

(12) **FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO**

(22) Data de pedido: **2004.10.27**

(30) Prioridade(s): **2003.10.28 DE 10351220**

(43) Data de publicação do pedido: **2005.05.04**

(45) Data e BPI da concessão: **2011.07.13**
194/2011

(73) Titular(es):

**DEUTSCHE INSTITUTE FÜR TEXTIL- UND
FASERFORSCHUNG DENKENDORF STIFTUNG
DES ÖFFENTLICHEN RECHTS
KÖRSCHTALSTRASSE 26 73770 DENKENDORF
DE**

(72) Inventor(es):

**HEINRICH PLANCK DE
HELMUT HIERLEMANN DE
MARIA BAUMANN DE
MARKUS MILWICH DE**

(74) Mandatário:

**ELSA MARIA MARTINS BARREIROS AMARAL CANHÃO
RUA DO PATROCÍNIO 94 1399-019 LISBOA PT**

(54) Epígrafe: **IMPLANTE TUBULAR ENTRANÇADO**

(57) Resumo:

A INVENÇÃO REFERE-SE A UM IMPLANTE TUBULAR, EM PARTICULAR UM STENT, EM FORMA DE UM ENTRANÇADO TUBULAR A PARTIR DE FIOS EM MATERIAL BIOCOMPATÍVEL QUE SE CRUZAM E SE PROLONGAM EM ESPIRAIS QUE SE PROLONGAM NO SENTIDO CONTRÁRIO, SENDO QUE AS ZONAS DE FIOS SITUADAS NAS EXTREMIDADES DO TUBO ESTÃO LIVRES DE EXTREMIDADES DE FIOS E OS FIOS AÍ EXISTENTES SÃO RECONDUZIDOS PARA A ESTRUTURA DO ENTRANÇADO.

DESCRIÇÃO

"IMPLANTE TUBULAR ENTRANÇADO"

Para o tratamento de perturbações em espaços ocios no organismo vivo implantam-se corpos ocios tubulares, os assim chamados *stents*, enquanto endopróteses. Estes servem para o reforço ou apoio em forma de tala, de corpos ocios em seres humanos ou animais. As áreas típicas de aplicação são por exemplo o sistema vascular, o sistema gastrointestinal e o sistema uretral. Habitualmente, os *stents* são conduzidos em forma comprimida, com o auxílio de um cateter, através do corpo oco a tratar, até ao local de tratamento pretendido e são aí libertados. O desdobramento do *stent* comprimido no cateter processa-se através de forças próprias de retorno elástico com base no princípio de construção de *stents* ou mediante dilatação por balão. É necessário que os *stents* possam acompanhar deformações dinâmicas e estáticas durante um período de tempo prolongado, sem sofrer uma perda significativa das suas forças de retorno originais. No caso ideal é exigido que o *stent* se adapte ao local de aplicação no que se refere ao lúmen e no que se refere à flexibilidade e permaneça duradouramente no corpo enquanto implante.

Foram desenvolvidos numerosos *stents* que são produzidos a partir de materiais metálicos, materiais sintéticos, material reabsorvível ou não reabsorvível no corpo, bem como uma combinação de materiais, por exemplo em forma de um revestimento.

As patentes US N° 4655771; 4768507 e 4907336 descrevem *stents* não reabsorvíveis e auto-expansíveis. A patente US N° 4990155 revela um *stent* não reabsorvível e termoreversível. No documento EP 0335341 e na patente US N° 4799479 encontram-se descritos *stents* não reabsorvíveis e dilatáveis por balão. As patentes US N° 4950258 e 5670161, bem como o documento EP 0809981 referem-se a *stents* reabsorvíveis e termoreversíveis. Nas patentes US N° 5980564; 5968092; 5500013; 5762625; 6080177; 5306286; 4057537 e na patente canadiana N° 2025625, bem como no documento EP 0797963 encontram-se descritos *stents* reabsorvíveis e auto-expansíveis.

A partir do documento US 6632241 B1 é conhecido um implante tubular, em particular *stent*, em forma de um entrançado tubular a partir de fios que se cruzam em espirais que se prolongam no sentido contrário, sendo que as zonas de fios nas extremidades do tubo do implante estão livres de extremidades de fios e os fios aí existentes são reconduzidos para a estrutura do entrançado. Um outro *stent* de acordo com a classe é conhecido a partir do documento US 6007574. Um *stent* para a expansão de um lúmen do corpo encontra-se descrito no documento EP 0857471 A2. No documento US 5540713 encontra-se descrito um dispositivo para a dilatação de uma estenose numa estrutura tubular do corpo. O dispositivo baseia-se numa liga com capacidade de memória de forma e um contorno exterior no essencial em forma de revestimento cilíndrico. O documento US 5968088 refere-se a um *stent* expansível com um corpo tubular flexível.

Na utilização clínica, os *stents* actualmente comercializados demonstram sempre de novo perfis de propriedades desfavoráveis e resultados clínicos indesejados, como por exemplo fadiga do material, deslocação do *stent*, inflamações,

tromboses ou restenoses. Estas desvantagens influenciam o sucesso do tratamento, bem como a sustentabilidade de um tratamento a desfavor do doente.

Por este motivo coloca-se o objectivo de disponibilizar um *stent* melhorado que supere as insuficiências de *stents* do estado da técnica, podendo ser implantado de uma forma fácil e segura.

Este objectivo é solucionado através de um implante tubular, em particular um *stent*, de acordo com a reivindicação 1.

Ao contrário de *stents* conhecidos que são cortados a partir de tubos ou de tubos flexíveis compridos e possuem por isso extremidades de fios perturbadoras nas extremidades dos tubos, tais extremidades de fios não existem nas extremidades do tubo do *stent* de acordo com a invenção. Por isso também não é necessário cobrir tais extremidades de fios ou incorporá-las noutro material. Por entrançado entende-se os fios que se prolongam, de um modo preferido, diagonalmente, cruzando-se por baixo e por cima.

Deste modo são superadas as desvantagens de *stents* convencionais produzidos de acordo com uma tecnologia de entrançamento e que são formados por uma multiplicidade de fios ou arames monofilares ou multifilares, nos quais, após o processo de produção, se verificam vários locais de corte e arestas de corte, obtusos ou agudos, das extremidades de fios abertas, os quais requerem um tratamento posterior através de revestimento, brassagem, soldagem ou forramento, de modo a impedir o seu efeito traumático.

De acordo com a invenção, o implante tubular pode caracterizar-se por apresentar uma estrutura tubular, radialmente comprimível e expansível, bem como axialmente flexível. No estado sem carga, isto é, sem acção de forças radiais externas, o *stent* apresenta uma forma tubular radialmente uniforme. De um modo preferido, o implante pode ser flexível nas direcções radial e axial.

De um modo vantajoso, o implante de acordo com a invenção pode ser formado por fios, que são arames monofilares. Os arames monofilares (monofilamentos) podem possuir um diâmetro de 30 μm a 2 mm, em particular de 70 μm a 500 μm . Em aperfeiçoamento, os arames paralelos podem ser retorcidos entre si de um modo insignificante.

Numa forma de realização particular da invenção, o entrançado do implante é formado por um único fio, isto é, um assim chamado fio contínuo. Um *stent* auto-expansível formado por um, em particular único, monofilamento apresenta uma estrutura do entrançado em forma de rede.

Noutra forma de realização particular da invenção, o entrançado do implante pode ser formado por dois monofilamentos paralelos (cordão duplo) que de um modo preferido se prolongam no sentido contrário, e com efeito de um modo preferido também aquando da formação do entrançado a partir de um único fio contínuo.

O ângulo α de cruzamento de fios (comparar figura 1) no entrançado, entre monofilamentos que se cruzam, pode ser superior a 45°, em particular perfazer de 70° a 150° e, de um modo preferido, de 90° a 120°. De acordo com a invenção, nas

extremidades do implante, os filamentos podem estar dobrados, em particular estar formados em forma de curva ou em forma de serpentina. De um modo preferido, as extremidades de fios, em particular as duas extremidades do único fio, podem situar-se no plano de revestimento ou superfície lateral do entrançado tubular. As extremidades de fios, em particular todas as extremidades de fios, podem além disso situar-se, na respectiva espiral, próximas umas das outras e, de um modo preferido, apontar em direcções opostas.

Pode ser vantajoso que as zonas de fios estejam dobradas pelo menos numa extremidade do tubo, e sejam reconduzidas em forma de espiral no plano do entrançado. As zonas de fios podem estar dobradas em forma de laço pelo menos numa extremidade do tubo, em particular numa extremidade do tubo, sob formação de uma meia volta e ser reconduzidas na mesma espiral. As zonas de fios são reconduzidas pelo menos numa extremidade do tubo, em particular numa extremidade do tubo, num ângulo de 60° a 120° , em particular por aproximadamente 90° , e numa espiral que se prolonga no sentido contrário. As zonas de fios estão dobradas por 150° a 300° , em particular aproximadamente 270° , pelo menos numa extremidade do tubo, em particular numa extremidade do tubo, sob formação de um laço que se cruza e são reconduzidas numa espiral que se prolonga no sentido contrário.

De acordo com a invenção, pelo menos numa extremidade do tubo, em particular numa extremidade do tubo, alternadamente, uma zona de fios está dobrada por 60° a 120° e uma zona de fios da mesma espiral está dobrada por 150° a 300° como laço que se cruza, e o fio entrelaçado é reconduzido na espiral que retorna e que se liga directamente e o fio apenas dobrado angularmente é reconduzido na espiral paralela subsequente que retorna. Um

exemplo de uma realização deste tipo encontra-se mostrado na figura 4 em anexo.

O implante tubular de acordo com a invenção pode caracterizar-se além disso por ser configurado em forma de grade e apresentar, no estado relaxado, uma abertura da malha de 0,5 a 8 mm, em particular de 2 a 5 mm. Neste caso os ângulos de cruzamento de fios podem perfazer mais do que 45°, em particular de 70° a 150°, de um modo preferido de 90° a 120°.

Numa forma de realização preferida, no entrançado do implante de acordo com a invenção, cada espiral é formada pelo menos por dois fios, em particular por dois fios, situados paralelamente um ao lado do outro. Em particular, numa extremidade do *stent*, no caso de um número par de fios de uma espiral, respectivamente dois fios situados um ao lado do outro prolongam-se em direcção contrária. Um exemplo de uma realização deste tipo encontra-se mostrado na figura 5 em anexo.

De acordo com a invenção, numa forma de realização, a estrutura do entrançado pode apresentar uma condução de fio de 1 sobre 1, 1 por baixo de 1. Noutra forma de realização, a estrutura do entrançado pode apresentar uma condução de fio de 2 sobre 2, 2 por baixo de 2. De um modo vantajoso, em cada direcção de espiral, podem estar previstas 4 a 16, em particular 6 a 12 espirais, em relação à secção transversal do *stent*.

De acordo com a invenção, o implante tubular pode estar configurado com diâmetro radialmente uniforme. Numa forma de realização particular da invenção, o implante tubular pode estreitar-se na extremidade, isto é, apresentar um menor diâmetro na extremidade. Um estreitamento do *stent* deste tipo

pode ser conveniente para a finalidade de uma filtração, por exemplo no fluxo sanguíneo. Noutra forma de realização preferida da invenção, o implante tubular pode estar alargado na extremidade, no estado relaxado, isto é, apresentar pelo menos numa, de um modo preferido em ambas as extremidades um diâmetro maior do que na zona intercalar. Uma dilatação radial deste tipo pode ser conveniente para impedir deslocações após a inserção do *stent*.

No caso do implante tubular de acordo com a invenção, pelo menos uma das extremidades do implante pode ser configurada de forma a divergir radialmente. Por outras palavras, numa forma de realização da invenção, uma extremidade do implante tubular pode estar alargada. Noutra forma de realização da invenção, ambas as extremidades do implante tubular podem estar alargadas. De um modo vantajoso, a transição da parte linear do implante para a extremidade divergente pode ser contínua. Um alargamento de diâmetro deste tipo pode ser configurado em forma de funil ou em forma de tulipa.

No caso do implante de acordo com a invenção, o material biocompatível pode ser material metálico. Exemplos típicos são filamentos metálicos em titânio, ligas de titânio, aço médico inoxidável, como aços de Cr-Ni, W1.4310, Elgiloy®, Phynox®, irídio ou ligas de óxidos metálicos. Além disso podem ser considerados os assim chamados metais com memória de forma, como por exemplo Nitinol®.

Noutra forma de realização da invenção, o material biocompatível pode ser material polimérico sintético. Exemplos típicos são filamentos em polímeros sintéticos, como politereftalato de etileno (PET), poliuretano (PUR),

polipropileno (PP), polietileno de alta densidade (HDPE), poliamida, copolímeros, *blends* ou misturas de polímeros deste tipo. Para implantes reabsorvíveis ou partes reabsorvíveis dos implantes podem ser utilizados, de um modo preferido, polímeros à base de ácidos α -polihidroxicarboxílicos, ácidos β -polihidroxicarboxílicos ou polianidridos na forma dos seus homopolímeros, copolímeros, terpolímeros, copolímeros em bloco ou misturas destes.

Numa forma de realização particular da invenção, o material biocompatível pode ser um composto de diferentes materiais, em particular um material compósito. Exemplos típicos são polímeros mistos, monofilamentos de dois componentes como monofilamentos com uma estrutura de núcleo/revestimento, materiais compósitos de metal/polímero, em particular com matriz metálica, bem como também metais revestidos com polímero. O material dos fios dos *stents* pode apresentar um revestimento de superfície em metal, em particular quando o material dos fios é um polímero.

Podem ser utilizadas numerosas modificações de filamentos, como é o adequado para a finalidade de aplicação pretendida. Por exemplo monofilamentos estruturados, monofilamentos capilares ocos, monofilamentos revestidos com revestimento monocamada ou multicamada. Assim, os arames monofilares podem apresentar uma secção transversal estruturada, por exemplo uma secção transversal em forma de estrela ou uma secção transversal com uma estrutura de núcleo/revestimento.

O material dos filamentos utilizados de acordo com a invenção pode apresentar-se numa ampla gama de grossuras de fios e espessuras de fios (diâmetros de filamentos). No caso de arames metálicos são preferidos diâmetros de 10 - 800 μm , em

particular de 30 - 300 μm , e no caso de filamentos poliméricos, diâmetros de 30 - 1000 μm , em particular de 50 - 500 μm .

Numa forma de realização da invenção, o material biocompatível pode ser não bioreabsorvível. Noutra forma de realização da invenção, o material biocompatível pode ser, pelo menos parcialmente, bioreabsorvível. Ainda noutra forma de realização da invenção, o material biocompatível pode ser completamente bioreabsorvível.

De um modo vantajoso, para a formação da estrutura do entrançado do implante tubular, os monofilamentos podem apresentar uma elevada resistência à tracção, na gama acima de 100 N/mm^2 e/ou um elevado módulo de elasticidade, na gama acima de 500 N/mm^2 .

O implante tubular da invenção pode caracterizar-se, de um modo vantajoso, por ser elástico e/ou plástico. As propriedades elásticas e/ou plásticas baseiam-se na combinação, de acordo com a invenção, de monofilamento e estrutura do entrançado.

Em aperfeiçoamento, no caso do implante tubular, a estrutura do entrançado originalmente com poros abertos pode estar coberta, pelo menos parcialmente, por uma cobertura, no lado interior e/ou no lado exterior. Noutra forma de realização, a estrutura do entrançado originalmente com poros abertos pode estar coberta pelo menos parcialmente, por um revestimento, no lado interior e/ou no lado exterior. Enquanto revestimento podem ser utilizados, de um modo vantajoso, materiais com propriedades elásticas e/ou plásticas.

Um revestimento pode embutir por completo o implante de acordo com a invenção. Em alternativa, apenas determinadas partes do implante, por exemplo uma ou ambas as extremidades, podem estar providas de um revestimento. O revestimento pode cobrir apenas o material dos fios, de modo que as aberturas em forma de losango, do entrançado ficam descobertas. O revestimento pode também fechar a parede do implante, em particular no caso de um material de revestimento elástico. O revestimento pode ser concebido em forma de um assim chamado *covering*, sendo que ao implante tubular é aplicado um invólucro já pré-formado ou uma película e o mesmo é deste modo revestido no interior e/ou no exterior. Noutro modo de procedimento, um revestimento é processado como o assim chamado *coating*, sendo que os elementos estruturais do implante tubular ligam-se de modo firme física e/ou quimicamente com um material de revestimento. O material de revestimento pode ser reabsorvível.

De acordo com uma forma de realização da invenção, a cobertura e/ou o revestimento podem estar ligados de forma adesiva. De acordo com um outra forma de realização da invenção, a cobertura e/ou o revestimento podem estar ligados de forma covalente.

De um modo vantajoso, em aperfeiçoamento, o implante de acordo com a invenção pode estar provido de pelo menos um aditivo. O aditivo pode ser, em particular, uma substância farmacologicamente activa. Como exemplos para aditivos deste tipo devem ser referidos agentes para melhorar a antitrombogenicidade, como hirudina, prostaciclina, heparina. Na utilização do implante de acordo com a invenção como veículo de distribuição de medicamento para a libertação de substâncias activas, podem ser adicionados aditivos como agentes anti-

cancerígenos, por exemplo Taxol®, Thalodmide®. Noutra forma de realização, o aditivo pode ser um marcador radiográfico. Em particular, um revestimento ou uma cobertura do material dos fios pode ser configurado para uma distribuição de medicamento.

Numa forma de realização especial, o aditivo pode ser células vivas.

De um modo vantajoso, os aditivos podem ser introduzidos no implante de acordo com a invenção, com o auxílio de tecnologias de revestimento. De um modo correspondente à selecção das substâncias activas e do processo de revestimento, é possível dopar os aditivos na superfície e/ou incorporá-los na matriz polimérica. Deste modo, uma libertação de uma ou de várias substâncias activas adicionadas pode ser controlada através do comportamento de degradação e/ou do comportamento de reabsorção do material polimérico utilizado.

O objecto da descrição é também um processo para a produção de um implante tubular a partir de material biocompatível em forma de monofilamentos, através de processos têxteis de entrançamento, para a formação de um entrançado tubular flexível com uma estrutura fechada nas extremidades. Para a formação do implante tubular de acordo com a invenção, o entrançamento pode processar-se, de um modo vantajoso, sobre um mandril. Num aperfeiçoamento preferido, o entrançamento processa-se mecanicamente, em particular automaticamente. O entrançado em bruto pode ser submetido a uma pós-moldagem, pós-tratamento térmico (recozimento), revestimento, *covering*, *coating* ou a uma combinação facultativa de tratamentos deste tipo. De um modo preferido, o entrançado em bruto para o implante tubular pode ser submetido a um pós-tratamento térmico.

A vantagem do processo de produção de acordo com a invenção é a de ser formada uma construção de entrançado atraumática, distal e proximalmente fechada. Deste modo, um forramento das extremidades do *stent*, bem como passos de pós-tratamento semelhantes tornam-se desnecessários.

De um modo vantajoso, um implante tubular de acordo com a invenção é adequado para a utilização no tratamento de locais com defeitos e patologicamente alterados, em órgãos ocos, na medicina humana e na medicina veterinária. Como exemplos devem ser referidos: obstruções malignas e benignas, estenoses, dilatações vasculares (aneurismas) e lesões em órgãos ocos. As áreas de aplicação típicas para *stents* de acordo com a invenção são vasos sanguíneos, esófago, traqueia, duodeno, cólon e outras partes do sistema digestivo, bem como vias urinárias e ureteres. De um modo particularmente vantajoso, o implante tubular de acordo com a invenção pode encontrar utilização em órgãos ocos na área vascular, gastrointestinal, traqueobrônquica e/ou uretral.

O implante tubular de acordo com a invenção é adequado para apoiar e/ou manter aberto um órgão oco humano ou animal durante um determinado período de tempo ou permanentemente. Este período de tempo depende do material seleccionado e pode ser exactamente adaptado, consoante os requisitos médicos. Com o implante de acordo com a invenção podem também ser ajustados de forma muito exacta os requisitos mecânicos e fisiológicos, como o diâmetro, a força de retorno, a força de compressão e a flexibilidade.

Para a aplicação prática, o implante tubular de acordo com a invenção pode ser comprimido com cateteres comerciais, conduzido para o local de tratamento e posicionado *in situ* com

os sistemas de libertação habituais. Devido à sua estrutura, o implante tubular de acordo com a invenção é auto-expansível e é pressionado, com uma força de retorno correspondentemente seleccionada, contra o órgão a tratar.

No que se segue, a presente invenção será explicada através da descrição de formas de realização especiais, com base em exemplos e com referência aos desenhos em anexo. Nestas formas de realização, as características individuais da invenção podem estar concretizadas individualmente ou em combinação com outras características. Uma forma de realização particular descrita serve apenas para a explicação e para uma melhor compreensão da invenção e não deve ser entendida de modo algum como restrição.

Descrição resumida das figuras

A figura 1 mostra uma secção de extremidade de um *stent* tubular não comprimido. As setas indicam possibilidades de deslocação dos monofilamentos na estrutura do entrançado do implante tubular de acordo com a invenção. Por α é designado o ângulo de cruzamento de fios no entrançado. Na extremidade do *stent*, os monofilamentos estão dobrados e são reconduzidos na mesma espiral.

A figura 2 mostra o *stent* de acordo com a figura 1 radialmente comprimido e axialmente dilatado. As setas indicam a acção da força de compressão.

A figura 3 mostra um *stent* tubular completamente formado com extremidades divergentes em ambos os lados, isto é, com alargamentos em forma de tulipa nas extremidades distal e

proximal. Esta forma de realização encontra-se descrita no exemplo 1. As duas extremidades do tubo mostram uma recondução diferente, dos fios, no plano de revestimento do entrançado tubular. O entrançado é constituído por um único fio monofilar. As duas extremidades do fio não visíveis, que podem estar ligadas entre si, situam-se na superfície lateral do entrançado.

A figura 4 mostra, numa forma de realização, a condução do filamento na extremidade do *stent* entrançado, em particular numa extremidade (superior) do *stent* de acordo com a figura 3. Pode ver-se nitidamente os entrelaçamentos, de modo que na extremidade não sobressaem nenhuma extremidades livres de fios. Na extremidade do tubo alternam-se zonas de fios entrelaçadas de forma angular e cruzada.

A figura 5 mostra, noutra forma de realização, a condução do filamento na extremidade do *stent* entrançado, em particular noutra extremidade (inferior) do *stent* de acordo com a figura 3. Também neste caso podem ver-se laços de fios em forma de laçada, de modo que na extremidade não sobressaem nenhuma extremidades livres de fios.

Em todas as figuras, respectivamente dois monofilamentos estão conduzidos aos pares nas espirais do entrançado, o que é preferido.

Exemplo 1

Stent para a área do esófago/traqueia

O material dos fios utilizado é um monofilamento de poliéster em politereftalato de etileno (PET), com um diâmetro

de filamento de 0,3 mm. O entrançado foi formado com um ângulo de cruzamento de fios de 110° , sobre um mandril com um diâmetro de 18 mm. As extremidades do *stent* são radialmente divergentes em ambos os lados. O diâmetro da extremidade do *stent* perfaz 24 mm. Ver a este respeito a figura 3.

Exemplo 2

Stent para a área do ducto biliar

O material dos fios utilizado é um monofilamento de ácido poliláctico em P-L-LA, com um diâmetro de filamento de 0,3 mm. O entrançado foi formado com um ângulo de cruzamento de fios de 100° , sobre um mandril com um diâmetro de 8 mm. O *stent* apresenta um lúmen constante, isto é, as extremidades do *stent* não são configuradas de forma divergente, e apresentam um diâmetro de 8 mm.

Exemplo 3

Stent para a área do cólon

O material dos fios utilizado é um arame em aço nobre inoxidável do tipo W 1.4310, com um diâmetro de 0,15 mm. O entrançado foi formado com um ângulo de cruzamento de fios de 90° , sobre um mandril com um diâmetro de 22 mm. O *stent* é configurado de forma radialmente divergente num lado. O diâmetro perfaz 28 mm na extremidade do *stent*.

A produção do implante de acordo com a invenção, em particular *stent*, é possível através do entrançamento mecânico. Numa forma de realização preferida, um único fio, em particular

monofilar, é colocado em laços paralelos entre si e orientados longitudinalmente, em disposição tubular. Estes laços de respectivamente dois fios situados paralelamente um ao lado do outro são simultaneamente torcidos alternadamente para a direita e para a esquerda e entrançados entre si, sendo que resulta um entrançado em forma de tubo ou de tubo flexível, de espirais de torção à direita e à esquerda, o qual é em seguida fixado, em particular fixado termicamente.

Lisboa, 30 de Setembro de 2011

REIVINDICAÇÕES

1. Implante tubular, em particular *stent*, em forma de um entrançado tubular a partir de fios em material biocompatível que se cruzam e se prolongam em espirais que se prolongam no sentido contrário, sendo que as zonas de fios situadas nas extremidades do tubo estão livres de extremidades de fios e os fios aí existentes são reconduzidos para a estrutura do entrançado, caracterizado por pelo menos numa extremidade do tubo, alternadamente, uma zona de fios estar dobrada por 60° a 120° e uma zona de fios da mesma espiral estar dobrada por 150° a 300° como laço que se cruza, e o fio entrelaçado ser reconduzido na espiral que retorna e que se liga directamente e o fio apenas dobrado angularmente ser reconduzido na espiral paralela subsequente que retorna.
2. Implante tubular de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por os fios serem arames monofilares.
3. Implante tubular de acordo com a reivindicação 2, caracterizado por os arames monofilares possuírem um diâmetro de 30 µm a 2 mm, em particular de 70 µm a 500 µm.
4. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por o entrançado estar entrançado a partir de um único fio, ou seja um fio contínuo.
5. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por as

extremidades de fios se situarem no plano de revestimento do entrançado tubular.

6. Implante tubular de acordo com a reivindicação 4, caracterizado por as duas extremidades do único fio se situarem no plano de revestimento do entrançado tubular.
7. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por as extremidades de fios, em particular todas as extremidades de fios, se situarem respectivamente numa espiral, próximas umas das outras.
8. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por as extremidades de fios, em particular todas as extremidades de fios, se situarem respectivamente numa espiral, próximas umas das outras e apontarem em direcções opostas.
9. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por ser configurado em forma de grade e apresentar, no estado relaxado, uma abertura da malha de 0,5 a 8 mm, em particular de 2 a 5 mm.
10. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por numa extremidade do tubo, alternadamente, uma zona estar dobrada por 60° a 120° e uma zona de fios da mesma espiral estar dobrada por 150° a 300° como laço que se cruza, e o fio entrelaçado ser reconduzido na espiral que retorna e que se

liga directamente e o fio apenas dobrado angularmente ser reconduzido na espiral paralela subsequente que retorna.

11. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por cada espiral ser formada pelo menos por dois fios, em particular dois fios, situados paralelamente um ao lado do outro.
12. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por no caso de um número par de fios de uma espiral, respectivamente dois fios situados um ao lado do outro se prolongarem em direcção contrária.
13. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por a estrutura do entrançado possuir uma condução de fio de 1 sobre 1, 1 por baixo de 1.
14. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 12, caracterizado por a estrutura do entrançado possuir uma condução de fio de 2 sobre 2, 2 por baixo de 2.
15. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por em cada direcção de espiral, das espirais que se prolongam no sentido contrário, poderem estar previstas 4 a 16, em particular 6 a 12 espirais, em relação à secção transversal do implante.

16. Implante tubular de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por ser entrançado a partir de laços ligados em forma de serpentina, orientados paralelamente segundo a direcção longitudinal e dispostos tubularmente.

Lisboa, 30 de Setembro de 2011

Fig. 1

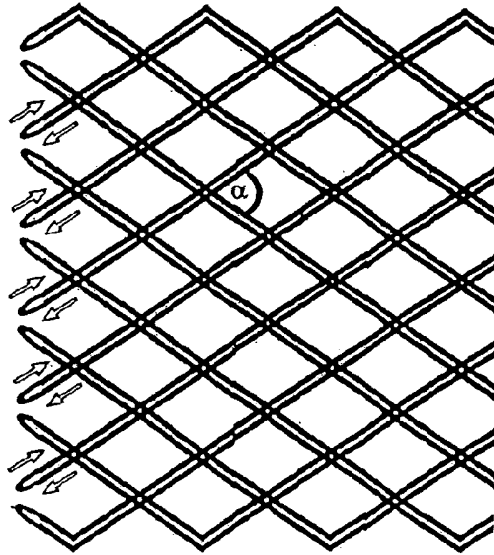
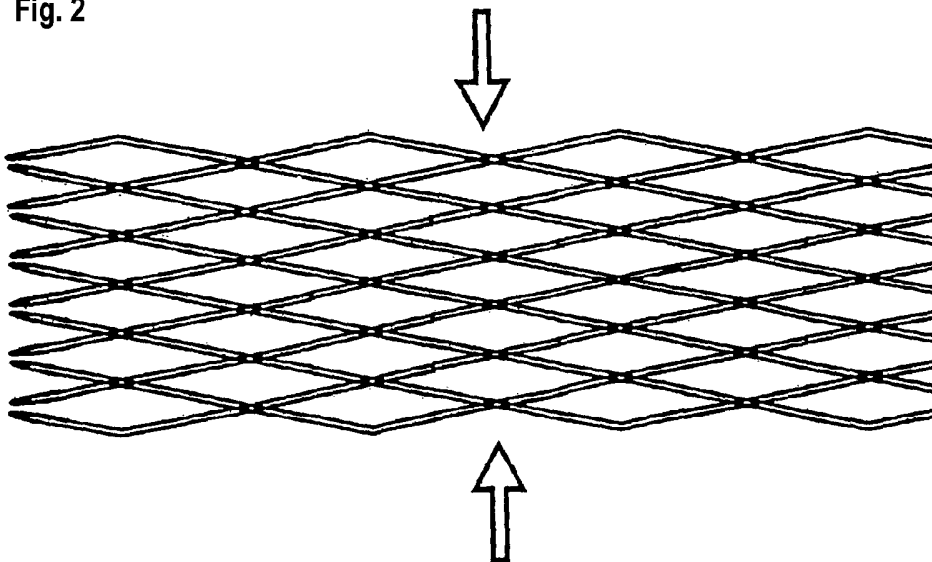


Fig. 2



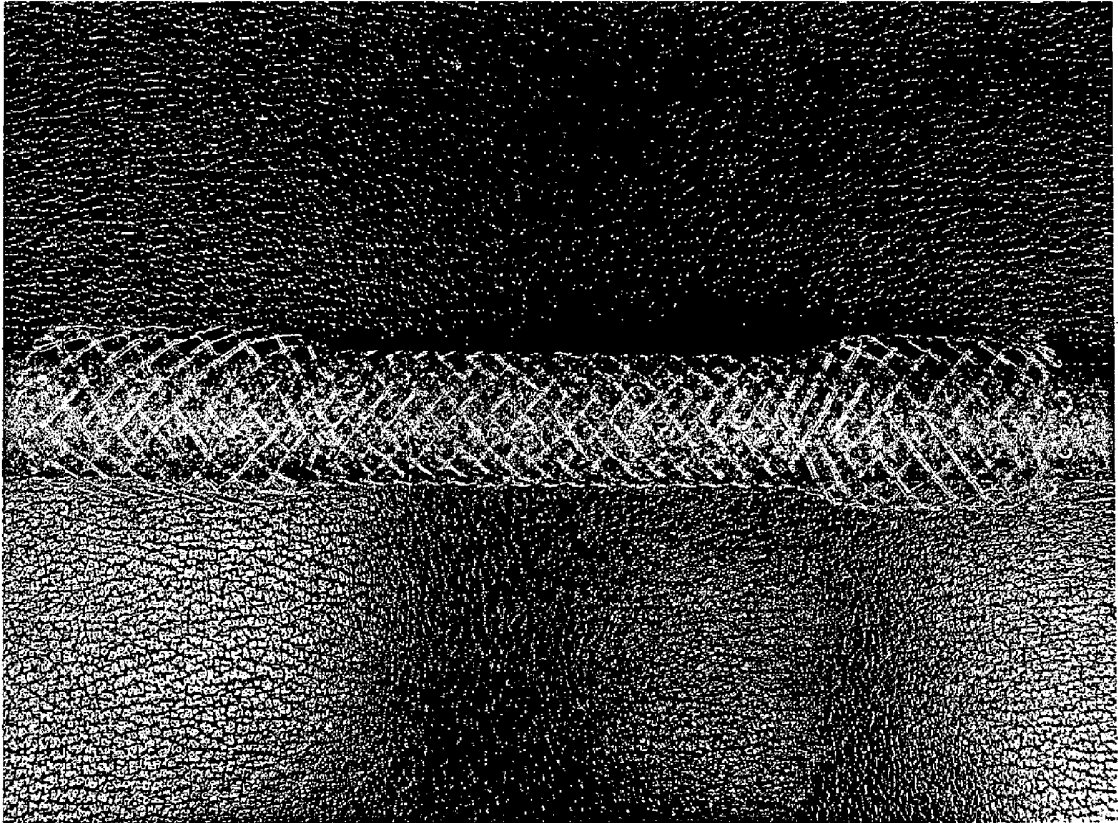


Fig. 3

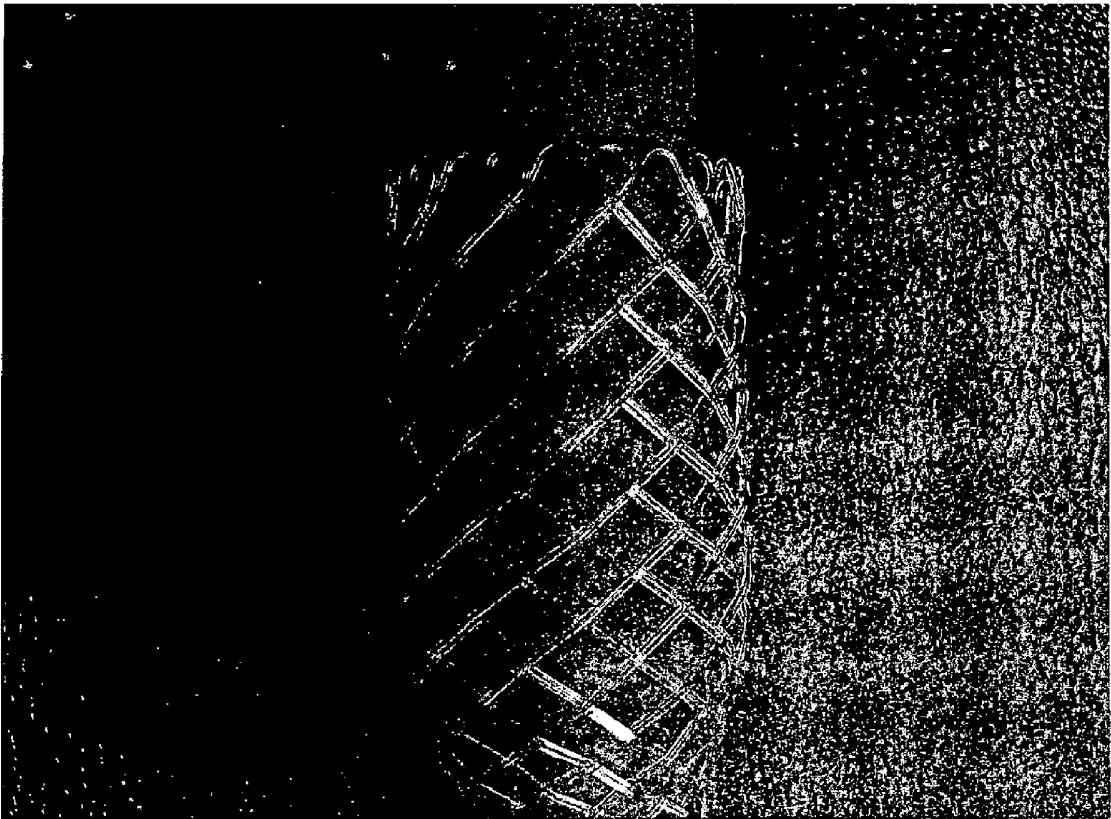


Fig. 4

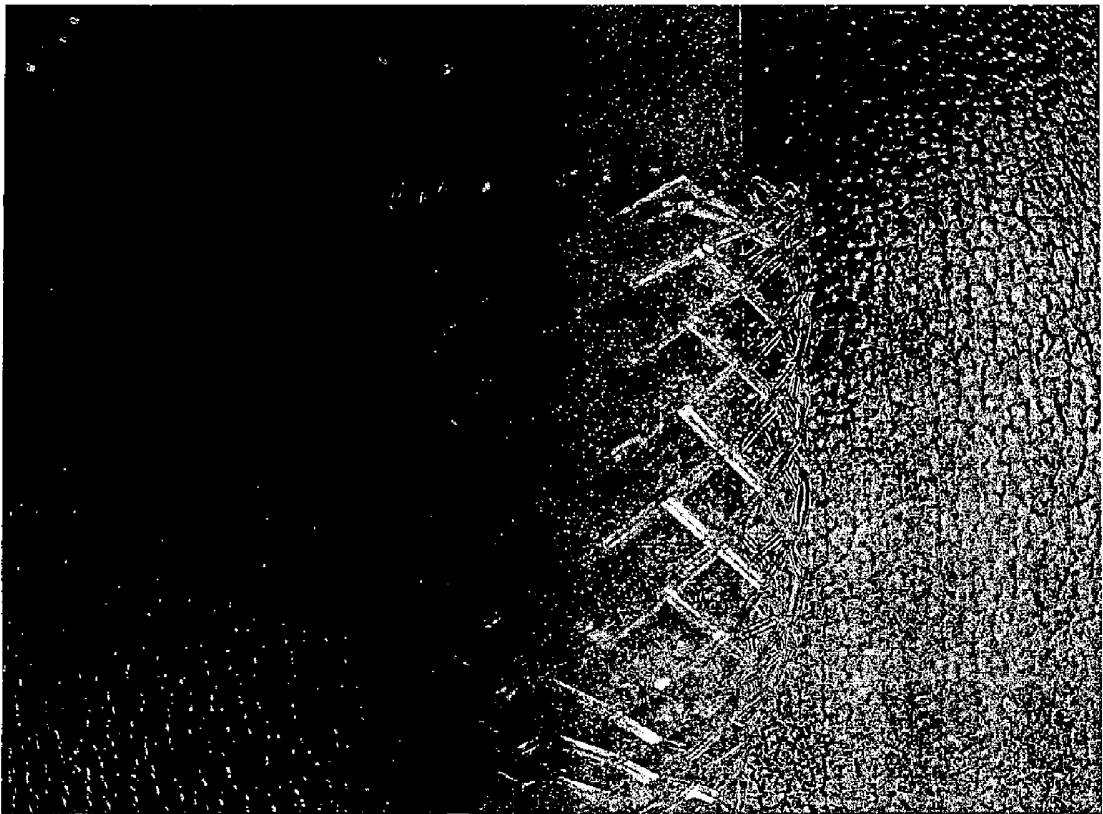


Fig. 5

RESUMO

"IMPLANTE TUBULAR ENTRANÇADO"

A invenção refere-se a um implante tubular, em particular um *stent*, em forma de um entrançado tubular a partir de fios em material biocompatível que se cruzam e se prolongam em espirais que se prolongam no sentido contrário, sendo que as zonas de fios situadas nas extremidades do tubo estão livres de extremidades de fios e os fios aí existentes são reconduzidos para a estrutura do entrançado.

Fig. 1

