. Respecto a la impresora 3D, utilizamos para el presente trabajo la impresora Ultimaker 3.0 y preparamos el modelo para la impresión a partir de su software Cura. En el software Cura, como explicamos en el apartado 4.4, una vez importado el modelo en formato “.stl”, se deciden los parámetros de impresión. Para la impresión de nuestro modelo elegimos material ácido poliláctico (PLA), una impresión normal, que corresponde a una altura de capa de 0.1 mm y elegimos también una densidad del relleno del 100% para que nuestro modelo sea completamente sólido. Los demás parámetros los dejamos por defecto, los podemos ver en la figura 18. Cabe recordar que los parámetros que aparecen en la siguiente imagen, quedaron descritos en el apartado 4.4.

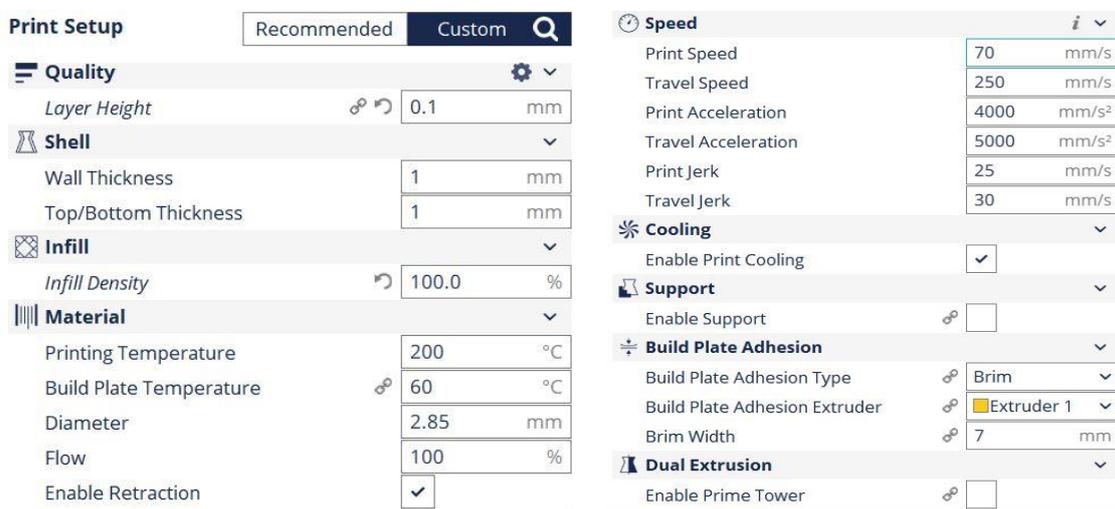


Fig. 18. Parámetros de impresión 3D definidos en el software Cura.

Una vez decididos y ajustados los parámetros de impresión, basta con mandar a imprimir el modelo para que la impresora comience a trabajar. Cura nos ofrece información respecto a la impresión, tarda 14 horas y 40 minutos, por otra parte, consume 14 g de material PLA.

Como podemos apreciar en la figura 19, la probeta obtenida a partir de la impresión 3D presenta una baja resolución. Se aprecia fácilmente una especie de agujeros en las paredes y como consecuencia, no es válida para realizar los ensayos, pues no representa a nuestro modelo de espuma de aluminio.

La figura 19 permite ver que la impresión del modelo no corresponde con la realidad y es debido a la mala resolución de las imágenes con las que se ha creado el modelo. Con el objetivo de buscar una solución, se pretende aumentar los píxeles de las imágenes que forman el volumen con el uso de Matlab. El objetivo es aumentar un píxel hacia arriba, otro hacia abajo, otros dos hacia los dos lados y otros dos hacia adelante y hacia atrás, de modo que engordemos las imágenes en 3D, para así, aumentar el grosor de las paredes y obtener una impresión real del modelo.



Fig. 19. Representación de una cara del modelo inicial impreso frente a su cara correspondiente en el modelo real.

Para solucionar el problema se escribe el siguiente código en Matlab:

```

lee_archivos = dir('.\*.tif');

%Iniciar matriz logica

archivo = lee_archivos(1).name;
fi = imread(strcat(archivo));
Txmax=size(fi,2);
Tymax=size(fi,1);
Tzmax=length(lee_archivos);
Lfi=zeros(Tymax,Txmax,Tzmax);
Lfi=logical(Lfi);
Lfi0Capa=Lfi(:,:,1);

for k = 1:length(lee_archivos) %recorre los archivos del directorio
    archivo = lee_archivos(k).name; %Obtiene el nombre de los archivos
    fi = imread(strcat(archivo));% lee la imagen correspondiente
    LfiCapa=Lfi0Capa;
    LfiCapa(fi>=30)=true;
    Lfi(:,:,k)=LfiCapa;
End

Lfi0=Lfi;
ExtraLayers=8;

for i=1:ExtraLayers
    if i/2== floor(i/2) %i par
        Lfi(1:Tymax-1,:,:) = Lfi(1:Tymax-1,:,:) | Lfi0(2:Tymax ,:,:);
%Filas arriba
        Lfi(:,1:Txmax-1,:) = Lfi(:,1:Txmax-1,:) | Lfi0(:,2:Txmax ,:);
%Col izda
        Lfi(:, :, 1:Tzmax-1) = Lfi(:, :, 1:Tzmax-1) | Lfi0(:, :, 2:Tzmax );
%Capas adelante
        Lfi0=Lfi;
    end
end

```

```

else %i impar
    Lfi(2:Tymax, :, :) = Lfi(2:Tymax, :, :) | Lfi0(1:Tymax-1, :, :);
%Filas abajo
    Lfi(:, 2:Txmax, :) = Lfi(:, 2:Txmax, :) | Lfi0(:, 1:Txmax-1, :);
%Col dcha
    Lfi(:, :, 2:Tzmax) = Lfi(:, :, 2:Tzmax) | Lfi0(:, :, 1:Tzmax-1);
%Capas atras
end
end

%Se guardan las nuevas imágenes

for k = 1:length(lee_archivos)
    archivo = lee_archivos(k).name;
    archivo = ['_', archivo];
    imwrite(Lfi(:, :, k), archivo, 'compression', 'none');
end
    
```

Por lo que se refiere al código anterior, se trata de engordar cada píxel de todas las imágenes que forman la imagen 3D. Si consideramos un píxel representativo, ver figura 20, el píxel original es el dibujado con contorno negro y los añadidos con contorno rojo.

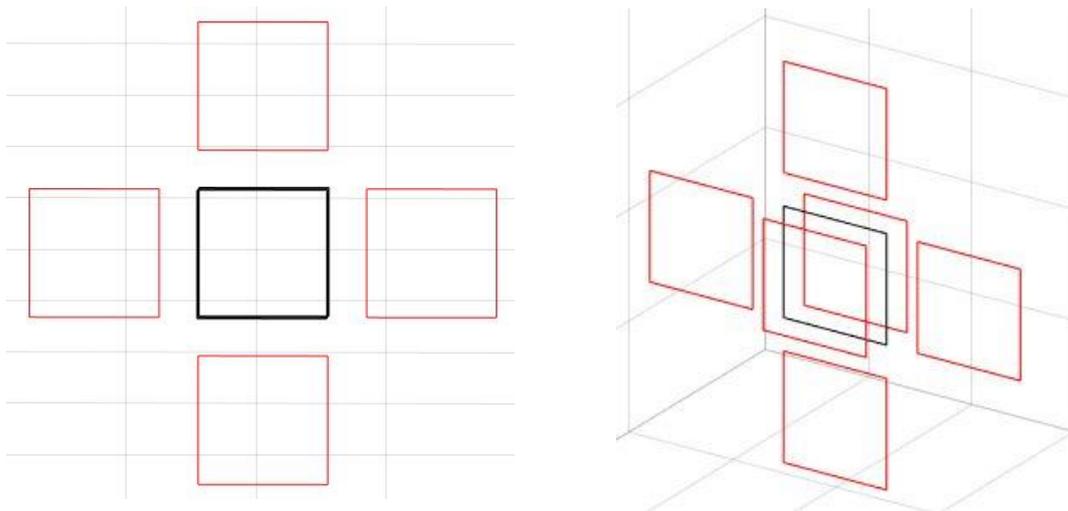


Fig. 20. Pixel engordado en tres dimensiones.

Fijándonos en una sola imagen, al iniciar el código en Matlab se engorda cada píxel de la imagen como se ha indicado anteriormente, tantas veces como se desee. Las veces que queremos que se repita el proceso de engordado de los píxeles se ha de indicar en `ExtraLayers=n`. Por ejemplo, en el caso de elegir `n=8` capas, como podemos ver en el código, las capas impares aumentan un píxel hacia abajo, otro hacia la derecha y otro hacia atrás, las capas pares, aumentan un píxel hacia arriba, otro hacia la izquierda y otro hacia adelante.

En la figura 21 se aprecia el resultado de aplicar el código de Matlab con `ExtraLayers=8` a la imagen 3D de la espuma de aluminio. La imagen a) muestra una imagen original correspondiente a un corte de la imagen 3D en los ejes XY, la imagen b) representa la imagen una vez se ha aplicado el aumento de píxeles. Del mismo modo ocurre con las imágenes c) y d) en los ejes XZ, siempre refiriéndonos a un sistema de coordenadas dextrógiro en el que el eje Z apunta hacia el exterior del papel.

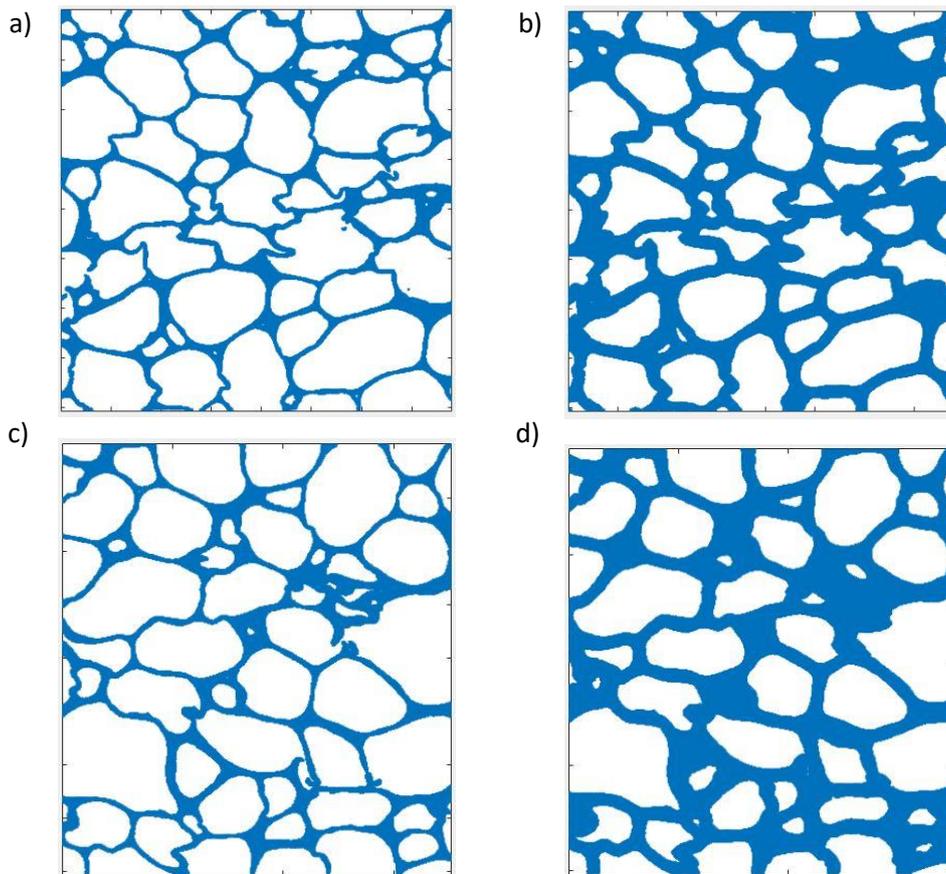


Fig. 21. Aumento de píxeles de la imagen 3D

No hay que olvidar que la idea central es reproducir físicamente nuestro modelo de espuma de aluminio gracias a la impresión 3D. Una vez se ha solucionado el problema habiendo engordado los píxeles, se espera obtener un modelo real de la espuma de aluminio. Para su impresión, se siguen los pasos ya comentados en la impresión del primer modelo. Puesto que para trabajar en Matlab hemos trabajado con matrices de datos lógicos, es necesario convertir las matrices a matrices de datos enteros de 8 bits en el rango de 0 a 255, para así, trabajar con el mismo tipo de imágenes en el modelo anterior y utilizar el mismo valor umbral de 30 para realizar la segmentación. Para ello, escribimos un pequeño código para que los píxeles azules de la figura 21 que representan al aluminio tengan un valor de 98 y los píxeles blancos que representan al aire tengan un valor de 22. Así, al indicar un valor umbral de 30 en el *thresholding* únicamente se toman en cuenta los píxeles que representan al aluminio. El pequeño código que se ha comentado para preparar las imágenes se muestra a continuación:

```
lee_archivos = dir('.*tiff');

for k = 1:length(lee_archivos)
    archivo = lee_archivos(k).name;
    fi = imread(strcat(archivo));

    fi=uint8(fi);
    fi(fi==1)=98;
    fi(fi==0)=28;
    imwrite(fi,archivo,'compression','none');
end
```

De esta manera, se obtienen todas las imágenes en forma de finos cortes de la imagen 3D de la espuma de aluminio con los píxeles engordados. Por otra parte, con el fin de continuar introduciéndonos en el tema del procesamiento de imágenes a partir de Matlab se propone realizar un ejercicio adicional. Se trata de obtener en el nuevo modelo, una imagen especular del modelo anterior, para ello escribimos un pequeño código en Matlab:

```
lee_archivos = dir('.*.tif');

for k = 1:length(lee_archivos)
    archivo = lee_archivos(k).name;
    fi = imread(strcat(archivo));

    [fil,col]=size(fi);
    B=zeros(fil,col);
    t = col;

    for i=1:col
        B(:,t)=fi(:,i);
        t=t-1;
    end

    C = zeros(fil,col);
    C = logical(C);
    C(B>=30)=true;

    imwrite(C,archivo,'compression','none');
end
```

Como podemos apreciar en la figura 22, se han realizado correctamente los dos ejercicios en Matlab. Por una parte, podemos observar que los píxeles del modelo han sido aumentados. Por otra parte, se aprecia que el modelo definitivo colocado a la derecha de la imagen representa la imagen especular del modelo inicial. Para una mayor apreciación de lo que se ha comentado, se muestran dos imágenes bidimensionales de los modelos, en la página siguiente podemos ver dichos modelos en tres dimensiones, ver figura 23.

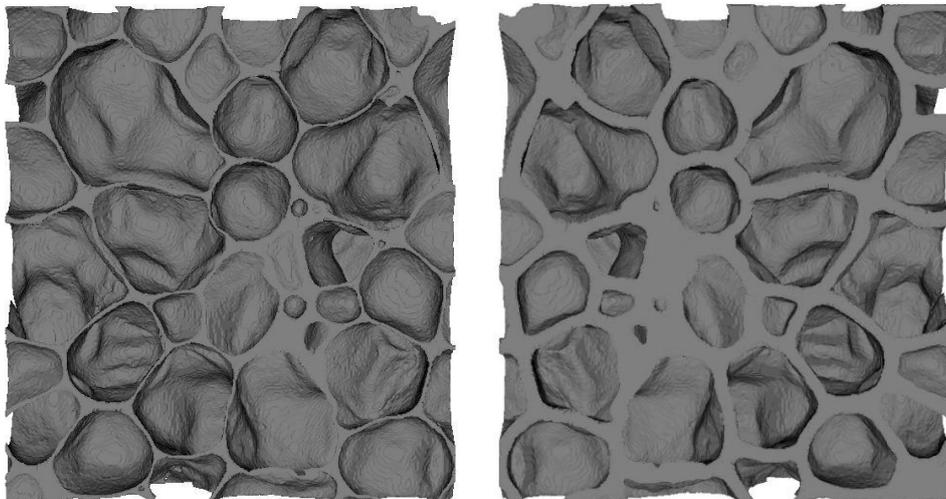


Fig. 22. Representación de una cara del modelo definitivo frente a la misma cara en el modelo inicial.

De esta manera, se ha conseguido obtener un modelo 3D de una espuma de aluminio con las características deseadas a partir de 3DSlicer y con la ayuda de ImageJ. Además, se han solucionado los problemas que han surgido en la primera impresión con el uso de Matlab. Como consecuencia, se pueden obtener tantas probetas como se deseen para realizar los ensayos necesarios para el presente trabajo, consiguiendo a partir de la impresión 3D cierta repetitividad, dichas probetas serán idénticas o aproximadamente iguales, pues se imprimen a partir del mismo modelo. Adicionalmente, como hemos podido ver en la figura 22 a partir de imágenes bidimensionales para mayor apreciación, con el objetivo de introducirse un poco más en el procesamiento de imágenes con Matlab, el nuevo modelo representa la imagen reflejada del modelo inicial, podemos apreciarlo en la figura 23 en tres dimensiones. En a) podemos ver el modelo inicial y en b) el modelo final resultado de los ejercicios realizados con Matlab.

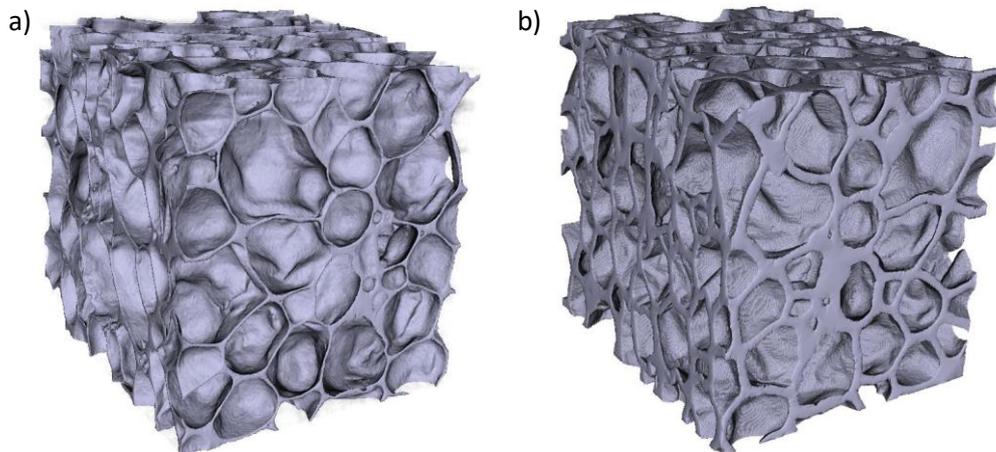


Fig. 23. Modelo inicial y modelo definitivo de la espuma de aluminio en 3D.

Finalmente, se obtiene un grupo de probetas aproximadamente idénticas a partir del modelo definitivo. Se decide imprimir cinco probetas para realizar los ensayos experimentales, la impresión se realiza con el software de impresión Cura tomando los parámetros de impresión establecidos anteriormente en la figura 18. Posteriormente, se manda a imprimir cada una de las probetas, en este caso, el material PLA que consume la impresora y el peso orientativo de la probeta que indica Cura será mayor que con el modelo inicial, pues se han engordado las paredes. La nueva impresión se lleva a cabo en 18 horas y 3 minutos con un gasto de 27 gramos de material PLA. En la figura 24 se muestra la impresora utilizada.

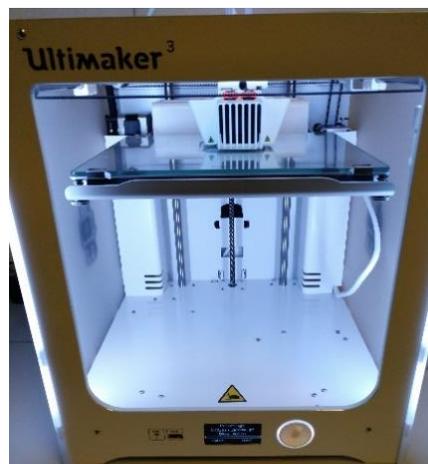


Fig. 24. Impresora Ultimaker 3 facilitada por el DIMM.

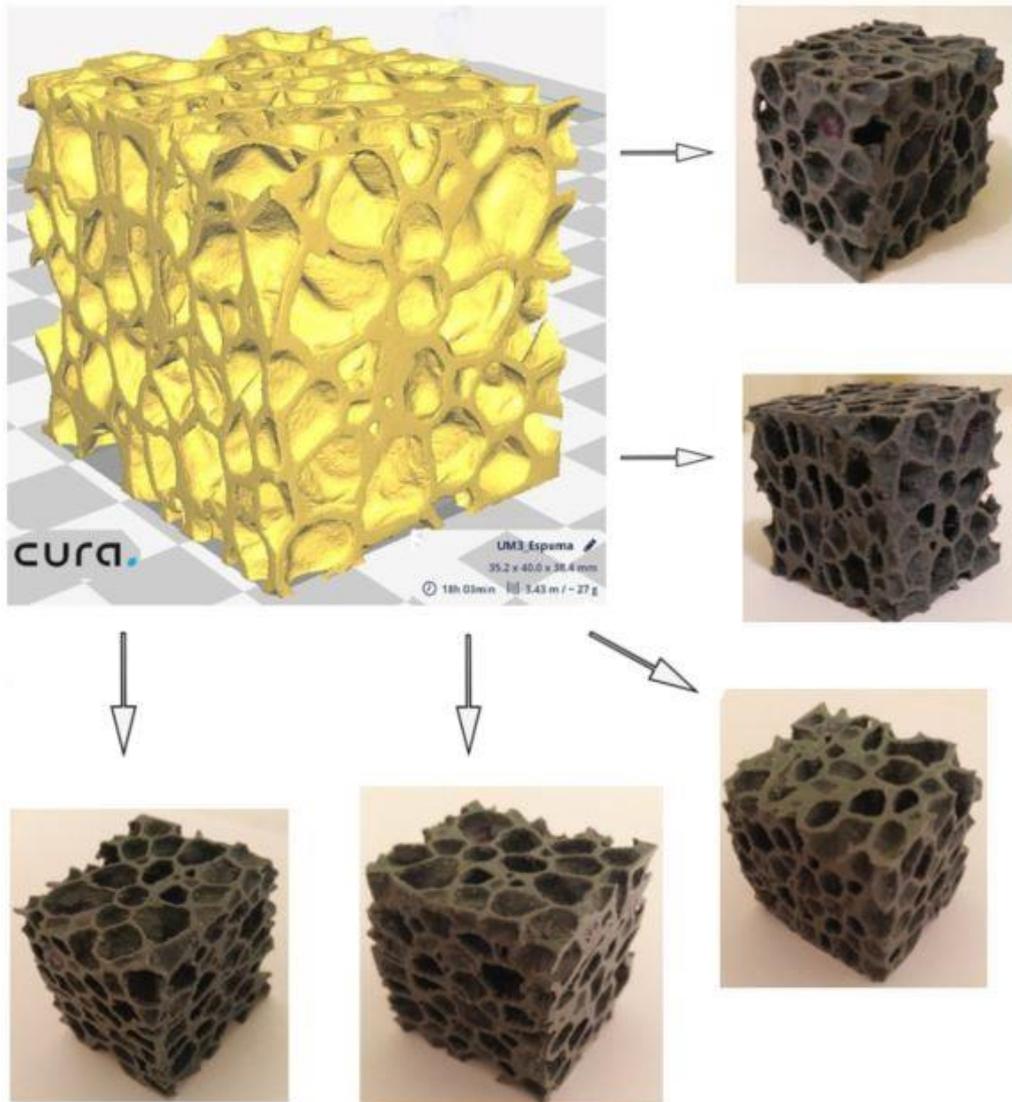


Fig. 25. Impresión de cinco probetas a partir del modelo definitivo.

Para concluir el presente apartado sobre la impresión en 3D, podemos apreciar en la figura 25 que se ha conseguido obtener una serie de probetas mediante el software de impresión Cura de la empresa de impresoras Ultimaker que sí que representan al modelo desarrollado, de esta manera, se han solucionado los problemas que se dieron en la primera impresión. Gracias a la impresión 3D hemos podido conseguir una repetitividad en las probetas, de modo que todas ellas son prácticamente iguales. Este hecho es de gran importancia para los ensayos experimentales, pues se busca que la densidad de las probetas sea aproximadamente la misma para poder repetir el ensayo en caso de que fuese necesario, pudiendo considerar que las características de las probetas son las mismas.

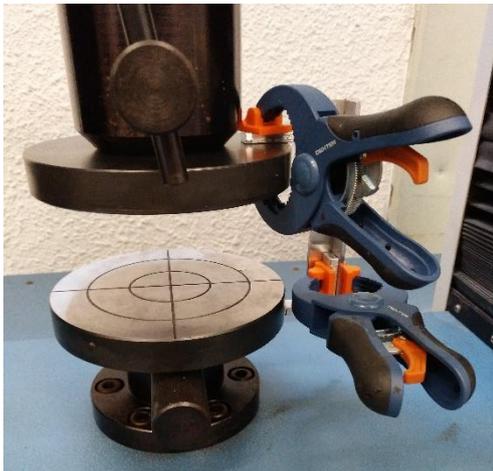
Concretamente, para las cinco probetas impresas a partir del modelo definitivo corregido se obtienen las siguientes masas: 27.30, 27.26, 27.33, 27.44 y 27.78 gramos. Todas ellas tienen unas dimensiones de 35x39x40 mm. Por lo tanto, se han obtenido cinco probetas con características prácticamente idénticas gracias a la impresión 3D.

6.2. Ensayos experimentales

Con el objetivo de validar el software *cgFEM* y una vez se han obtenido las probetas a ensayar mediante la impresión 3D, es necesario realizar ensayos experimentales para evaluar el comportamiento en el campo elástico lineal de dichas probetas, con el fin de comparar los resultados experimentales con los resultados que se obtendrán mediante los ensayos numéricos.

Para ello, el equipo facilitado por el DIMM que se va a utilizar para realizar estos ensayos consta de una máquina de ensayos de compresión y un extensómetro para medir los pequeños desplazamientos producidos en nuestras probetas a causa de estar sometidas a una fuerza. Para la colocación y fijación del extensómetro se utilizan dos soportes que son pegados a los platos de la prensa. Se puede observar en la figura 26 a) la manera en que se fijan y pegan los soportes y, por otra parte, en la figura 26 b) se muestran los soportes ya acoplados y listos para colocar el extensómetro.

a)



b)



Fig.26. Fijación de los soportes para la colocación del extensómetro.

Una vez están colocados los soportes y el extensómetro preparado, tenemos listo el equipo para la realización de los ensayos. En la figura 27 podemos apreciar el equipo preparado con una probeta colocada en el área de trabajo.

Por lo que se refiere a la máquina de ensayos de compresión, se le han de indicar una serie de datos para llevar a cabo el ensayo deseado. En primer lugar, se indica que es un ensayo a compresión, además, se introducen las dimensiones de la probeta y el tipo de sección de la misma (rectangular). En segundo lugar, se indica el material que se está ensayando, en nuestro caso PLA. Seguidamente, se introducen los ciclos que se van a realizar en el ensayo y cuánto se va a desplazar el plato móvil, que como podemos apreciar en las imágenes, es el plato superior. Además, se le indica la velocidad a la que se mueve dicho plato. Una vez introducida toda la información comentada para realizar el ensayo, se procede a su ejecución.



Fig. 27. Equipo para la realización de los ensayos experimentales.

El objetivo principal de realizar los ensayos de compresión es analizar el comportamiento elástico lineal de las probetas de PLA. Cabe señalar que la elasticidad estudia la relación entre las fuerzas aplicadas y las correspondientes deformaciones que se producen en los materiales elásticos, los cuales se caracterizan por recuperar su forma o tamaño original cuando cesa la fuerza que provoca la deformación. De modo que, si a una probeta de longitud l le aplicamos una fuerza F en una cara y restringimos de forma oportuna la cara opuesta, dicha probeta sufrirá un cambio de su longitud en la dirección de F . Se define la deformación longitudinal unitaria como:

$$\varepsilon_l = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (4)$$

Por otro lado, se define la tensión como la fuerza aplicada entre la sección inicial de la probeta:

$$\sigma = \frac{F}{S_0} \quad (5)$$

Adicionalmente, el parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico es el módulo de Young o módulo de elasticidad, su valor se define como el cociente entre la tensión y la deformación que aparecen en el material, por lo tanto, el módulo de Young representa la razón de proporcionalidad entre la tensión y la deformación unitaria:

$$\sigma_l = E \cdot \varepsilon_l \quad (6)$$

Con el motivo de analizar el comportamiento elástico del material, se procede a calcular el módulo de Young mediante los ensayos de compresión. Respecto a la realización de los ensayos, en primer lugar, se realiza un ensayo de la probeta obtenida a partir del modelo inicial a modo de prueba del equipo, para así, seguidamente, realizar dos ensayos válidos sobre dos de las probetas impresas a partir del modelo definitivo.

Del primer ensayo realizado a la probeta creada a partir del modelo inicial que sirvió de borrador para crear las probetas válidas, se saca la siguiente conclusión. La señal que proporciona el extensómetro contiene ruido y sería necesario un filtro para obtener los valores de los desplazamientos. Sin embargo, debido a que la máquina de ensayos registra los datos de tiempo, fuerza y desplazamiento del plato, conociendo lo que se desplaza el plato móvil de la máquina de ensayos se sabe también, lógicamente, el desplazamiento que sufre la probeta. Se pretendía utilizar el extensómetro para una medida más fiable y precisa, pero debido a los problemas que conlleva, se decide finalmente trabajar sin él, utilizando los valores de desplazamiento del plato que registra la máquina de ensayos

Así, se realiza el 16 de junio de 2017 a las 13:23h. el primer ensayo válido con una de las cinco probetas impresas con éxito, concretamente con la probeta de masa 27.30 gramos en la dirección Z. Se impone para el ensayo un desplazamiento del plato móvil de 1 mm, siendo este un pequeño desplazamiento con el cual buscamos un comportamiento elástico lineal. También se impone una velocidad del plato de 1 mm/min. Se definen 3 ciclos, el primero de compresión hasta un desplazamiento de 1 mm, seguidamente reposa unos segundos para después realizar la descarga hasta la posición origen.

Tras el tratamiento de los datos que registra el ensayo de compresión, podemos obtener el siguiente diagrama:

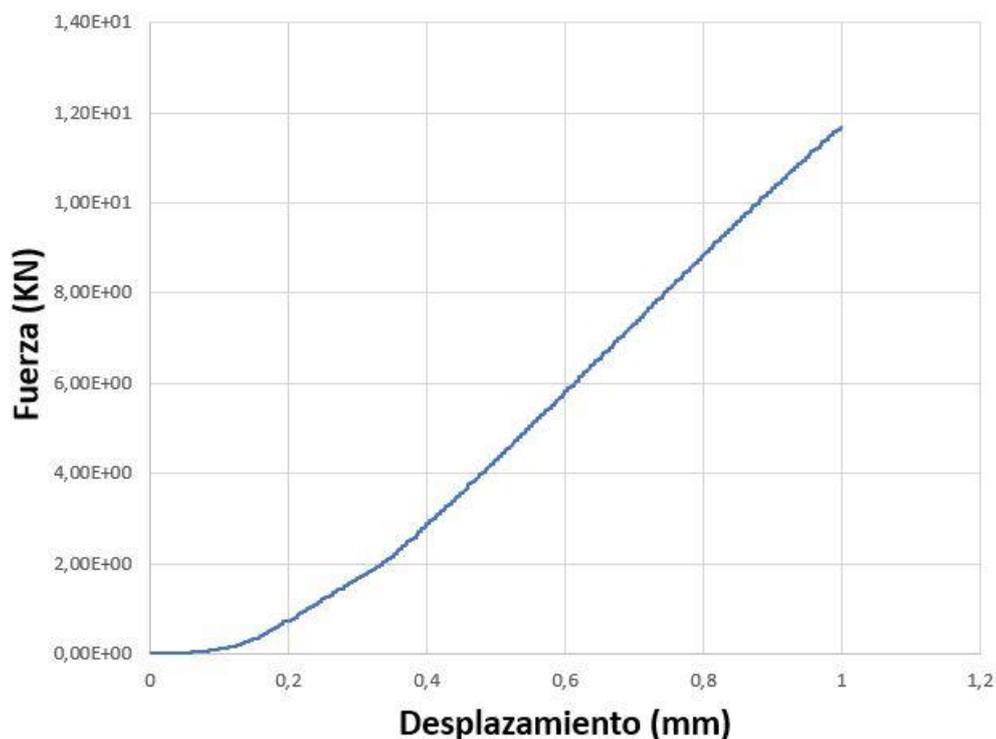


Fig. 28. Diagrama Fuerza – Desplazamiento para probeta de 27.30 gramos de masa.

Para obtener el módulo de Young, el cual cuantifica la proporcionalidad entre la tensión y la deformación unitaria, se ha de pasar del diagrama fuerza – desplazamiento al diagrama tensión – deformación unitaria, pues el módulo de elasticidad será la pendiente de este último diagrama. Para ello, a partir de la ecuación (4) y (5), calculamos la deformación unitaria a lo largo del eje z y la tensión aplicada en cada uno de los puntos, con el fin de graficar los datos calculados y obtener el módulo de elasticidad.

De 3, conociendo que la longitud inicial de la probeta en la dirección z es de 40 mm calculamos las deformaciones unitarias en todos los puntos. De 4, se procede de la misma manera para obtener las tensiones a partir de la sección inicial sobre la cual se realiza el esfuerzo. Dicha sección la podemos ver en la figura 29.

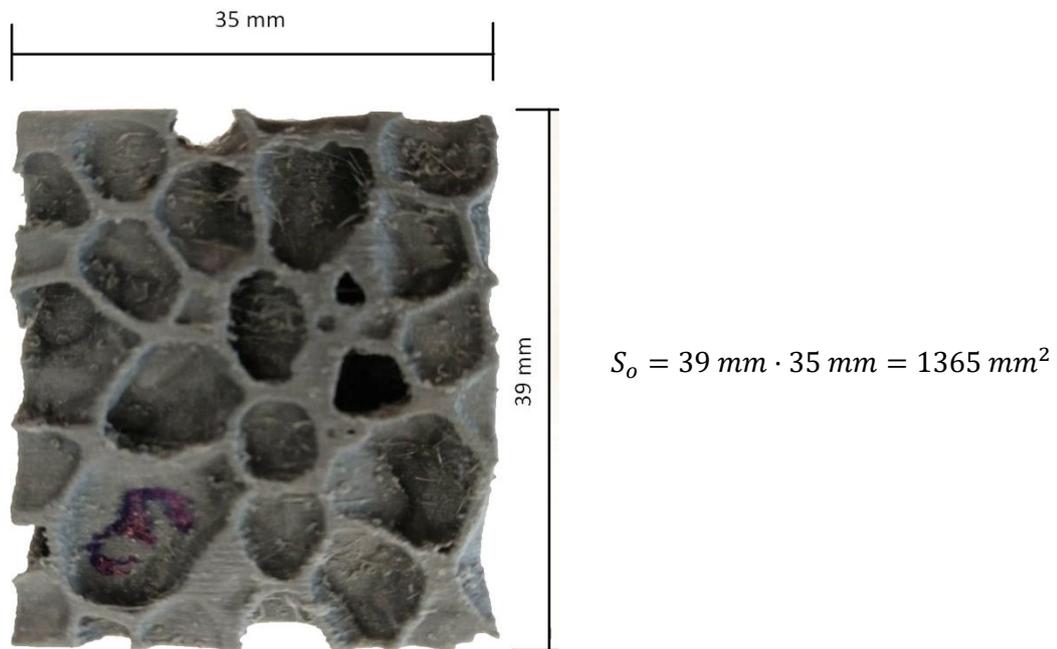


Fig. 29. Sección inicial de la probeta sobre la cual se aplica el ensayo.

De este modo, podemos obtener el siguiente diagrama:

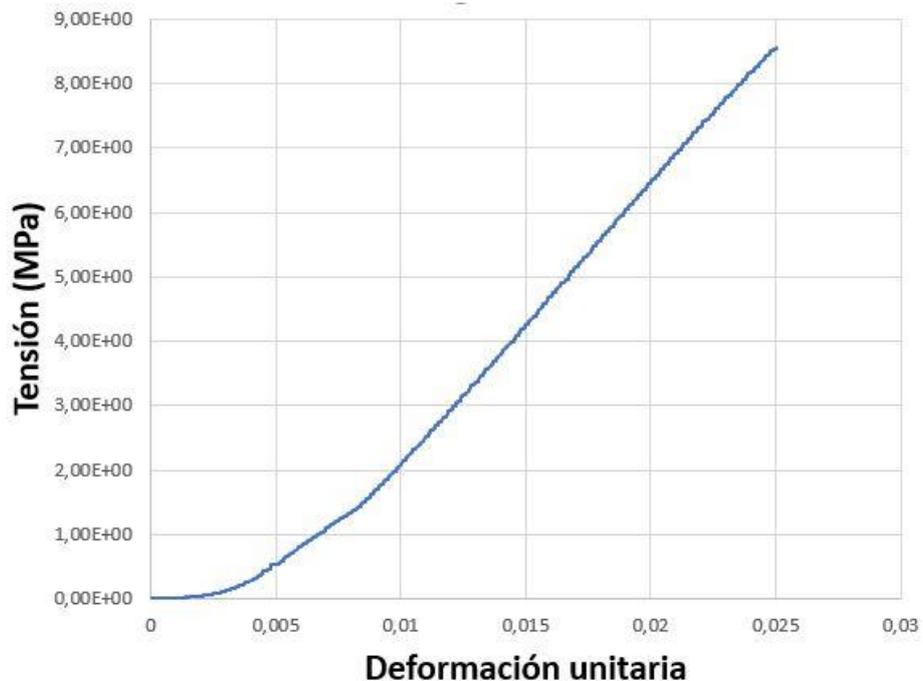


Fig. 30. Diagrama Tensión – Deformación unitaria para probeta de 27.30 gramos de masa.

El siguiente paso es definir una zona elástica. Podemos apreciar en la figura 30 como al inicio la gráfica no es lineal, esto se debe principalmente a que el plato superior y el inferior no son exactamente paralelos, el plato de arriba forma un pequeño ángulo casi inapreciable a la vista pero que afecta a los resultados. Debido a que no son paralelos, el primer instante no lineal es el que transcurre mientras los platos no tocan toda la superficie de la probeta. Sin embargo, podemos ver que conforme va tocando toda la sección y se asientan los platos de forma correcta en la probeta, el comportamiento es lineal.

Se denomina zona elástica a aquel tramo del ensayo en el que se establece una correlación lineal, o cuasilineal, entre las tensiones axiales y las deformaciones relativas en la misma dirección. Se aprecia en la figura 30 que a partir de un valor de deformación de 0.01 en adelante y aproximadamente con un esfuerzo de 2 MPa, el comportamiento de la probeta es lineal, por lo tanto, obtenemos el siguiente diagrama:

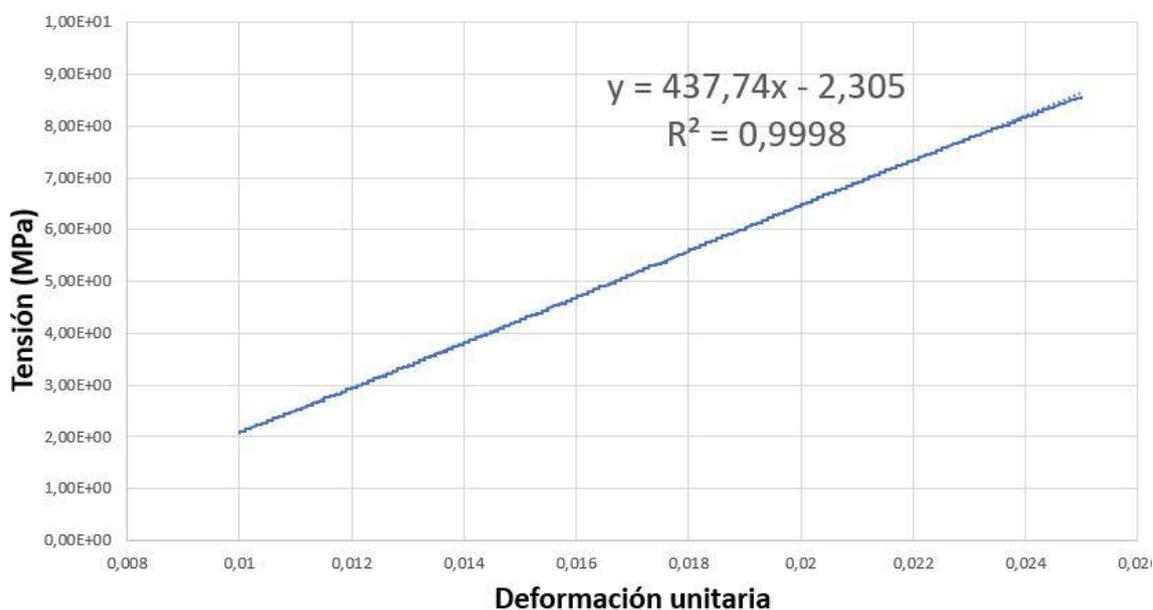


Fig. 31. Definición de la zona elástica para la probeta de 27.30 gramos.

En cuanto a la zona elástica lineal, podemos ver en la figura 31 que se mantiene en dicha zona una correlación lineal, en la cual, existe una proporcionalidad entre las tensiones y las deformaciones según la expresión (6) que constituye la ley de Hooke. El módulo de Young se puede definir como la pendiente de la curva tensión – deformación en la zona elástica, por lo tanto, con el uso de Excel obtenemos un valor de 437, 74 MPa que podemos redondear a 438 MPa.

Para validar de cierto modo lo que hemos realizado con la probeta de masa 27.30 gramos, se repite el proceso con otra probeta, se elige de las probetas impresas, la que más se acerca su valor de densidad, dicha probeta corresponde con la de 27,26 gramos.

A continuación, se repite el proceso anterior realizando un segundo ensayo el día 16 de junio de 2017 a las 13:45h. Para el siguiente ensayo se toman también tres ciclos, pero llegando ahora hasta un desplazamiento de 0.7 mm, pues en ese tramo se espera obtener una zona elástica lineal sin problemas. Cabe señalar que las dimensiones de la probeta son las

mismas y se realiza también sobre la dirección z de la probeta. Por lo tanto, se va a mostrar directamente los diagramas referidos a tensión – deformación ($\sigma - \epsilon$).

Tras el tratamiento de datos y el uso de las expresiones (4) y (5) se obtiene el siguiente diagrama:



Fig. 32. Diagrama Tensión – Deformación unitaria para probeta de 27.26 gramos de masa.

Podemos apreciar un comportamiento muy similar al de la probeta anterior de 27.30 gramos de masa. En el tramo inicial siguen presentándose los mismos problemas hasta que los platos se asientan de forma correcta y tocando toda la sección, una vez se consigue esto, el comportamiento de la probeta comienza a ser aproximadamente lineal. Podemos apreciar que la zona lineal sería correcta definirla alrededor de una deformación unitaria de 0.012 y es un fuerza aproximadamente de 2.7 MPa, obteniendo por lo tanto la siguiente gráfica:

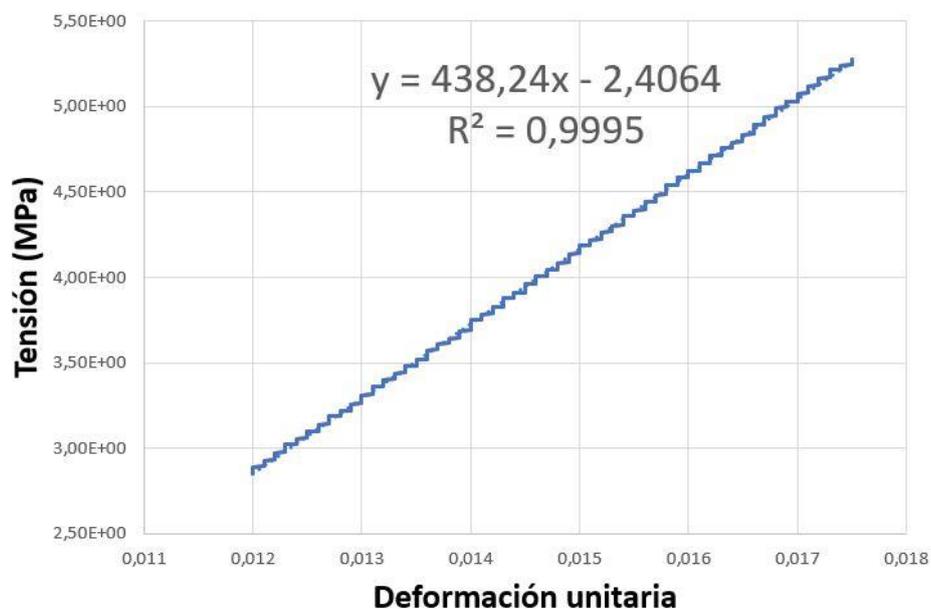


Fig. 33. Definición de la zona elástica para la probeta de 27.26 gramos.

Se puede apreciar en la figura 33 que ahora los valores están un poco más escalonados que para la probeta anterior, pero aun así se pueden ajustar de forma correcta a una recta y obtener la pendiente de dicha recta para conocer el módulo de Young, que en este caso es de 438,24 MPa, pudiéndolo redondear a 438 MPa.

Recogiendo lo más importante, cabe decir que se han realizado dos ensayos experimentales válidos para los objetivos del presente trabajo mediante una prensa. Dichos ensayos se han realizado mediante las probetas obtenidas por impresión 3D, gracias a la repetitividad que conseguimos con dicha impresión 3D, hemos podido realizar dos ensayos con dos probetas de características muy similares. A continuación, vemos un cuadro resumen sobre los ensayos experimentales realizados.

Fecha de realización del ensayo	Masa de la probeta [g]	Módulo de Young [MPa]
16 de junio de 2017 a las 13:23h.	27.30	437.74
16 de junio de 2017 a las 13:45h.	27.26	438.24

Fig. 34. Resultados de los ensayos experimentales.

6.3. Ensayos numéricos

En el presente apartado se exponen los ensayos numéricos realizados mediante el software *cgFEM* con el objetivo de poder comparar los resultados con los obtenidos experimentalmente. Como se ha explicado en apartados anteriores, *cgFEM* es capaz de crear modelos de elementos finitos a partir de imágenes 3D. Es por ello que, es necesario enviar una de nuestras probetas a someterse a un micro-TAC, obteniendo como resultado imágenes de cortes axiales de gran tamaño y alta definición. En concreto, se envía a realizar el micro-TAC a la probeta de 27.30 gramos de masa. Una vez se han obtenido estas imágenes procedentes del micro-TAC, se procede a analizar el comportamiento elástico lineal de nuestra probeta mediante *cgFEM*.

Cabe señalar que el procedimiento del software *cgFEM* para analizar el comportamiento elástico lineal de un modelo a partir de sus imágenes procedentes de escanear dicho modelo, está perfectamente implementado y definido, pero es necesario ajustar una ley respecto al módulo de Young del material base del modelo a estudiar.

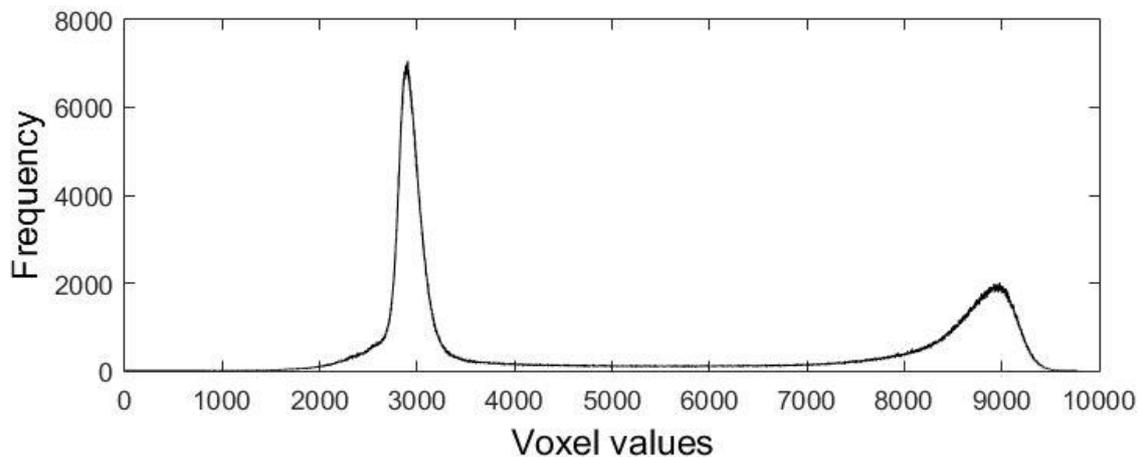


Fig. 35. Histograma de valores de los vóxeles de la imagen 3D de nuestra probeta.

Como podemos ver en el eje horizontal de la figura 35, los valores de los vóxeles de la imagen son muy altos, esto es debido a la alta definición de las mismas. Cada vóxel de la imagen puede tener 2 elevado a 16 colores distintos al ser las imágenes de 16 bits, es decir, cada vóxel puede representar 65536 colores. En nuestro caso, se obtienen valores de aproximadamente 1500 hasta 10000.

Como se ha explicado en apartados anteriores, *cgFEM* necesita asignar a cada valor de los vóxeles unas propiedades del material base. En nuestro caso, sabemos que el módulo de elasticidad del material PLA usado en la impresión 3D es de 3.2 GPa, este dato ha sido proporcionado por Manuel Tur del Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales (DIMM). En el histograma de la figura 35 se aprecian claramente dos picos. El primero de ellos nos indica que alrededor de un valor de vóxel de 3000 hay unos 7000 vóxeles, lo cual nos permite saber que se trata de los vóxeles que representan el aire, ya que en nuestro modelo de espuma de aluminio de poros cerrados impreso con material PLA, la proporción de aire es mucho mayor que de PLA. Por lo tanto, el segundo pico corresponde a los vóxeles que representan completamente el material PLA. Sin embargo, la gran dificultad del análisis está en que hay una cantidad de vóxeles que representan tanto el aire como el material PLA, es el caso, por ejemplo,

de los vóxeles que caen en los bordes, y en estos vóxeles es difícil elegir que módulo de elasticidad tomar. Por este motivo, en la figura 36 se define una ley para establecer el módulo de Young a estos vóxeles problemáticos.

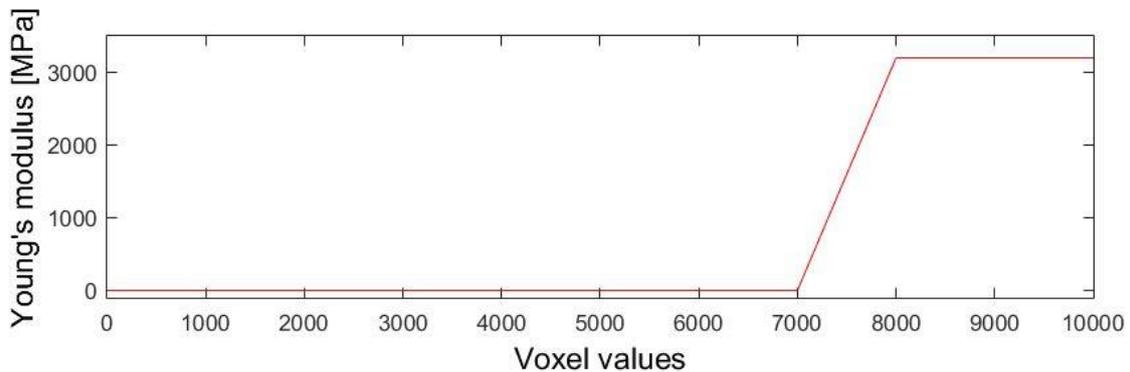


Fig. 36. Ley de módulo de Young para los diferentes valores de vóxeles.

Se puede observar en la figura 36 que no se toman los vóxeles con un valor menor a 7000, pues son los que representan el aire y no interesan. El segundo tramo a estudiar es el que va de un valor de 7000 hasta aproximadamente 8000, como vemos, son los vóxeles que no son ni completamente aire ni completamente PLA, por lo que se sigue la ley de la figura 32 para definir el módulo de Young. El último tramo, a partir de aproximadamente un valor de 8000, los vóxeles representan completamente el material PLA, del cual sabemos que su módulo elástico es de 3200 MPa.

Una vez se han definido las propiedades elásticas del material con respecto a los valores de los vóxeles, se procede a realizar el análisis. Como sabemos, en *cgFEM* la generación de la malla es independiente de la geometría y se crea mediante una estructura jerárquica cartesiana de rejillas sobre la cual queda inmersa la imagen 3D. Además, se realiza un refinamiento *h*-adaptativo en las zonas donde el material cambia sus propiedades de acuerdo a la variabilidad del valor de los vóxeles. Como hemos visto, en nuestro problema se eliminan los elementos que no contienen píxeles relevantes. Además, es necesario refinar la malla en los elementos que contienen vóxeles que varían de valor, generalmente, en los bordes, donde se pasa de aire a material PLA. En la figura 37 podemos apreciar la malla de elementos finitos de nuestro modelo.

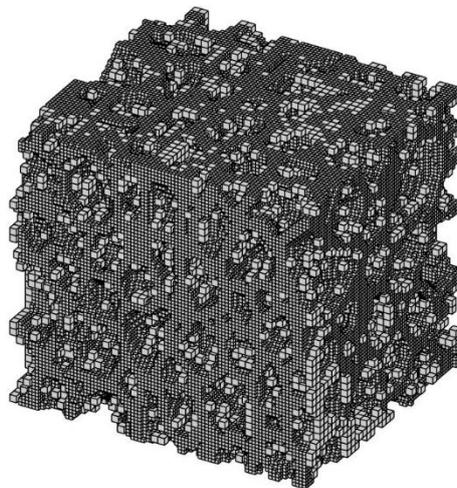


Fig. 37. Malla de elementos finitos de nuestro modelo, realizada por *cgFEM*.

Se puede apreciar en la malla de la figura 37 como los bordes se han refinado por el motivo comentado anteriormente.

Seguidamente, se imponen las condiciones del análisis. Al igual que en el ensayo experimental, en la simulación numérica los nodos de la cara superior e inferior deben ser restringidos, de modo que dichos nodos tan sólo se moverán de acuerdo al movimiento que vamos a imponerles. En el ensayo experimental, se impone un movimiento en la cara superior en la dirección Z y el objeto no se mueve en dirección X ni en Y, y tampoco gira sobre el eje Z debido a los rozamientos con el plato. En la simulación numérica no están implementados estos rozamientos y la forma más sencilla de colocar las restricciones es en primer lugar imponiendo un movimiento en la dirección del eje z en los nodos de la cara superior e inferior, de este modo, a diferencia del ensayo experimental, el modelo es libre para moverse en la dirección X, en la Y, y también tiene la libertad de girar respecto al eje Z. Si tratásemos de resolver así, la matriz K de la ecuación (7) sería singular y no se podría resolver.

$$K \cdot U = F \quad (7)$$

Para evitar esto, restringimos dos nodos en X e Y en las caras superior e inferior y de esta forma eliminamos todos los grados de libertad de sólido rígido. Podemos ver en la figura 38 una imagen bidimensional de nuestro modelo con las restricciones impuestas, coincidiendo esta figura para los planos XZ e YZ, es por ello que solo se representa una vez.

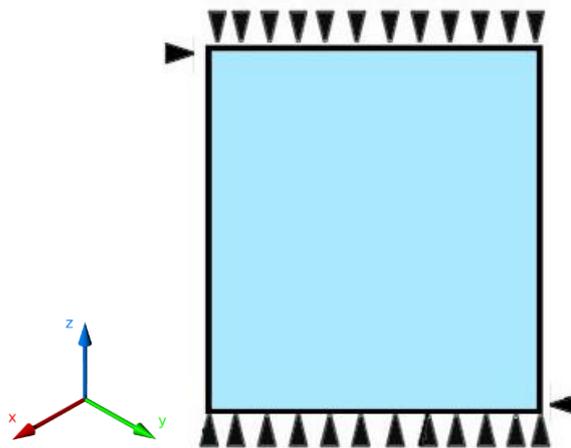


Fig. 38. Restricciones del modelo en el plano XZ e YZ.

Cabe señalar que para realizar la simulación numérica se toman las siguientes consideraciones. A partir del método de elementos finitos del modelo creado por *cgFEM* se calculan las tensiones promedio en el eje Z, que son las necesarias para calcular el módulo de Young de nuestro modelo. Recordando las ecuaciones (4), (5) y (6), podemos escribir:

$$\frac{F}{S_0} = E \cdot \frac{l_f - l_0}{l_0} \quad (8)$$

Debido a que las tensiones en el eje Z se pueden calcular mediante el método de elementos finitos desarrollado por *cgFEM* y depende del valor de la deformación longitudinal, se impone un valor de dicha deformación del 1%. De este modo, de la ecuación (4), despejando la longitud final respecto a la longitud inicial para una deformación del 1%, se obtiene que la longitud final es igual a 1.01 veces la longitud inicial. Por lo tanto, el desplazamiento que se

impone tanto a los nodos de la cara superior como a los de la cara inferior para obtener el módulo de Young es de 0.2 mm para una longitud inicial de 40 mm de la probeta

En las siguientes figuras se muestran para las tres direcciones los mapas de tensiones normales calculados por el método de los elementos finitos para una deformación del 1% en el eje Z.

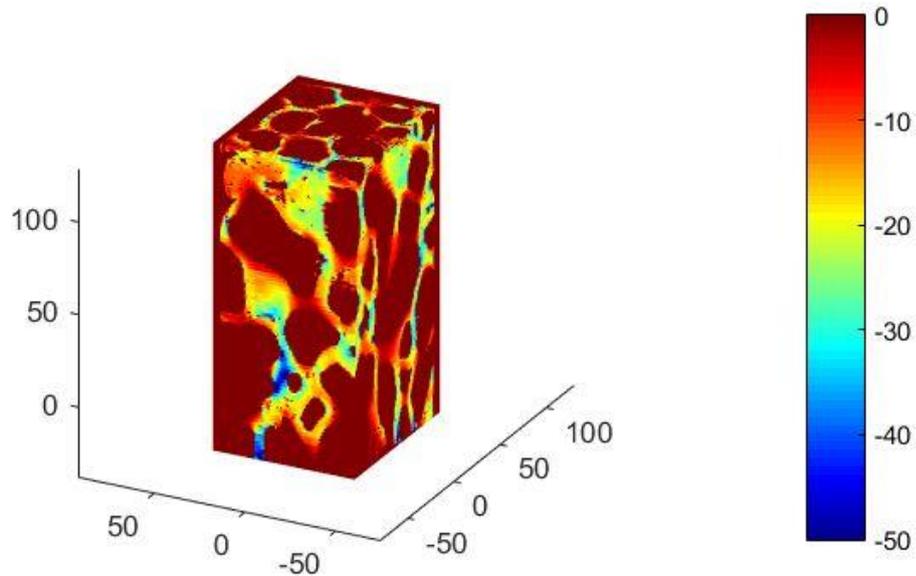


Fig. 39. Tensiones normales en dirección Z.

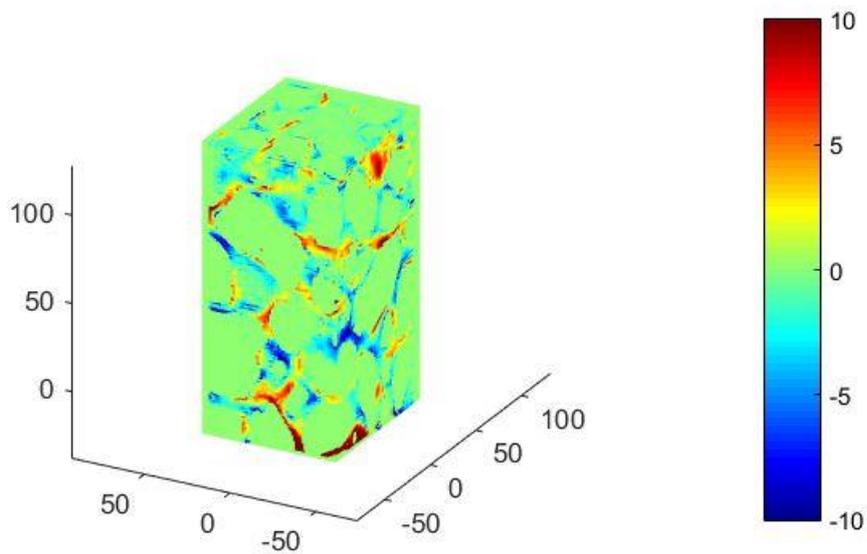


Fig. 40. Tensiones normales en dirección X.

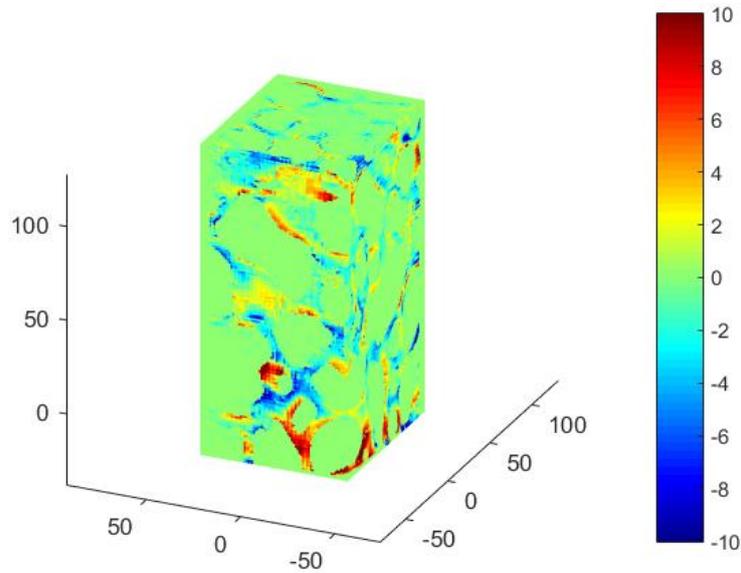


Fig. 41. Tensiones normales en dirección Y.

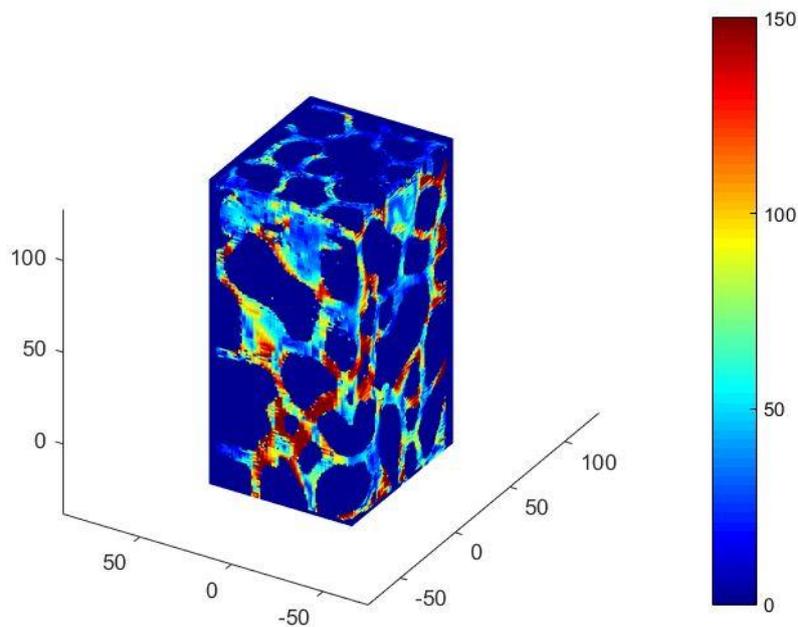


Fig. 42. Tensiones de Von Mises.

Podemos ver de esta manera como se distribuyen las tensiones al imponer una deformación del 1% en la cara superior e inferior. La figura 42 muestra las tensiones en el eje sobre el cual se trabaja, que suponiendo un comportamiento elástico para una deformación del 1%, se alcanzan tensiones máximas de 50 MPa. En las figuras 36 y 37 podemos observar que las tensiones en los ejes X e Y son mucho más pequeñas como cabe esperar. Finalmente, en la figura 38 vemos que se alcanza una tensión máxima de Von Mises de 150 MPa suponiendo de nuevo que el material tiene un comportamiento elástico lineal para una deformación del 1%. El resultado final del módulo de Young del modelo calculado por *cgFEM* es de 634.5909 MPa.

6.4. Comparación.

A continuación, se realiza una comparación de los resultados obtenidos mediante ensayos experimentales y los obtenidos mediante la simulación numérica.

Experimentalmente se obtiene un valor del módulo de Young de 438 MPa y mediante el ensayo numérico realizado por *cgFEM* obtenemos un valor de 634.6 MPa. Los ensayos numéricos como podemos observar nos dan un valor del módulo de Young más alto que para los ensayos experimentales en la prensa. En primer lugar, cabe destacar que, a pesar de que el procedimiento para la realización de análisis numéricos en el campo de elasticidad lineal está perfectamente implementado y definido, es la primera vez que se hace una validación del software, por lo que existe aún un alto rango para mejorar y ajustar el método con el fin de lograr más precisión en futuras validaciones. En segundo lugar, otro factor que afecta a la solución es la ley del módulo de Young que se ha utilizado para los vóxeles de los bordes. Además, se han utilizado las imágenes con una baja resolución para conseguir hacer la simulación en el menor tiempo posible, de modo que, hay menor cantidad de píxeles y por lo tanto de elementos. Como sabemos de la teoría del MEF, el uso de elementos tiende a rigidizar la solución, disminuyendo este hecho a medida que se refina la malla. Como consecuencia de haber utilizado una cantidad de píxeles no demasiado alta, hay un número menor de elementos y por lo tanto, el nivel de refinamiento es menor. Así pues, la solución mediante *cgFEM* nos da unos valores que representan una mayor rigidez del material que para los resultados obtenidos del ensayo experimental.

Por otra parte, nos gustaría añadir que es probable que en el ensayo experimental se hayan producido ciertas fluencias locales que pueden haber influido en los resultados experimentales. Se conoce que el PLA plastifica entre 15.5 y 72 MPa a 23 grados bajo ensayos normalizados de la normativa ISO 527-2. Teóricamente no se llegó a esos niveles de tensiones, pero las condiciones no son las mismas, por lo tanto, podría ser que este hecho haya influido en los resultados.

Recogiendo lo más importante, es verdad que los resultados obtenidos mediante ambos ensayos no coinciden, pero sí que se ha alcanzado el mismo orden de magnitud, por lo que, para ser una primera validación del software *cgFEM*, la podríamos considerar como una primera validación exitosa, esperando mejoras en los resultados para siguientes futuras validaciones.

7. Conclusiones

Para concluir con el presente Trabajo Fin de Grado, vale la pena decir aquí que se han logrado los objetivos del trabajo.

En primer lugar, se han aprendido a utilizar softwares libres para la creación de modelos 3D y prepararlos para su impresión a partir de un conjunto de imágenes de cortes axiales proporcionadas por un escáner 3D. Además, se ha experimentado el funcionamiento de dichas impresoras.

En segundo lugar, se ha aprendido a utilizar una máquina de ensayos de compresión y también, a tratar los datos que registran las máquinas. De esta manera, hemos podido analizar curvas reales de tensión frente a deformación de probetas creadas por nosotros mismos mediante impresión en 3D, con el objetivo de analizar el comportamiento elástico lineal de dichas probetas.

Por último, se ha comprendido el funcionamiento del software *cgFEM*, lo que ha permitido comprobar de primera mano el potencial que tienen este tipo de softwares. Respecto a su validación, consideramos que para ser una primera validación experimental ha sido completamente exitosa, ya que hemos obtenido un mismo orden de magnitud y tenemos confianza de que en futuras validaciones los resultados serán más próximos.

Para concluir con el presente trabajo, nos damos cuenta de que un ingeniero debe ser multidisciplinar, la relación de la ingeniería mecánica con la medicina cada vez es mayor y esta fue la máxima motivación para la realización de este trabajo, del cual podemos sacar como principal conclusión que no hay que conformarse con la base de estudios que ya poseemos, sino que hay mejorar a diario para estar a la altura de los cambios que se producen. Sin ir más lejos, con la realización de este trabajo nos damos cuenta de un ejemplo de cambio, siendo este la posibilidad de analizar estructuralmente el hueso esponjoso trabecular mediante el MEF con el fin de prevenir problemas como la osteoporosis.

8. Pliego de condiciones

A continuación, se exponen las condiciones necesarias para llevar a cabo el presente trabajo con el fin de realizar una validación experimental del software *cgFEM*.

En primer lugar, se requiere de un ordenador con una alta memoria RAM para realizar la simulación numérica mediante el *cgFEM*. Se requiere pues de un ordenador con las siguientes especificaciones técnicas: procesador Intel Core i7-3770K y memoria RAM de 32.0 Gb.

En segundo lugar, se requiere de un ordenador portátil personal para realizar los modelos en 3D a partir de imágenes procedentes de escáner 3D que debe contar con un procesador i7-6700HQ y una memoria RAM mínima de 8.00 GB.

Se requiere en tercer lugar, la posesión de la licencia de Matlab para el procesamiento de imágenes y programación del software *cgFEM*.

Además, se necesita una impresora 3D Ultimaker 3 con conectividad WiFi, doble extrusor, boquilla de 0.4 mm con una temperatura máxima de la misma de 280°C, un nivel de ruido máximo de 50 decibelios y con capacidad para utilizar material PLA.

Finalmente, se requiere de una máquina para la realización de ensayos de compresión de la marca Ibertest con una capacidad de hasta 1200 KN con la posibilidad de adaptarse a las normativas de ensayos.

9. Presupuesto

Coste de materiales

Referencia	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1.1	Filamento de material ácido poliláctico PLA para impresora 3D Ultimaker de color negro de 2.85 mm y 750 gramos.	50,32	1 ud.	50,32 €
1.2	Material de oficina.			26,82 €
1.3	Imágenes procedentes de microtomografía computarizada realizada a espuma de aluminio.	97,50	1 ud.	97,50 €
1.3	Imágenes procedentes de microtomografía computarizada realizada a probeta de PLA de 27,30 gramos.	97,50	1 ud.	97,50 €

COSTE TOTAL DE MATERIALES UTILIZADOS 221,82 €

Coste de los ingenieros

		Coste/h.	Horas	Total
2.1	Ingeniero Mecánico	10	380,00	3.800,00
2.2	Tutor del proyecto	15	40,00	600,00
2.3	Cotutor del proyecto	15	15,00	225,00
2.4	Ayudante del proyecto	13	15,00	195,00

COSTE TOTAL DE LOS INGENIEROS 4.820,00 €

Coste de utilización de los equipos

Referencia	Descripción del equipo	Coste/h.	Horas	Total
3.1	PC del Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales	2,20 €	90,00	198,00 €
3.2	Impresora 3D Ultimaker 3	7,00 €	110,00	770,00 €
3.3	PC personal ASUS R510VX-DM010T	1,40 €	310,00	434,00 €

COSTE TOTAL DE UTILIZACIÓN DE EQUIPOS 1.402,00 €

Licencias informáticas

Matlab R2015a 2.000,00 €

COSTE TOTAL DE LICENCIAS INFORMÁTICAS 2.000,00 €

Coste del proyecto	
Costes totales	8.443,82 €
Gastos generales	10%
COSTE BRUTO DEL PROYECTO	9.288,20 €
IVA	21,00%
COSTE NETO DEL PROYECTO	11.238,72 €

El precio total del proyecto asciende a la expresada cantidad de ONCE MIL DOSCIENTOS TREINTA Y OCHO EUROS CON SETENTA Y DOS CÉNTIMOS.

Valencia, julio de 2017

El Ingeniero

10. Referencias

- [1]. F.J. Fuenmayor, J.J. Rodenas, J.E. Tarancon, M. Tur y A. Vercher. *Introducción al Método de los Elementos Finitos*. Apuntes de la asignatura Técnicas Computacionales en Ingeniería Mecánica. ETSII. UPV. Valencia.
- [2]. Sanz-Serna, J.M (2008). Matemáticas y Medicina. *La Gaceta de la RSME*, 11(4), 674.
- [3]. Poelert, S., Valstar, E., Weinans, H. and Zadpoor, A. A. (2012). *Patient-specific Finite Element Modeling of Bones*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. SAGE Publications, 227(4), 464-478. doi: 10.1177/0954411912467884
- [4]. Giovannelli L., Ródenas J.J., Navarro-Jimenez J.M. and Tur, M. (2014) *Element Stiffness Matrix Integration in image-based Cartesian Grid Finite Element Method*. Computational Modeling of Objects Presented in Images. Fundamentals, Methods, and Applications. Lecture Notes in Computer Science Vol. 8641. Springer International Publishing, 304-315. doi: 10.1007/978-3-319-09994-1_31
- [5]. Tomografía axial computarizada (2017, 12 de junio). En *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Recuperado el 13 de junio de 2017 a las 11:35 del enlace web https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Tomograf%C3%ADa_axial_computarizada&oldid=99791278
- [6]. Riesgo de la radiación proveniente de escáner o TAC. En *SegundoMédico*. Recuperado el 13 de junio de 2017 a las 11:46 del enlace web <http://www.segundomedico.com/riesgo-de-la-radiacion-proveniente-de-escaner-o-tac/>
- [7]. Imagen por resonancia magnética (2017, 30 de mayo). En *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Recuperado el 14 de junio de 2017 a las 12:27 del enlace web https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Imagen_por_resonancia_magn%C3%A9tica&oldid=99490448
- [8]. Resonancia magnética (2016, 7 de marzo). En *MedlinePlus, enciclopedia médica*. Recuperado el 14 de junio de 2017 a las 12:32 del enlace web <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003335.htm>
- [9]. Salud de imágenes médicas de una resonancia magnética / ARM (angiografía por resonancia magnética) de la cabeza que muestra el cerebro (s.f.). En *123RF Stock Fotos*. Recuperado el 14 de junio de 2017 a las 12:44 del enlace web https://es.123rf.com/photo_13055622_salud-de-imagenes-medicas-de-una-resonancia-magnetica--arm-angiografia-por-resonancia-magnetica-de-l.html

- [10]. Introduction (n.d.). En *ImageJ – National Institutes of Health*. Recuperado el 17 de junio de 2017 a las 18:12 del enlace web <https://imagej.nih.gov/ij/docs/intro.html>
- [11]. Main Page (2016, 3 de julio). En *SlicerWiki*. Recuperado el 17 de junio de 2017 a las 10:43 del enlace web https://www.slicer.org/wiki/Main_Page
- [12]. Matlab (2017, 15 de junio). En *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Recuperado el 17 de junio de 2017 a las 13:02 del enlace web https://www.slicer.org/wiki/Main_Page
- [13]. Espuma metálica (2017, 17 de mayo). En *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Recuperado el 8 de junio de 2017 a las 17:06 del enlace web https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Espuma_met%C3%A1lica&oldid=99198795
- [14]. Vendra, L., and Rabiell, A. (2010). *Evaluation of modulud of elasticity of composite metal foams by experimental and numerical techniques*. Materials Science and Engineering: A, 527(7), 1784-1790. doi: 10.1016/j.msea.2009.11.004
- [15]. DICOM (2017, 6 de junio). En *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Recuperado el 28 de junio de 2017 a las 00:23 del enlace web <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=DICOM&oldid=99665993>
- [16]. Larobina. M., and Mourino, L. (2013). *Medical Image File Formats*. Journal of Digital Imaging. Springer Nature. doi: 10.1007/s10278-013-9657-9
- [17]. Método del valor umbral (2016, 2 de marzo). En *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Recuperado el 28 de junio de 2017 a las 4:46 del enlace web https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=M%C3%A9todo_del_valor_umbral&oldid=89548513