

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 697 701**

21 Número de solicitud: 201730970

51 Int. Cl.:

A61L 27/56 (2006.01)

A61F 2/28 (2006.01)

B33Y 50/00 (2015.01)

G06T 17/00 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

26.07.2017

43 Fecha de publicación de la solicitud:

28.01.2019

71 Solicitantes:

**UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
(100.0%)**

**Jordi Girona, 31
08034 Barcelona ES**

72 Inventor/es:

**FERNÁNDEZ AGUADO, Enrique y
GÓMEZ GONZÁLEZ, Sergio**

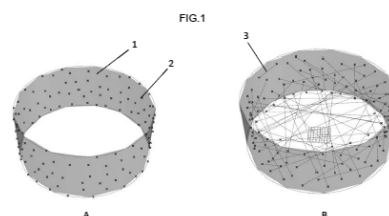
54 Título: **MÉTODO DE DISEÑO TRIDIMENSIONAL DE ANDAMIO Y/O IMPLANTE CON
MACROPOROSIDAD INTERCONECTADA PARA INGENIERÍA DE TEJIDOS ÓSEOS**

57 Resumen:

Método de diseño tridimensional de andamio y/o implante con macroporosidad interconectada para ingeniería de tejidos óseos.

Diseño de un andamio y/o implante de macroporosidad interconectada y variable definida por la creación de múltiples cilindros de espesor variable (i.e. Trabecular Thickness; Tb.Th) cuya dirección es definida a partir de dos puntos aleatorios seleccionados en la superficie interna de la forma volumétrica del defecto óseo a sustituir obtenido previamente a partir de la reconstrucción tridimensional de sus imágenes médicas o a partir de su diseño CAD.

Esta invención es aplicable en el campo dedicado a la fabricación de andamios y/o implantes biocompatibles y/o biodegradables y/o bioactivos para la estabilización y/o regeneración del tejido óseo con técnicas de prototipado rápido en aplicaciones que requieren la combinación variable de porosidad, resistencia y permeabilidad en diferentes regiones del mismo con el fin de optimizar la estabilidad y la resistencia mecánica del andamio y/o implante, a corto y largo plazo, así como de sus propiedades de flujo o transporte de masa.



ES 2 697 701 A1

**MÉTODO DE DISEÑO TRIDIMENSIONAL DE ANDAMIO Y/O IMPLANTE CON
MACROPOROSIDAD INTERCONECTADA PARA INGENIERÍA DE TEJIDOS
ÓSEOS**

5 DESCRIPCIÓN

Objeto de la invención.

10 La presente invención describe el método de diseño tridimensional asistido por ordenador de un andamio y/o implante para ingeniería ósea de gran superficie específica con macroporosidad interconectada y definida a partir de la creación de múltiples cilindros de espesor variable (i.e. *Trabecular Thickness*; Tb.Th) cuya dirección es definida a partir de dos puntos aleatorios seleccionados en la superficie interna de la forma volumétrica del defecto óseo a sustituir.

15 La finalidad preferente del andamio y/o implante es su aplicación como bioimplante para la estabilización y/o regeneración ósea a partir de su fabricación por impresión tridimensional (3D) con materiales biocompatibles previa reconstrucción tridimensional del defecto.

20 **Campo de aplicación de la invención.**

Esta invención es aplicable en el campo dedicado a la fabricación de andamios y/o implantes biocompatibles y/o biodegradables y/o bioactivos para la estabilización y
25 regeneración del tejido óseo. De forma más concreta, la invención se refiere al diseño asistido por ordenador (i.e. *Computer Assisted Design*; CAD) de un andamio y/o implante macroporoso para su impresión con técnicas de prototipado rápido en aplicaciones que requieren elevada superficie específica y la combinación variable de porosidad con el objetivo de mejorar la penetración, adhesión y crecimiento celular,
30 el flujo de los nutrientes y la vascularización.

Estado de la técnica.

35 El hueso es el segundo tejido más trasplantado en el mundo. El envejecimiento de la población, los tumores, los defectos congénitos o degenerativos y la osteoporosis son las primeras causas de las fracturas y defectos óseos. En las últimas décadas

los autoinjertos (autotrasplante) y los aloinjertos (donante) se han utilizado en la reparación ósea. Sin embargo, el dolor, la infección, el rechazo inmunológico y otras patologías asociadas provocan un interés cada vez mayor en el desarrollo de hueso artificial con microestructura mimética al hueso natural. El “andamio” o estructura artificial empleada como sustituto de los autoinjertos y los aloinjertos debe ser capaz de soportar el crecimiento del tejido vivo y actuar como andamio o soporte para su regeneración tridimensional (3D). Por ello es necesario el diseño y la fabricación de andamios óseos porosos que se comporten como el hueso natural, y sean fáciles de producir, esterilizar y almacenar para su uso posterior como sustitutos del tejido dañado. En su búsqueda debe seleccionarse no sólo el biomaterial más adecuado sino también la arquitectura o estructura del andamio que favorezca los requerimientos de soporte y transporte de masa. El interés es notable como indica el aumento exponencial del número de publicaciones dedicadas al diseño y fabricación de andamios óseos en Ingeniería de Tejidos en la última década. Más de 5.000 publicaciones y 100.000 citas en este área en los últimos 20 años justifica la importancia de la cuestión (web de la base de datos: *Science, 2012, Thomson Reuters*).

Los recientes avances en el diseño y fabricación de andamios en Ingeniería de Tejidos óseos (i.e. *Bone Tissue Engineering*; BTE) han tratado de mejorar las propiedades mecánicas y las propiedades de flujo a su través con el fin de mimetizar completamente el hueso y copiar sus propiedades. Alta resistencia específica, alta permeabilidad y una disposición porosa irregular con elevada relación de “superficie ósea” a “volumen total” (i.e. *Bone Surface to Total Volume* ratio; BS/TV) son las propiedades deseadas en el diseño de la próxima generación de andamios en BTE. El fin último es desarrollar andamios artificiales bioactivos y biomiméticos que no sean reconocidos como cuerpo extraño, hagan su función de sustentación inicial y sean resorbidos de forma controlada facilitando la actividad osteogénica.

Las principales limitaciones en los diseños de los andamios actuales son la baja resistencia mecánica y la falta de suficiente vascularización. Por esta razón, los criterios generales para diseñar andamios deben incluir una geometría interna similar a la microestructura del hueso trabecular esponjoso, las propiedades del transporte de masa, las propiedades mecánicas y el propio biomaterial. En el diseño tridimensional de la estructura se debe tener en cuenta el tamaño y la forma de los poros, las interconexiones, la separación trabecular (Tb.Sp) y el grosor trabecular

(Tb.Th), no sólo por las propiedades mecánicas, sino también para facilitar la penetración de las células en el andamio, su adhesión y la facilidad al flujo de nutrientes a su través, como también la neovascularización. Las propiedades descritas para los andamios se deben mantener durante el proceso de la resorción o biodegradabilidad del mismo hasta su completa sustitución por la nueva formación del tejido óseo. Algunas de las propiedades exigibles a los andamios porosos son:

Biocompatibilidad: Capacidad para realizar su función en el tejido del huésped sin provocar cualquier respuesta inmune.

Biodegradabilidad: La velocidad de degradación del andamio debe coincidir con el crecimiento del nuevo tejido óseo durante su reemplazo.

Propiedades mecánicas: Resistencia mecánica suficiente para proporcionar un apoyo temporal y resistir las fuerzas de carga *in vivo*. Módulo elástico (300-500 MPa) y resistencia (5-10 MPa) semejantes al hueso trabecular.

Microarquitectura: Estructuras de porosidad variable e interconectada con el objeto de distribuir uniformemente las tensiones y facilitar el flujo de células y nutrientes.

Osteoinductividad: Promover la fijación de células específicas y formadoras del tejido óseo.

Porosidad: Volumen y tamaño de los poros para permitir el crecimiento de tejido, la neovascularización, el transporte de masa y la osteogénesis. Es deseable una porosidad mayor del 75%. La macroporosidad de entre 200 y 400 micras para facilitar la unión de células sobre el tejido. La porosidad abierta e interconectada facilita la colonización del andamio por parte de las células, la difusión de los nutrientes esenciales y oxígeno para la supervivencia celular y productos de desecho.

Propiedades superficiales: Apropriadas propiedades topográficas y químicas para favorecer la adhesión, proliferación y diferenciación celular.

Todas las propiedades descritas dependen directa o indirectamente del diseño tridimensional del andamio poroso en relación con la porosidad, superficie específica del andamio, forma y tamaño de los poros, trabéculas y uniones trabeculares, entre otras.

Las tecnologías utilizadas para fabricar este tipo de andamios son múltiples y variadas. La tecnología *Solid Free Form* (SFF), también conocida con el nombre de Prototipado Rápido (i.e. *Rapid Prototyping*; RP), es un conjunto de nuevas técnicas

de fabricación aditiva que permiten obtener estructuras porosas 3D irregulares e interconectadas a partir de modelos CAD tridimensionales. Con estas técnicas, los andamios pueden ser construidos a partir de diferentes técnicas de fabricación aditiva con material biocompatible y bioresorbible. Los andamios se imprimen capa a capa a partir de la exportación de ficheros STL (*STereoLitography files*). La impresión puede realizarse por distintos procedimientos: térmicos, químicos, mecánicos u ópticos. Algunos de ellos son: *Melt Extrusion* o modelado por deposición fundida (i.e. *Fused Deposition Modelling*; FDM), estereolitografía (SLA) y sinterización selectiva por láser (i.e. *Selective Laser Sintering*; SLS). En general, las técnicas que utilizan procedimientos ópticos presentan resoluciones más altas. La estereolitografía es una de las tecnologías más antiguas y más precisas de las técnicas de fabricación aditiva (i.e. *Additive Manufacturing*; AM).

Actualmente, los programas de Diseño Asistido por Ordenador (CAD) se han utilizado para modelar geometrías simples de andamios 3D a partir de la combinación de sólidos o primitivas estándar (cilindros, esferas, cubos, etc.) con operaciones booleanas de unión, resta e intersección. Adicionalmente se han utilizado operaciones de copia múltiple como matrices en 3D en la definición tridimensional de andamios porosos para su impresión 3D.

Otras estructuras o patrones tridimensionales impresos en 3D y utilizados como andamios en la sustitución de defectos óseos son definidos con ecuaciones triples periódicas a partir de funciones trigonométricas implícitas (*Implicit Surface Modelling*, ISM). De esta forma se generan patrones porosos como: *Schwar's Diamond*, *Schoen's Gyroid* y otros, caracterizados por tener un efecto positivo en la migración celular y el crecimiento de tejido.

La tecnología *Space Filling Curves* (SFC) es una reciente metodología de diseño utilizada en la construcción de andamios porosos con estructura repetitiva a partir de la micro extrusión de un filamento de polímero de pequeño diámetro. Estos métodos permiten fabricar un patrón repetitivo con distinta porosidad en diferentes regiones.

Finalmente, la combinación de las nuevas herramientas CAD, la Tomografía Computarizada (TC) y la micro-Tomografía (μ CT) pueden crear andamios biomiméticos con una estructura irregular idéntica al tejido trabecular óseo. Sin embargo, tal microestructura requiere de un equipo caro y, en la mayoría de los

casos, no es necesaria una reproducción tan detallada.

A nivel de patentes, la US 2012/0321878 A1, describe un modelo de andamio con estructura porosa diseñado tridimensionalmente siguiendo un procedimiento distinto a los anteriormente descritos. El andamio es diseñado a partir de la creación de regiones de Voronoi en forma de poliedros donde las trabéculas, que pueden presentar distinta sección y tamaño, están generadas a partir de operaciones tridimensionales de barrido con sección constante a lo largo de las aristas que definen los poliedros de Voronoi. La forma del poro se obtiene como el espacio no ocupado por las trabéculas generadas en la operación. Este tipo de diseño estructural no termina de mimetizar la arquitectura anisotrópica del hueso trabecular natural por la forma en la que se presentan las trabéculas, las uniones trabeculares, los poros y la conectividad de los mismos.

La invención propuesta describe un nuevo método de diseño asistido por ordenador de andamios porosos y/o implantes para mimetizar la estructura trabecular del hueso natural con el mayor detalle posible. Los andamios macroporosos de la presente invención se diseñan para mantener la forma externa del defecto óseo, adaptado a las necesidades específicas del paciente, con una macroestructura anisotrópica donde las trabéculas presentan una sección variable con conectividades redondeadas y suavizadas. La invención describe la metodología necesaria para obtener modelos con porosidad variable e interconectada a partir de la modificación paramétrica del espesor (Tb.Th) y la separación trabecular (Tb.Sp) con el fin de diseñar modelos porosos con un núcleo menos denso y un exterior más compacto.

Los modelos tridimensionales de andamios diseñados se caracterizan por poseer elevada relación entre su superficie y el volumen total (BS/TV) y pueden ser exportados para su fabricación mediante técnicas aditivas (AM) en diversos biomateriales.

30 Descripción de la invención.

La presente invención describe el método de diseño asistido por ordenador para obtener el modelo tridimensional (3D) de un andamio y/o implante que puede ser fabricado en cualquier material con las técnicas actuales de prototipado rápido. El andamio y/o implante, diseñado con porosidad variable e interconectada donde las trabéculas y la separación trabecular varían en función de sus necesidades y las

conectividades se presentan redondeadas. El andamio y/o implante definido adopta la forma del defecto óseo a reemplazar, pero no se limita sólo a este tipo de adaptación, hecho evidente para cualquier experto en la materia.

- 5 De forma más detallada, el método de la presente invención comprende las siguientes etapas:

1. Obtención de puntos aleatorios sobre la superficie del defecto óseo a rellenar.

10

La definición de un volumen mediante técnicas de diseño asistido por ordenador (CAD) o la reconstrucción del defecto a reemplazar a partir de imágenes médicas de micro-tomografía (μ CT), resonancia magnética (RM) o similares, permite situar de forma aleatoria, un número variable de puntos sobre la misma (ver Figura 1). La
15 división de los puntos en dos grupos y la creación de líneas de forma aleatoria entre los puntos de cada uno de los grupos define un entramado de líneas cruzadas.

2. Definición del ancho trabecular.

20

La definición de un cilindro sólido de radio variable para cada una de las líneas creadas permite definir el andamio macroporoso de elevada superficie y macroporosidad interconectada. Para facilitar la adherencia celular y mejorar la permeabilidad la intersección de los cilindros es redondeada con el fin de crear una superficie de transición entre los cilindros.

25

La porosidad depende del número de líneas definidas en la etapa 1 y del radio del cilindro establecido en la etapa 2 y, en menor grado, del radio de unión en la intersección de los cilindros. De esta forma, los andamios creados con mayor número de puntos y definidos con valores pequeños de radio presentan mayor relación BS/TV,
30 aspecto que facilitaría la adhesión celular.

El procedimiento de modelado tridimensional de andamios y/o implantes descritos permite rellenar con el patrón macroporoso cualquier tipo de geometría o volumen 3D con diferente porcentaje de porosidad.

En el ejemplo de la Figura 1 se ha tomado un modelo volumétrico de un cilindro sobre el que se han definido puntos aleatorios y líneas de unión entre ellos para crear las trabéculas de la Figura 2.

5 3. Diseño de andamios con porosidad variable.

La densidad y la forma de la estructura trabecular ósea depende de la tensión a la que está sometido el tejido óseo (Ley de Wolf, 1869). Cuando las cargas son iguales en las tres direcciones principales, el tejido óseo tiende a presentar una microestructura equiaxial e isotrópica. Cuando la carga principal se encuentra definida en una de las direcciones, la estructura ósea se adapta con el fin de minimizar las tensiones en esa dirección. La densidad relativa del hueso y la porosidad dependen de la magnitud de la distribución de cargas. La metodología de diseño propuesta permite definir una estructura con porosidad variable (1-BV/TV) en diferentes regiones volumétricas, estando sus trabéculas perfectamente conectadas entre las distintas regiones. En la Figura 3 se ilustra un ejemplo donde se presentan dos regiones con distinta porosidad por estar definidas por distinto número de líneas formadoras de trabéculas. Para definir los modelos con porosidad variable es necesario crear diferentes volúmenes de interés (VOI) con distinto número de puntos sobre la superficie y seguir el procedimiento descrito en el apartado anterior.

Descripción de las figuras.

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de facilitar la comprensión de las características de la invención, se acompaña a la presente memoria descriptiva un juego de dibujos en los que, con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

- La Figura 1.A muestra un volumen cilíndrico sobre cuya superficie interna (1) se han localizado un número determinado de puntos (2) de forma aleatoria. Los puntos, también de forma aleatoria, son separados en dos grupos. En la Figura 1.B. se representan las uniones aleatorias (3) formadas a partir de la unión de dichos puntos.

- La Figura 2 muestra un andamio macroporoso después de formar los cilindros (4) sobre cada una de las líneas creadas anteriormente. Se observa el radio de unión en las intersecciones de los cilindros y la macroporosidad interconectada resultante (5).

- La Figura 3 es un ejemplo similar al de la Figura 1, pero que permitiría la construcción de un modelo de andamio con porosidad variable definida en dos o más volúmenes de interés (VOI) distintos, contiguos y continuos.

5

- La Figura 4 muestra distintos andamios macroporosos generados a partir de un número de puntos distintos en superficie (25, 50, 75, 100 y 125) sobre un volumen cilíndrico.

10

- La Figura 5 muestra la variación del radio de unión entre las trabéculas generadas.

- La Figura 6 muestra a los modelos macroporosos encapsulados en un tubo con objeto de mejorar sus propiedades mecánicas.

15

- La Figura 7 muestra modelos de andamios realizados sobre un volumen cilíndrico de diámetro 10 milímetros y altura 8 milímetros con 200, 400, 600, 800 y 1000 líneas de generación de radio 0,2 milímetros. En la Tabla, que se acompaña, se muestran los valores de BS/BV, BS/TV, BV/TV y de porosidad ($1-BV/TV$) de cada uno de ellos. Los modelos presentan, a partir de 800 líneas, valores de BS/BV y BS/TV superiores a los mostrados por otros andamios empleados en ingeniería de tejidos óseos: *Schwarts Primitive*, *Schwarts W*, *Schoen's Gyroid* y otros.

20

- La Figura 8 muestra andamios generados a partir de distintos volúmenes geométricos: cono (Fig. 8.A), pirámide truncada (Fig. 8.B) y esfera (Fig. 8.C). El modelo poroso se adapta a cualquier geometría externa que deba rellenarse siendo útil con modelos biológicos obtenidos a partir de la reconstrucción de imágenes médicas.

25

Realización preferida de la invención.

30

Como se puede observar en la Figura 1, el andamio macroporoso y/o implante obtenido mediante la metodología descrita se define a partir de un conjunto de puntos (2), localizados sobre la superficie interior del volumen a rellenar (1), que son divididos de forma aleatoria en dos grupos y conectados, también de forma aleatoria, para crear líneas de unión entre ellos (3). La creación de cilindros (4) en cada una

35

de las líneas y el suavizado del radio de unión en las intersecciones define la estructura final del andamio macroporoso y/o implante.

5 Los huecos interiores (5) que presenta la estructura macroporosa obtenida a partir de la metodología descrita están interconectados para facilitar la penetración de las células en el andamio y/o implante, su adhesión y el flujo de nutrientes a su través. El número de trabéculas y su espesor (radio de los cilindros) pueden ser regulados para conseguir distinta fracción de volumen (BV/TV) o porosidad para el volumen de interés (i.e. *Region-Of-Interest*, ROI) seleccionado.

10

Para crear un andamio macroporoso y/o implante con porosidad variable en diferentes regiones del mismo, tal y como se ilustra en la Figura 3, la metodología descrita permite crear distinta densidad de puntos sobre la superficie interior límite del volumen a rellenar y/o sobre cualquier superficie interna adicional definida por interés del diseño. De esta forma se generan modelos CAD macroporosos con porosidad variable entre distintas regiones que pueden ser moduladas en cualquier dirección de interés del espacio.

15

La metodología descrita permite crear un andamio y/o implante adaptado al defecto óseo a rellenar a partir de la definición de los puntos sobre la superficie del volumen diseñado por ordenador o reconstruido a partir de imágenes médicas como la μ CT u otras tecnologías.

20

25

REIVINDICACIONES

- 5 1. Método de diseño tridimensional de andamio macroporoso y/o implante
caracterizado porque la estructura interna se genera a partir de
cilindros de radio variable siguiendo la dirección definida por
líneas establecidas entre dos puntos aleatorios previamente
creados de forma aleatoria sobre la superficie interna límite y/o
10 de forma adicional sobre otras superficies internas definidas por
interés del diseño del defecto a rellenar previamente reconstruido
en tres dimensiones (3D) a partir de imágenes médicas o a partir
de su diseño 3D.
- 15 2. Método de diseño tridimensional de andamio macroporoso y/o implante
según reivindicación 1, **caracterizado** porque la mayor o menor
porosidad interconectada se genera a partir de la definición de mayor o
menor número puntos aleatorios creados sobre la superficie
interna límite de la forma a rellenar y/o sobre otras superficies
20 internas definidas por interés del diseño y/o del radio del cilindro
generado, quedando así definidas las relaciones
histomorfométricas básicas (BS/BV, BS/TV, BV/TV, etc.) y, en
consecuencia, todas las propiedades de interés (mecánicas,
fluídicas y biológicas).
- 25 3. Método de diseño tridimensional de andamio macroporoso y/o
implante basado en las reivindicaciones 1 y 2, caracterizado porque las
líneas que definen la intersección entre los cilindros son redondeadas con
distinto tipo de radio con el objeto de suavizar las transiciones entre las
superficies y mejorar la adhesión celular al incrementar la relación
30 histomorfométrica BS/TV.
- 35 4. Método de diseño tridimensional de andamio macroporoso y/o
implante basado en las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque
el andamio y/o implante es confinado en un volumen geométrico de

cualquier forma con el volumen del defecto óseo a rellenar obtenido por reconstrucción de imágenes médicas u otros procedimientos.

- 5
- 10
- 15
5. Método de diseño tridimensional de andamio macroporoso y/o implante basado en las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el andamio y/o implante es confinado en un volumen geométrico de cualquier forma, independientemente de la existencia o no de ningún defecto óseo a rellenar, que permita, por tanto, definir todo tipo de implantes y/o estructuras de soporte como clavos, tornillos, placas, rellenos, etc.

 6. Método de diseño tridimensional de andamio macroporoso y/o implante basado en las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el andamio y/o implante es fabricado con técnicas de impresión 3D en materiales biocompatibles poliméricos, cerámicos y/o metálicos.

FIG.1

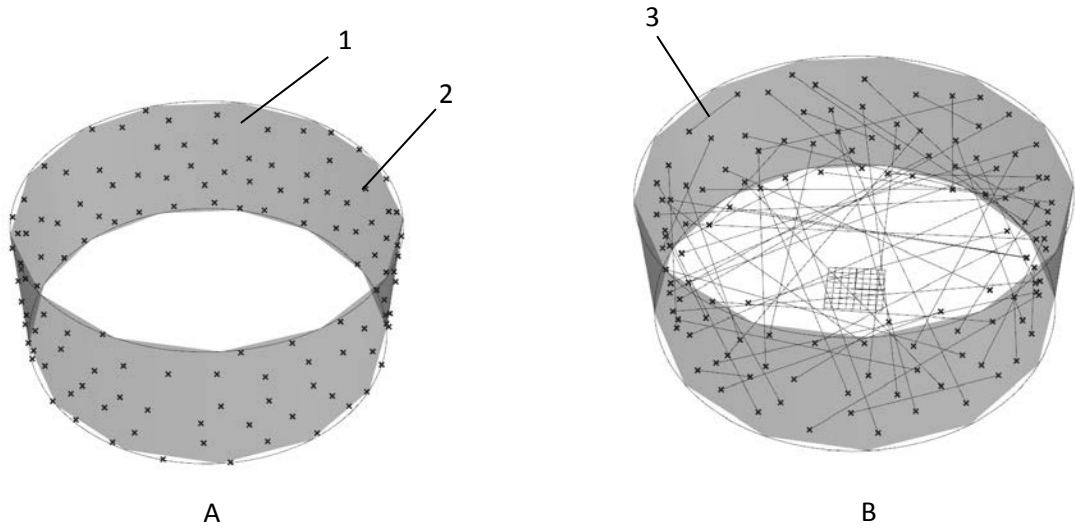


FIG.2

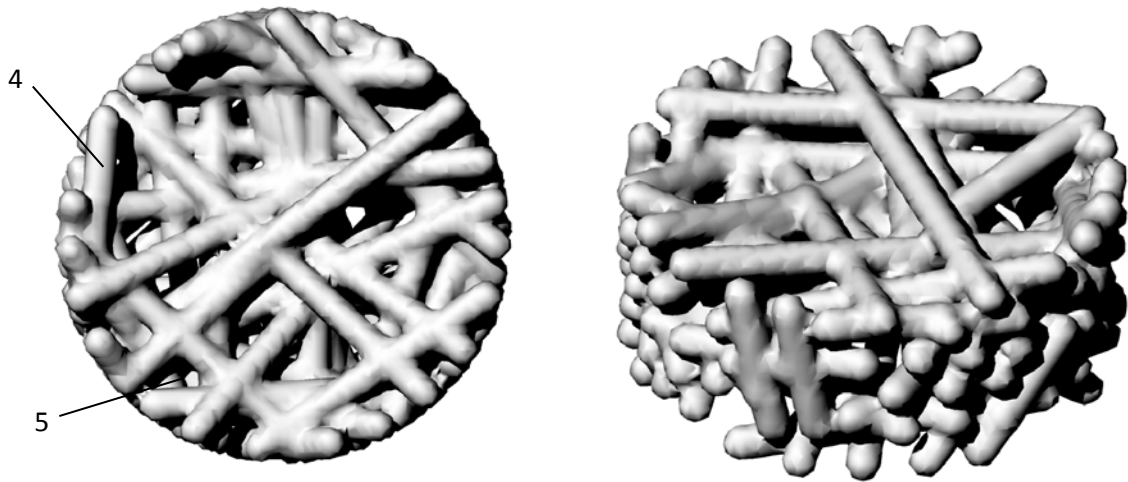


FIG.3

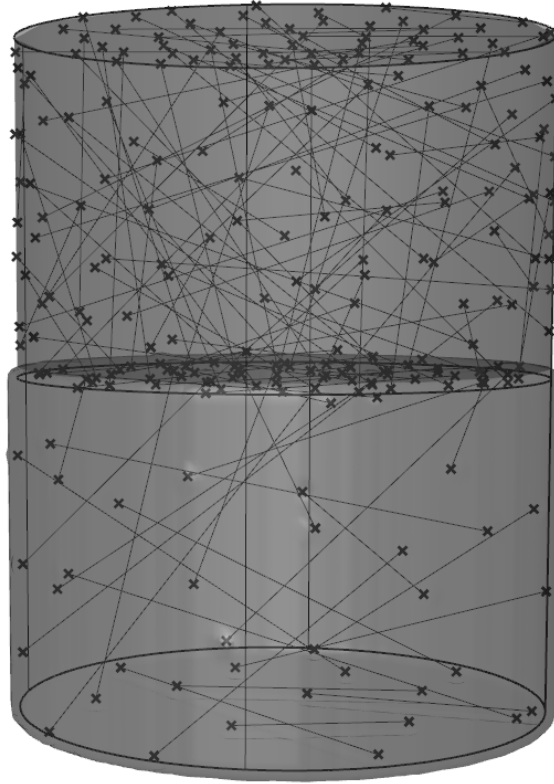


FIG.4

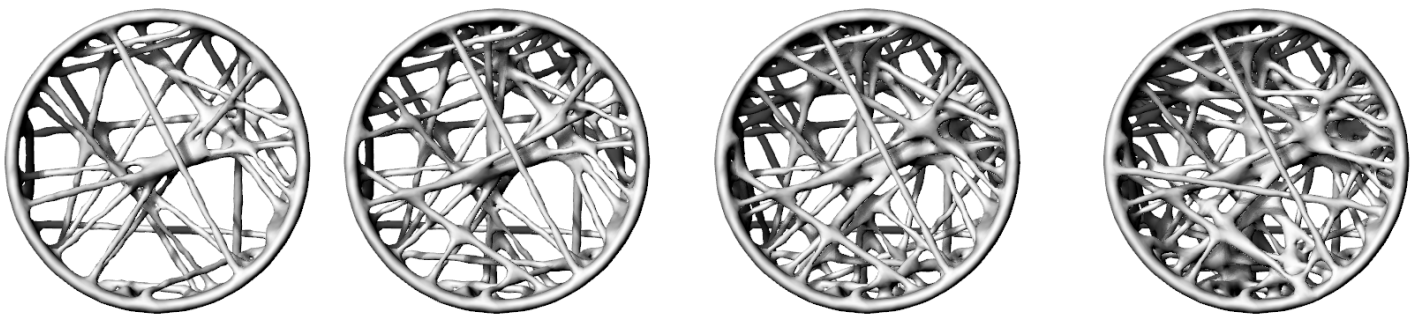


FIG.5

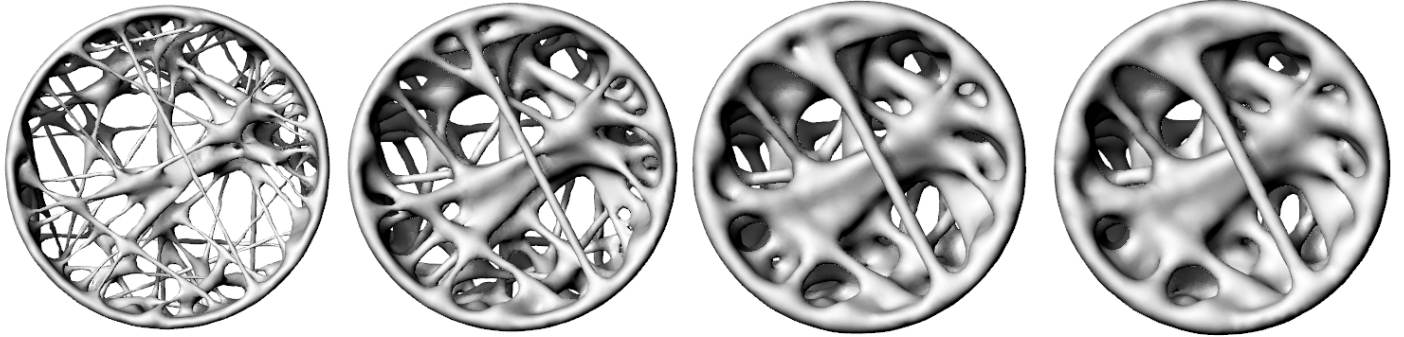


FIG.6

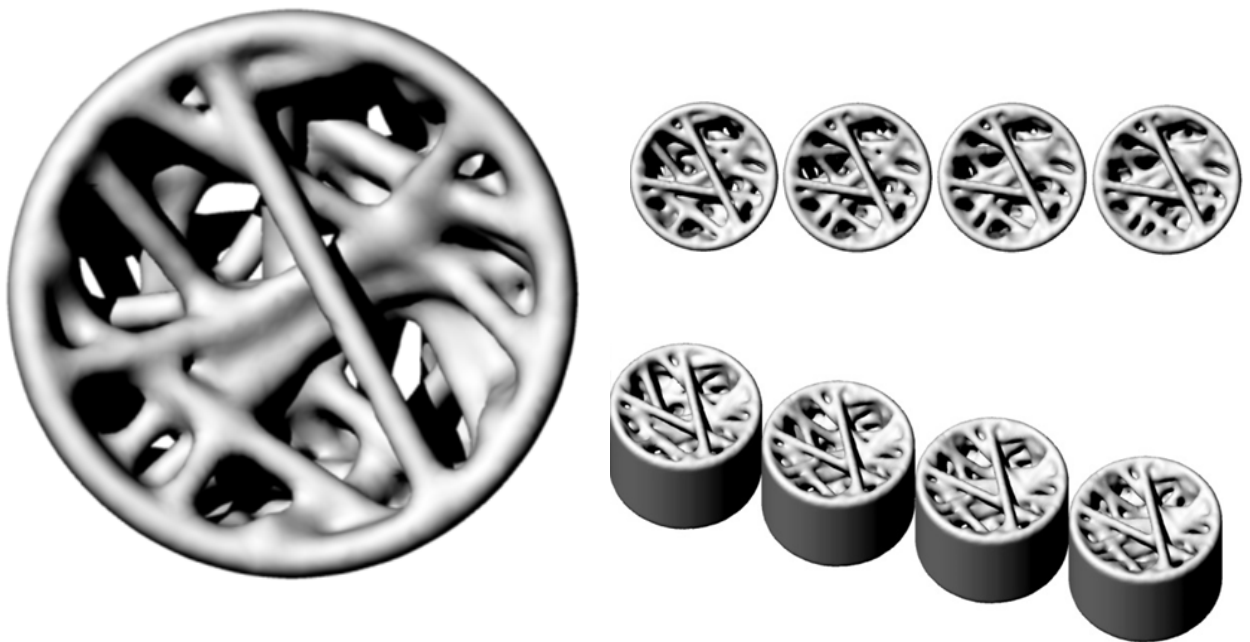
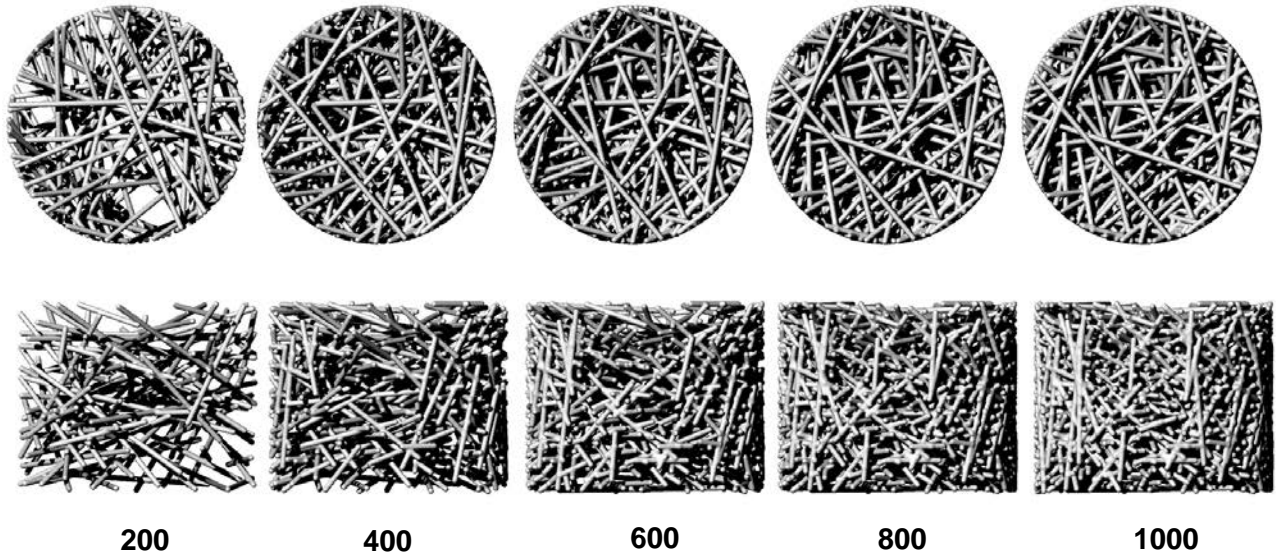


FIG.7



Parámetro medido	Número de líneas de generación				
	200	400	600	800	1000
BV (mm ³)	30,9	65,9	94,7	122,8	152,3
BS (mm ²)	509,0	986,0	1398,0	1717,0	1996,0
TV (mm ³)	628,3	628,3	628,3	628,3	628,3
BS/BV (mm ⁻¹)	16,5	15,0	14,8	14,0	13,1
BS/TV (mm ⁻¹)	0,8	1,6	2,2	2,7	3,2
BV/TV	0,049	0,105	0,151	0,196	0,242
Porosidad (%)	95,1	89,5	84,9	80,4	75,8

FIG.8.A

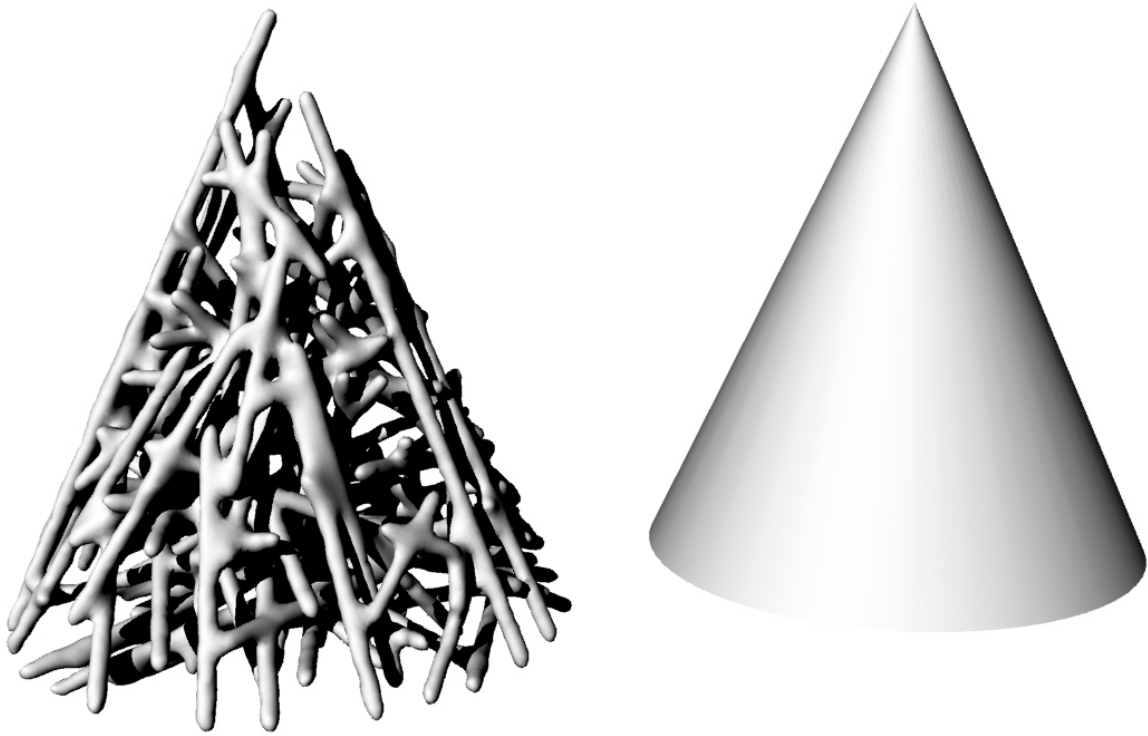


FIG.8.B

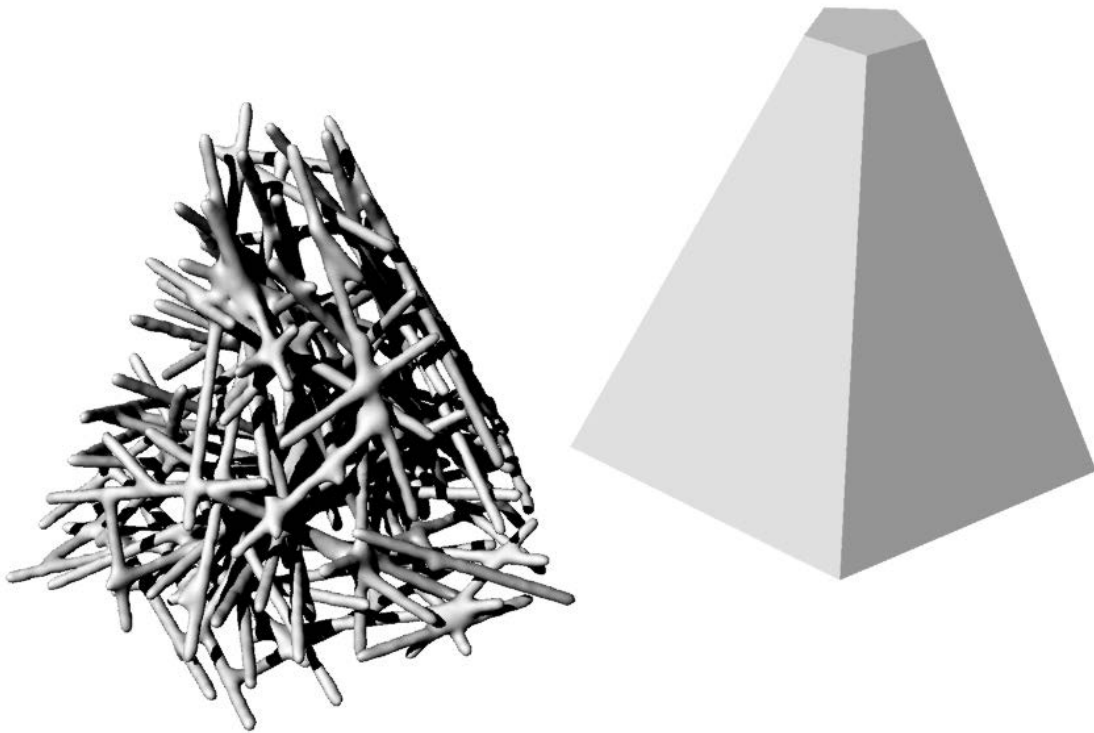
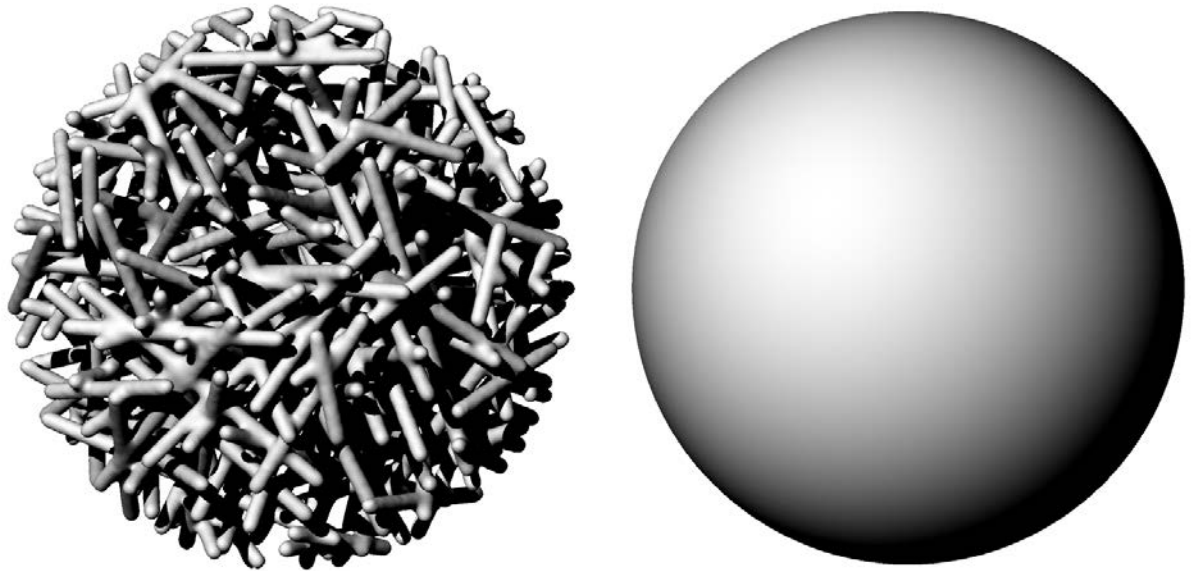


FIG.8.C





②① N.º solicitud: 201730970

②② Fecha de presentación de la solicitud: 26.07.2017

③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤① Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	ES 2578705 A1 (UNIV POLITÉCNICA DE CATALUNYA) 29/07/2016, Reivindicaciones	1-6
A	WO 2011060312 A2 (SMITH & NEPHEW INC et al.) 19/05/2011, Todo el documento	1-6
A	CN 102087676 A (UNIV SHANGHAI) 08/06/2011, Todo el documento	1-6

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
25.06.2018

Examinador
F. Díaz Madrigal

Página
1/2

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

A61L27/56 (2006.01)

A61F2/28 (2006.01)

B33Y50/00 (2015.01)

G06T17/00 (2006.01)

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61L, A61F, B33Y, G06T

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, Internet