

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 703 197**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/04**

(2013.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.03.2014 PCT/US2014/024424**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.09.2014 WO14150865**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.03.2014 E 14769573 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.11.2018 EP 2967820**

54 Título: **Un método de fabricación de un implante médico tubular**

30 Prioridad:

**15.03.2013 US 201361788738 P**  
**11.03.2014 US 201414204056**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**07.03.2019**

73 Titular/es:

**SMED - TA/TD LLC (100.0%)**  
**5865 East State Road 14**  
**Columbia City, IN 46725, US**

72 Inventor/es:

**KNAPP, TROY, D.;**  
**STALCUP, GREGORY, C.;**  
**JURICK, JOSEPH, W. y**  
**NEBOSKY, PAUL, S.**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 703 197 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**

Un método de fabricación de un implante médico tubular

**5 Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un método de fabricación de implantes médicos, y, más en particular, a un método de fabricación de implantes médicos tubulares.

**10 Descripción de la técnica relacionada**

Los implantes médicos se fabrican incorporando diversas técnicas para producir diferentes formas que utilizan materiales compatibles biológicamente. Una forma de implante médico que se utiliza habitualmente es la de una estructura tubular. Los implantes médicos tubulares tienen una amplia variedad de aplicaciones útiles médicamente en ortopedia, cardiología y otras áreas. Una característica útil en los implantes médicos tubulares es un patrón poroso sobre la superficie y por todo el implante. Incorporando porosidad en el implante tubular, se le pueden dar al implante propiedades útiles tales como liberación terapéutica controlada y/o una interfaz para el crecimiento celular o tisular.

A medida que la mecánica del crecimiento celular y la farmacocinética se han comprendido mejor, la estructura porosa de los implantes médicos se ha hecho cada vez más compleja y estructurada. Dichas necesidades de diseño de mayor complejidad no han sido cubiertas por los métodos de producción actuales, especialmente en implantes tubulares que tienen un grosor relativamente elevado y/o un patrón poroso muy variable por todo el implante. De particular dificultad es modificar el patrón poroso del implante por todo el grosor del implante tubular.

Un método conocido de producción de implantes médicos tubulares con diversas estructuras porosas es tomar un tubo base, tal como un stent, y estirar una goma, material de injerto poroso sobre el stent. Cuando el material de injerto se coloca correctamente sobre el tubo, la fuerza de estiramiento se elimina, lo que permite al material de injerto volver a un estado menos estirado y formar un ajuste perfecto sobre el stent. El material de injerto puede coserse entonces al injerto para crear un injerto de stent terminado. Un problema con este método es que limita los materiales que pueden incorporarse en el implante médico, es trabajoso y tiene el riesgo de cambiar permanentemente los tamaños de poro sobre el material de injerto durante el estiramiento.

El documento WO-A-0134064 desvela un stent que combina stents con aberturas de pared delgada en una relación de ajuste deslizante y que se coloca de manera que las respectivas aberturas de pared están fuera de registro, dando así orificios completos más pequeños en comparación con la posición alineada.

Lo que hace falta en la técnica es un método que pueda fabricar implantes médicos tubulares que tengan estructuras porosas complejas a partir de una gran variedad de materiales.

**40 Sumario de la invención**

La presente invención proporciona un método de crear un implante médico tubular deslizando al menos una pieza de un primer tubo poroso en un segundo tubo poroso para crear áreas solapadas entre el primer y segundo tubos porosos y después unir las áreas superpuestas entre sí. Los tubos porosos se colocan entonces dentro de un protector en forma de tubo no poroso.

La invención en una forma va dirigida a un método de fabricación de un implante médico tubular que incluye la etapa de formar un primer tubo hueco con un primer diámetro y una primera pluralidad de poros encima. Un segundo tubo hueco se forma con un segundo diámetro no estirado y una segunda pluralidad de poros formados encima. El segundo diámetro no estirado es mayor que el primer diámetro. Al menos una parte del primer tubo se desliza dentro del segundo tubo para crear áreas solapadas entre el primer tubo y el segundo tubo, que se unen entre sí. Los tubos porosos se colocan entonces dentro de un protector en forma de tubo no poroso.

La invención en otra forma va dirigida a un implante médico tubular que incluye un primer tubo hueco, un segundo tubo hueco, y una interfaz de unión. El primer tubo hueco incluye una primera superficie con una primera pluralidad de poros formados encima y el primer tubo hueco define un primer diámetro. El segundo tubo hueco rodea el primer tubo hueco e incluye una segunda superficie que tiene una segunda pluralidad de poros formados encima. El segundo tubo hueco define un segundo diámetro no estirado que es mayor que el primer diámetro del primer tubo hueco. Una interfaz de unión se forma entre el primer tubo hueco y el segundo tubo hueco para mantener los tubos huecos juntos. Los tubos porosos se colocan dentro de un protector en forma de tubo no poroso.

Una ventaja de la presente invención es que proporciona un método para producir dispositivos médicos tubulares que tienen patrones porosos complejos.

Otra ventaja es que el método de la presente invención permite un control preciso del tamaño de poro y una

distribución en el implante.

**Breve descripción de los dibujos**

5 Las características y ventajas de esta invención mencionadas anteriormente y otras distintas, y la manera de conseguirlas, serán más evidentes y la invención se entenderá mejor haciendo referencia a la siguiente descripción de realizaciones de la invención interpretada junto con los dibujos adjuntos, en los que:

- 10 la Figura 1 es una vista en perspectiva de un tubo poroso;
- la Figura 2 es una vista por etapas en perspectiva de un método de producción de un implante médico tubular;
- la Figura 3 es una vista en perspectiva del implante médico tubular producido por el método mostrado en la Figura 2;
- la Figura 4 es una vista en primer plano en perspectiva de un tubo poroso;
- 15 la Figura 5 es una vista en sección lateral del tubo poroso mostrado en la Figura 4 a lo largo de la línea A-A;
- la Figura 6 es una vista en primer plano en perspectiva de otro implante médico tubular;
- la Figura 7 es una vista en sección lateral del implante médico tubular mostrado en la Figura 6 a lo largo de la línea A-A;
- la Figura 8 es una vista en primer plano en perspectiva de otro tubo poroso;
- 20 la Figura 9 es una vista en sección lateral del tubo poroso mostrado en la Figura 8 a lo largo de la línea A-A;
- la Figura 10 es una vista en primer plano en perspectiva de otro implante médico tubular más;
- la Figura 11 es una vista en sección lateral del implante médico tubular mostrado en la Figura 10 a lo largo de la línea A-A;
- la Figura 12 es una vista en primer plano en perspectiva de otro tubo poroso más;
- 25 la Figura 13 es una vista en sección lateral del tubo poroso mostrado en la Figura 12 a lo largo de la línea A-A;
- la Figura 14 es una vista en primer plano en perspectiva de otro tubo poroso más;
- la Figura 15 es una vista en sección lateral del tubo poroso mostrado en la Figura 14;
- la Figura 16 es una vista por etapas en perspectiva de un método de producción de un implante médico tubular de acuerdo con la presente invención; y
- 30 la Figura 17 es una vista en perspectiva del implante médico tubular producido por el método mostrado en la Figura 16.

Caracteres de referencia correspondientes indican piezas correspondientes por las distintas vistas. Los ejemplos indicados en la presente memoria ilustran realizaciones de la invención y dichos ejemplos no se interpretarán como limitativos del alcance de la invención en modo alguno.

**Descripción detallada de la invención**

Haciendo referencia ahora a los dibujos, y más en particular a la Figura 1, se muestra un tubo hueco 20 que incluye generalmente una pared de tubo 22 y poros 24 formados en la pared de tubo 22. Como puede observarse, el tubo hueco 20 tiene muchos poros 24 formados por toda su pared de tubo 22, pero el número de poros 24 puede modificarse dependiendo de la aplicación pretendida del tubo 20. La pared de tubo 22 tiene un grosor que puede ser el mismo por todo el tubo 20 o variado. La pared de tubo 22 puede tener cualquier grosor adecuado para su uso en un sitio de implantación deseado, incluyendo una variedad entre aproximadamente 2,54 micrómetros (0,0001") a más de 1,016 mm (0,04"). El tubo 20 puede fabricarse de cualquier material biocompatible adecuado, por ejemplo, titanio, aleaciones de titanio, tántalo, aleaciones de tántalo, aleaciones de cromo-cobalto, acero inoxidable, polímeros de poliariletercetona (PAEK), polietertercetona (PEEK), polietercetona (PEK), poliéter-éter-cetona (PEKK), Ultrapak, polietileno, poliuretano, alúmina y zirconio. Una vez se forma el tubo 20, los poros 24 pueden crearse en la pared de tubo 22. Los poros 24 pueden crearse mediante varios procesos, por ejemplo, grabado químico, grabado fotoquímico, corte por láser, mecanizado por haz de electrones, mecanizado convencional, estampado, extrusión, laminado y moleteado.

Haciendo referencia ahora a la Figura 2, se muestran múltiples tubos 20, 26, 28, 30. Cada tubo 20, 26, 28, 30 tiene un respectivo diámetro no estirado d1, d2, d3, d4 y una pared de tubo 22, 32, 34, 36 con poros 24, 38, 40, 42 que forman patrones porosos 44, 46, 48, 50. Los diámetros d1, d2, d3, y d4 de los tubos varían, con  $d1 < d2 < d3 < d4$ . Preferentemente d1 no es sustancialmente inferior (>5%) a d2, d2 no es sustancialmente inferior a d3, y d3 no es sustancialmente inferior a d4. Cada pared de tubo 22, 32, 34, 36 tiene un respectivo grosor que puede o no ser igual que el grosor de la otra pared de tubos. Cada tubo 20, 26, 28, 30 puede fabricarse del mismo material o de materiales diferentes, dependiendo de la aplicación pretendida del implante.

60 Para producir un implante tubular 52 poroso terminado (mostrado en la Figura 3), los tubos 20, 26, 28 con diámetros inferiores d1, d2, d3 se colocan en los tubos 26, 28, 30 con diámetros superiores d2, d3, d4 secuencialmente, y se unen entre sí. Por ejemplo, el tubo 20 se colocaría primero dentro del tubo 26 para producir un tubo (no mostrado) que tiene un grosor de pared de tubo sustancialmente equivalente a los grosores de tubos 20 y 26 sumados juntos. El tubo producido también tiene una arquitectura de poro tridimensional que es una combinación de patrones porosos 44 y 46. Una vez se coloca el tubo 20 dentro del tubo 26, se crean áreas solapadas 54 (mostradas en la Figura 3) de los tubos 20, 26 que pueden unirse entre sí para mantener los tubos 20 y 26 juntos, si se desea, antes

de que el tubo intermedio se coloque dentro del tubo 28. Preferentemente, los diámetros  $d_1$  y  $d_2$  de los tubos 20 y 26 serán relativamente similares entre sí para permitir una interfaz de unión 56 (mostrada en la Figura 3) con un grosor o efecto insignificante en un patrón poroso de implante 58 del implante tubular 52 poroso terminado. Una vez que el tubo 20 está dentro del tubo 26, unido o no, los tubos 20, 26 se colocan entonces dentro del tubo 28, y se unen opcionalmente al tubo 28 en áreas solapadas. Una vez que los tubos 20 y 26 están dentro del tubo 28, y se unen opcionalmente, los tubos 20, 26 y 28 se colocan dentro del tubo 30 y se unen en áreas solapadas para formar un implante tubular 52 terminado. Si bien el implante tubular 52 terminado se muestra con los tubos 20, 26, 28 y 30 solapándose completamente, sería conveniente crear un implante tubular que tenga solo un solape parcial entre algunos o todos los diversos tubos componentes. Como se ha mencionado anteriormente, se forma una interfaz de unión 56 entre tubos que se unen entre sí. La interfaz de unión 56 puede estar formada por el material de las paredes de tubos presionándose entre sí o puede ser un componente de unión separable, tal como un adhesivo. El método utilizado para unir tubos entre sí puede variar en función del material o los materiales del tubo, pero puede incluir, por ejemplo, unión por difusión, sinterización, soldadura con láser, apilamiento con calor, tratamiento térmico, soldadura ultrasónica, soldadura mecánica y pegamento adhesivo.

Las Figuras 4 y 5 muestran una realización de una sección de un tubo 60 de acuerdo con la presente invención. La Figura 4 muestra una microestructura porosa 62 de la sección de un tubo 60 poroso de pared fina de grosor de pared  $T$ . Para facilitar la explicación, la pared de tubo 64 se muestra plana en lugar de curvada. Todos los poros 66 en esta pared de tubo 64 son agujeros pasantes. Riostras 68 (que pueden denominarse riostras de armazón) se definen como las barras de material entre los poros 66. El ancho de riostra  $W$  se define como la dimensión más pequeña de una riostra 68 individual sobre la superficie del tubo 60. La Figura 5 muestra una vista en sección del tubo poroso 60 en la Figura 4 a lo largo de la línea A-A.

La Figura 6 muestra una sección de una microestructura porosa 70 resultante de implante tubular poroso 52 y la Figura 7 muestra una sección tomada a lo largo de la línea A-A en la Figura 6. De este modo, la Figura 7 muestra una pared de tubo 72 que incluye cuatro tubos de paredes finas 20, 26, 28, 30. El otro lado del tubo 72 a lo largo del diámetro del tubo 72 no se muestra en las Figuras 6 y 7; dicho de otro modo, el eje longitudinal del tubo de paredes finas puede estar, por ejemplo, a la derecha de la vista en sección en la Figura 7, y el eje longitudinal del tubo 72 montado puede estar, por ejemplo, a la derecha de la vista en sección en la Figura 7.

Las Figuras 8 y 9 muestran otra realización de un tubo 80. La Figura 8 muestra una microestructura porosa 82. La Figura 9 muestra una parte de un tubo 80 poroso de paredes finas de grosor de pared  $T$ . Para facilitar la explicación, la pared de tubo 84 se muestra plana en lugar de curvada. Los poros 86 se crean entonces en el tubo 80 desde ambos lados 88, 90 de un tubo 80 de paredes finas individual. Se utilizan diferentes patrones para crear los poros 86 a cada lado 88, 90 del tubo 80. Un primer patrón poroso 92 desde el exterior del tubo 80 se convierte en un segundo patrón poroso 94 desde el interior del tubo 80 en algún lugar 96 dentro de la pared de tubo 84. Este lugar 96 se define como  $A \cdot T$ , donde el coeficiente  $A$  es alguna fracción del grosor de pared. El coeficiente  $A$  puede oscilar entre simplemente más de 0 hasta simplemente menos de 1. Normalmente, lo más probable es que el coeficiente  $A$  se encuentre en el orden de 0,35-0,65.

Para generar un tubo poroso 100 tridimensional como el que se muestra en la Figura 10, tubos tales como en la Figura 8 de paredes finas individuales se unen entre sí. En esta realización de la invención, se forman patrones porosos 101, 102, 104, 106 sobre lados adyacentes de tubos adyacentes 108, 110, 112 (véase la Figura 11). Para los tres tubos de paredes finas 108, 110, 112 unidos entre sí, mostrados en la Figura 11, el tubo 108 tiene un patrón poroso 101 sobre un primer lado 114, y un patrón poroso 102 sobre un segundo lado 116. El tubo 110 tiene un patrón poroso 102 sobre un primer lado 118 y un patrón poroso 104 sobre un segundo lado 120. El tubo 112 tiene un patrón poroso 104 sobre un primer lado 122 y un patrón poroso 106 sobre un segundo lado 124. De este modo, los tubos de paredes finas 108, 110, 112 adyacentes encajan contra geometrías porosas idénticas. Si bien los patrones porosos 101, 102, 104, 106 de los tubos de paredes finas 108, 110, 112 se muestran en la Figura 11 alineados a patrones porosos idénticos sobre los tubos de paredes finas 108, 110, 112 adyacentes, la presente invención también contempla encajar un tubo con otro tubo con un patrón poroso idéntico sobre un primer lado del tubo y un tubo diferente con un patrón poroso no idéntico sobre un segundo lado del tubo. Los patrones porosos 101, 102, 104, 106 pueden solaparse todos para crear un poro de implante (no numerado) que se extienda completamente por toda la pared de tubo formada del tubo poroso 100.

Las Figuras 12 y 13 muestran otra realización de un tubo 130. Dentro de un determinado tubo 130 de paredes finas de grosor de pared  $T$ , como puede observarse en la Figura 13, la geometría adyacente a una superficie 132 puede indicarse como un primer patrón poroso 134. En un grosor de  $A \cdot T$ , donde el coeficiente  $A$  es una fracción del grosor de pared  $T$  del tubo, el primer patrón poroso 134 se convierte en una segunda geometría (patrón poroso) 136. Análogamente, en un grosor de  $B \cdot T$ , donde el coeficiente  $B$  es una fracción del grosor de pared  $T$  del tubo, el segundo patrón poroso 136 se convierte en una tercera geometría (patrón poroso) 138. Los valores de los coeficientes  $A$  y  $B$  son tales que  $0 < A < B < 1$ . El tercer patrón poroso 138 puede ser distinto o idéntico al primer patrón poroso 134.

El método de la presente invención contempla cualquier número de geometrías diferentes incluidas en una pared de tubo. Las Figuras 14 y 15 muestran una pared de tubo 140 con cinco geometrías 142, 144, 146, 148, 150 diferentes

por todo un grosor de pared  $T$ . Las geometrías 142, 144, 146 y 148 pueden tener respectivos coeficientes de fracción  $A$ ,  $B$ ,  $C$ ,  $D$  de grosor  $T$  que representan el grosor fraccional de la correspondiente geometría, que puede definirse mediante  $0 < A < B < C < D < 1$ . De este modo, el grosor de geometría 142 es  $A \cdot T$ , el grosor de geometría 144 es  $B \cdot T$ , el grosor de geometría 146 es  $C \cdot T$ , y el grosor de geometría 148 es  $D \cdot T$ .

5 Como se describe en toda la memoria descriptiva, el número de tubos que pueden unirse entre sí de acuerdo con la presente invención para formar un implante tubular poroso puede modificarse desde un pequeño número (2) de tubos hasta un gran número (>10) de tubos.

10 El almacén de hueso o tejido puede incluir una pluralidad de capas unidas entre sí, teniendo cada capa un patrón poroso diferente formado a cada lado de la capa, teniendo los lados adyacentes de las capas adyacentes patrones porosos sustancialmente idénticos que se alinean así entre sí por el curso de al menos dos (por ejemplo, dos, tres o más) capas adyacentes, formándose cada capa como un tubo, siendo cada tubo concéntrico con respecto a los otros tubos.

15 Pueden utilizarse superficies de crecimiento interno o crecimiento excesivo de los huesos clínicamente aceptables tales como BioSync™ comercializadas por Sites Medical, cuenta, pulverización por plasma, u otras superficies de crecimiento interno o crecimiento excesivo de los huesos o los tejidos similares.

20 El método de fabricación descrito en la presente memoria descriptiva también puede utilizarse con otros fines. Un uso alternativo de este método incluye crear una estructura que tenga una capa (o capas)/un tubo (o tubos) que no sea poroso por ningún lado, o que, cuando se alinee (por ejemplo, una respectiva capa) con una capa adyacente se cree un protector para evitar que material óseo o de otro tipo, tal como un material de menor temperatura de fusión, pase a través. De este modo, a un lado del protector, puede producirse crecimiento interno de los tejidos; al otro lado  
25 del protector, el material de menor temperatura de fusión (que puede formar una estructura más allá de los poros) puede retenerse en los poros.

Otro uso alternativo de este método incluye crear una estructura que incluya una capa(o capas)/un tubo (o tubos) en "medio" que tenga rebajes y/o secciones porosas y que incluya una capa(o capas)/un tubo (o tubos) externo/s que sean generalmente sólidos. Algunos propósitos de esto son: (a) crear un material o producto que sea más ligero eliminando material del grosor de pared dejando sin afectar las superficies exteriores o de trabajo; (b) crear un material o producto que tenga más flexibilidad y resistencia en una configuración de peso más ligera de lo que sería posible de otro modo debido a las otras limitaciones de tamaño; (c) proporcionar un método para crear regiones dentro de un producto para el almacenamiento de diferentes materiales para varios propósitos, tanto desde un punto  
30 de vista médico como no médico. Si bien este método se describe en la aplicación general de un tubo, esta característica puede aplicarse a geometrías planas, curvadas u otras similares.

Las Figuras 16 y 17 ilustran un implante médico tubular de acuerdo con la invención, que incorpora tubos porosos 162, 164, 166 y un tubo no poroso 168. El tubo poroso 162 se coloca dentro del tubo poroso 164, y opcionalmente se unen entre sí, antes de colocarse dentro del tubo no poroso 168. El tubo no poroso 168 puede actuar como protector para evitar el crecimiento interno de tejidos en tubos porosos 162 y 164, pero también puede actuar como tubo de soporte cuando se coloca dentro del tubo poroso 166 si otros tubos (no mostrados) se están conectando a presión al tubo poroso 166. En tal caso, el tubo no poroso 168 puede proporcionar resistencia para resistir la caída del tubo poroso 166 cuando se apliquen una presión de prensado y una temperatura de prensado al tubo poroso 166 para conectar a presión otro tubo sobre el tubo poroso 166. El tubo no poroso 168 también podría ser un tubo sólido que actúe como un núcleo para tubos porosos apilados encima.

Además, en otra realización de la presente invención, el almacén de la presente invención puede fijarse (por ejemplo, mediante unión por difusión) a un sustrato (tal como un implante). El sustrato puede ser un implante y puede fabricarse de varios materiales, incluidos, sin limitación, titanio y/o CoCr.

Aunque esta invención se ha descrito con respecto a al menos una realización, la presente invención puede modificarse más dentro del alcance de esta divulgación. Por consiguiente, esta aplicación tiene por objeto cubrir cualesquiera variaciones, usos o adaptaciones de la invención utilizando sus principios generales. Además, esta aplicación tiene por objeto cubrir aquellas desviaciones de la presente divulgación que entren dentro de la práctica conocida o habitual en la técnica a la que pertenece esta invención y que entren dentro de los límites de las reivindicaciones adjuntas.

El implante médico tubular producido de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15 puede comprender una o varias de las siguientes características:

- el patrón poroso interno y dicho patrón poroso externo forman juntos una pluralidad de poros de implante formando un patrón poroso de implante tubular;
- una pluralidad de dichos poros de implante se extienden completamente por todo dicho implante tubular poroso;
- al menos uno de dicha pluralidad de poros de implante se forma mediante un solape parcial de uno de dicha primera pluralidad de poros y uno de dicha segunda pluralidad de poros;

- la interfaz de unión es al menos uno de un adhesivo, un material deformado y un material fundido.

**REIVINDICACIONES**

1. Un método de fabricación de un implante médico tubular, que comprende las etapas de:
  - 5 formar un primer tubo hueco (162) que tiene un primer diámetro y una primera pluralidad de poros formados encima;
  - 10 formar un segundo tubo hueco (164) que tiene un segundo diámetro no estirado y una segunda pluralidad de poros formados encima, siendo dicho segundo diámetro no estirado mayor que dicho primer diámetro; deslizar al menos una parte de dicho primer tubo (162) dentro de dicho segundo tubo (164) para crear un área solapada de dicho primer tubo (162) y dicho segundo tubo (164); y unir dicho primer tubo (162) a dicho segundo tubo (164) en dicha área solapada. caracterizado por las siguientes características:
    - 15 se proporciona un protector en forma de tubo (168) que no es poroso para evitar el crecimiento de tejidos al interior de tubos porosos (162) y (164), en donde los tubos porosos (162) y (164) se colocan dentro del protector (168).
  2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el protector se coloca dentro de un tercer tubo poroso (166).
  - 20 3. El método de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el tercer tubo poroso (166) se coloca dentro de un segundo protector en forma de tubo (168).
  4. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicha primera pluralidad de poros (24) forma un primer patrón poroso (44) y dicha segunda pluralidad de poros (38) forma un segundo patrón poroso (46).
  - 25 5. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde dicho primer patrón poroso (44) y dicho segundo patrón poroso (46) son patrones diferentes.
  6. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde dicho primer patrón poroso (44) y dicho segundo patrón poroso (46) son el mismo patrón.
  - 30 7. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde dicha etapa de unión se consigue utilizando al menos uno de unión por difusión, sinterización, soldadura con láser, apilamiento con calor, tratamiento térmico, soldadura ultrasónica y pegamento adhesivo.
  - 35 8. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde dicha etapa de unión se consigue presionando juntos dicho primer tubo (20) y dicho segundo tubo (26) a una temperatura de unión y una presión de unión.
  9. El método de acuerdo con la reivindicación 8, que comprende además la etapa de proporcionar una varilla de soporte dentro de dicho primer tubo (20) antes de dicha etapa de unión.
  - 40 10. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde dicho segundo tubo (26) está en un estado sustancialmente no deformado cuando se desliza sobre dicho primer tubo (20).
  - 45 11. El método de acuerdo con la reivindicación 4, que comprende además la etapa de alinear dicho primer patrón poroso (44) con respecto a dicho segundo patrón poroso (46) antes de dicha etapa de unión para formar un patrón poroso de implante.
  - 50 12. El método de acuerdo con la reivindicación 11, en donde dicho primer tubo (20) se compone de al menos uno de un polímero, un metal y una cerámica y dicho segundo tubo (26) se compone de al menos uno de un polímero, un metal y una cerámica.
  - 55 13. El método de acuerdo con la reivindicación 12, en donde dicho patrón poroso de implante incluye al menos un poro formado por toda dicha estructura tubular implantable.
  - 60 14. El método de acuerdo con la reivindicación 12, en donde dicho primer tubo (20) y dicho segundo tubo (26) se alinean de tal manera que dicho primer patrón poroso (44) y dicho segundo patrón poroso (46) no se solapan.
  - 65 15. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde dicho primer patrón poroso (44) y dicho segundo patrón poroso (46) se crean utilizando al menos uno de grabado químico, grabado fotoquímico, corte por láser, mecanizado por haz de electrones, mecanizado convencional, estampado, extrusión, laminado y moleteado.
  16. Un implante médico tubular formado mediante un método de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 1 a 15, que comprende:

- 5 un primer tubo hueco que incluye una primera pared de tubo con una primera pluralidad de poros formados encima, definiendo dicho primer tubo hueco un primer diámetro;
- un segundo tubo hueco que rodea dicho primer tubo hueco para formar un área solapada y que incluye una segunda pared de tubo con una segunda pluralidad de poros formados encima, definiendo dicho segundo tubo hueco un segundo diámetro no estirado que es mayor que dicho primer diámetro; y
- una interfaz de unión entre dicho primer tubo hueco y dicho segundo tubo hueco en dicha área solapada;
- un protector en forma de tubo (168) que no es poroso para evitar el crecimiento de tejidos al interior de los tubos porosos (162) y (164).

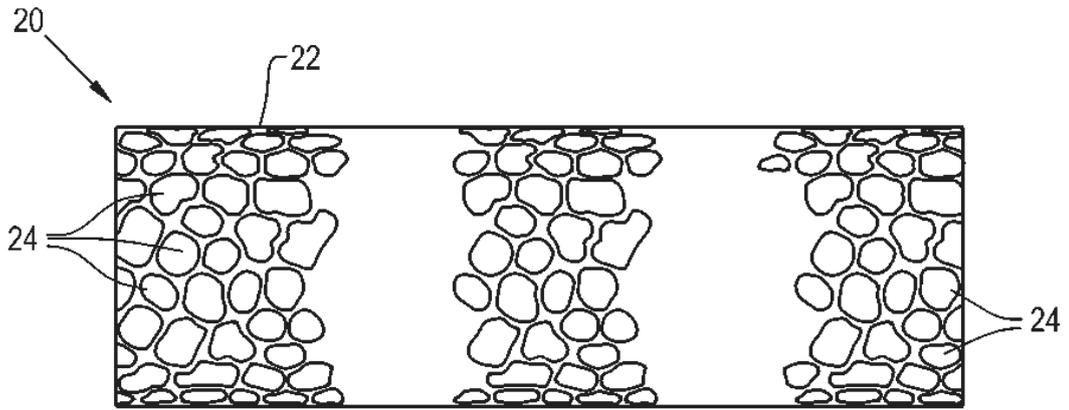


Fig. 1

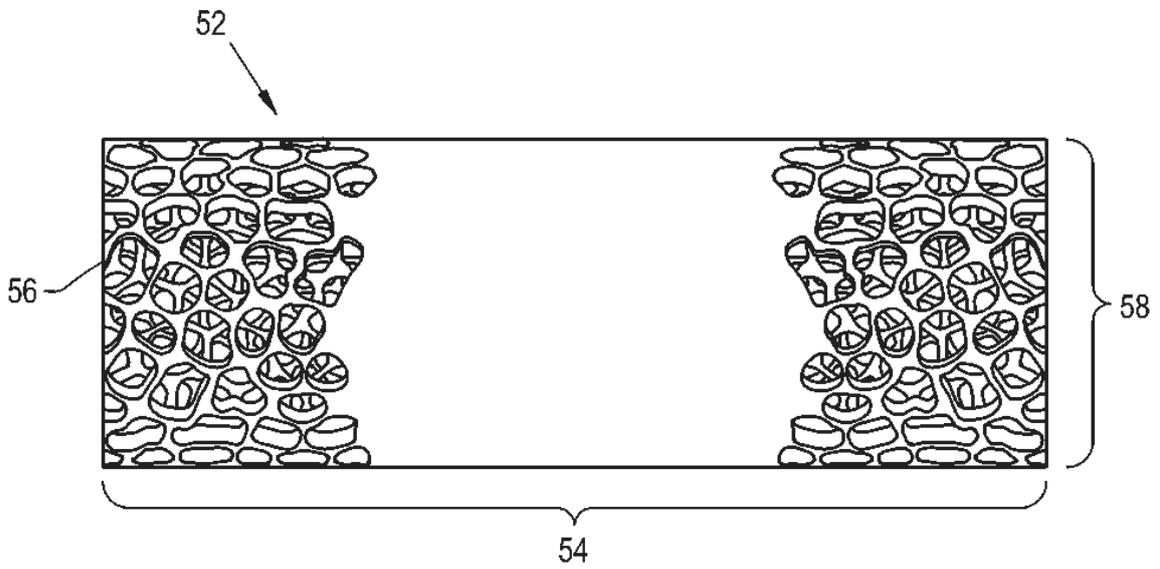


Fig. 3

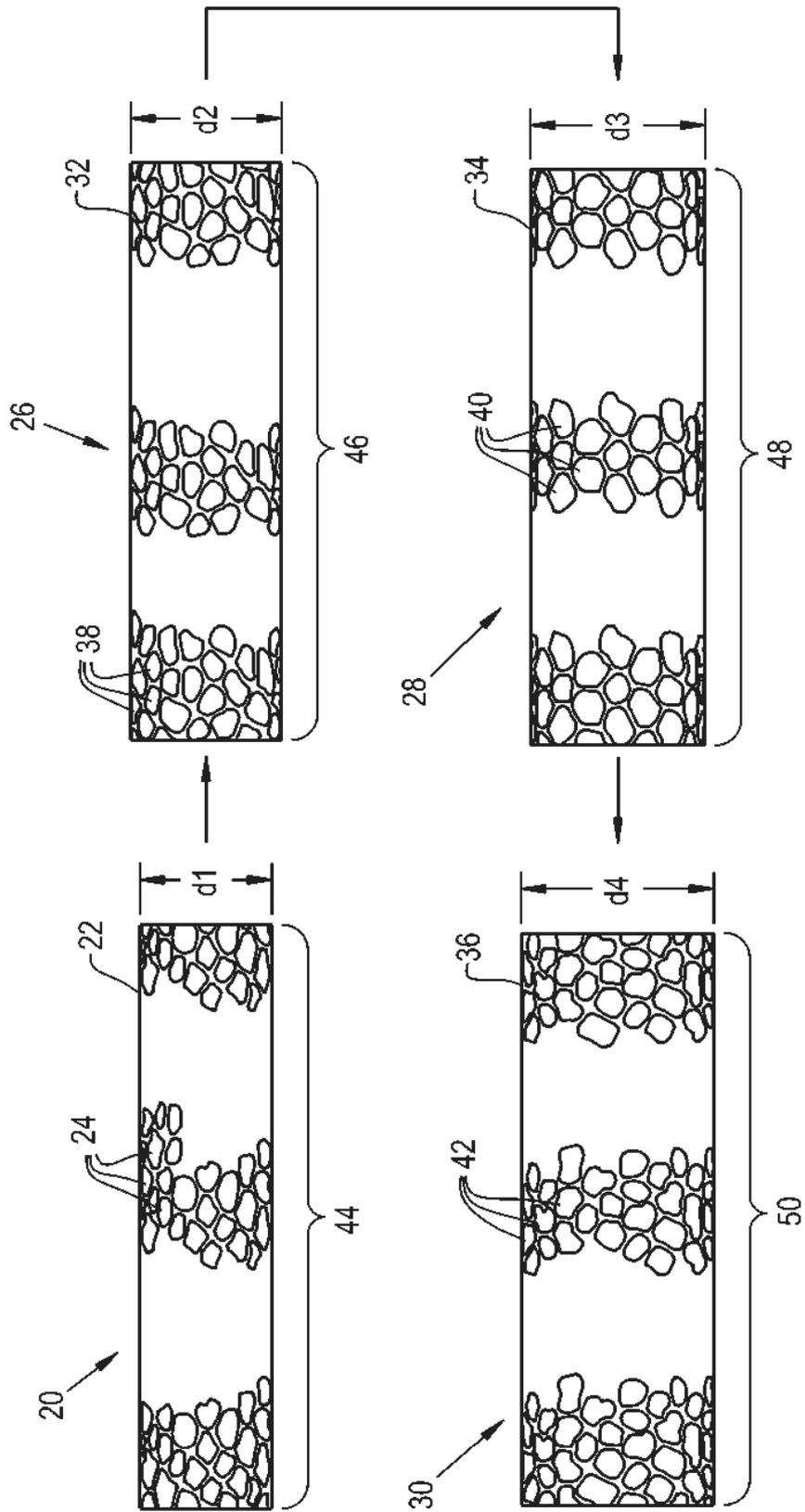


Fig. 2

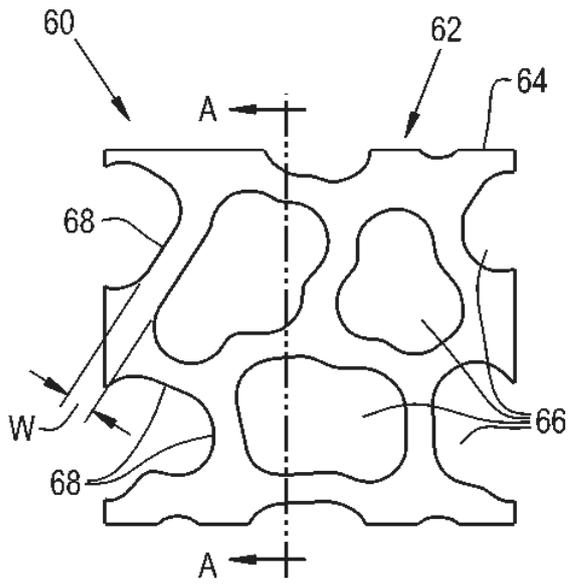


Fig. 4

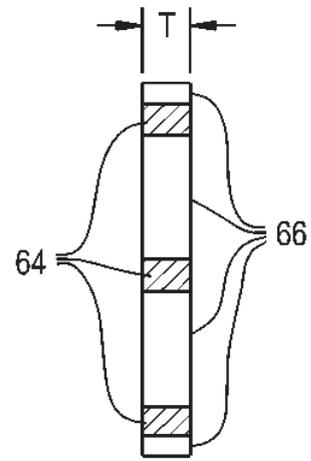


Fig. 5

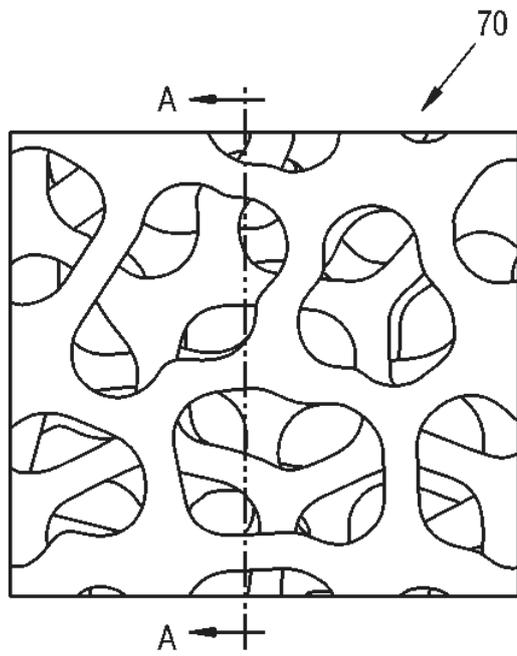


Fig. 6

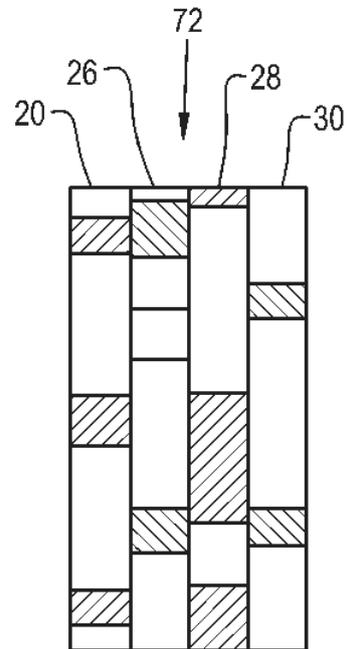


Fig. 7

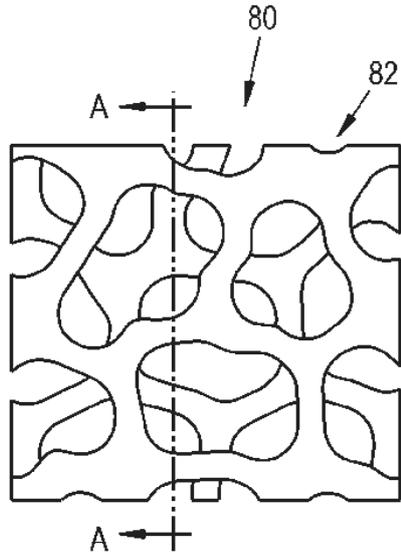


Fig. 8

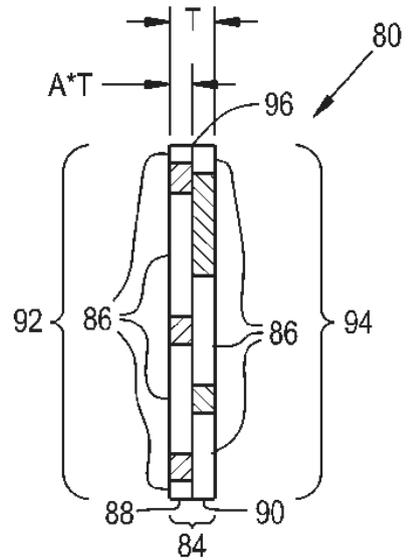


Fig. 9

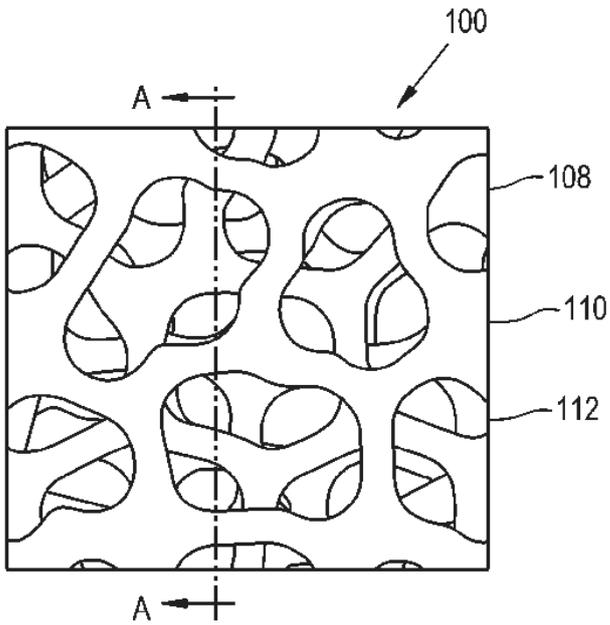


Fig. 10

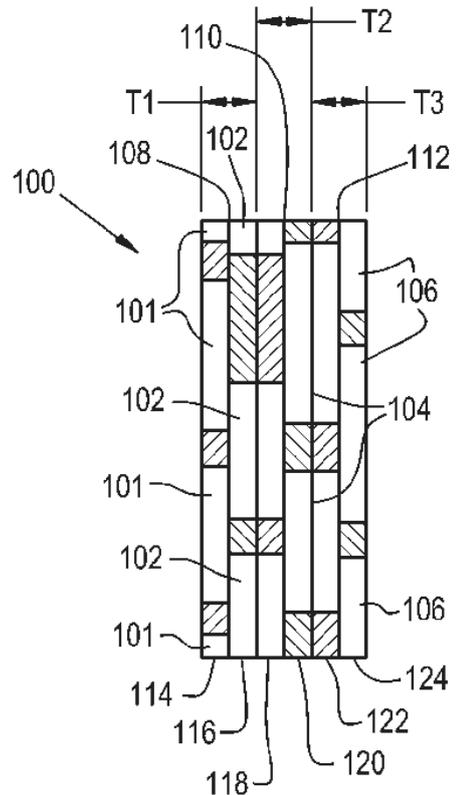


Fig. 11

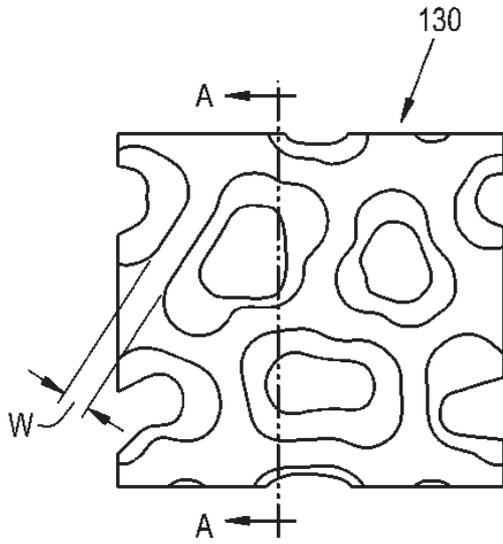


Fig. 12

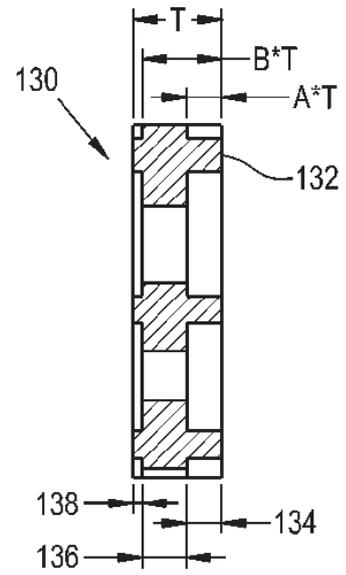


Fig. 13

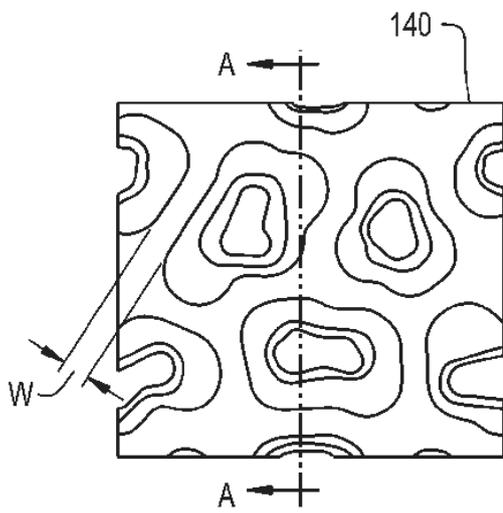


Fig. 14

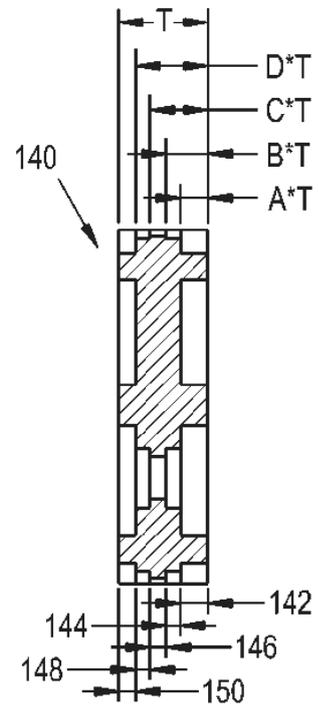


Fig. 15

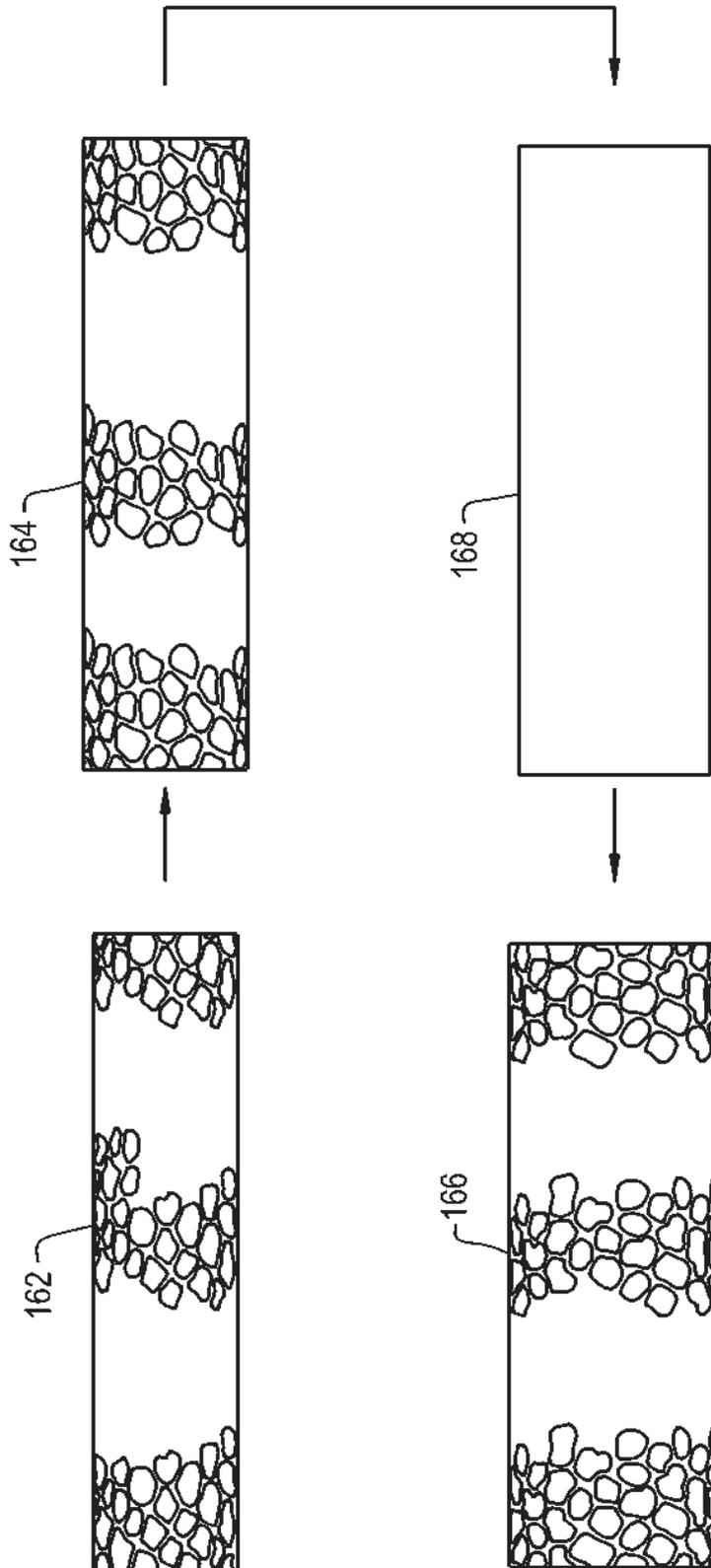
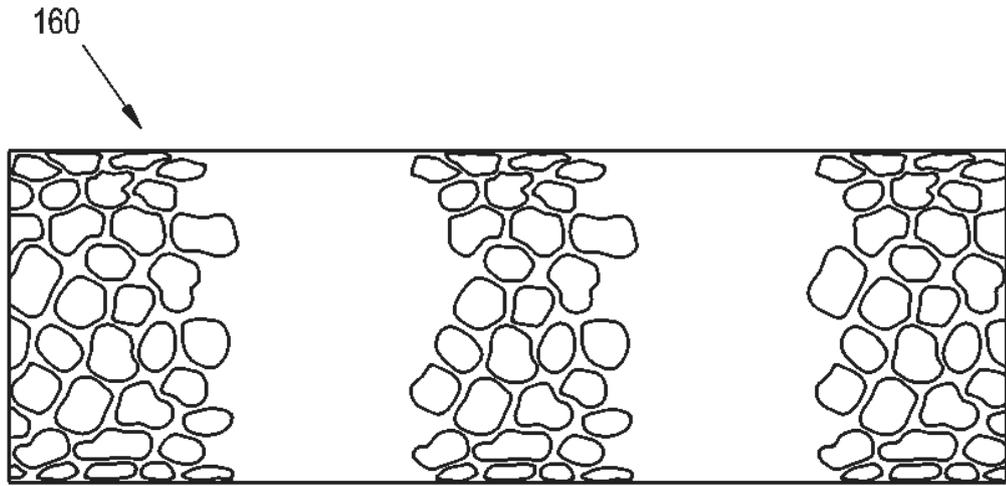


Fig. 16



**Fig. 17**