

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 582 610**

51 Int. Cl.:

A61L 27/44 (2006.01)

A61L 27/04 (2006.01)

A61L 27/18 (2006.01)

A61L 27/40 (2006.01)

A61F 2/28 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.11.2012 E 12192006 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.05.2016 EP 2730298**

54 Título: **Implante óseo de al menos dos materiales distintos reabsorbibles y biodegradables que pueden combinarse como material híbrido o compuesto**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
14.09.2016

73 Titular/es:

**KARL LEIBINGER MEDIZINTECHNIK GMBH &
CO. KG (100.0%)
Kolbinger Strasse 10
78570 Mühlheim/Donau, DE**

72 Inventor/es:

**GABELE, LORENZ;
REINAUER, FRANK;
WOLFRAM, TOBIAS y
MÜLLER, WOLFGANG**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 582 610 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Implante óseo de al menos dos materiales distintos reabsorbibles y biodegradables que pueden combinarse como material híbrido o compuesto

- 5 Campo de la invención
- La invención se refiere a un implante óseo con las reivindicaciones del preámbulo de la reivindicación 1.
- 10 Por el estado de la técnica se conocen ya materiales reabsorbibles biodegradables como, por ejemplo, PDLLA, PGA o PCL. Sin embargo, tienen propiedades de resistencia mecánica considerablemente menores que materiales metálicos estándar como, por ejemplo, titanio o implante de acero.
- 15 Lamentablemente, los materiales de implante cerámicos biodegradables presentan en muchas áreas una resistencia a la flexión y a la rotura demasiado escasa y a menudo son difíciles de modelar o incluso no pueden modelarse de manera "adaptada".
- Aunque en principio se conoce el uso de magnesio y aleaciones de magnesio en el área de los implantes, especialmente puesto que posibilitan una alta resistencia, la resorción se realiza solo en condiciones por debajo del nivel óptimo en lo que se refiere a la cinética, aspectos fisiológicos, desarrollo de gas, mecanismos de descomposición y productos de descomposición, en el caso de la aplicación en el hueso de un mamífero y especialmente del ser humano. Frecuentemente, la resorción se realiza demasiado rápido.
- 20 Se conoce el estado de la técnica relevante por el documento WO 2009/116799 A2, el documento US 2008/0249638 A1, el documento WO 2011/006354 A1, el documento WO 2010/101901 A2, el documento US 4.550.448 A, el documento EP 1 683 593 A2, el documento DE 10 2006 047663 A1 y el documento EP 0 502 349 A1.
- 25 El objeto de la presente invención es evitar las desventajas conocidas por el estado de la técnica y poner a disposición un implante óseo reabsorbible de manera óptima que presente una resistencia lo suficientemente alta en cada momento de la regeneración ósea. Adicionalmente, un tal implante óseo debería ser económico y posibilitar un tiempo de almacenamiento lo mayor posible sin deterioro de las propiedades deseadas.
- 30 Debería garantizarse la compatibilidad de materiales con un hueso humano y con los tejidos que rodean al hueso humano.
- 35 Revelación de la invención
- Esto se resuelve, de acuerdo con la invención, por el distintivo de la reivindicación 1.
- 40 De esta manera, se utilizan al menos dos o incluso varios materiales biodegradables, eventualmente combinados con ingredientes o sustancias activas no degradables con distintas propiedades para el ajuste definido de las distintas propiedades químicas, físicas, mecánicas y biológicas de todo el sistema.
- 45 El implante presenta una alta resistencia cuando se utilizan, por ejemplo, magnesio o aleaciones de magnesio. Con el magnesio o las aleaciones de magnesio conocidos hasta el momento, la descomposición se realizó demasiado rápido para las aplicaciones clínicas importes en el hueso. Sin embargo, si el implante óseo se elabora, de acuerdo con la invención, a partir de magnesio o de una aleación de magnesio en combinación con una estructura de protección que aunque dado el caso tenga una escasa resistencia, garantice una cinética de degradación óptima, será posible una mejor realización. En el caso de la combinación de acuerdo con la invención de dos o más
- 50 materiales que se rodean o se entremezclan, la estructura de soporte puede protegerse contra la descomposición demasiado rápida. Por lo tanto, será posible un ajuste de la dinámica/cinética de descomposición. Puede llevarse a cabo de manera específica un ajuste de la actividad fisiológica/metabólica en el entorno del implante. También es posible llevar a cabo un ajuste dependiente de la necesidad de las condiciones químicas como, por ejemplo, el valor de pH, la concentración de los productos de descomposición, etc. Será posible un ajuste de las propiedades mecánicas del implante original y de las propiedades del implante durante la fase de descomposición. Durante el estado de implante, se garantiza que está ofrecida una alta resistencia mecánica debido a la estructura del componente de mayor resistencia, preferentemente metálico. La descomposición de la resistencia mecánica se compensa por la construcción del material óseo. Aunque el componente de mayor resistencia se reabsorba, la estructura envolvente del componente de baja resistencia se mantenga, por ejemplo, más tiempo y protege al
- 55 componente de mayor resistencia de una resorción, dado el caso, demasiado rápida. Por el recubrimiento de protección del material de mayor resistencia mediante el componente de baja resistencia, se produce en el ajuste correspondiente de la cinética de resorción, por ejemplo, una función de protección mecánica para el tejido circundante. Se puede realizar un tipo útil de protección de tejidos.
- 60 Formas de realización ventajosas están reclamadas en las reivindicaciones dependientes y se explican con más detalle a continuación.
- 65

De esta manera, resulta ventajoso si la aleación de metal es un material biodegradable y reabsorbible, puesto que, en este caso, la estructura de soporte también es completamente degradable por el cuerpo.

También resulta ventajoso si la estructura de protección se compone de un material no metálico o lo presenta (incluye).

Si el material presenta al menos un elemento o varios elementos del grupo que se compone de magnesio, hierro, zinc, estroncio, flúor, manganeso y calcio así como sus iones posibles, puede recurrirse especialmente a materiales y aleaciones de materiales adecuados.

Resulta apropiado si la estructura de protección se compone del material distinto de la estructura de soporte. Las distintas propiedades se pueden combinar entre sí de manera adaptada a las necesidades.

Un ejemplo de realización ventajoso también está caracterizado por que la estructura de protección se compone de plástico, y preferentemente también han resultado ventajosos compuestos de polilactida si la estructura de protección presenta ácido poliláctico, como PLA, y/o ácido poliglicólico (PGA) y/o policaprolactona (PCL), como poli-ε-caprolactona-co-lactida, PDLLA-TCP y/o PDLLA-carbonato de calcio y/o PDA.

Para conseguir un ejemplo de realización especialmente ventajoso, resulta ventajoso si la estructura de protección y la estructura de soporte están compenetradas o mezcladas entre sí a modo de un componente de material compuesto o un componente híbrido, por ejemplo, a modo de un hormigón monogranular. El material compuesto tiene características de degradación duraderas en todo su volumen tridimensional, de manera que desensibiliza el implante óseo contra el daño mecánico superficial, por ejemplo, en el contorneado, combadura, separación y/o procesamiento mecánico. En este caso, pueden evitarse las desventajas como las que se presentan, por ejemplo, en el denominado "revestimiento" de implantes sin material compuesto. Frecuentemente, a saber, durante el procesamiento mecánico del implante, por ejemplo, durante el contorneado o durante la separación, el revestimiento, así, el recubrimiento, se daña, es decir, el ataque "corrosivo" que se presenta localmente da como resultado, en este caso, una cinética de degradación no deseada del implante en este lugar, lo cual se evita en la configuración porosa de acuerdo con la invención. También se evita que durante la flexión se dañe la capa de protección, es decir, se desbloquea el implante de magnesio que se encuentra por debajo y se libera la corrosión, dado el caso, incluso eventualmente en cortes transversales sometidos a grandes cargas.

También resulta ventajoso si la estructura de soporte presenta una forma de partículas de soporte adyacentes, como granos, y/o esferas, y/o elementos de celosía, como barras, y/o elementos hexagonales, y/o triángulos, y/o elementos a modo de pata de gallo, y/o panales, y/o fibras. En este caso, se pueden generar implantes óseos versátiles y sólidos.

Si la estructura de soporte presenta la geometría de una espuma de metal, se puede simplificar la producción. También resulta ventajoso si las partículas de soporte limitan entre sí de manera que están situadas cavidades entre ellas. Con ello, se facilita la introducción de la estructura de soporte.

Si al menos una cavidad o preferentemente múltiples cavidades, por ejemplo, todas las cavidades, están llenas al menos de manera parcial, preferentemente de manera completa, del material de la estructura de protección, puede conseguirse un implante óseo compacto con una resistencia especialmente alta, de manera que el implante óseo queda protegido contra la corrosión de manera correspondiente a la cinética de degradación ajustada de acuerdo con la invención.

Resulta especialmente apropiado si algunas cavidades están llenas completamente de material de la estructura de protección y algunas cavidades están llenas solo parcialmente de material de la estructura de protección, y preferentemente la relación de las cavidades llenas completamente con respecto a las cavidades llenas parcialmente es de 20:1 a 10:1, más preferentemente la relación es aproximadamente de 15:1.

Han resultado ser especialmente apropiado en las pruebas si la estructura de soporte está entrelazada y/o está combinada entre sí en construcción de tipo sándwich con la estructura de protección.

Para que puedan combinarse de manera razonable las propiedades individuales, resulta ventajoso si la estructura de soporte presenta una mayor resistencia que la estructura de protección.

También resulta ventajoso si el implante óseo presenta la forma de una placa, un implante óseo craneal, un clavo, una rejilla, un tejido o un tornillo. También puede elegirse una forma de remache.

Resulta ventajoso, aparte de eso, si la estructura de soporte está conformada como estructura sinterizada. Es posible que los componentes compuestos individuales, como microesferas de magnesio, estén "soldados" entre sí en sus puntos de contacto en la producción de una estructura sinterizada. El espacio libre dentro del compuesto está lleno, por ejemplo, de PDLLA y evita el ataque corrosivo demasiado rápido de los fluidos corporales sobre la estructura de soporte de magnesio. Las microesferas también pueden estar reemplazadas por geometrías estándar,

por ejemplo, triángulos tridimensionales de capas de nido de abeja, a modo de una geometría de barrera acorazada o de estructuras de celosía. Resultan ventajosas además estructuras en las que la estructura de soporte, por ejemplo, en forma de las geometrías estándar mencionadas anteriormente, están producidas en una estructura sinterizada.

Las capas pueden combinarse a partir de metal y PDLLA en una construcción de tipo sándwich. La espuma de metal también puede rellenarse con PDLLA.

Si la estructura de protección está presente sobre la estructura de soporte de manera mucho más gruesa en las áreas de mayor carga mecánica y/o química que en áreas adyacentes a estas, también se puede garantizar en implantes óseos sometidos a grandes cargas un desarrollo de resorción óptimo controlado temporalmente.

Resulta apropiado si el implante óseo no está conformado de manera hueca ni flexible, como una prótesis vascular endoluminal.

La invención se explica con más detalle a continuación con ayuda de un dibujo. A este respecto, se visualizan distintos ejemplos de realización en las Figuras y se explican con más detalle a continuación.

Muestran:

La Fig. 1 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe en forma esférica,

La Fig. 2 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe en forma de fibra o de placa,

La Fig. 3 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe en forma de barra,

La Fig. 4 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe según un primer tipo de arriostramiento,

La Fig. 5 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe según un segundo tipo de arriostramiento,

La Fig. 6 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe en forma de panel,

La Fig. 7 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe en forma de barrera acorazada, y

La Fig. 8 una vista esquemática de un material compuesto de partida a partir del cual está elaborado el implante óseo y en el que la estructura de soporte existe en forma de rejilla.

Las Figuras son únicamente de naturaleza esquemática y solo sirven para la comprensión de la invención.

En la Fig. 1 está representado un material de partida para un implante óseo, no estando reproducida la forma especial del implante óseo. Es posible que un tal implante óseo presente la forma final de una placa, un implante craneal, un clavo, una rejilla, un tejido, un remache o un tornillo. Pueden utilizarse procedimientos de moldeo con arranque de viruta y sin arranque de viruta para conseguir la forma final del implante.

El material de partida a partir del cual se elabora el implante óseo de acuerdo con la invención presenta, en la forma de realización representada en la Fig. 1, una estructura de soporte 1 que presenta los elementos de soporte 2, que tienen una forma esférica. Los elementos de soporte 2 tienen, así, la forma de esferas 3.

Varias esferas 3 están dispuestas entre sí en contacto y en una o varias capas, por ejemplo, en una primera capa 4. Hay otras esferas 3 en otras capas. En el ejemplo de realización representado en este caso está presente otra segunda capa de esferas 3 y otra tercera capa de esferas 3. Mientras que la primera capa está referenciada con las referencias 4, la segunda capa está referenciada con las referencias 5 y la tercera capa, con las referencias 6.

Una esfera 3 de la segunda capa está en contacto con cuatro esferas 3 de la misma capa, excepto que esté situada en el borde de la capa. Al menos una esfera 3 de la primera capa 4 y una esfera 3 de la tercera capa 6 tocan igualmente la esfera 3 mencionada de la segunda capa 5.

Sin embargo, en el ejemplo de realización representado, las esferas 3 de las capas individuales están dispuestas a modo de un empaquetamiento esférico más compacto. Por lo tanto, están presentes capas esféricas hexagonales.

Pero además de un tal empaquetamiento esférico más compacto hexagonal, también es posible un empaquetamiento esférico más compacto cúbico. También es posible el tipo de estructura "dhcp". Como alternativa, también es posible, naturalmente, que las esferas 3 individuales estén dispuestas a modo de una rejilla centrada en el espacio cúbicamente (bbc).

Todas las esferas 3, así, todas las esferas 3 de todas las distintas capas de los elementos de soporte 2, están rodeadas por una estructura de protección 7 biodegradable y/o biorreabsorbible. La estructura de protección 7 está infiltrada asimismo en cavidades 8 entre los elementos de soporte 2 individuales en forma de esfera, de manera que las esferas 3 están retenidas de manera distinta en la estructura de protección 7.

Las esferas 3 que están en contacto con otras esferas 3, así, los elementos de soporte 2 que se contactan, están unidas entre sí con unión de materiales, por ejemplo, soldadas. En el presente caso, se recurrió a un procedimiento de sinterizado para unir entre sí los elementos de soporte 2. Han resultado ser especialmente eficaz si un láser actúa sobre el material de los elementos de soporte 2 presente en forma de polvo.

Por la disposición hábil de los elementos de soporte 2 entre sí, se crea una ampliación de ruta para el material corrosivo. El material corrosivo que llega al interior, por ejemplo, por una fractura en la estructura de protección 7, debe recorrer una ruta especialmente larga desde un elemento de soporte 2 propenso al ataque corrosivo hasta el siguiente para poder atacar en realidad este otro elemento de soporte 2. Esto tiene repercusiones sobre la duración de la corrosión. Se tarda mucho tiempo hasta que el siguiente elemento de soporte 2 es atacado y degradado. Consecuentemente, se tarda mucho tiempo hasta que la estructura de soporte 1 está debilitada y todos los elementos de soporte 2 están degradados en algún momento. De esta manera, puede apuntarse específicamente a ajustar la cinética de degradación mediante la disposición de los elementos de soporte 2 individuales en el interior de la estructura de protección 7. Esto es dependiente del respectivo uso de material en la estructura de soporte 1 y la estructura de protección 7. Los materiales utilizados en relación a esto pueden apuntarse específicamente y seleccionarse de manera armonizada entre sí para el fin deseado.

Este principio también se sigue en los ejemplos de realización representados en las Fig. 2 a 8. También ahí los elementos de soporte 2 individuales siempre están unidos entre sí con unión de materiales, preferentemente soldados o unidos entre sí a modo de sinterización. El implante óseo terminado está rodeado posiblemente por los lados por la estructura de protección 7. Sin embargo, en principio, también es posible que partes de la estructura de soporte 1 sobresalgan por la superficie del implante óseo terminado.

Los elementos de soporte 2 de la estructura de soporte 1 usados en los ejemplos de realización de las Fig. 2 a 8 presentan diferentes formas.

De esta manera, los elementos de soporte 2 del ejemplo de realización de acuerdo con la Fig. 2 están conformados como fibras 9 o como placas. Las fibras 9 son estructuras planas a modo de placa que también pueden estar cortadas entre sí parcialmente. Aunque también pueden ser filamentos. Tienen redondeos en sus bordes, pero también pueden estar diseñadas rectangularmente o incluso acabar en punta. También es posible que las fibras en sí estén conformadas a modo de placas y, en este caso, no sean planas, sino que tengan una forma ondulada, por ejemplo, una forma cóncava o convexa. Pueden presentar un grosor constante, pero también pueden estar conformadas a modo de elipsoide. Especialmente, es posible una forma de lente.

En el ejemplo de realización de acuerdo con la Fig. 3, los elementos de soporte 2 están moldeados como barras. A este respecto, las barras tienen la referencia 10 y están a modo de columna. Tienen una sección transversal redonda, pero también pueden tener una sección transversal poligonal. Las barras 10 tienen una sección transversal constante. Sin embargo, la sección transversal también puede modificarse.

Al menos una barra 10 está en contacto con otra barra 10 y está unida con unión de materiales en el área del contacto, como ya se ha explicado con relación a los ejemplos de realización de las Fig. 1 y 2. Ha resultado ser ventajoso si 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y más barras están unidas respectivamente entre sí. También en este caso, como ya se ha explicado de antemano en los dos ejemplos de realización, la estructura de soporte 1 atraviesa la estructura de protección 7 o se rodea por esta.

Mientras que en el ejemplo de realización de acuerdo con la Fig. 3 las barras 10 individuales están situadas casi aleatoriamente en el interior de la estructura de protección 7, las barras 10 en el ejemplo de realización de las Fig. 4 y 5 están posicionadas entre sí a modo de arriostamientos 11 de una disposición que se repite geométricamente. El arriostamiento 11 también puede conformarse de manera puntualmente simétrica.

Los ejemplos de realización de las Fig. 4 y 5 se diferencian en el número de las capas de arriostamientos 11. De esta manera, en el ejemplo de realización de acuerdo con la Fig. 5 están presentes tres capas de arriostamientos 11, mientras que en el ejemplo de realización de acuerdo con la Fig. 4 está presente solo una capa de arriostamientos 11.

En el ejemplo de realización de acuerdo con la Fig. 6, los elementos de soporte 2 individuales están conformados a modo de placas 12, moldeando las placas 12 individuales capas de una estructura similar a un panal, estando desplazadas entre sí capas individuales de la estructura similar a un panal. Por lo tanto, las placas 12 individuales moldean una estructura de panal compleja 13.

En la Fig. 7, la estructura de soporte 1 está compuesta de elementos de soporte 2 individuales que están moldeados a modo de elementos de barrera acorazada 14. A este respecto, un elemento de barrera acorazada 14 presenta cuatro segmentos parciales cilíndricos 15. Cada uno de los cuatro segmentos parciales cilíndricos 15 presenta el mismo ángulo sólido respecto al segmento parcial cilíndrico 15 más próximo del mismo elemento de barrera acorazada 14. Los segmentos parciales cilíndricos 15 están redondeados en los extremos, pero también pueden presentar bordes no redondeados. Los segmentos parciales cilíndricos 15 individuales pueden constar de material macizo, pero también pueden ser huecos.

Las cavidades 8 están llenas, a su vez, por la estructura de protección 7.

Los segmentos parciales cilíndricos 15 individuales pueden tener un diámetro constante o tener un diámetro variable. Los segmentos parciales cilíndricos 15 individuales pueden presentar el mismo diámetro o el mismo curso diametral que los segmentos parciales cilíndricos adyacentes, o tener un diámetro o curso diametral distinto de estos.

En la Fig. 8 está representado otro ejemplo de realización de una estructura de soporte 1 de acuerdo con la invención en un implante óseo que va a producirse de acuerdo con la invención. A este respecto, los elementos de soporte 2 individuales de la estructura de soporte 1 están combinados entre sí a modo de una rejilla 16, preferentemente en distintas capas. Las barras 10 individuales de la rejilla 16 se cruzan ortogonalmente. Para conseguir la mayor resistencia mecánica posible, especialmente tras la implantación, resulta ventajoso si los elementos de soporte individuales están presentes en la estructura de protección 7 de la manera más ajustada posible.

En principio, también es posible una configuración similar a un hormigón monogranular.

Lista de referencias

- 1 Estructura de soporte
- 2 Elementos de soporte
- 3 Esfera
- 4 Primera capa
- 5 Segunda capa
- 6 Tercera capa
- 7 Estructura de protección
- 8 Cavidad
- 9 Fibra
- 10 Barra
- 11 Arriostramiento
- 12 Placa
- 13 Estructura de panal compleja
- 14 Elemento de barrera acorazada
- 15 Segmento parcial cilíndrico
- 16 Rejilla

REIVINDICACIONES

1. Implante óseo con una estructura de soporte (1) de una aleación de metal y con una estructura de protección (7) biodegradable y reabsorbible, presentando la estructura de protección (7) un material distinto de la estructura de soporte (1) y estando rodeada y/o entremezclada la estructura de soporte (1) por la estructura de protección (7), estando colocada la estructura de protección (7) en y/o sobre la estructura de soporte (1) de manera que la estructura de soporte (1) está protegida frente al contacto con un fluido corporal agresivo en una posición anclada en un hueso de un ser vivo, como un mamífero, caracterizado por que la estructura de soporte (1) presenta elementos de soporte (2) individuales unidos entre sí con unión de materiales.
2. Implante óseo según la reivindicación 1, caracterizado por que la aleación de metal es un material biodegradable y reabsorbible.
3. Implante óseo según la reivindicación 1 o 2, caracterizado por que el material de la estructura de soporte (1) presenta al menos un elemento o varios elementos del grupo que se compone de magnesio, hierro, zinc, estroncio, flúor, manganeso y calcio así como sus iones posibles.
4. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que la estructura de protección (7) se compone del material distinto de la estructura de soporte (1).
5. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado por que la estructura de protección (7) es no metálica, preferentemente se compone de plástico, y más preferentemente presenta compuestos de polilactida.
6. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que la estructura de protección (7) presenta ácido poliláctico, como PLA, y/o ácido poliglicólico (PGA) y/o policaprolactona (PCL), como poli-ε-caprolactona-co-lactida y/o PDA, PDLLA-TCP y/o PDLLA-carbonato de calcio.
7. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por que la estructura de soporte (1) y la estructura de protección (7) están penetradas o mezcladas entre sí a modo de un componente de material compuesto o un componente híbrido.
8. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que la estructura de soporte (1) presenta una forma de partículas de soporte adyacentes, como granos, y/o esferas (3) y/o elementos de celosía, como barras (10), y/o elementos hexagonales y/o triángulos y/o elementos a modo de pata de gallo y/o panales y/o fibras (9).
9. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que la estructura de soporte (1) presenta la estructura de una espuma de metal.
10. Implante óseo según una de las reivindicaciones 8 o 9, caracterizado por que las partículas de soporte de la estructura de soporte (1) limitan entre sí de manera que están situadas cavidades entre ellas.
11. Implante óseo según la reivindicación 10, caracterizado por que al menos una cavidad o preferentemente múltiples cavidades, preferentemente todas las cavidades, están llenas al menos de manera parcial, preferentemente de manera completa, del material de la estructura de protección (7).
12. Implante óseo según la reivindicación 11, caracterizado por que algunas cavidades están llenas completamente de material de la estructura de protección (7) y algunas cavidades están llenas solo parcialmente de material de la estructura de protección (7), y preferentemente la relación de las cavidades llenas completamente con respecto a las cavidades llenas parcialmente es de 20:1 a 10:1, más preferentemente la relación es aproximadamente de 15:1.
13. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 12, caracterizado por que la estructura de soporte (1) está entrelazada y/o está combinada entre sí en construcción de tipo sándwich con la estructura de protección (7).
14. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 13, caracterizado por que la estructura de soporte (1) presenta una mayor resistencia, por ejemplo, mecánica, que la estructura de protección (7).
15. Implante óseo según una de las reivindicaciones 1 a 14, caracterizado por que el implante óseo presenta la forma de una placa, un implante craneal, un clavo, una rejilla, un tejido, un remache o un tornillo.

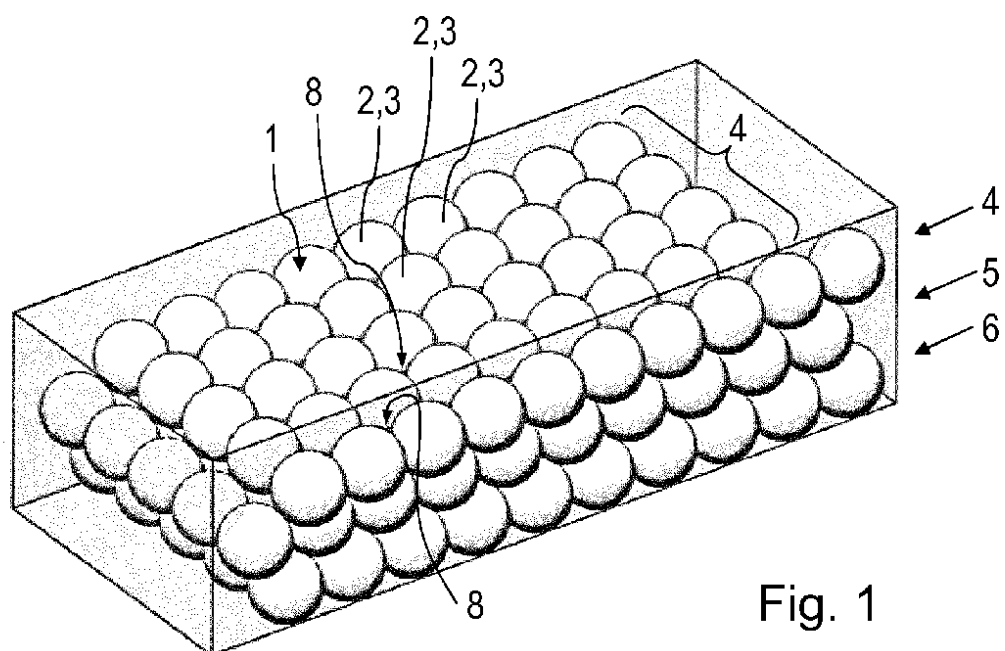


Fig. 1

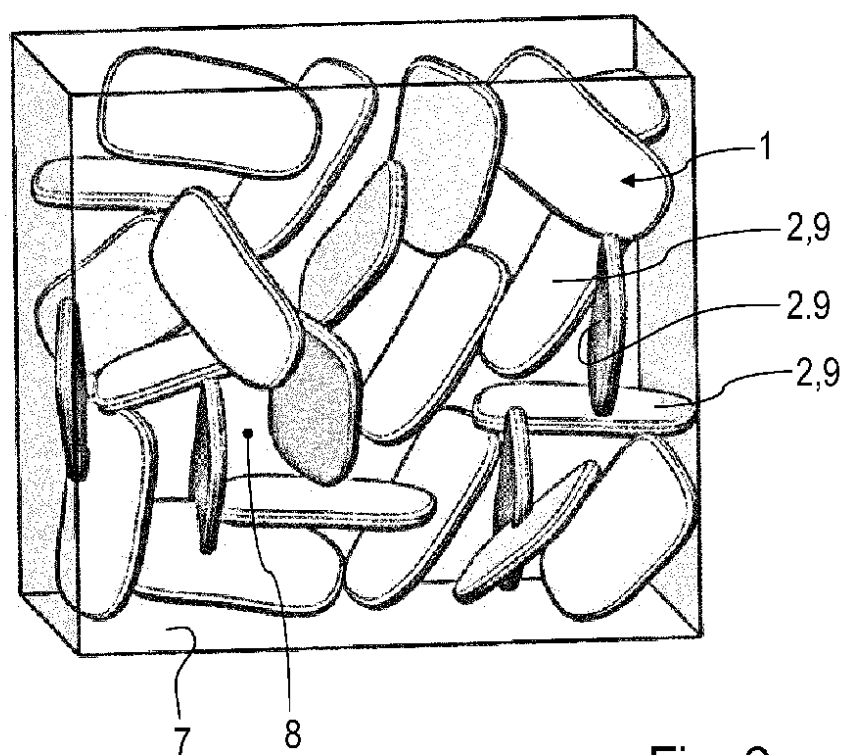


Fig. 2

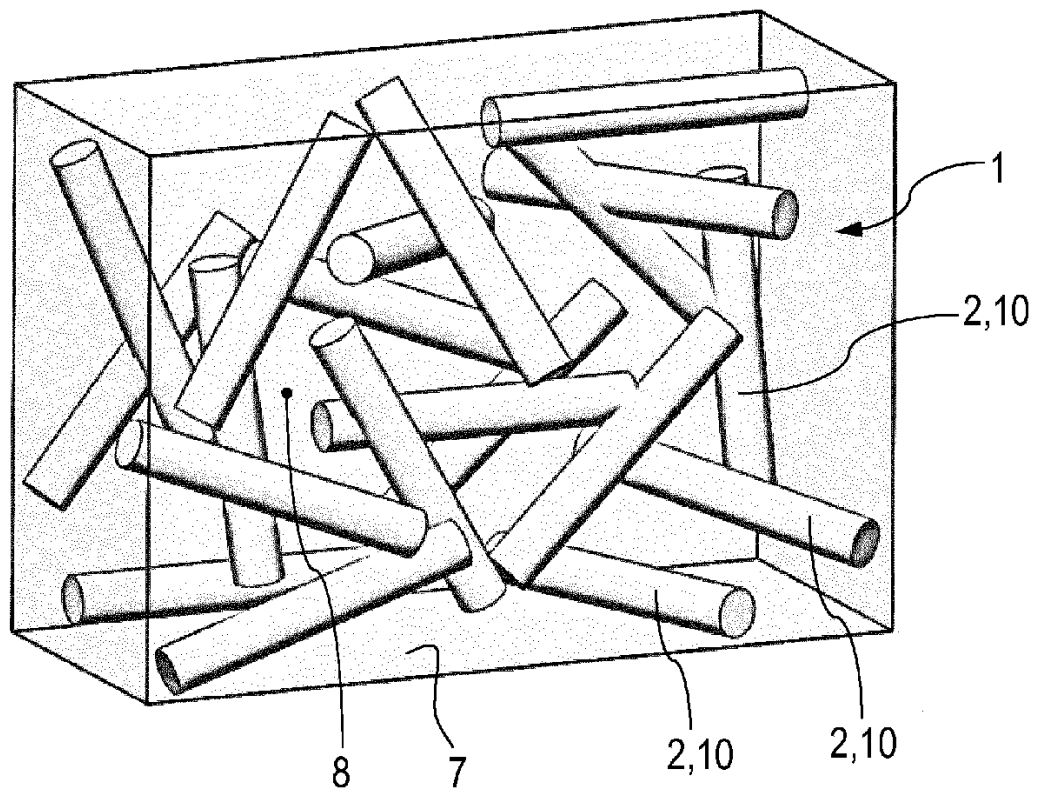
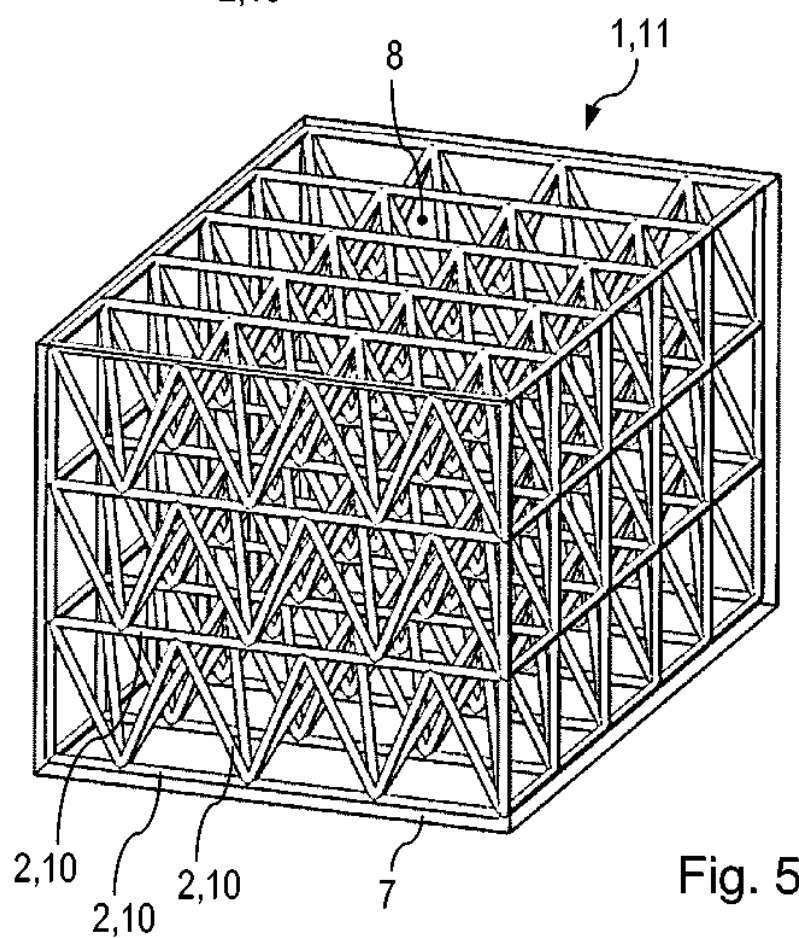
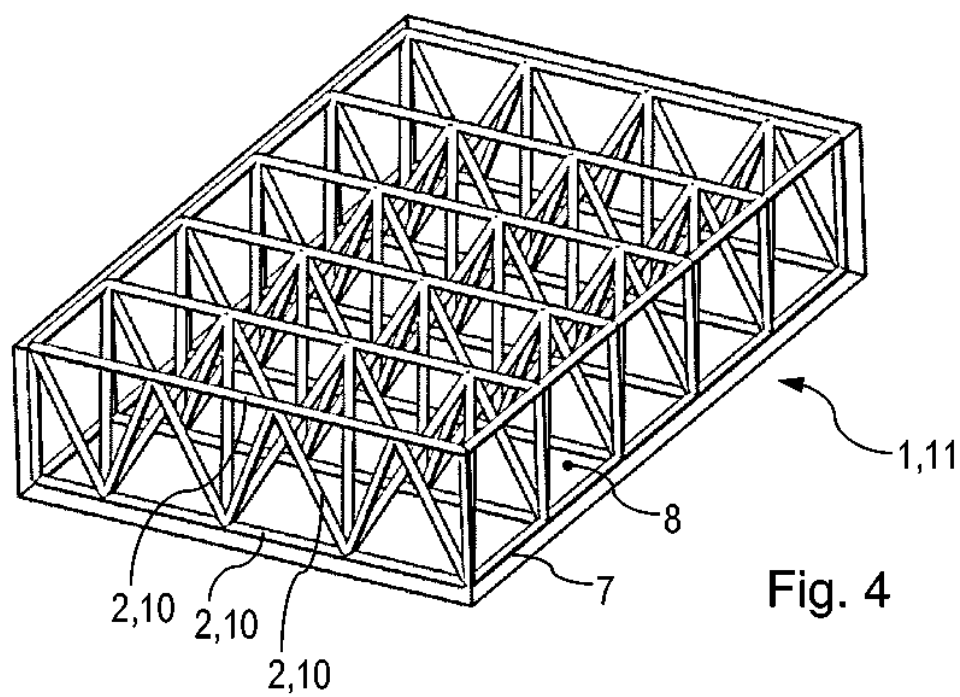


Fig. 3



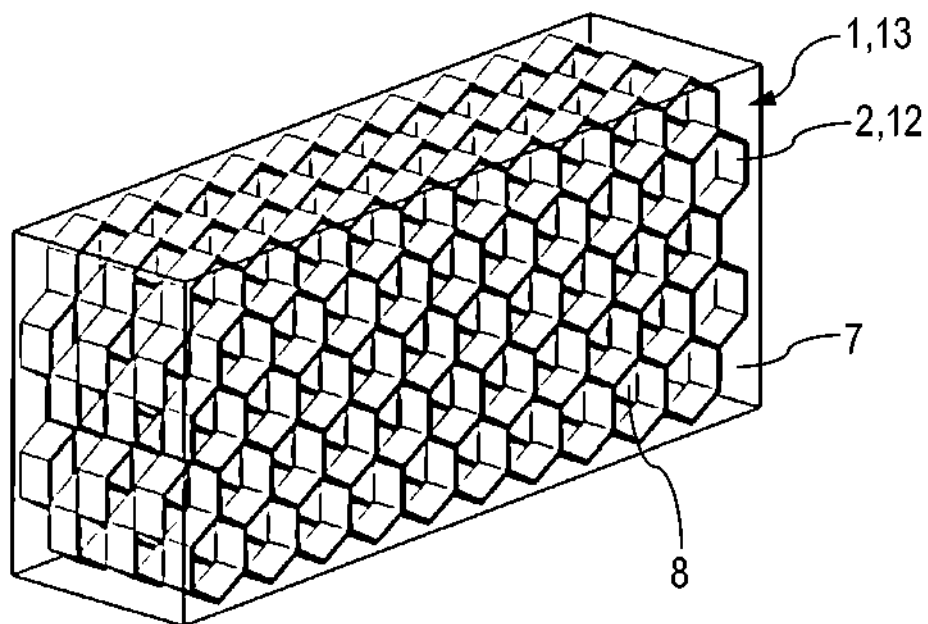


Fig. 6

