

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 369 358**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/06**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04025476 .5**

96 Fecha de presentación: **27.10.2004**

97 Número de publicación de la solicitud: **1527751**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **04.05.2005**

54 Título: **IMPLANTE TUBULAR TRENZADO.**

30 Prioridad:  
**28.10.2003 DE 10351220**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**29.11.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**29.11.2011**

73 Titular/es:  
**Deutsche Institute für Textil- und Faserforschung  
Denkendorf Stiftung des öffentlichen Rechts  
KORSCHTALSTRASSE 26  
73770 DENKENDORF, DE**

72 Inventor/es:  
**Hierlemann, Helmut;  
Baumann, Maria;  
Milwich, Dr.-Ing. Markus y  
Planck, Prof.Dr.-Ing. Heinrich**

74 Agente: **Tomas Gil, Tesifonte Enrique**

**ES 2 369 358 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 tubular trenzado

5 [0001] Para el tratamiento de alteraciones en cavidades en el organismo vivo se implantan cuerpos huecos tubulares, llamados stents, como endoprótesis. Éstos sirven de refuerzo o soporte entablillado de cuerpos huecos en seres humano o animales. Campos de aplicación típicos son, por ejemplo, el sistema vascular, el sistema gastrointestinal y el sistema uretral. Habitualmente los stents son llevados en forma comprimida con ayuda de un catéter a través del cuerpo hueco a tratar hasta el lugar de tratamiento deseado y allí son liberados. El despliegue de los stents comprimidos en el catéter se realiza mediante fuerzas de muelle de retorno propias a causa del principio de construcción del stent o mediante la dilatación de balón. Es necesario que los stents puedan aguantar deformaciones dinámicas y estáticas durante largo tiempo, sin experimentar una pérdida considerable de sus fuerzas de recuperación al estado original originarias. En el caso ideal se favorece que el stent se adapte en relación con el lumen y respecto a la flexibilidad en el lugar de acción y permanezca duradero como implante en el cuerpo.

15 [0002] Se desarrollaron numerosos stents hechos de materiales metálicos, materiales sintéticos, materiales reabsorbibles o no reabsorbibles en el cuerpo, así como una combinación de materiales, por ejemplo en forma de revestimiento.

20 [0003] Las patentes estadounidenses N.º. 4,655,771, 4,768,507 y 4,907,336 describen stents autoexpandibles, no reabsorbibles. La patente estadounidense N.º. 4,990, 155 divulga un stent termorreversible, no reabsorbible. En la EP 0335341 y la patente estadounidense N.º. 4,799,479 se describen stents dilatables con balón, no reabsorbibles. Las patentes estadounidenses N.º. 4,950,258 y 5,670,161 así como la EP 0809981 se refieren a stents termorreversibles, reabsorbibles. En las patentes estadounidenses N.º. 5,980,564, 5,968,092, 5,500,013, 5,762,625, 6,080,177, 5,306,286, 4,057,537 y la patente canadiense N.º. 2,025,625 así como en la EP 0,797,963 se describen stents autoexpandibles, reabsorbibles.

25 [0004] Un implante tubular, particularmente un stent, en forma de un entramado redondo de hilos que se cruzan en espiral en sentido contrario, donde las zonas de hilos situadas en el extremo del tubo del implante están libres de extremos de hilos y allí los hilos existentes se reconducen a la estructura de entramado, es conocido por el documento US 6,632,241 B1. Otro stent genérico se conoce de la patente US 6,007,574. Un stent para la expansión de un lumen corporal es descrito en el documento EP 0857471 A2. En el documento US 5,540,713 se describe un dispositivo para el ensanchamiento de una estenosis en un tubo corporal. El dispositivo se basa en una aleación con capacidad de memoria de forma y un contorno exterior esencialmente cilíndrico. El documento US 5,968,088 se refiere a un stent expandible con un cuerpo tubular flexible.

30 [0005] Los stents disponibles actualmente en el mercado muestran perfiles de características desfavorables una y otra vez en el uso clínico y resultados clínicos indeseados como por ejemplo fatiga del material, dislocación del stent, inflamaciones, trombosis o reestenosis. Estas desventajas perjudican el éxito del tratamiento, así como la duración del tratamiento en perjuicio de los pacientes.

35 [0006] Por consiguiente, se presenta la tarea de poner a disposición un stent mejorado, que supere las deficiencias de los stents del estado de la técnica, y que sea sencillo y seguro de introducir.

[0007] Esta tarea se resuelve a través de un implante tubular, particularmente un stent, según la reivindicación 1.

40 [0008] Al contrario que los stents conocidos, que se cortan de tubos largos o tubos flexibles y por eso poseen extremos de hilos molestos en los extremos del tubo, en los extremos del tubo de los stents según la invención dichos extremos de hilo no están presentes. Por eso tampoco es necesario cubrir dichos extremos de hilo o insertarlos en otro material. Por entramado se debe entender hilos que se cruzan por encima y por debajo que se extienden preferiblemente en diagonal.

45 [0009] De esta manera se superan las desventajas de los stents convencionales producidos según una tecnología de trenzado, que están formados por una multitud de hilos monofilamentos o hilos multifilamentos o alambres, en los que según el procedimiento de fabricación aparecen numerosos sitios de corte o bordes de corte romos o afilados, que precisan un postratamiento mediante revestimiento, unión indisoluble, soldadura o laminado para evitar su efecto traumatizante.

50 [0010] Según la invención, el implante tubular se puede destacar por presentar una estructura tubular, con capacidad de compresión y expandible, así como axialmente flexible. En el estado sin carga, es decir, sin influencia externa de fuerzas radiales, el stent presenta una forma radial simétrica de tipo tubo. Preferiblemente, el implante puede ser flexible en dirección radial y axial.

[0011] Ventajosamente, el implante según la invención se puede formar de hilos que son alambres monofilamentos. Los alambres monofilamentos (monofilamentos) pueden poseer un diámetro de 30 µm hasta 2 mm, particularmente 70 µm hasta 500 µm. En un perfeccionamiento pueden ser alambres paralelos ligeramente retorcidos entre sí.

55 [0012] En una forma de realización especial de la invención se forma el entramado del implante con un hilo único, es decir un hilo sin fin llamado. Un stent autoexpandible hecho de un monofilamento, particularmente único, presenta

una estructura de entramado reticular.

[0013] En otra forma de realización especial de la invención, el entramado del implante puede estar formado de dos monofilamentos paralelos (doble cuerda) preferiblemente que se extienden en sentido opuesto, a saber, preferiblemente también con conformación del entramado de un hilo sin fin único.

5 [0014] El ángulo de cruce del hilo  $\alpha$  (ver la Figura 1) en el entramado entre los monofilamentos que se cruzan puede ser mayor de 45 °, particularmente 70 hasta 150°, y preferiblemente 90 hasta 120°. Según la invención, los filamentos pueden curvarse en los extremos del implante, particularmente ser curvados o formados tipo serpentinatas. Preferiblemente los extremos del hilo, particularmente los dos extremos del hilo único, pueden estar en el plano de revestimiento, es decir, en la superficie de revestimiento del entramado redondo. Además los extremos del hilo,  
10 particularmente todos los extremos del hilo, pueden estar en la espiral respectiva cerca de unos con otros y preferiblemente apuntar en dirección contraria.

[0015] Puede ser ventajoso que las zonas de hilos estén curvadas al menos en un extremo del tubo y se reconduzcan en forma de espiral en el plano de entramado. Las zonas de hilos pueden curvarse a modo de bucle al menos en un extremo del tubo, particularmente en un extremo del tubo para la formación de una media vuelta y ser reconducido en la misma espiral. Las zonas de hilos se reconducen al menos en un extremo del tubo, particularmente en un extremo del tubo en un ángulo de 60 hasta 120°, particularmente a aprox. 90° y en una espiral que se extiende en sentido opuesto.

Las zonas de hilos se curvan al menos en un extremo del tubo, particularmente en un extremo del tubo con la formación de un lazo que se cruza a 150 hasta 300°, particularmente aprox. 270° y se reconducen en una espiral que se extiende en sentido opuesto.

[0016] Según la invención, un área de hilos se curva en al menos un extremo del tubo, particularmente en un extremo del tubo alternativamente a 60 hasta 120° y un área de hilos de la misma espiral se curva a 150 hasta 300° como un lazo que se cruza y el hilo insertado es reconducido a la espiral inversa subsiguiente y los hilos sólo curvados de forma angular son reconducidos a las espirales inversas paralelas subsiguientes. Un ejemplo de tal realización se muestra en la Figura 4 incluida.

[0017] El implante tubular según la invención se puede destacar además por estar formado a modo de rejilla y presentar en estado de relajación un ancho de rejilla de 0,5 a 8 mm, particularmente 2 hasta 5 mm. Además, los ángulos de cruce del hilo pueden ascender a más de 45°, particularmente 70 hasta 150°, preferiblemente 90 hasta 120°.

30 [0018] En una forma de realización preferida, cada espiral en el entramado del implante según la invención está formada por al menos dos hilos, particularmente dos, paralelos adyacentes entre sí. Particularmente pueden extenderse en un extremo del stent con un número de hilos par de una espiral respectivamente dos hilos adyacentes en dirección contraria. Un ejemplo de tal forma realización se muestra en la Figura 5 anexa.

[0019] Según la invención, la estructura de entramado puede mostrar en una forma de realización un recorrido del hilo 1 sobre 1, 1 bajo 1. En otra forma de realización, la estructura de entramado puede mostrar un recorrido del hilo 2 sobre 2, 2 bajo 2. Ventajosamente se pueden proporcionar en cada dirección de espiral en relación con la sección transversal del stent 4 hasta 16, particularmente 6 hasta 12 espirales.

[0020] Según la invención, el implante tubular se puede formar con un diámetro regular radial. En una forma de realización especial de la invención se puede estrechar el implante tubular en el extremo, es decir, mostrar un diámetro más pequeño en el extremo. Dicho estrechamiento del stent puede ser útil para el objetivo de una filtración, p. ej., en el flujo sanguíneo. En otra forma de realización preferida de la invención, el implante tubular puede ser confeccionado en el extremo en estado relajado, es decir, en al menos uno de los extremos, preferiblemente ambos, muestra un diámetro mayor que en la zona intermedia. Una dilatación radial tal puede ser útil para impedir dislocaciones tras la introducción del stent.

45 [0021] En el implante tubular según la invención se puede formar al menos uno de los extremos de implante radialmente divergente. En otras palabras, en una forma de realización de la invención se puede ampliar un extremo del implante tubular. En otra forma de realización de la invención, ambos extremos del implante tubular pueden ser ampliados. Ventajosamente, la transición de la parte lineal del implante al extremo divergente puede ser continua. Un ensanchamiento de diámetro tal se puede formar en forma de embudo o en forma de tulipán.

50 [0022] En el implante según la invención, el material biocompatible puede ser material metálico. Ejemplos típicos son los filamentos de metal de titanio, aleaciones de titanio, acero sanitario inoxidable, como aceros de cromo-níquel, W1.4310, Elgiloy®, Phynox®, iridio o aleaciones de óxido de metal. Además, están los llamados metales con memoria de forma como p.ej. Nitinol® en cuestión.

[0023] En otra forma de realización de la invención, el material biocompatible puede ser material de polímeros sintético.

Ejemplos típicos son los filamentos de polímeros de síntesis como tereftalato de polietileno (PET), poliuretano (PUR), polipropileno (PP), polietileno de alta densidad (HDPE), poliamida, copolímeros, mezcla o solución de tales polímeros.

5 Para implantes reabsorbibles o partes reabsorbibles de los implantes se pueden usar preferiblemente polímeros a base de de ácidos  $\alpha$ -polihidroxicarboxílicos, ácido  $\beta$ -polihidroxicarboxílico o polianhídridos en forma de sus homopolímeros, copolímeros, terpolímero, polímeros en bloque o mezclas de los mismos.

10 [0024] En una forma de realización especial de la invención el material biocompatible puede ser una composición de materiales diferentes, particularmente una estructura compuesta. Ejemplos típicos son polímeros mezclados, icomponente-monofilamento como monofilamento con estructura de revestimiento del núcleo, materiales compuestos de polímero y metal, particularmente con matriz de metal así como también con metales cubiertos con polímero. El material de los hilos de los stents puede mostrar un revestimiento de superficie de metal, particularmente cuando el material de los hilos es un polímero.

15 [0025] Se pueden utilizar numerosas modificaciones de filamentos, como es adecuado para el propósito de aplicación deseado. Por ejemplo monofilamentos estructurados, monofilamento capilar hueco, monofilamento cubierto con un revestimiento de una capa o de más capas. De esta manera los alambres monofilamentos pueden mostrar una sección transversal estructurada, p.ej. una sección transversal con forma de estrella o una sección transversal con estructura de revestimiento del núcleo.

20 [0026] El material de filamento según la invención utilizado puede estar en una zona amplia de fuerzas de fibra y espesores de fibra (diámetros de filamentos). Se prefieren diámetros de 10 - 800  $\mu\text{m}$ , particularmente 30 - 300  $\mu\text{m}$ , en alambres de metal y diámetros de 30 - 1000  $\mu\text{m}$ , particularmente 50 - 500  $\mu\text{m}$ , en filamentos de polímero.

[0027] En una forma de realización de la invención, el material biocompatible no puede ser bioreabsorbible. En otra forma de realización de la invención, el material biocompatible puede ser al menos parcialmente bioreabsorbible.

En otra forma de realización más de la invención, el material biocompatible puede ser completamente bioreabsorbible.

25 [0028] Ventajosamente, los monofilamentos pueden mostrar para la conformación de la estructura de entramado del implante tubular una resistencia a la tracción alta en el área sobre 100  $\text{N}/\text{mm}^2$  y/o un módulo de elasticidad alto en el área sobre 500  $\text{N}/\text{mm}^2$ .

30 [0029] El implante tubular de la invención se puede destacar ventajosamente por ser elástico y/o plástico. Las características elásticas y/o plásticas se basan en la combinación según la invención de monofilamento y estructura de entramado.

35 [0030] En un perfeccionamiento, se puede cubrir en el implante tubular la estructura de entramado original de poros abiertos al menos parcialmente sobre el lado interior y/o el lado externo de un revestimiento. En otra forma de realización se puede cubrir la estructura de entramado original de poros abiertos al menos parcialmente sobre el lado interior y/o el lado externo de un revestimiento. Como revestimiento se pueden incorporar ventajosamente materiales con características elásticas y/o plásticas.

40 [0031] Un revestimiento puede incluir completamente el implante según la invención. Alternativamente se pueden proporcionar sólo determinadas partes del implante con un revestimiento, por ejemplo de uno o ambos extremos. El revestimiento puede cubrir sólo el material en hilos, de modo que los orificios romboidales del entramado están descubiertos. El revestimiento puede, particularmente con material de recubrimiento elástico, cerrar también la pared del implante. El revestimiento se puede realizar en forma de un llamado "covering", donde el implante tubular se pone una funda ya preformada o en una película y con ello se reviste por el interior y/o el exterior. En otro modo de procedimiento se puede realizar un revestimiento como el llamado "coating", donde elementos estructurales del implante tubular establecen un contacto íntimo físico y/o químico con un material de recubrimiento. El material de recubrimiento puede ser reabsorbible.

45 [0032] Según una forma de realización de la invención, la capa y/o el revestimiento puede estar unido adhesivamente. Según otra forma de realización de la invención la capa y/o el revestimiento puede ser estar unido covalentemente.

50 [0033] Ventajosamente en un perfeccionamiento se puede proveer al implante según la invención de por lo menos un aditivo. Particularmente el aditivo puede ser una sustancia activa farmacológica. Ejemplos a nombrar para dichos aditivos son los medios para la mejora de la antitrombogenicidad como la hirudina, prostaciclina, heparina. Utilizando el implante según la invención como "Drug Delivery Carrier" (transportador liberador de fármacos) para la liberación de sustancia activa pueden añadirse aditivos como medicamentos contra el cáncer, por ejemplo Taxol®, Thalodmide®. En otra forma de realización el aditivo puede ser un marcador radiográfico. Para un liberador de fármacos se puede formar particularmente un revestimiento o una capa del material en hilos.

55 [0034] En una forma de realización especial el aditivo puede ser células vivas.

5 [0035] Ventajosamente se pueden introducir aditivos en el implante según la invención con ayuda de tecnologías de revestimiento. De acuerdo con la elección de las sustancias activas y del procedimiento de revestimiento, es posible enriquecer superficialmente los aditivos y/o almacenarlos en la matriz de polímero. De esta manera se puede controlar una liberación de una o varias sustancias activas añadidas en el comportamiento de degradación y/o el comportamiento de resorción del material de polímeros utilizado.

10 [0036] También es objeto de la descripción un procedimiento para la fabricación de un implante tubular de material biocompatible en forma de monofilamento a través de procedimientos de trenzado textiles para la conformación de un entramado tubular flexible con una estructura cerrada en el extremo. Para la conformación del implante tubular según la invención se puede realizar el entretejido ventajosamente sobre un mandril. En un perfeccionamiento preferido el entretejido se realiza a máquina, particularmente automáticamente. El entramado bruto puede someterse a un postmoldeo, postratamiento térmico (maleabilizar), revestimiento, "covering", "coating" o a una combinación cualquiera de tales elaboraciones. Preferiblemente el entramado bruto se puede tratar posteriormente para el implante tubular térmico.

15 [0037] La ventaja del procedimiento de fabricación según la invención es, que se forma una construcción de entramado atraumática, cerrada en los extremos distal y proximal. De esta manera no es necesario un laminado de los extremos del stent, ni tampoco etapas de post procesamiento similares.

[0038] Ventajosamente, un implante tubular según la invención es adecuado para su utilización en el tratamiento de zonas de defecto alteradas patológicamente en órganos huecos en la medicina humana y medicina veterinaria.

20 Ejemplos a mencionar son: obstrucciones malignas y benignas, estenosis, protrusión (aneurismas) y lesiones en órganos huecos. Zonas de uso típicas para stents según la invención son los vasos sanguíneos, esófago, traquea, duodeno, colon y otras partes del sistema digestivo, así como las vías urinarias y uréter. De manera particularmente ventajosa el implante tubular según la invención puede encontrar su utilización en órganos huecos en el área vascular, gastrointestinal, traqueobronquial y/o uretral.

25 [0039] El implante tubular según la invención es idóneo para mantener abierto y/o sostener un órgano hueco humano o animal durante un intervalo de tiempo determinado o a largo plazo. Este intervalo de tiempo depende del material elegido y se puede adaptar exactamente según la exigencia médica. Con el implante según la invención también se pueden ajustar muy exactamente exigencias mecánicas y fisiológico como el diámetro, fuerza de retroceso, fuerza de compresión y flexibilidad.

30 [0040] Para una aplicación práctica, el implante tubular según la invención puede ser comprimido con el uso de catéteres corrientes, llevado al lugar de tratamiento y ser colocado in situ con sistemas de liberación habituales. El implante tubular según la invención es autoexpandible debido a su estructura y se presiona con una fuerza de retroceso correspondientemente elegida contra el órgano hueco que hay que tratar.

35 [0041] En lo sucesivo, la presente invención es explicada mediante la descripción de formas de realización particulares por medio de ejemplos y con referencia a los dibujos anexos. En estas formas de realización, características individuales de la invención pueden ser realizadas solas o en combinación con otras características. Una forma de realización particular descrita sirve únicamente para la aclaración y para una mejor comprensión de la invención y de ninguna manera debe entenderse una limitación.

#### Breve descripción de las figuras

40 [0042] La Fig. 1 muestra una sección final de un stent tubular no comprimido. Las flechas indican posibilidades de desplazamiento de los monofilamentos en la estructura de entramado del implante tubular según la invención.

Con  $\alpha$  se designa el ángulo de cruce de hilo en el entramado. En el extremo del stent los monofilamentos se curvan y son reconducidos en la misma espiral.

[0043] La Fig. 2 muestra el stent y según figura 1 bajo compresión radial y dilatación axial. Las flechas indican la influencia de la fuerza de compresión.

45 [0044] La Fig. 3 muestra un stent tubular completamente conformado con extremos divergentes en ambos lados, es decir, con ensanchamientos en forma de tulipán en los extremos distal y proximal. Esta forma de realización está descrita en el ejemplo 1. Los dos extremos del tubo muestran una reconducción diferente de los hilos en el plano de revestimiento del entramado de tubos. El entramado consiste en un hilo monofilamento único. Los dos extremos del hilo no visibles, que pueden ser unidos entre sí, están en la superficie de revestimiento del entramado.

50 [0045] La Fig. 4 muestra en una forma de realización el trazado de filamento en el extremo del stent de entramado, particularmente en un extremo (superior) del stent según la Figura 3. Se aprecian claramente los entrelazamientos, de modo que ningún extremo del hilo libre sobresale en el extremo. En el extremo del tubo se alternan zonas de hilos entrelazadas, acodadas y entrecruzadas.

[0046] La Fig. 5 muestra en otra forma de realización el trazado de filamento en el extremo del stent de entramado,

particularmente en un otro extremo (inferior) del stent según la Figura 3. También aquí se aprecian los bucles de hilo en forma de lazos, de modo que no sobresale ningún extremo de hilo libre en el extremo.

[0047] En todas las figuras cada dos monofilamentos son guiados en pares a la espiral del entramado, lo cual es preferible.

5 **Ejemplo 1**

Stent para la zona del esófago/traquea

10 [0048] El material en hilos utilizado es un monofilamento de poliéster de tereftalato de polietileno (PET) con un diámetro de filamento de 0,3 mm. El entramado se forma con un ángulo de cruce de hilo de 110° en un mandril de 18 mm de diámetro. Los extremos del Stent son radialmente divergentes en ambos lados. El diámetro del extremo stent suma 24 mm. Véase a tal objeto la Fig. 3.

**Ejemplo 2**

Stent para la zona de la vía biliar

[0049] El material en hilos utilizado es un monofilamento de poliláctido de P-L-LA con un diámetro de filamento de 0,3 mm. El entramado se forma con un ángulo de cruce de hilo de 100° en un mandril de 8 mm diámetro.

15 El stent presenta un lumen invariable, es decir, que los extremos del stent no se forman divergentemente, y presenta un diámetro de 8 mm.

**Ejemplo 3**

Stent para la zona del colon

20 [0050] El material en hilos utilizado es un hilo de acero fino inoxidable del tipo W 1,4310 con un diámetro de 0,15 mm.

El entramado se forma con un ángulo de cruce de hilo de 90° en un mandril de 22 mm de diámetro. El stent se hace con una forma divergente radial en un lado. El diámetro suma en el extremo del stent 28 mm.

25 [0051] La fabricación del implante según la invención, particularmente del stent, es posible mediante un entretrejido a máquina. En una forma de ejecución preferida se coloca un único hilo, particularmente monofilamento, en bucles paralelos los unos con los otros y longitudinales en una disposición tubular. Estos bucles de cada dos hilos paralelos adyacentes se fijan simultáneamente alternando derecha e izquierda y se entrelazan entre sí, con lo cual se consigue un tubo flexible o entramado tubular en espiral hacia derecha e izquierda, que se fija a continuación, particularmente se fija por calor.

## REIVINDICACIONES

- 5 1. Implante tubular, particularmente un stent, en forma de un entramado redondo de filamentos de material biocompatible que se extienden en espirales en sentido opuesto y se cruzan entre sí, donde las zonas de hilos situadas en los extremos del tubo están libres de extremos de hilo y los hilos allí presentes se reconducen a la estructura de entramado, **caracterizado por el hecho de que** en al menos un extremo del tubo, alternativamente, una zona de hilo se curva a 60 hasta 120° y una zona de hilo de la misma espiral se curva a 150 hasta 300° como un lazo que se cruza y el hilo curvado sólo en forma angular es reconducido directamente a la espiral inversa siguiente y los hilos curvados sólo en forma angular son reconducidos a la espiral inversa paralela siguiente.
- 10 2. Implante tubular según la reivindicación 1, **caracterizado por el hecho de que** los hilos son alambres monofilamentos.
3. Implante tubular según la reivindicación 2, **caracterizado por el hecho de que** los alambres monofilamentos tienen un diámetro de 30 µm hasta 2 mm, particularmente 70 µm hasta 500 µm.
4. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el entramado se entreteje de un único hilo, un hilo sin fin.
- 15 5. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** los extremos del hilo se encuentran en el plano de revestimiento del entramado redondo.
6. Implante tubular según la reivindicación 4, **caracterizado por el hecho de que** ambos extremos del hilo único se encuentran en el plano de revestimiento del entramado redondo.
- 20 7. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** los extremos de hilo, particularmente todos los extremos del hilo, se encuentran respectivamente en una espiral cerca unos de otros.
8. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** los extremos de hilo, particularmente todos los extremos del hilo, se encuentran respectivamente en una espiral cerca unos de otros y apuntan en dirección contraria.
- 25 9. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** se forma a modo de rejilla y en estado de relajación presenta un ancho de rejilla de 0,5 a 8 mm, particularmente 2 hasta 5 mm.
- 30 10. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** una zona de hilo se curva en un extremo del tubo alternativamente a 60 hasta 120° y una zona de hilo de la misma espiral a 150 hasta 300° como un lazo que se cruza y el hilo en bucle reconducido a la espiral inversa directamente contigua y los hilos sólo curvados de forma angular se reconducen a la espiral inversa paralela siguiente.
11. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** cada espiral está formada por al menos dos, particularmente dos, hilos paralelos adyacentes.
12. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que**, en el caso de un número de hilos par de una espiral, se extienden respectivamente dos hilos adyacentes en dirección opuesta.
- 35 13. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** la estructura de entramado tiene un trazado del hilo 1 sobre 1, 1 bajo 1.
14. Implante tubular según una de las reivindicaciones 1 hasta 12, **caracterizado por el hecho de que** la estructura de entramado tiene un trazado del hilo 2 posee sobre 2, 2 bajo 2.
- 40 15. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** en cada dirección de espiral de la espiral inversa, en relación a la sección transversal del implante, se prevén 4 hasta 16, particularmente 6 hasta 12, espirales.
16. Implante tubular según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** se entreteje con bucles en forma de línea sinuosa, contiguos, paralelos en sentido longitudinal, dispuestos en forma tubular.

Fig. 1

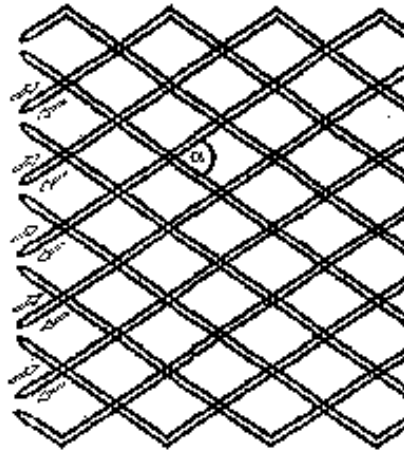
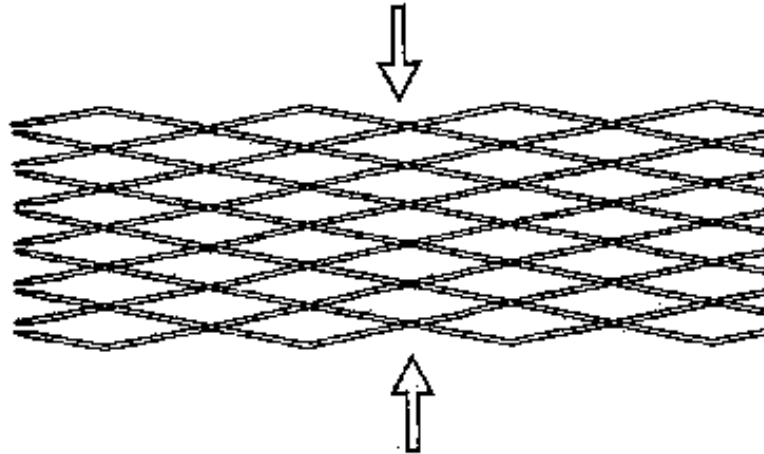


Fig. 2





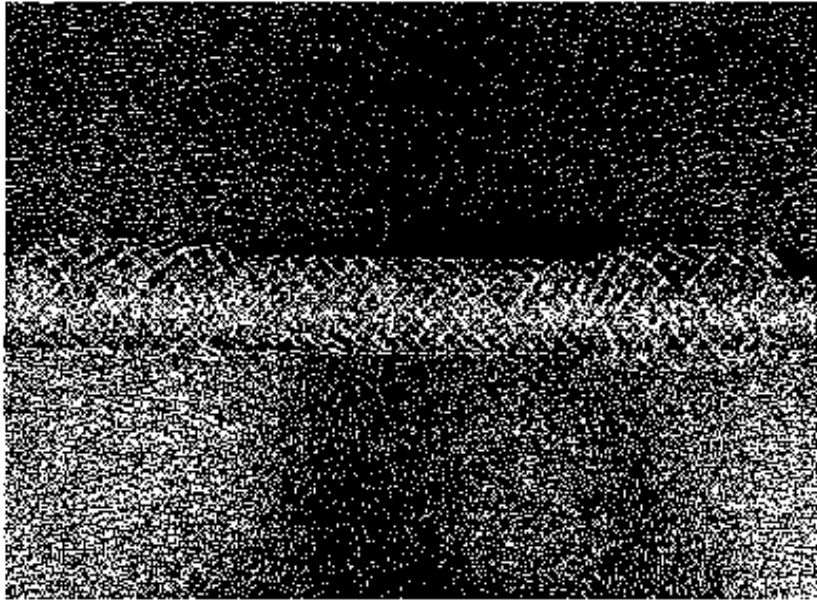


Fig. 3

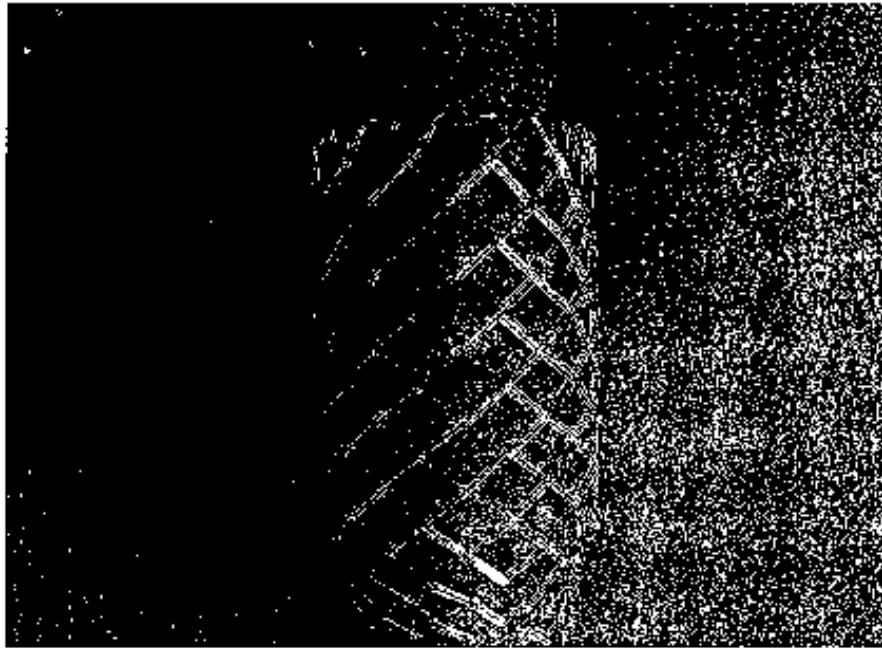


Fig. 4

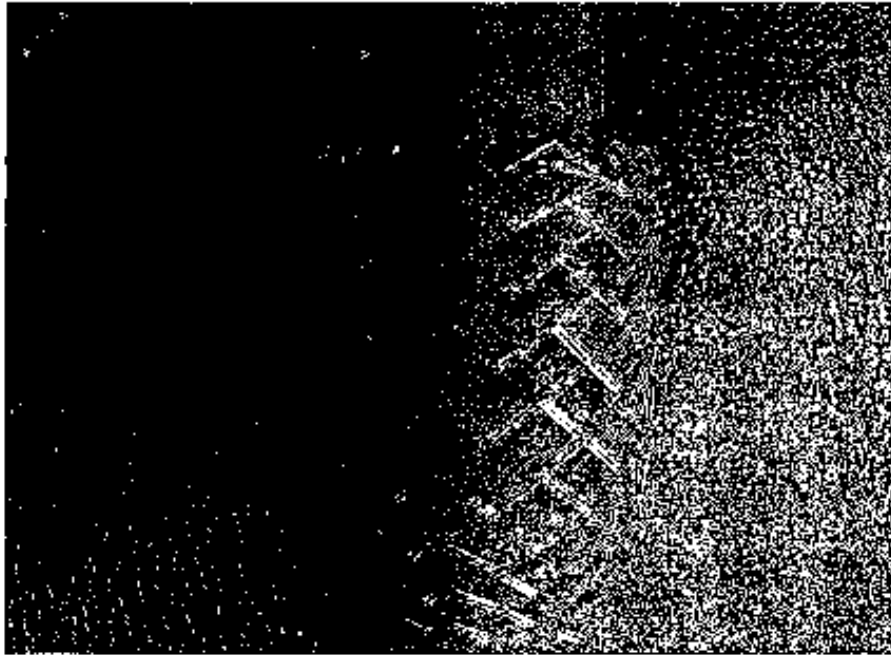


Fig. 5