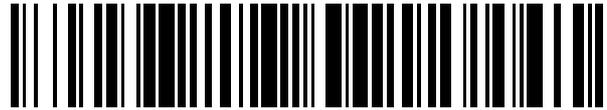


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 691 936**

51 Int. Cl.:

A61F 2/90 (2013.01)

A61B 17/12 (2006.01)

A61F 2/852 (2013.01)

A61F 2/07 (2013.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.08.2011 E 15152054 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.07.2018 EP 2881087**

54 Título: **Dispositivo médico y sistema con un dispositivo de este tipo**

30 Prioridad:

26.08.2010 DE 102010035543

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

29.11.2018

73 Titular/es:

**ACANDIS GMBH (100.0%)
Theodor-Fahrner-Straße 6
75177 Pforzheim, DE**

72 Inventor/es:

**CATTANEO, GIORGIO y
BAIDINGER, OTTO**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 691 936 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

Dispositivo médico y sistema con un dispositivo de este tipo

La invención se refiere a un dispositivo médico según el preámbulo de la reivindicación 1. Además, la invención se refiere a un sistema con un dispositivo de este tipo. Un dispositivo del tipo citado al principio es conocido por ejemplo a partir del documento DE 601 28 588 T2, del documento EP 1 645 246 A1 o del documento US 2007/0168019 A1.

El documento EP 1 645 246 A1 describe un estent para aneurisma compuesto por dos entramados tubulares, dispuestos coaxialmente uno dentro de otro, que están unidos entre sí con arrastre de forma mediante una conformación correspondiente. Un entramado interior tiene una permeabilidad reducida, lo que se consigue mediante una acumulación de material. En el estent conocido es desventajoso que el entramado interior ha de proporcionar al mismo tiempo una alta fuerza radial, lo que desde el punto de vista constructivo es difícil de poner en práctica y tiene como consecuencia que no se cumple de manera eficiente ninguna de las dos funciones deseadas (baja permeabilidad y alta fuerza radial).

El documento DE 601 28 588 T2 da a conocer un estent (*stent*), cuya estructura tubular está formada por varias capas. Las distintas capas comprenden respectivamente un entramado de alambres, en que los entramados de alambres están enlazados entre sí. Los entramados de alambres de las distintas capas están enlazados por lo tanto con el entramado de alambres de una capa contigua y forman con ello una unión de gran superficie entre las capas. En conjunto, de este modo resulta una estructura de entramado comparativamente compleja de la pared del estent.

Mediante la estructura de entramado compleja, se aumenta la finura de malla del estent conocido, lo que debe llevar a ventajas en el tratamiento de aneurismas. En concreto, el estent es aplicado para evitar el flujo de sangre hacia dentro de un aneurisma, mediante el recurso de que el estent es aplicado en un vaso sanguíneo en la zona de un aneurisma. Para ello, el estent es guiado de modo en sí habitual a través de un sistema de introducción al punto de tratamiento. Dentro del sistema de introducción, el estent está en un estado comprimido. En otras palabras, el estent tiene dentro del sistema de introducción un diámetro de sección transversal mínimo. En la zona del lugar de tratamiento, el estent es liberado desde el sistema de introducción. El estent es expandido o respectivamente ensanchado en particular en el lugar de tratamiento, de modo que el estent se apoya contra la pared de vaso del vaso sanguíneo. El ensanchamiento puede producirse por un lado automáticamente (estents autoexpandibles) o mediante un globo del sistema de introducción (estents expandibles por globo).

El estent conocido tiene desventajas. Debido a la estructura de entramado compleja, en que los distintos elementos de alambre estén enlazados entre sí sobre varias capas de las paredes, en el estado comprimido del estent conocido resulta una disposición de los distintos alambres dentro del sistema de introducción, que exige una gran necesidad de espacio. Esta disposición se muestra en particular en la sección transversal del estent comprimido conocido, que se representa por ejemplo en la figura 6a. Aquí, los primeros alambres 41 de una primera capa de entramado tienen un mayor diámetro de sección transversal que los segundos alambres 42 de una segunda capa de entramado. Los primeros alambres 41 de la primera capa de entramado están entrelazados con los segundos alambres 42 de la segunda capa de entramado. De ello resulta en el estado comprimido la disposición que requiere espacio conforme a la figura 6a. Entre los primeros y segundos alambres 41, 42 quedan sin usar espacios libres comparativamente grandes, de modo que el estent conocido comprende en el estado comprimido un diámetro de sección transversal total relativamente grande. Esto influye también en el diámetro de sección transversal más pequeño posible para el sistema de introducción. Una introducción del estent conocido en vasos más pequeños es dificultada con ello.

Mediante el entrelazado de las distintas capas entre sí, en el estent conocido la flexibilidad queda además de ello afectada negativamente. En particular, los alambres enlazados entre sí se bloquean mutuamente, de modo que el estent conocido tiene una rigidez comparativamente alta o respectivamente una flexibilidad baja.

En general, sobre los aneurismas en vasos sanguíneos actúan diferentes fenómenos físicos, que pueden llevar a un crecimiento o incluso a una ruptura del aneurisma. Estos fenómenos físicos, que se producen debido a la fisiología del sistema cardiovascular o respectivamente del sistema vascular, comprenden por un lado la transmisión de presión de la presión sanguínea al aneurisma, por otro lado esfuerzos cortantes que aparecen y están provocados por un flujo de sangre en el interior del aneurisma, y además cargas locales sobre la pared del aneurisma o respectivamente el cuello del aneurisma por un flujo incidente directo, condicionado por la posición, sobre distintas zonas del aneurisma.

Los aneurismas se forman la mayoría de las veces en arterias, es decir vasos sanguíneos que salen del corazón. El flujo de sangre en arterias está sometido a oscilaciones de presión elevadas debido al comportamiento de bombeo pulsante del corazón. En la fase de expulsión del corazón, la sístole, aparecen los máximos de presión más altos en el sistema arterial de vasos. Un mínimo de presión se alcanza en la diástole, la fase de llenado de las cámaras del corazón. La magnitud de la presión local en segmentos limitados del vaso es determinada entre otras cosas por la adaptabilidad, es decir la elasticidad de la pared del vaso. Las oscilaciones de presión en el vaso se transmiten a través del cuello de aneurisma al aneurisma. Sin tratamiento, la presión se transmite dentro del vaso sanguíneo esencialmente de forma completa al aneurisma, lo que lleva a una carga aumentada sobre la pared ya debilitada del

aneurisma. Aumenta el riesgo de una ruptura del aneurisma. Mediante la aplicación de estents conocidos, por ejemplo del estent citado al principio conforme al documento DE 601 28 588 T2, se dificulta el flujo de sangre desde el vaso sanguíneo al aneurisma. Con ello se produce una resistencia al flujo de paso, que reduce la velocidad de flujo de la sangre hacia dentro del aneurisma. La presión dentro del aneurisma crece por ello durante la sístole más lentamente y menos que dentro del vaso sanguíneo. En otras palabras, la transmisión de presión desde el vaso sanguíneo al aneurisma se produce a través de las mallas del estent con retardo temporal y no en una medida completa. La figura 1c muestra por ejemplo la evolución de presión de la presión sanguínea en el vaso sanguíneo (línea continua) y la curva de presión de la presión sanguínea en el interior del aneurisma (curva discontinua).

A partir de la praxis es conocido que algunas horas o días después del tratamiento de un aneurisma con estents conocidos, que dificultan la transmisión de presión al aneurisma, pueden aparecer fisuras en la pared del aneurisma, que llevan a una hemorragia. Al tratar aneurismas con los estents conocidos sigue existiendo por lo tanto el riesgo de una ruptura del aneurisma.

Se parte de que mediante el cubrimiento del aneurisma con estents conocidos, que influyen en la presión sanguínea en el aneurisma, las células de la pared del aneurisma, que comprenden entre otras cosas también células musculares en la zona de la capa muscular (túnica media) de la pared del vaso, degeneran debido a la carga decreciente. En otras palabras, las células de la pared del aneurisma se acostumbran a la carga elevada por presión. Al desaparecer la carga elevada por presión, pueden establecerse procesos de degradación, mediante los cuales pueden modificarse negativamente las propiedades mecánicas de la pared del vaso. Con ello crece el riesgo de una ruptura de la pared del vaso en la zona del aneurisma.

El flujo de sangre dentro de un aneurisma está sometido a otros fenómenos físicos. Debido a la sangre que fluye pasando junto al cuello del aneurisma en el vaso sanguíneo se hacen efectivas fuerzas de cizalladura en la superficie límite entre la sangre en el vaso sanguíneo y la sangre en el interior del aneurisma. Los esfuerzos cortantes que se producen debido a ello provocan el arremolinamiento de la sangre dentro del aneurisma. En el aneurisma se forma con ello un remolino de flujo. La formación de remolinos en el aneurisma obstaculiza la coagulación de la sangre en el interior del aneurisma. En particular, mediante la formación de remolinos se evita que se formen zonas de estancamiento, que son consideradas como un requisito previo para la aglomeración en forma de la así denominada formación de rollos de monedas. El término formación de rollos de monedas, también denominado *formación de rollos o pseudoaglutinación*, designa la formación reversible de pilas de glóbulos rojos a modo de cadenas. En lo que respecta a la anteriormente citada degeneración de células de la pared del aneurisma, se considera desventajosa la obstaculización de un flujo de sangre tangencial, que debido a esfuerzos cortantes lleva a un arremolinamiento del flujo de sangre en el interior del aneurisma. Hasta un cierto grado es ciertamente necesaria la reducción del esfuerzo cortante, para que pueda coagular la sangre. Cuando la reducción es sin embargo demasiado fuerte, la generación de trombos se produce demasiado rápidamente. El trombo reciente que se produce por el estancamiento de la sangre aumenta fuertemente en volumen, lo que puede llevar a fisuras en la pared del aneurisma.

Los aneurismas en segmentos curvos de vasos sanguíneos tienen otra particularidad en lo que respecta al efecto que tiene sobre ellos el flujo de sangre en el vaso sanguíneo. Mediante la forma curva del vaso, la sangre en el vaso sanguíneo es guiada a una trayectoria de flujo curva. En caso de formación de un aneurisma en el vértice de la curvatura, resulta una componente de flujo del flujo sanguíneo que está orientada esencialmente de forma directa hacia dentro del aneurisma, en particular hacia el cuello del aneurisma. La sangre del vaso sanguíneo fluye por lo tanto directamente hacia dentro del aneurisma. Tan pronto como la sangre entrante incide sobre la pared del aneurisma, en particular en la cabeza del aneurisma, el flujo de sangre es desviado, con lo que la energía cinética de flujo de la sangre es convertida en una presión local, que carga localmente la pared del aneurisma. El flujo incidente local o respectivamente la presión local que resulta de él puede constituir, en conexión con la onda de presión fisiológica provocada por la sístole y la diástole, la causa para la generación del aneurisma. Una reducción de la onda de presión puede ser positiva, para impedir que el aneurisma siga creciendo, o incluso para conseguir una contracción del aneurisma. Por otro lado, la reducción puede tener efectos desventajosos sobre la degeneración de las células de la pared del aneurisma.

Mediante estents conocidos, que cubren el cuello del aneurisma, es reducida o respectivamente evitada la presión local por el flujo entrante directo de la sangre en el aneurisma, ya que el flujo de sangre es guiado, por el estent colocado en el vaso, por la trayectoria de flujo curva prefijada. Con ello, se reduce la fracción de la componente de flujo orientada directamente hacia dentro del aneurisma. Al mismo tiempo, mediante los estents conocidos se evita la transmisión de la onda de presión hacia dentro del aneurisma, con lo que se favorece la degeneración de las células de la pared del aneurisma.

Otra posibilidad de evitar el flujo incidente directo hacia un aneurisma, consiste en influir sobre la curvatura del vaso. Por ejemplo, mediante un estent adecuado puede reducirse el radio de curvatura del vaso en la zona del aneurisma. Es una condición para ello una estructura de estent que tenga una rigidez o respectivamente una fuerza radial suficientemente alta, de modo que la estructura del estent fuerce al vaso sanguíneo a una forma más extendida o respectivamente menos curva.

Los requisitos médicos anteriormente descritos, relativos al tratamiento de aneurismas, son tenidos en cuenta técnicamente de diferente modo en la práctica. Por un lado se parte de que una elevada finura de malla, es decir una abertura de malla lo más pequeña posible, de un estent para aneurismas hace posible un tratamiento eficiente. La elevada finura de malla se consigue habitualmente mediante un elevado número de alambres. Para conseguir una adecuada compresibilidad, de modo que el estent para aneurismas pueda ser introducido en vasos sanguíneos pequeños, los distintos alambres tienen un diámetro de sección transversal comparativamente pequeño. Estents de este tipo generan por ello una fuerza radial comparativamente pequeña. Esto lleva a que estents de este tipo no hagan posible influir sobre la curvatura de un vaso sanguíneo. Además, estents con una fuerza radial pequeña tienen poca estabilidad, con lo que existe el riesgo de que el estent, bajo la influencia del flujo de sangre o respectivamente de la pulsación dentro del vaso sanguíneo, se aleje de su posición original. Existe por lo tanto el riesgo de una dislocación del estent. En particular, a partir de la práctica son conocidos casos en los cuales los estents aplicados han salido del vaso sanguíneo hacia el aneurisma y han provocado ahí daños adicionales. Debido a la fuerza radial comparativamente pequeña, los estents de este tipo presentan también una fuerza restauradora comparativamente pequeña. Fuerzas de fricción entre el estent y la pared del vaso pueden llevar a que no esté garantizada una adaptación del diámetro de sección transversal del estent al diámetro de sección transversal del vaso sanguíneo, en particular bajo la influencia de sístole y diástole. Para ángulos de entramado grandes, la estructura de rejilla puede ser fácilmente apretada. Con ello, las celdillas se hacen más pequeñas y la estructura de rejilla se hace más densa. La permeabilidad disminuye y la resistencia al flujo de paso aumenta, de modo que puede llegarse a perjuicios para las condiciones de flujo y a un cierre de ramas laterales de los vasos.

En los estents conocidos, la finura de malla comparativamente elevada puede conseguirse también mediante un ángulo de entramado elevado. Un ángulo de entramado grande provoca también un aumento del acortamiento axial (*foreshortening*). Por acortamiento axial se conoce un fenómeno por el que la estructura de rejilla del estent se acorta en dirección axial durante la expansión, es decir durante la transición desde el estado comprimido al estado expandido. Un ángulo de entramado grande provoca un acortamiento comparativamente grande del estent durante la expansión. El posicionamiento de estents de este tipo queda dificultado. Existe el riesgo de un posicionamiento erróneo del estent. El efecto del acortamiento axial se nota también en relación con la variación de sección transversal del vaso sanguíneo durante la sístole y la diástole. Ya para variaciones de diámetro comparativamente pequeñas puede alargarse o acortarse fuertemente el estent con un ángulo de entramado grande. A través de ello se modifica también la configuración de celdillas o respectivamente la abertura de malla del estent. Se dificulta con ello la reproducibilidad del tratamiento. Con un ángulo de entramado grande se pone a disposición una elevada flexibilidad en el estent conocido. La extensión de un vaso sanguíneo curvo para reducir el impulso sobre la pared del aneurisma no es posible sin embargo con estents flexibles de este tipo.

Otra desventaja de los estents conocidos a partir de la práctica consiste en que los estents se estrechan al menos por segmentos durante una extensión. Una extensión de este tipo del estent en dirección axial puede estar provocada por la secuencia de sístole y diástole. Durante la sístole, por un lado es ampliado el diámetro de vaso en función de la adaptabilidad del vaso. Por otro lado, al mismo tiempo se produce una extensión axial del vaso sanguíneo. Los extremos axiales de un estent posicionado dentro del vaso sanguíneo, que se apoya contra la pared del vaso, se alejan entre sí durante la extensión del vaso. Conforme al mecanismo del acortamiento axial, la extensión del estent provoca al menos por segmentos una reducción del diámetro del estent. Entonces, la estructura de estent puede separarse del aneurisma o respectivamente del cuello del aneurisma, con lo que se reduce el efecto de influencia sobre el flujo. Además de ello, mediante un estrechamiento del diámetro del estent, provocado por una extensión del estent, puede reducirse el contacto entre estent y pared del vaso, de modo que existe el riesgo de una dislocación del estent.

La invención tiene como base la tarea de proporcionar un dispositivo médico que haga posible un tratamiento eficiente de aneurismas y tenga una compresibilidad mejorada. En particular, con el dispositivo debe evitarse una ruptura posoperatoria del aneurisma o respectivamente un debilitamiento posoperatorio de la pared del aneurisma. Otra tarea de la invención consiste en proporcionar un sistema con un dispositivo de este tipo.

Conforme a la invención, esta tarea es resuelta en lo que respecta al dispositivo por el objeto de la reivindicación 1 y en lo que respecta al sistema por el objeto de la reivindicación 12.

La invención tiene como base la idea de proporcionar un dispositivo médico con un cuerpo tubular al menos por segmentos, que puede ser llevado desde un estado comprimido a un estado expandido y que comprende una pared perimetral con al menos una primera estructura de rejilla y una segunda estructura de rejilla. La primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla forman capas separadas de la pared perimetral. Las capas separadas de la pared perimetral están dispuestas coaxialmente una dentro de otra. Además, las capas separadas de la pared perimetral están unidas entre sí al menos puntualmente de tal modo que la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla pueden moverse relativamente entre sí al menos por segmentos.

Conforme a la invención, la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla forman capas separadas de la pared perimetral. Las estructuras de rejilla no están unidas entre sí sobre una gran superficie, como en el estado de la técnica. Antes bien, la unión entre las estructuras de rejilla se produce puntualmente, de modo que entre las capas o respectivamente las estructuras de rejilla se hace posible un movimiento relativo.

La unión puntual significa que la zona, dispuesta de forma suelta una sobre otra, de las dos estructuras de rejilla es en cuanto a superficie mayor que la al menos una zona de unión o respectivamente las zonas de unión puntuales entre las dos estructuras de rejilla, de tal modo que es posible un movimiento relativo entre las dos estructuras de rejilla. La al menos una zona de unión o respectivamente las zonas de unión puntuales no forman ninguna estructura de rejilla continua. La zona de unión está más bien limitada localmente. Por ejemplo, la zona de unión puede comprender respectivamente celdillas o respectivamente aberturas de malla individuales de las dos estructuras de rejilla, en cuya zona existe la unión mecánica. La zona de unión puntual puede estar limitada a como máximo 4 celdillas o aberturas de malla de la primera y/o la segunda estructura de rejilla, en que o bien 4 o bien menos celdillas de la primera estructura de rejilla están unidas a un número arbitrario de celdillas, en particular a más de 4 celdillas de la segunda estructura de rejilla. Lo mismo es válido a la inversa para la segunda estructura de rejilla. Es también posible que las dos estructuras de rejilla estén unidas entre sí respectivamente en la zona de como máximo 4 celdillas. La unión a 3 o 2 celdillas se da a conocer explícitamente. La unión puntual puede comprender por ejemplo también la unión de elementos de rejilla individuales de las dos estructuras de rejilla, en particular filamentos de rejilla hechos de material sintético o metal, tales como por ejemplo alambres de rejilla y/o haces de varios filamentos, o respectivamente de alambres, que pueden estar trenzados o dispuestos paralelamente uno junto a otro, es decir sin trenzar.

Por una unión puntual se entiende con ello una unión limitada a una zona parcial o respectivamente una superficie parcial de la estructura de rejilla, en que en particular la relación entre la superficie de las estructuras de rejilla unidas y la superficie de las estructuras de rejilla libres está configurada de tal modo que las estructuras de rejilla pueden moverse en la zona libre relativamente entre sí, en particular sin obstáculos relativamente entre sí. La superficie de las estructuras de rejilla unidas es más pequeña que la superficie de las estructuras de rejilla libres. La al menos una unión puntual puede estar dispuesta dentro de la estructura de rejilla. La unión puntual tiene una extensión superficial (uno o varios puntos de unión) o una extensión lineal (una o varias líneas de unión) y está rodeada por todos los lados o al menos por dos lados, en particular en el caso de la extensión lineal, por estructuras de rejilla dispuestas de forma suelta una sobre otra. La unión puntual puede comprender con ello al menos uno, en particular varios puntos de unión individuales con una extensión superficial y/o al menos una, en particular varias líneas de unión individuales. Aquí, una línea de unión puede estar formada por varios puntos de unión individuales dispuestos en una fila, en particular en dirección perimetral. El concepto de punto de unión no debe entenderse en sentido matemáticamente estricto.

La unión puntual puede estar dispuesta en la zona de borde, en particular en el borde de una estructura de rejilla. La zona de borde puede formar en conjunto la unión puntual. La zona de borde forma una zona exterior, dispuesta en la dirección axial del dispositivo, cuya zona exterior está dispuesta fuera del primer entrecruzamiento o respectivamente del primer segmento de celdilla de la estructura de rejilla. La zona exterior puede ser por ejemplo la zona de lazo de un estent entrelazado. En caso de un entramado que puede ser retraído nuevamente con una punta que acaba oblicuamente, como se describe en el documento DE 10 2009 056 450 A1, cuyo contenido se incorpora respectivamente por referencia en su totalidad a esta solicitud, la zona de la punta que acaba oblicuamente forma hasta la zona de envolvente cerrada cilíndricamente en sección transversal la zona de borde, en la cual están unidas las estructuras de rejilla. Es también posible unir las estructuras de rejilla sólo por la arista oblicua de la punta, por ejemplo por trenzado de los alambres.

Cuando la unión puntual está localizada en el borde de una estructura de rejilla, el borde forma un límite de la unión. Los demás lados de la unión limitan con estructuras de rejilla dispuestas de forma suelta una sobre otra. Aquí, las dos estructuras de rejilla pueden estar unidas respectivamente por el borde o una estructura de rejilla por el borde y la otra estructura de rejilla separadamente del borde, por ejemplo por la zona central. Esto es válido tanto para la primera como para la segunda estructura de rejilla.

Es también posible que la al menos una unión puntual esté localizada fuera de la estructura de rejilla, por ejemplo mediante haces o filamentos o respectivamente alambres de unión, que sobresalen más allá de las estructuras de rejilla y están unidos por fuera de las estructuras de rejilla.

La unión puntual puede tener diferentes formas geométricas. Por ejemplo, la forma de la unión puede corresponder a la forma de una celdilla o de varias celdillas vinculadas. En general, la unión puntual puede estar formada por distintas sub-uniones, que representan por su parte uniones puntuales, por ejemplo en la forma de alambres individuales o haces unidos puntualmente entre sí. La unión puntual superior está rodeada entonces al menos parcialmente por estructuras de rejilla dispuestas de forma suelta una sobre otra de tal modo que en la zona no unida de las estructuras de rejilla es posible un movimiento relativo de las estructuras de rejilla. Esto es válido para uniones puntuales tanto superficiales como lineales.

La unión lineal puede extenderse en dirección perimetral y/o en dirección longitudinal y/u oblicuamente al eje longitudinal del dispositivo. Se prefiere la extensión sólo en dirección perimetral o sólo en dirección longitudinal.

La longitud de la unión lineal es de como máximo un 30%, en particular como máximo un 25%, en particular como máximo un 20%, en particular como máximo un 15%, en particular como máximo un 10%, en particular como máximo un 5%, en particular como máximo un 4%, en particular como máximo un 3%, en particular como máximo un 2%, en particular como máximo un 1% de la longitud total del dispositivo en dirección longitudinal o del perímetro del

dispositivo.

5 Es posible que la unión puntual esté dispuesta en el borde o incluso fuera de las dos estructuras de rejilla. Por ejemplo, las dos estructuras de rejilla pueden estar unidas por un haz o alambre de guía común, mediante el cual el dispositivo puede ser accionado o respectivamente movido dentro de un sistema de introducción. En este caso, las dos estructuras de rejilla están dispuestas sobre toda la superficie del dispositivo de forma suelta y sólo están fijadas puntualmente por el extremo axial, donde las dos estructuras de rejilla están unidas con el haz o respectivamente el alambre de guía con fijación puntual.

10 Las dos capas o respectivamente estructuras de rejilla están dispuestas coaxialmente una dentro de otra. A través de ello se consigue que el cuerpo tubular tenga en un estado comprimido un diámetro de sección transversal menor en comparación con el estado de la técnica. En concreto, en la invención se produce una disposición regular de los distintos alambres o respectivamente nervaduras de la estructura de rejilla, con lo que se reduce el número de espacios libres no utilizados entre los distintos alambres o respectivamente nervaduras. La capacidad de compresión o compresibilidad del cuerpo tubular es aumentada con ello.

15 Mediante la estructura en doble pared o respectivamente la conformación en varias capas de la pared perimetral a partir de capas móviles una respecto a otra, pueden cubrirse diferentes posibilidades de aplicación. En el dispositivo conforme a la invención puede producirse entonces una separación de funciones, en que una de las estructuras de rejilla tiene por ejemplo una función de soporte o respectivamente de apoyo y la otra estructura de rejilla tiene la función de influir sobre el flujo en la zona de un aneurisma.

20 Las estructuras de rejilla o respectivamente capas separadas están unidas entre sí puntualmente. Mediante la unión puntual entre las estructuras de rejilla se garantiza que las estructuras de rejilla mantengan esencialmente su posición relativa entre sí. En particular, las estructuras de rejilla mantienen su posición relativa independientemente de un estado comprimido o expandido. Aquí, las partes o respectivamente segmentos de las estructuras de rejilla pueden moverse relativamente entre sí. Un desplazamiento completo de las dos estructuras de rejilla una respecto a otra es evitado sin embargo por la unión puntual. De este modo se reduce el riesgo de una dislocación del dispositivo médico.

30 En el dispositivo médico de acuerdo con la invención, la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla están formadas respectivamente a partir de alambres enlazados entre sí. Preferentemente, las dos estructuras de rejilla o respectivamente en general las estructuras de rejilla de la pared perimetral incluyen respectivamente un entramado de alambres. Los distintos entramados de alambres o respectivamente estructuras de rejilla están formados por lo tanto ventajosamente a partir de respectivamente varios alambres, que se extienden en forma de espiral en torno a un eje longitudinal del cuerpo tubular. En este caso están previstas espirales de alambre en sentido contrario, que están enlazadas entre sí. Las distintas capas de la pared perimetral están formadas por lo tanto por entramados de alambres o respectivamente por alambres o bandas enlazados entre sí. El entrelazamiento existe sin embargo exclusivamente dentro de una capa individual. Entre sí, las distintas capas están unidas puntualmente una con otra, de modo que entre las capas se hace posible un movimiento relativo.

35 En este contexto hay que indicar que en el marco de la invención no sólo se dan a conocer y se reivindican estructuras de rejilla que comprenden un entramado de alambres. Antes bien, la invención comprende también estructuras de rejilla que están formadas sobre la base de nervaduras de rejilla. Estructuras de rejilla de este tipo pueden ser fabricadas por ejemplo por corte con láser o por el procedimiento de deposición en fase de vapor.

40 En el marco de la invención está previsto además que cada elemento de alambre individual de una estructura de rejilla o respectivamente de una capa comprenda un único lugar en el que el alambre o los alambres están unidos a un alambre o a alambres de una capa contigua. Con ello se consigue que entre las capas exista una unión puntual.

45 La primera estructura de rejilla puede tener un extremo proximal, que está unido a un extremo proximal de la segunda estructura de rejilla, de modo que extremos distales, dispuestos respectivamente de forma opuesta a los extremos proximales, de la primera y la segunda estructura de rejilla puedan moverse relativamente entre sí. Esta forma de realización se basa en la idea de unir entre sí las estructuras de rejilla de las capas separadas por respectivamente un extremo axial, en particular por los extremos proximales. Con ello, toda la estructura de rejilla puede moverse entremedias. Los extremos distales de la primera y la segunda estructura de rejilla están dispuestos por el contrario libremente, de modo que los extremos distales de la estructura de rejilla pueden moverse relativamente entre sí. La movilidad relativa, prevista al menos por segmentos, de las estructuras de rejilla una respecto a otra hace posible de forma particularmente ventajosa una separación de funciones. En particular, la primera y la segunda estructura de rejilla pueden estar estructuradas geoméricamente de forma diferente, de modo que con la primera y la segunda estructura de rejilla pueden llevarse a cabo respectivamente funciones diferentes.

50 La unión de los extremos proximales de las estructuras de rejilla entre sí es particularmente ventajosa, ya que la zona que puede moverse relativamente de las estructuras de rejilla una respecto a otra es comparativamente grande. De este modo, propiedades diferentes de las estructuras de rejilla pueden ser efectivas conjuntamente sobre una zona comparativamente grande o sobre toda la zona del cuerpo tubular. Alternativamente a la unión de los extremos proximales de las estructuras de rejilla es posible también que los extremos distales de la primera y la segunda estructura de rejilla estén unidos entre sí. Además, la primera y la segunda estructura de rejilla pueden

estar unidas puntualmente entre sí en una zona central del cuerpo tubular. Mediante los extremos libres de las estructuras de rejilla en el extremo distal y/o proximal del dispositivo se consigue que las dos estructuras de rejilla puedan acortarse independientemente entre sí al producirse la expansión en el vaso (acortamiento axial), por ejemplo cuando las dos estructuras de rejilla tienen ángulos de entramado diferentes.

- 5 En general es válido que mediante la unión solo puntual de las estructuras de rejilla se hace posible una separación de funciones de las dos estructuras.

Conforme a otra forma de realización preferida, la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla tienen, en un estado de fabricación, al menos por segmentos ángulos de entramado iguales o diferentes entre sí. Con ángulos de entramado diferentes entre la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla o respectivamente entre las capas separadas del cuerpo tubular se consigue que las estructuras de rejilla se acorten en distinto grado al producirse la expansión del cuerpo tubular. También en caso de una variación de sección transversal del órgano hueco del cuerpo, en el que está aplicado el dispositivo médico, las estructuras de rejilla con diferente ángulo de entramado se comportan diferentemente. El diferente acortamiento de las estructuras de rejilla puede aplicarse ventajosamente para un posicionamiento exacto del dispositivo médico. Por ejemplo, la segunda estructura de rejilla puede estar conformada de tal modo que se reduzca el efecto del acortamiento axial. La segunda estructura de rejilla puede ser posicionada con ello de forma relativamente exacta. Como la primera estructura de rejilla está unida puntualmente a la segunda estructura de rejilla, un posicionamiento exacto de la segunda estructura de rejilla hace posible al mismo tiempo un posicionamiento relativamente exacto de la primera estructura de rejilla o respectivamente en general del cuerpo tubular.

- 20 Preferentemente, el ángulo de entramado de la primera estructura de rejilla y/o de la segunda estructura de rejilla es de como máximo 70°, en particular como máximo 65°, en particular como máximo 60°, en particular como máximo 59°, en particular como máximo 57°, en particular como máximo 55°, en particular como máximo 52°, en particular como máximo 50°. Un ángulo de entramado de este tipo garantiza que por un lado se ponga a disposición una suficiente flexibilidad de las estructuras de rejilla. Por otro lado, un ángulo de entramado de este tipo provoca una limitación del efecto de acortamiento axial. Además se limita la capacidad de compresión, de modo que no queda afectada la resistencia al flujo de paso predeterminada.

- 30 Entre la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla puede estar conformada una ranura al menos por segmentos en un estado radialmente expandido del cuerpo tubular. En particular en conexión con ángulos de entramado diferentes para la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla se hace posible que en caso de una variación de sección transversal o longitud del órgano hueco del cuerpo, en el que está dispuesto el dispositivo médico, las dos estructuras de rejilla se separen entre sí. A través de ello se forma entre las estructuras de rejilla una ranura, en particular una ranura anular.

- 35 Por ejemplo, la ranura puede ser generada mediante el recurso de que la segunda estructura de rejilla, exterior, o respectivamente la red dispuesta exteriormente tiene en dirección longitudinal dos uniones puntuales, separadas entre sí, con la estructura de rejilla interior, por ejemplo dos líneas de unión que discurren en dirección perimetral o distintos puntos de unión a lo largo de dos líneas que discurren en dirección perimetral. Las líneas de unión pueden estar dispuestas en los extremos axiales de la estructura de rejilla o de forma desplazada axialmente hacia dentro desde uno o ambos extremos. Las dos estructuras de rejilla tienen diferentes ángulos de entramado. La segunda estructura de rejilla, exterior, tiene un menor ángulo de entramado y con ello un menor acortamiento axial que la primera estructura de rejilla, interior. En el estado expandido, la estructura de rejilla interior está acortada en mayor grado que la estructura de rejilla exterior. A través de ello se llega a un abombamiento de la segunda estructura de rejilla y con ello a una ranura entre las dos estructuras de rejilla. La diferencia de ángulo de entramado puede ser de al menos 1°, en particular al menos 2°, al menos 3°, al menos 4°, al menos 5°, al menos 10°, al menos 15°, al menos 20°, al menos 25°, al menos 30°. El límite superior para el intervalo de diferencias de ángulo de entramado es de como máximo 30°, en particular como máximo 25°, como máximo 20°, como máximo 15°, como máximo 10°, como máximo 5°, como máximo 4°, como máximo 3°, como máximo 2°, como máximo 1°. Los límites superior e inferior previamente citados pueden ser combinados respectivamente entre sí.

- 50 En general, el abombamiento puede producirse entre distintos puntos de unión axialmente separados, en particular entre pares de puntos de unión axialmente separados. Pueden estar previstas dos líneas de unión, separadas entre sí en dirección longitudinal, compuestas por varios puntos de unión dispuestos en fila en dirección perimetral. Pueden estar previstas también más de dos líneas de unión de este tipo, entre las que está formado respectivamente un abombamiento, de modo que están dispuestos uno tras otro varios abombamientos.

- 55 En la ranura entre las estructuras de rejilla se producen remolinos de flujo, que forman un tipo de acolchamiento. El acolchamiento lleva a una pérdida deseada de energía, ralentizándose la velocidad del flujo. Los esfuerzos cortantes en el vaso principal actúan con ello primeramente en la ranura y generan ahí los remolinos. Los esfuerzos cortantes transmitidos a través de la pared de la red o respectivamente de la segunda estructura de rejilla desde la ranura al aneurisma son reducidos con ello. La coagulación en el aneurisma es favorecida con ello. Además se reducen las sollicitaciones por presión locales de la pared del aneurisma provocadas por la entrada de sangre al aneurisma.

De acuerdo con la invención, la primera estructura de rejilla y la segunda estructura de rejilla tienen respectivamente mallas cerradas. La abertura de malla de la primera estructura de rejilla es a este respecto diferente de la abertura de malla de la segunda estructura de rejilla, teniendo la primera estructura de rejilla una menor abertura de malla que la segunda estructura de rejilla. En otras palabras, la primera estructura de rejilla tiene preferentemente una finura de malla aumentada en comparación con la segunda estructura de rejilla. La segunda estructura de rejilla puede formar por ejemplo una estructura de soporte para la estructura a modo de red de la primera estructura de rejilla. De este modo, se garantiza la separación de funciones entre las dos estructuras de rejilla o respectivamente capas de la pared perimetral. La segunda estructura de rejilla soporta o respectivamente fija la primera estructura de rejilla en el vaso sanguíneo. La primera estructura de rejilla puede estar conformada por el contrario con una finura de malla tal que se garantice una influencia sobre flujo eficiente del flujo sanguíneo hacia dentro del aneurisma. Además, la primera estructura de rejilla puede ser flexible en un grado tal que la primera estructura de rejilla pueda secundar bien una variación de sección transversal del vaso sanguíneo.

Los alambres de la primera estructura de rejilla tienen preferentemente un menor diámetro de sección transversal que los alambres de la segunda estructura de rejilla. La capacidad de ensanchamiento de la primera estructura de rejilla es aumentada con ello en comparación con la segunda estructura de rejilla. La primera estructura de rejilla puede tener además un mayor número de alambres que la segunda estructura de rejilla. Con ello se garantiza que la primera estructura de rejilla tiene una finura de malla mayor que la segunda estructura de rejilla. En conexión con un menor diámetro de sección transversal de los alambres de la primera estructura de rejilla, es aumentada la capacidad de ensanchamiento de la primera estructura de rejilla en comparación con la segunda estructura de rejilla. La función de influir sobre el flujo para un flujo de sangre que entra en el aneurisma es mejorada.

La primera estructura de rejilla forma una capa exterior y la segunda estructura de rejilla una capa interior del cuerpo tubular. En este caso, la segunda estructura de rejilla puede formar una estructura de soporte y la primera estructura de rejilla una estructura de cubrimiento a modo de red. La estructura de soporte soporta la estructura de cubrimiento desde dentro. Con ello se evita que la primera estructura de rejilla o respectivamente la estructura de cubrimiento no se despliegue completamente durante la expansión. La estructura de soporte interior o respectivamente la segunda estructura de rejilla que forma la capa interior soporta la primera estructura de rejilla sobre toda su longitud.

En otra estructuración preferida del dispositivo médico, la primera estructura de rejilla tiene una extensión longitudinal axial que es menor que una extensión longitudinal axial de la segunda estructura de rejilla, de modo que la primera estructura de rejilla cubre la segunda estructura de rejilla por segmentos, como máximo en un 98%, como máximo en un 97%, como máximo en un 96%, como máximo en un 95%, como máximo en un 94%, como máximo en un 93%, como máximo en un 92%, como máximo en un 91%, como máximo en un 90%, como máximo en un 85%, como máximo en un 80%, como máximo en un 75%, como máximo en un 70%, como máximo en un 65%, como máximo en un 60%, como máximo en un 55%, como máximo en un 50%, como máximo en un 45%, como máximo en un 40%, como máximo en un 35%, como máximo en un 30%, como máximo en un 25%, como máximo en un 20%, como máximo en un 15%, como máximo en un 10%, como máximo en un 5% con respecto a la estructura de rejilla más larga. Las relaciones geométricas previamente citadas son válidas para el estado de fabricación del dispositivo médico. El estado de fabricación corresponde esencialmente a un estado no cargado por fuerzas. Esto significa que el dispositivo médico no está sometido a ninguna fuerza exterior, que provoque una compresión del cuerpo tubular. En otras palabras, el cuerpo tubular está completamente expandido en el estado de fabricación.

Es también posible adaptar el dispositivo de tal modo que se tengan las relaciones geométricas previamente citadas en el estado comprimido, en que la primera estructura de rejilla es más corta que la segunda estructura de rejilla. Los valores previamente citados se exponen también con relación al estado comprimido.

La diferencia de longitud entre las dos estructuras de rejilla puede ser aumentada, disminuida o mantenida constante durante una expansión mediante una adaptación del acortamiento axial por una selección adecuada de los ángulos de entramado. Por ejemplo, la diferencia de longitud puede ser acortada al menos en un 10%, en particular al menos en un 20%, en particular al menos en un 30%, en particular al menos en un 40%, en particular al menos en un 50%, en particular al menos en un 60%, en particular al menos en un 70%, en particular al menos en un 80%, en particular al menos en un 90%, en particular al menos en un 100% (igualación de longitudes). Por otro lado, la diferencia de longitud puede ser aumentada al menos en un 2%, en particular al menos en un 5%, en particular al menos en un 10%, en particular al menos en un 20%, en particular al menos en un 30%, en particular al menos en un 40%, en particular al menos en un 50%, en particular al menos en un 60%. En caso de igualdad de longitudes, es decir cuando la diferencia inicial es de 0 mm, los valores previamente citados se refieren a la longitud total de una de las dos estructuras de rejilla.

En valores absolutos, la diferencia de longitud puede ser modificada (reducida o aumentada) como sigue: 1 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm. En caso de reducción de la diferencia de longitud, estos valores son límites inferiores de intervalo (al menos) y en caso de aumento límites superiores de intervalo (como máximo).

Preferentemente, la segunda estructura de rejilla está cubierta al menos por segmentos por la primera estructura de rejilla. El cuerpo tubular tiene por lo tanto al menos un segmento, que tiene una estructura de varias capas.

El cuerpo tubular puede tener al menos una tercera estructura de rejilla. La tercera estructura de rejilla forma preferentemente de forma conjunta con la primera estructura de rejilla la capa exterior del cuerpo tubular o respectivamente la pared perimetral del cuerpo tubular. En general, las capas individuales separadas de la pared perimetral pueden tener varias estructuras de rejilla. Las estructuras de rejilla de capas individuales pueden tener 5 movilidad relativa una respecto a otra. Es esencial que capas autónomas comprendan respectivamente al menos una estructura de rejilla, que tenga movilidad relativa por segmentos respecto a una estructura de rejilla de una capa contigua. Se prefiere que la capa exterior tenga varias estructuras de rejilla. En el estado comprimido y/o expandido del cuerpo tubular, las estructuras de rejilla de la capa exterior, es decir la primera y la tercera estructura de rejilla, pueden estar dispuestas de forma alineada entre sí. El diámetro de sección transversal del cuerpo tubular en el 10 estado comprimido es reducido con ello. Alternativamente, las estructuras de rejilla de la capa exterior, es decir la primera y la tercera estructura de rejilla, pueden estar dispuestas de forma solapada en el estado comprimido y/o expandido del cuerpo tubular. Esto hace posible un cubrimiento de superficie comparativamente grande de la segunda estructura de rejilla en un estado expandido del cuerpo tubular.

Preferentemente, la primera estructura de rejilla está unida por un extremo proximal y la tercera estructura de rejilla por un extremo distal a la segunda estructura de rejilla, que forma la capa interior del cuerpo tubular. En otras palabras, la primera y la tercera estructura de rejilla tienen respectivamente un extremo fijado a la segunda 15 estructura de rejilla y un extremo libre, en que los extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla están orientados uno hacia otro o respectivamente dispuestos de forma contigua. En el estado comprimido del cuerpo tubular, los extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla pueden estar dispuestos de forma alineada entre sí o respectivamente de forma enrasada uno con otro. Los extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla pueden solaparse también en el estado comprimido del cuerpo tubular.

Está previsto de forma preferida que la primera estructura de rejilla y la tercera estructura de rejilla se solapen al menos por segmentos en un estado radialmente comprimido o en un estado radialmente expandido. Debido al efecto del acortamiento axial, que no sólo actúa sobre la primera y la tercera estructura de rejilla, sino en particular 25 sobre la segunda estructura de rejilla, que forma la capa interior del cuerpo tubular, durante la expansión del cuerpo tubular se produce un acortamiento de la capa interior o respectivamente la segunda estructura de rejilla. Las dos estructuras de rejilla, que forma la capa exterior, es decir la primera y la tercera estructura de rejilla, se aproximan una a otra durante la expansión del cuerpo tubular. Mediante un diseño adecuado de las distintas estructuras de rejilla puede conseguirse que la primera y la tercera estructura de rejilla se solapen por segmentos en el estado 30 expandido del cuerpo tubular. Durante la expansión se aproximan por lo tanto los extremos libres de la primera y la segunda estructura de rejilla y se deslizan uno sobre otro. Éste es el caso cuando el efecto del acortamiento axial de la estructura de rejilla exterior es menor que el efecto del acortamiento axial de la estructura de rejilla interior. Preferentemente, la zona que se solapa de la primera y la tercera estructura de rejilla, en el lugar de tratamiento, está dispuesta en la zona del aneurisma. Con ello se consigue que la capa exterior del cuerpo tubular tenga en la 35 zona del aneurisma una capacidad de ensanchamiento aumentada, ya que los extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla pueden moverse relativamente entre sí. Bajo la influencia del flujo sanguíneo, los extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla o respectivamente de las zonas de solapamiento pueden abombarse por ello hacia dentro del aneurisma, de modo que entre la capa exterior y la capa interior o respectivamente la segunda estructura de rejilla se forma en la zona del aneurisma un acolchamiento de flujo, en el 40 que se reduce la energía de flujo de la sangre que fluye entrando al aneurisma y con ello se reduce la carga sobre la pared del aneurisma. Es además posible que la primera y la tercera estructura de rejilla se solapen por segmentos tanto en el estado radialmente comprimido como en el estado radialmente expandido. Las estructuras de rejilla o respectivamente la capa interior y la capa exterior pueden estar conformadas de tal modo que la primera y la tercera estructura de rejilla no se solapen en el estado radialmente expandido del cuerpo tubular. En otras palabras, los 45 extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla pueden estar dispuestos en el estado radialmente expandido de forma enrasada uno con otro o separadamente entre sí. La primera y la tercera estructura de rejilla pueden estar dispuestas por lo tanto de forma alineada entre sí en el estado radialmente expandido del cuerpo tubular.

En otra forma de realización preferida está previsto que la primera estructura de rejilla y la tercera estructura de rejilla comprendan respectivamente un extremo proximal que está unido a la segunda estructura de rejilla. Aquí, el extremo proximal de la primera estructura de rejilla puede estar dispuesto separadamente del extremo proximal de la segunda estructura de rejilla. La capa exterior puede tener en general varias estructuras de rejilla, que forman respectivamente un segmento axial de la capa exterior. Las estructuras de rejilla, en particular la primera y la tercera 50 estructura de rejilla, tienen respectivamente un extremo proximal, que está unido puntualmente a la segunda estructura de rejilla, es decir a la capa interior. El extremo distal de la primera y la tercera estructura de rejilla está dispuesto libremente. La primera y la tercera estructura de rejilla pueden solaparse entre sí. De este modo, la primera y la tercera estructura de rejilla pueden formar una capa exterior a modo de escamas. En particular, la primera y la tercera estructura de rejilla pueden tener una función de trampilla, en que la primera y la tercera estructura de rejilla son posicionadas ventajosamente en la zona de un aneurisma. Los extremos libres de la primera 55 y/o la tercera estructura de rejilla pueden ser desviados radialmente hacia fuera respecto a la capa interior del cuerpo tubular, de forma que un catéter, por ejemplo un catéter para el posicionamiento de bobinas, pueda ser introducido en el aneurisma, en que el catéter es guiado a través de las aberturas de malla de la segunda estructura de rejilla y desvía radialmente hacia fuera al menos un extremo libre de la primera y la tercera estructura de rejilla, 60

para obtener un acceso al aneurisma.

Otra estructuración preferida del dispositivo médico prevé que la primera estructura de rejilla comprenda un segmento central y dos segmentos de borde que delimitan el segmento central. En el segmento central, la primera estructura de rejilla tiene un ángulo de entramado menor que en los segmentos de borde. En general puede estar previsto que el ángulo de entramado de la estructura de rejilla respectiva sea variable. En otras palabras, el ángulo de entramado puede variar a lo largo de la estructura de rejilla, en particular en la dirección longitudinal de la estructura de rejilla. Preferentemente, el ángulo de entramado varía a lo largo de la primera estructura de rejilla de tal modo que en el segmento central se tiene un ángulo de entramado menor que en los segmentos de borde. Con ello se consigue que la primera estructura de rejilla tenga en el segmento central una capacidad de ensanchamiento radial aumentada en comparación con los segmentos de borde. El segmento central de la primera estructura de rejilla puede ensancharse por lo tanto en dirección radial en mayor medida que los segmentos de borde. La capacidad de ensanchamiento es una consecuencia de la flexibilidad local en el segmento central. El concepto de flexibilidad se emplea sin embargo en primer término para el comportamiento de flexión de todo el dispositivo o respectivamente de todo el estent.

Una extensión del segmento de vaso, en el que está aplicado el dispositivo médico, durante la sístole es compensada por los segmentos de borde. Con ello se garantiza que los extremos axiales de la primera estructura de rejilla, en particular un extremo libre de la primera estructura de rejilla, no varíen su posición al menos de forma significativa. Antes bien se conserva el posicionamiento de la primera estructura de rejilla. El segmento central con el ángulo de entramado pequeño puede aprovechar por el contrario el menor efecto de acortamiento axial durante la sístole. En concreto, el segmento central de la primera estructura de rejilla puede acortarse durante una extensión y ensanchamiento simultáneo del segmento de vaso. Preferentemente, el segmento central está posicionado a la altura del aneurisma o respectivamente del cuello del aneurisma. Con ello se consigue que el segmento central de la primera estructura de rejilla pueda abombarse hacia dentro del aneurisma o respectivamente hacia dentro de la zona del cuello del aneurisma. Debido al pequeño ángulo de entramado, la variación de longitud no es significativa. Con ello, el segmento central de la primera estructura de rejilla contribuye a transmitir la presión sistólica desde el vaso sanguíneo al aneurisma al menos hasta un cierto grado, de modo que se sigue teniendo una carga mecánica sobre las células de la pared del aneurisma. Se evita con ello una degeneración de las células en la pared del aneurisma.

En una realización preferida, la distancia entre la capa exterior y la capa interior varía en el estado expandido del cuerpo, en que la distancia crece y decrece de forma alterna al menos por segmentos. En concreto, la capa exterior tiene en el estado expandido del cuerpo al menos por segmentos un contorno ondulado. El contorno ondulado ralentiza de forma particularmente efectiva el flujo.

La capa exterior puede tener crestas de onda y valles de onda dispuestos de forma alterna, en que al menos una parte de, en particular todos, los valles de onda están unidos y/o preformados con la capa interior, en particular preformados mediante un tratamiento térmico y/o tienen otro ángulo de entramado que las crestas de onda. Para la unión, en particular la unión mecánica de los valles de onda con la capa interior, puede ser ventajoso unir y fijar un único valle de onda o más de 1 valle de onda, en particular más de 2, más de 3, más de 4 valles de ondas, en particular todos los valles de onda a la capa interior. Los valles de onda fijados están dispuestos de forma proximal, es decir por el mismo lado que el extremo proximal de la capa exterior. El extremo distal de la capa exterior así como eventuales valles de onda distales no fijados pueden moverse en dirección axial. En una realización particularmente preferida, sólo está fijado el extremo proximal, que puede considerarse como medio valle de onda en posición proximal antes de la primera cresta de onda. Todos los valles de onda completos inclusive el extremo distal son libres y pueden moverse.

La forma de onda puede estar preformada o respectivamente grabada por conformación mecánica y forma el estado de reposo. En la conducción de catéter, la forma de onda es extendida y retorna al ser liberada al estado ondulado de reposo o respectivamente inicial. Al emplear un material con memoria de forma, la forma de onda puede ser aplicada aprovechando el efecto de memoria de forma mediante un tratamiento térmico apropiado. Mediante ángulos de entramado diferentes puede influirse localmente sobre la estabilidad radial, de modo que unas zonas se ensanchan fácilmente (crestas de onda) y otras zonas se ensanchan menos fácilmente (valles de onda). Las opciones previamente citadas para la conformación del contorno de onda pueden combinarse entre sí individualmente o en conjunto.

Conforme a un aspecto secundario, la invención se basa en la idea de proporcionar un sistema para aplicaciones médicas con un dispositivo según la reivindicación 1 y con un sistema de introducción, que comprende un elemento de introducción flexible, en particular un alambre de guía. El elemento de introducción está acoplado o es acoplable al dispositivo. Preferentemente, el sistema está adaptado de tal modo que el dispositivo puede ser nuevamente retraído hacia dentro del sistema de introducción.

Los ejemplos de realización y ventajas descritos en conexión con el dispositivo médico son válidos igualmente para el sistema con un dispositivo de este tipo.

La invención es explicada a continuación más detalladamente con ayuda de ejemplos de realización con referencia a los dibujos esquemáticos adjuntos. Ahí muestran:

- la figura 1a: un corte transversal a través de un vaso sanguíneo con un aneurisma, en que está representada la transmisión de presión al aneurisma;
- la figura 1b: el vaso sanguíneo conforme a la figura 1a, en que está aplicado un estent para aneurismas habitual;
- 5 la figura 1c: una representación gráfica de la evolución de presión en el vaso sanguíneo y en el aneurisma en caso de aplicación de un estent para aneurismas habitual;
- la figura 2a: un corte transversal a través de un vaso sanguíneo con un aneurisma, en que está representada la influencia del esfuerzo cortante sobre el aneurisma;
- 10 la figura 2b: el vaso sanguíneo conforme a la figura 2a, en que está aplicado un estent para aneurismas habitual;
- la figura 3a: un corte transversal a través de un vaso sanguíneo con un aneurisma, en que está representada la influencia de un flujo de sangre directo hacia dentro del aneurisma;
- la figura 3b: el vaso sanguíneo conforme a la figura 3a, en que está aplicado un estent para aneurismas habitual con una abertura de malla pequeña;
- 15 la figura 3c: el vaso sanguíneo conforme a la figura 3a, en que está aplicado un estent para aneurismas habitual con una abertura de malla grande;
- la figura 4a: un corte longitudinal a través de un vaso sanguíneo con un aneurisma y con un estent para aneurismas habitual aplicado, en que se representa la influencia de variaciones, condicionadas por el pulso, del vaso sanguíneo sobre el estent para aneurismas;
- 20 la figura 4b: el vaso sanguíneo conforme a la figura 4a, en que se representa un flujo de sangre aumentado hacia dentro del aneurisma a través de las mallas de un estent para aneurismas habitual bajo la influencia de una presión sanguínea sistólica;
- la figura 5a: un corte longitudinal a través de un vaso sanguíneo con un aneurisma, en que está aplicado un estent para aneurismas habitual con un ángulo de entramado grande;
- 25 la figura 5b: el vaso sanguíneo conforme a la figura 5a, en que está aplicado un estent para aneurismas habitual con un ángulo de entramado pequeño;
- la figura 6a: un corte transversal a través de un estent para aneurismas según el estado de la técnica dentro de un sistema de introducción, en que el estent para aneurismas tiene varias capas de pared enlazadas entre sí;
- 30 la figura 6b: un corte transversal a través de un dispositivo médico conforme a la invención según un ejemplo de realización preferido dentro de un sistema de introducción, en que el dispositivo tiene dos capas separadas de estructuras de rejilla;
- la figura 7: un corte longitudinal a través de un vaso sanguíneo con un aneurisma, en que está aplicado un dispositivo médico conforme a la invención según un ejemplo de realización preferido, cuyo dispositivo comprende una primera estructura de rejilla con ángulos de entramado variables;
- 35 la figura 8: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según otro ejemplo de realización conforme a la invención;
- la figura 9: el dispositivo médico conforme a la figura 8 mientras es liberado desde un sistema de introducción;
- la figura 10: el dispositivo médico conforme a la figura 8 en una disposición en el interior de un vaso sanguíneo;
- 40 la figura 11: el dispositivo médico conforme a la figura 10 bajo la influencia de una extensión del vaso sanguíneo;
- la figura 12: el dispositivo médico conforme a la figura 10 bajo la influencia de una presión sanguínea sistólica;
- la figura 13: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según otro ejemplo de realización conforme a la invención bajo la influencia de una extensión del vaso sanguíneo, en que una capa exterior de la pared perimetral comprende una estructura de rejilla más corta que una capa interior;
- 45 la figura 14: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según otro ejemplo de realización conforme a la invención bajo la influencia de una extensión del vaso sanguíneo, en que la capa exterior de la pared perimetral comprende dos estructuras de rejilla dispuestas una tras otra;

- la figura 15a: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según otro ejemplo de realización de la invención en el estado implantado, en que la capa exterior de la pared perimetral comprende dos estructuras de rejilla que se solapan en el estado expandido del dispositivo;
- 5 la figura 15b: el dispositivo conforme a la figura 15a en un estado comprimido en el interior de un sistema de introducción;
- la figura 16a: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según otro ejemplo de realización conforme a la invención, en que la capa exterior de la pared perimetral comprende dos estructuras de rejilla dispuestas de forma alineada en el estado expandido del dispositivo;
- 10 la figura 16b: el dispositivo conforme a la figura 16a en un estado comprimido en el interior de un sistema de introducción;
- la figura 17: el dispositivo conforme a la figura 12, en que está representada la reducción de remolinos en el aneurisma por una zona de acolchamiento entre la primera y la segunda estructura de rejilla de la pared tubular;
- 15 la figura 18: el despliegue de un dispositivo según un ejemplo de realización conforme a la invención, en el que están superpuestas dos estructuras de rejilla;
- la figura 19: un corte transversal a través del dispositivo conforme a la figura 18 en la zona del manguito de unión;
- la figura 20: un despliegue de un soporte para un dispositivo según otro ejemplo de realización conforme a la invención;
- 20 la figura 21: el despliegue de un dispositivo según un ejemplo de realización conforme a la invención con el soporte conforme a la figura 20;
- la figura 22: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según un ejemplo de realización conforme a la invención, que está aplicado para el tratamiento de un aneurisma fusiforme;
- 25 la figura 23: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según otro ejemplo de realización conforme a la invención, que está aplicado para el tratamiento de un aneurisma fusiforme;
- la figura 24: una vista lateral en perspectiva de un dispositivo médico según otro ejemplo de realización conforme a la invención, que está aplicado para el tratamiento de un aneurisma fusiforme.

30 En la figura 1a está ilustrada la influencia de la presión sanguínea sobre un aneurisma 31 en un vaso sanguíneo 30. Ahí, las flechas muestran la transmisión de la presión P desde el vaso sanguíneo 30 al aneurisma 31. En general, el vaso sanguíneo 30 está sometido a oscilaciones de presión, que son generadas por el flujo pulsátil de sangre o respectivamente la actividad pulsante del corazón. Las puntas de presión aparecen aquí en la denominada sístole, es decir la fase de expulsión de la actividad cardíaca. Un mínimo lo alcanza la presión en la diástole, cuando las cámaras del corazón se llenan de sangre.

35 Se actúa sobre la influencia de las oscilaciones de presión sobre el aneurisma 31 conforme al estado de la técnica aplicando un estent para aneurismas 40 de malla fina habitual. Para ello, el estent para aneurismas 40 habitual está implantado en la zona del aneurisma 31 en el vaso sanguíneo 30 (figura 1b). Mediante la estructura del estent para aneurismas 40 se influye sobre el flujo sanguíneo entre el vaso sanguíneo 30 y el aneurisma 31 de tal modo que la presión P , que es transmitida al aneurisma 31, es por un lado reducida y por otro lado actúa con desplazamiento temporal sobre el aneurisma 31. La figura 1c muestra de forma ilustrativa la evolución de la presión en el vaso sanguíneo 30 (línea continua) y en el aneurisma 31 (línea discontinua), el cual está cubierto por un estent para aneurismas 40 habitual. A partir de las evoluciones de la presión representadas puede observarse claramente que la presión en el aneurisma 31 crece y cae más lentamente que en el vaso sanguíneo 30. La curva de presión en el aneurisma 31 se hace por lo tanto en conjunto más plana. El efecto es tanto más efectivo cuanto mayor finura de malla tenga el entramado. El debilitamiento de la presión es deseable, pero no debe estar excesivamente desarrollado.

45

Existe sin embargo la posibilidad de que la reducción de presión favorezca una degeneración de las células de la pared de aneurisma 34. En particular, debido a la sollicitación mecánica reducida de la pared de aneurisma 34 existe el riesgo de que las células de la pared de aneurisma 34 degeneren o respectivamente se descompongan, con lo que aumenta el riesgo de una ruptura incluso tras la aplicación de un estent para aneurismas 40.

50 Además, un aneurisma 31 es influido por el flujo de sangre o respectivamente flujo de vaso tangencial F_G , como se ilustra en la figura 2a. Debido al flujo de vaso F_G se producen en las superficies límite entre la sangre en el interior del aneurisma 31 y la sangre en el interior del vaso sanguíneo 30 esfuerzos cortantes, que llevan a un flujo turbulento F_W en el interior del aneurisma 31. Mediante la aplicación de un estent para aneurismas 40 habitual, como se representa en la figura 2b, se reduce la influencia del esfuerzo cortante provocado por el flujo de vaso F_G . El flujo

turbulento F_W en el interior del aneurisma 31 es reducido con ello. La reducción del flujo turbulento F_W tiene por un lado la ventaja de que se mejora la coagulación en el aneurisma. Por otro lado, una reducción excesiva del flujo turbulento F_W puede favorecer sin embargo la degeneración de células de la pared de aneurisma 34. Además de ello, se dificulta el intercambio de sangre entre la sangre en el aneurisma 31 y el vaso sanguíneo 30, de modo que no está garantizado bajo determinadas circunstancias un suministro suficiente de sustancias nutritivas a la pared de aneurisma 34. En caso de una reducción demasiado fuerte del flujo, puede llegarse a la formación de trombos que crecen excesivamente rápido.

La figura 3a muestra la influencia del flujo de vaso F_G sobre un aneurisma 31 en el estado no tratado, cuando el aneurisma 31 está situado en una curva del vaso sanguíneo 30. El aneurisma 31 es cargado entonces directamente por el flujo de vaso F_G , en que el flujo de vaso F_G incide localmente sobre la pared de aneurisma 34 en una zona de flujo incidente 36. En la zona de flujo incidente 36, el flujo de vaso F_G es desviado. La pared de aneurisma 34 está expuesta en la zona de flujo incidente 36 a una carga aumentada por presión. Un estent para aneurismas 40 habitual aplicado en el vaso sanguíneo 30 ofrece una resistencia al flujo de vaso F_G , de modo que se reduce la fracción de flujo o respectivamente la fracción de sangre que fluye hacia dentro del aneurisma 31. Con ello, un estent para aneurismas 40 habitual provoca una reducción de la velocidad de flujo hacia dentro del aneurisma. En concreto, se reduce un flujo de paso F_D a través del cuello de aneurisma 32 del aneurisma. Al mismo tiempo, la resistencia que ofrece el estent para aneurismas 40 habitual al flujo de sangre o respectivamente al flujo de vaso F_G , provoca una variación de la onda de presión o respectivamente de la evolución de presión en el interior del aneurisma, con lo que se favorece la degeneración de las células de la pared de aneurisma 34. Esto es válido en particular para estents con una estructura de malla fina, que tienen además una elevada flexibilidad en cuanto a flexión y se adaptan por ello bien a la curvatura del vaso sanguíneo 30 (figura 3b). Estents para aneurismas 40 habituales con una estructura de malla gruesa tienen por el contrario una fuerza radial mayor, de modo que se provoca que el vaso sanguíneo 30 se extienda, como se representa en la figura 3c. Ciertamente se reduce por la extensión del vaso sanguíneo 30 la fracción del flujo de vaso F_G que es guiada directamente hacia dentro del aneurisma 31. La estructura de malla gruesa de estents 40 conocidos de este tipo permite sin embargo al mismo tiempo un elevado flujo de sangre hacia dentro del aneurisma 31, en particular como consecuencia de esfuerzos cortantes, de modo que la carga sobre el aneurisma es grande.

Estents para aneurismas 40 habituales, en particular estents para aneurismas 40 que tienen una estructura de malla fina, son influidos adicionalmente por las variaciones de vaso periódicas del vaso sanguíneo 30. En la figura 4a se representa que el vaso sanguíneo 30 durante la sístole, es decir durante un máximo de presión en la evolución de la presión sanguínea, por un lado se ensancha radialmente, es decir muestra un ensanchamiento W , y por otro lado se extiende en dirección longitudinal. Junto al ensanchamiento W se produce durante la sístole también una extensión E del vaso sanguíneo 30. Debido al efecto de acortamiento axial explicado al principio, el ensanchamiento W y la extensión E del vaso sanguíneo 30 provocan un estrechamiento R del estent para aneurismas 40 habitual. El estrechamiento R se muestra en particular en la zona del aneurisma 31. A través de ello, la pared perimetral del estent para aneurismas 40 habitual se aleja del cuello de aneurisma 32, como se representa en la figura 4a. El gran riesgo de la dislocación del estent para aneurismas 40 habitual es reforzado por el ensanchamiento de los vasos y el estrechamiento R . Además de ello, se reduce la influencia sobre el flujo turbulento F_W en la zona del aneurisma 31. La efectividad del tratamiento de aneurisma 31 es con ello mermada. En concreto, la estructura de estents para aneurismas 40 habituales muestra durante la sístole esencialmente una reacción inversa. Mientras que la presión sanguínea en la sístole alcanza localmente un máximo, se estrecha al mismo tiempo el estent para aneurismas 40 habitual. En otras palabras, la pared perimetral del estent para aneurismas 40 habitual se mueve en contra del aumento de presión. A través de ello, el flujo de paso F_D a través de las aberturas del estent para aneurismas 40 habitual hacia dentro del aneurisma 31 es aumentado. Este efecto se ilustra en la figura 4b.

A partir del estado de la técnica son conocidos estents para aneurismas 40 habituales, que tienen un ángulo de entramado grande, como se representa en la figura 5a. Estents para aneurismas 40 habituales con un ángulo de entramado grande tienen la propiedad de que pueden secundar una extensión E del vaso sanguíneo, sin sufrir un estrechamiento R grande. En conjunto, la estructura de estents para aneurismas 40 de este tipo en dirección radial es comparativamente estable en cuanto a dimensiones (baja adaptabilidad), de modo que se produce adicionalmente una fuerte influencia sobre la transmisión de presión desde el vaso sanguíneo 30 al aneurisma 31. La presión P en el aneurisma 31 es reducida en conjunto, como se representa en la figura 1c.

La figura 5b muestra un estent para aneurismas 40 habitual, que comprende un ángulo de entramado pequeño. Estents conocidos de este tipo tienen una elevada flexibilidad, que provoca sin embargo que en caso de una extensión E del vaso sanguíneo 30 aparezca un estrechamiento R del estent para aneurismas 40 habitual con las desventajas anteriormente descritas.

En la figura 6a se muestra una vista en corte transversal del estent para aneurismas 40 conforme al documento DE 601 28 588 T2 en el estado comprimido en el interior de un sistema de introducción 20. El estent para aneurismas 40 conocido tiene dos capas de entramados de alambres, en que los entramados de alambres de las dos capas están enlazados entre sí. Un primer entramado de alambres tiene unos primeros alambres 41, que comprenden un diámetro de sección transversal mayor que los segundos alambres 42 de una segunda capa del estent para aneurismas 40 habitual. Mediante el enlazamiento de los primeros y los segundos alambres 41, 42 resulta en el estado comprimido en el interior del sistema de introducción 20 una disposición compleja de los primeros y

segundos alambres 41, 42 con unas necesidades de espacio aumentadas en el estado comprimido.

Frente a ello, en el ejemplo de realización conforme a la invención está previsto que el dispositivo médico comprenda un cuerpo tubular 10. El dispositivo está conformado en particular como estent. El cuerpo tubular 10 tiene una pared perimetral, que comprende una primera estructura de rejilla 11 y una segunda estructura de rejilla 12. La primera y la segunda estructura de rejilla 11, 12 forman respectivamente capas separadas 14, 15 de la pared perimetral. Las estructuras de rejilla 11, 12 del cuerpo tubular 10 conforme a la invención son independientes entre sí por lo tanto al menos por segmentos, preferentemente a lo largo de toda la estructura de rejilla. Puntualmente están unidas entre sí las estructuras de rejilla 11, 12. En particular, la pared perimetral del cuerpo tubular puede comprender una línea perimetral, en la que la primera estructura de rejilla 11 está unida a la segunda estructura de rejilla 12. En particular puede estar prevista una única línea de unión entre la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12, que se extiende en dirección perimetral en torno al cuerpo tubular 10. Se hace notar explícitamente que la unión entre la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 y otras estructuras de rejilla eventuales no se produce sobre una superficie extendida, sino esencialmente de forma lineal.

Mediante las capas separadas, que comprenden respectivamente una estructura de rejilla 11, 12, se reducen las necesidades de espacio del cuerpo tubular 10 en el estado comprimido, como se representa en la figura 6b. La figura 6b muestra un corte transversal a través del cuerpo tubular 10, que en el estado expandido comprende dos capas 14, 15 dispuestas en forma de cilindros huecos (véase por ejemplo la figura 12), las cuales tienen respectivamente una estructura de rejilla 11, 12. En este caso está prevista una capa interior 15, que tiene la segunda estructura de rejilla 12. Una capa exterior 14, que rodea la capa interior 15, comprende la primera estructura de rejilla 11. La disposición por capas o respectivamente concéntrica de las dos estructuras de rejilla 11, 12 se conserva en el estado comprimido, como se ilustra en la figura 6b.

Los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 exterior tienen un diámetro de sección transversal que es menor que el diámetro de sección transversal de los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12 interior. El cuerpo tubular conforme a la figura 6b está dispuesto en el interior de un sistema de introducción 20. Debido a las necesidades de espacio reducidas del cuerpo tubular 10 en comparación con estents para aneurismas 40 habituales es posible el empleo de un sistema de introducción 20 más pequeño. El dispositivo médico puede ser aplicado con ello en vasos sanguíneos más pequeños.

En la figura 6b puede observarse además que la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 están dispuestas coaxialmente una dentro de otra. La primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 pueden además moverse relativamente una respecto a otra al menos por segmentos. En concreto, la primera y la segunda estructura de rejilla 11, 12 pueden moverse relativamente una respecto a otra fuera de la unión lineal o puntual entre la primera y la segunda estructura de rejilla 11, 12. La movilidad relativa se refiere en particular a los alambres individuales 112, 122 de la primera y la segunda estructura de rejilla 11, 12. En particular, los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 pueden deslizarse sobre los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12, y viceversa.

En el ejemplo de realización de acuerdo con la invención conforme a la figura 6b, los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 son más gruesos que los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12. Es también posible que los alambres 112, 122 de las estructuras de rejilla 11, 12 tengan el mismo diámetro de sección transversal. Asimismo los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12 pueden comprender un mayor diámetro de sección transversal que los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11. Para la capacidad de compresión mejorada del cuerpo tubular 10 o respectivamente en general del dispositivo es ventajoso que la capa interior 15 está formada por un número relativamente más pequeño de alambres 122 más gruesos y que la capa exterior 14 está constituida por un número comparativamente más grande de alambres más delgados.

En general se ha mostrado ventajoso que una capa 14, 15 tenga una estructura de malla más fina que la otra capa 15, 14. En otras palabras, una de las dos capas 14, 15 puede comprender más alambres 112, 122 que otra capa 14, 15. Los alambres 112, 122 pueden ser entonces más delgados que los alambres 112, 122 de la otra capa 15, 14. Es posible que la capa 14, 15 de malla más fina tenga un menor ángulo de entramado que la capa 15, 14 de malla comparativamente más gruesa. Son posibles combinaciones de las variantes anteriormente citadas.

Es particularmente preferido que la capa de malla más fina forme la capa exterior 14 y la capa de malla más gruesa forme la capa interior 15.

En general, el dispositivo tiene preferentemente un cuerpo tubular 10, que comprende una capa exterior 14 y una capa interior 15. El dispositivo puede ser un estent. La capa exterior 14 está formada por la primera estructura de rejilla 11 y la capa interior 15 por la segunda estructura de rejilla 12. La segunda estructura de rejilla 12 tiene preferentemente un entramado de alambres de malla gruesa. La primera estructura de rejilla 11 tiene por el contrario un entramado de alambres de malla fina. El entramado de alambres de malla gruesa de la segunda estructura de rejilla 12 forma con ello un soporte 18, frente a lo cual el entramado de alambres de malla fina de la primera estructura de rejilla 11 forma una red 19.

Es posible en general que las dos capas, es decir la capa exterior 14 y la capa interior 15, estén conformadas de igual modo. Las capas 14, 15 pueden tener por lo tanto la misma finura de malla y/o el mismo número de alambres y/o el mismo grosor de alambre y/o los mismos ángulos de entramado. Son posibles todas las combinaciones de las variantes anteriormente citadas. Debido a la unión de las estructuras de rejilla, éstas están orientadas una hacia otra, o respectivamente tienen patrones de entramado orientados uno hacia otro.

Se hace notar además que la invención no está limitada a estructuras de dos capas. Antes bien, en el marco de la solicitud son reivindicados y dados a conocer también cuerpos tubulares 10 o respectivamente estents que comprenden una pared perimetral con tres o más capas separadas. Algunas o todas las capas pueden estar estructuradas conforme a la invención.

A continuación se describen realizaciones ventajosas particulares del soporte 18:

El soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 tiene como máximo 32, en particular como máximo 24, en particular como máximo 20, en particular como máximo 16, en particular como máximo 12, en particular como máximo 8, en particular como máximo 6, alambres 122. Los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente del soporte 18 comprenden un diámetro de sección transversal de al menos 40 μm , en particular al menos 50 μm , en particular al menos 60 μm , en particular al menos 68 μm , en particular al menos 75 μm , en particular al menos 84 μm , en particular al menos 100 μm . Esto es válido para dispositivos médicos para la aplicación en vasos sanguíneos 30, que tienen un diámetro de sección transversal de 2 mm hasta 6 mm. En caso de un diámetro de sección transversal del vaso sanguíneo 30 a tratar, que sea mayor de 6 mm, los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente del soporte 18 tienen un diámetro de sección transversal de al menos 40 μm , en particular al menos 50 μm , en particular al menos 60 μm , en particular al menos 68 μm , en particular al menos 75 μm , en particular al menos 84 μm , en particular al menos 100 μm , en particular al menos 150 μm , en particular al menos 200 μm . Por principio, la pared perimetral del cuerpo tubular 10 puede comprender más de un soporte 18.

En general, el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 tiene una elevada flexibilidad en cuanto a flexión, en que la flexión de la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente del soporte 18 a lo largo de un eje longitudinal de la segunda estructura de rejilla 12 requiere una fuerza de flexión comparativamente alta o respectivamente un momento de flexión comparativamente alto. Esto conduce a que el soporte 18 provoque una extensión de un vaso sanguíneo 30 curvado. Con ello, el soporte 18 contribuye a una reducción de la componente del flujo de un flujo de vaso F_G que fluye directamente hacia dentro del aneurisma 31. La entrada directa del flujo de vaso F_G en el aneurisma 31 es reducida con ello.

El soporte 18 puede ser en el sentido más amplio una estructura de apoyo o respectivamente una estructura de soporte para la red 19. Aquí se prefiere que el soporte 18 esté dispuesto coaxialmente en el interior de la red 19. De este modo, el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 puede ser empleado para la estabilización de la red 19 o respectivamente de la primera estructura de rejilla 11. En particular, mediante el soporte 18 puede controlarse el comportamiento de expansión de la red 19.

Preferentemente, el soporte 18 forma la capa interior 15 del cuerpo tubular 10. Alternativamente, el soporte 18 puede formar la capa exterior 14. Con ello, mediante el soporte 18 se consigue una buena estabilización del vaso sanguíneo 30 y una expansión del cuerpo tubular 10 hasta un diámetro de sección transversal previamente establecido. En conjunto, el soporte 18 hace posible una expansión buena y controlable del cuerpo tubular 10 y de la red en el interior del soporte 18.

A continuación se describen variantes preferidas de la red 19 o respectivamente de la primera estructura de rejilla 11:

Preferentemente, la red 19 tiene una mayor finura de malla que el soporte 18. La red 19 asume con ello predominantemente la función de influencia sobre el flujo respecto al aneurisma 31. Preferentemente, la finura de malla de la abertura 19 está limitada de tal modo que el flujo de sangre hacia dentro del aneurisma 31 no sea completamente impedido. Antes bien, con la red 19 debe conseguirse evitar por un lado una ruptura del aneurisma 31 y por otro lado mantener un suministro de sustancias nutritivas y una carga mecánica suficientes para la pared de aneurisma 34, de modo que se evite una degeneración de las células de la pared de aneurisma 34. En lo relativo a la finura de malla de la red 19 es ventajoso por ello que la red 19 comprenda como máximo 48, en particular como máximo 44, en particular como máximo 40, en particular como máximo 36, en particular como máximo 32, en particular como máximo 24, en particular como máximo 20, en particular como máximo 16, en particular como máximo 12, alambres 112. La estabilización de la red 19 se produce a través del soporte 18, de modo que en lo relativo a la fuerza radial no existen requisitos particulares sobre la red 19. Para mejorar la adaptabilidad, está previsto por ello ventajosamente reducir el diámetro de alambre de los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 o respectivamente de la red 19 respecto al diámetro de alambre de los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente del soporte 18. Preferentemente, los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 o respectivamente de la red 19 tienen un diámetro de sección transversal de como máximo 77 μm , en particular como máximo 51 μm , en particular como máximo 46 μm , en particular como máximo 41 μm , en particular como máximo 36 μm , en particular como máximo 26 μm , en particular como máximo 20 μm . Esto es válido para la aplicación del cuerpo tubular 10 o respectivamente en general del dispositivo médico en vasos sanguíneos 30, que tienen un diámetro de vaso de 2 mm hasta 6 mm. Para un diámetro de vaso de más de 6 mm es ventajoso que los

alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 o respectivamente de la red 19 tengan un diámetro de sección transversal de como máximo 155 μm , en particular como máximo 105 μm , en particular como máximo 77 μm , en particular como máximo 51 μm , en particular como máximo 46 μm , en particular como máximo 41 μm , en particular como máximo 36 μm , en particular como máximo 26 μm , en particular como máximo 20 μm .

5 Preferentemente, la red 19 forma la capa exterior 14 del cuerpo tubular 10. La red 19 altamente flexible es soportada durante la expansión del cuerpo tubular 10 por el soporte 18 o es respectivamente empujada al estado expandido por éste. Mediante la cooperación entre el soporte 18 y la red 19 se evita que la red 19 no se pliegue suficientemente dentro del vaso sanguíneo 30. El soporte 18 que forma la capa interior 15 soporta la red 19 preferentemente sobre toda la longitud de la red 19.

10 La primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 están unidas puntualmente entre sí. Preferentemente, la unión de la primera estructura de rejilla 11 con la segunda estructura de rejilla 12 se produce por un extremo proximal del cuerpo tubular 10. En particular, la primera estructura de rejilla 11 tiene un extremo proximal 110, que está unido a un extremo proximal 120 de la segunda estructura de rejilla 12.

15 En este contexto se hace notar que en el marco de la solicitud, los elementos dispuestos de forma proximal están dispuestos más cerca de la persona que aplica el dispositivo que los elementos distales.

Preferentemente, la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 tienen respectivamente un extremo proximal 110, 120 que termina oblicuamente. Los alambres 112, 122 de la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 convergen en los extremos proximales 110, 120 dispuestos oblicuamente. Los alambres 112, 122 convergentes están unidos entre sí. Una unión de este tipo de la primera y la segunda estructura de rejilla 11, 12 está representada a modo de ejemplo en la figura 8. La unión de los alambres 112, 122 convergentes de la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 se produce conforme al ejemplo de realización según la figura 8 mediante un manguito de unión 17. Los alambres 112, 122 convergentes de la primera y la segunda estructura de rejilla 11, 12 pueden discurrir paralelamente entre sí o estar trenzados entre sí en la zona del manguito de unión 17. Puede estar previsto además que los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 rodeen completamente los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12 en la zona del manguito de unión 17. Esto corresponde esencialmente a la disposición que se representa en la vista en corte transversal conforme a la figura 6b. A la inversa es también posible que los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12 rodeen completamente los alambres 112 de la primera estructura de rejilla 11 en la zona del manguito de unión 17. Son posibles otros tipos de unión. Por ejemplo, la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente la red 19 y el soporte 18 pueden estar unidos entre sí en una zona central del cuerpo tubular 10. Es imaginable además una unión entre la primera y la segunda estructura de rejilla 11, 12 entre la red 19 y el soporte 18 por un extremo distal del cuerpo tubular 10, por ejemplo en los lazos de la estructura de rejilla. Es posible una unión en la zona oblicua.

35 Preferentemente, las estructuras de rejilla 11, 12 tienen un entramado de alambres, que por un extremo proximal 110, 120 o respectivamente en general por un extremo axial de la respectiva estructura de rejilla 11, 12 discurre oblicuamente. Entramados de alambres de este tipo se describen en el documento DE 10 2009 056 450 publicado con posterioridad, que se debe a la solicitante y se incorpora por referencia en su totalidad a la presente solicitud.

40 Para conseguir la doble función conforme a la invención, a saber por un lado hacer posible una fijación suficiente del cuerpo tubular 10 o respectivamente del estent en el vaso sanguíneo 30 y por otro lado influir selectivamente sobre el flujo hacia dentro de un aneurisma 31, sin favorecer una degeneración de las células musculares de la pared de aneurisma 34, es conveniente un ajuste selectivo de los ángulos de entramado de los distintos entramados de alambres o respectivamente estructuras de rejilla 11, 12. A continuación se describen ejemplos de realización preferidos para ángulos de entramado diferentes:

45 En estents para aneurismas 40 habituales está previsto escoger el ángulo de entramado lo más grande posible, para que el cuello de aneurisma 32 quede cerrado en el mayor grado posible. La desventaja de posibilidades de tratamiento de este tipo consiste en un riesgo aumentado de una hemorragia, debido a la degeneración de las células de la pared de aneurisma y la generación de trombos recientes de tamaño creciente, a un acortamiento axial elevado, que dificulta un posicionamiento de los estents para aneurismas 40 habituales y una adaptación insuficiente a diámetros de vaso variables. En general es válido que la variación de longitud de un estent para aneurismas habitual en caso de una variación de diámetro sea tanto mayor cuanto mayor se haya escogido el ángulo de entramado. Esto dificulta una configuración reproducible y ajustable de estents para aneurismas 40 conocidos.

55 En el dispositivo médico está previsto por ello ventajosamente que el ángulo de entramado esté limitado. Se ha mostrado conveniente en particular que el ángulo de entramado sea de como máximo 70°, en particular como máximo 67°, en particular como máximo 65°, en particular como máximo 63°, en particular como máximo 60°. Aquí, el ángulo de entramado se refiere al ángulo agudo que se forma entre un alambre de la estructura de rejilla y el eje longitudinal del cuerpo tubular 10. Se ha observado que para un ángulo de entramado de 60° se produce un acortamiento de la respectiva estructura de rejilla 11, 12 durante la expansión, es decir durante el paso del cuerpo tubular 10 desde un estado comprimido a un estado expandido, en una medida del 50%. Esto significa que la estructura de rejilla 11, 12 con un ángulo de entramado de 60°, que tiene una longitud en el estado comprimido, es

decir en el interior del sistema de introducción 20, de 40 mm, comprende en el estado expandido, en particular dentro del vaso sanguíneo 30, una longitud de 20 mm o algo más de 20 mm.

Preferentemente está previsto un ángulo de entramado para la primera estructura de rejilla 11 o la segunda estructura de rejilla 12 que es de como máximo 60°, en particular como máximo 59°, en particular como máximo 58°, en particular como máximo 57°, en particular como máximo 56°, en particular como máximo 55°, en particular como máximo 54°, en particular como máximo 53°, en particular como máximo 52°, en particular como máximo 51°, en particular como máximo 50°, en particular como máximo 45°. A través de ello se consigue que el acortamiento del cuerpo tubular 10 se mueva en un intervalo aceptable durante la expansión o respectivamente liberación dentro de un vaso sanguíneo 30. El efecto de acortamiento axial es reducido con ello. Como el cuerpo tubular 10 está habitualmente sobredimensionado, es decir tiene en el estado de fabricación un diámetro de sección transversal mayor que en el estado implantado en el interior del vaso sanguíneo 30, la respectiva estructura de rejilla 11, 12 tiene dentro del vaso sanguíneo 30 un ángulo de entramado de aproximadamente 30° a 50°, de modo que el cuerpo tubular 10 tiene una flexibilidad comparativamente buena.

En este contexto se hace notar que las indicaciones de dimensión para el dispositivo médico, en particular para el cuerpo tubular 10 en el marco de la invención, se refieren por principio al estado de fabricación, siempre que no se indique algo en contra.

La primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente la red 19 y el soporte 18 pueden tener ángulos de entramado diferentes. A través de ello se consigue que durante la expansión del cuerpo tubular 10 se produzcan efectos de acortamiento axial diferentes. En otras palabras, el soporte 18 y la red 19, que tienen ángulos de entramado diferentes, muestran durante la liberación del cuerpo tubular 10 desde un sistema de introducción 20 un comportamiento de acortamiento diferente. Esto es válido también en el estado implantado, cuando sobre el cuerpo tubular 10 actúan oscilaciones de presión sanguínea como consecuencia del flujo pulsátil de sangre. Las dos capas 14, 15, es decir el soporte 18 y la red 19, son influidos por lo tanto diferentemente por el flujo pulsátil de sangre. Aquí puede estar previsto de modo particularmente preferido que entre el soporte 18 y la red 19 o respectivamente entre la capa exterior 14 y la capa interior 15, en particular entre la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12, se forme una ranura 16. La ranura 16 puede actuar como acolchamiento. La ranura se produce por ejemplo por el hecho de que los entramados son unidos puntualmente en una zona y tienen ángulos de entramado diferentes en al menos una zona. El ángulo de entramado puede variar a lo largo del eje longitudinal.

En una variante preferida, el ángulo de entramado del soporte 18 es menor que el ángulo de entramado de la red 19. A través de ello se provoca que la red 19 se acorte, durante la liberación desde un sistema de introducción, en mayor medida que el soporte 18. A través de ello, el posicionamiento del cuerpo tubular 10 puede simplificarse en conjunto, ya que el soporte 18 muestra durante la expansión un efecto de acortamiento axial pequeño. En general, el cuerpo tubular 10 es liberado desde un sistema de introducción 20, al ser guiado el sistema de introducción con el cuerpo tubular 10 comprimido al lugar de tratamiento. El sistema de introducción 20 es retraído a continuación en dirección proximal, frente a lo cual el cuerpo tubular 10 es mantenido en posición fija. Para compensar el acortamiento axial, puede estar previsto empujar un extremo proximal del cuerpo tubular 10 ligeramente en dirección distal simultáneamente con el movimiento proximal del sistema de introducción 20. A través de ello se evita que la capa exterior 14 del cuerpo tubular 10 sea sometida a tracción a lo largo de la pared de vaso 35 del vaso sanguíneo 30 y provoque una lesión en la pared de vaso 35. Mediante el recurso de que el soporte 18 tiene un menor ángulo de entramado que la red 19, se consigue que durante la expansión del cuerpo tubular 10 el extremo proximal 120 de la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente del soporte 18 sólo tenga que ser empujado en una medida pequeña en dirección distal para contrarrestar el acortamiento axial. El posicionamiento del cuerpo tubular 10 o respectivamente del estent de varias capas es facilitado con ello. La red 19 o respectivamente la primera estructura de rejilla 11 sufre por el contrario un acortamiento mayor, con lo que aumenta la finura de malla de la red 19 durante la expansión. De este modo, con un número en conjunto menor de alambres 112, 122 puede conseguirse una finura de malla comparativamente alta.

Además de ello, el elemento exterior, o respectivamente la estructura de rejilla exterior puede mostrar un menor acortamiento axial que el elemento interior o respectivamente la estructura de rejilla interior, de modo que el elemento exterior se apoya bien contra la pared de vaso.

En la figura 9 se muestra la liberación del cuerpo tubular 10 desde un sistema de introducción 20 hacia un vaso sanguíneo 30. Al producirse la liberación de un extremo distal del cuerpo tubular 10, se despliegan primeramente el extremo distal 115 de la primera estructura de rejilla 11 y el extremo distal 125 de la segunda estructura de rejilla 12 al mismo tiempo o respectivamente a la misma altura. Mediante la retracción siguiente del sistema de introducción 20 en dirección proximal se provoca un movimiento relativo entre la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12, ya que al continuar la liberación del cuerpo tubular 10 el efecto de acortamiento axial de la primera estructura de rejilla 11 se manifiesta en mayor medida que en la segunda estructura de rejilla 12. Con ello se produce un desplazamiento proximal de la red 19 respecto al soporte 18. Este desplazamiento proximal de la red 19 respecto al soporte 18 está condicionado por el mayor ángulo de entramado de la red 19. Preferentemente, la red 19 está dispuesta fuera sobre el soporte 18. La red 19 forma con ello la capa exterior 14 de la pared perimetral del cuerpo tubular 10. El soporte 18 forma por el contrario la capa interior 15 de la pared perimetral. Alternativamente,

puede estar previsto que la red 19 forme la capa interior 15 y el soporte 18 la capa exterior 14. Esto tiene la ventaja de que la red 19 puede deslizarse sobre alambres 122 del soporte 18 durante la expansión. La red 19 dispuesta fuera tiene un menor ángulo de entramado que el soporte 18 y con ello también un menor efecto de acortamiento axial que el soporte 18.

5 Cuando la red en la estructuración preferida forma la capa exterior 14, el contacto entre el cuerpo tubular 10 y la pared de vaso 35 del vaso sanguíneo 30 se produce primeramente mediante la red 19. Para la compensación del escaso acortamiento axial del soporte 18, las estructuras de rejilla 11, 12 o respectivamente el extremo proximal del cuerpo tubular 10 son empujados en dirección distal. Entonces, el soporte interior 18 o respectivamente la capa interior 15 se mueve en dirección distal. El soporte 18 puede deslizarse entonces a lo largo de la pared de vaso 35. Como el soporte 18 tiene un ángulo de entramado relativamente pequeño, es posible empujar el soporte 18 a lo largo de la pared de vaso 35, sin que el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 sea apretada. Para el ángulo de entramado comparativamente pequeño del soporte 18, los alambres 18 tienen una componente de dirección que es particularmente marcada en dirección longitudinal, es decir paralelamente al eje longitudinal, del cuerpo tubular 10. A través de ello, empujar el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 no lleva forzosamente a una variación del ángulo de disposición o respectivamente ángulo de entramado de los alambres 122 de la segunda estructura de rejilla 12. Con ello, mediante el pequeño ángulo de entramado del soporte 18 se evita un apriete del soporte 18 al producirse un movimiento distal del soporte 18.

Tras una expansión completa del cuerpo tubular 10, el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 tiene una mayor extensión longitudinal que la red 19 o respectivamente la primera estructura de rejilla 11. La red 19 sufre por lo tanto un mayor efecto de acortamiento axial que el soporte 18, de modo que el soporte 18 en el estado expandido del cuerpo tubular 10 no está cubierto completamente, sino sólo parcialmente o respectivamente por segmentos por la red 19 (figura 10). La red 19 en el estado comprimido es más larga que el soporte 18. En el estado expandido, la longitud de la red 19 y del soporte 18 pueden ser correspondientes o respectivamente la diferencia de longitud puede reducirse.

Debido a los ángulos de entramado diferentes entre la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12, la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente la red 19 y el soporte 18 tienen un comportamiento diferente durante la pulsación del vaso. En el estado implantado en el interior del vaso sanguíneo 30, entre la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente entre la red 19 y el soporte 18 puede formarse una ranura 16, en particular durante la sístole. Debido a la extensión E del vaso sanguíneo 30 durante la sístole, el efecto de acortamiento axial provoca que el soporte 18, que tiene un ángulo de entramado comparativamente pequeño, se estreche al menos por segmentos o respectivamente muestre al menos por segmentos un estrechamiento R. La red 19 no muestra por el contrario durante la sístole y la extensión E del vaso sanguíneo ningún estrechamiento R o muestra al menos uno esencialmente menor. Con ello, entre el soporte 18 y la red 19 se genera una ranura 16 o respectivamente un espacio intermedio o acolchamiento. El comportamiento de las estructuras de rejilla 11, 12 o respectivamente del soporte 18 y de la red 19, con ángulos de entramado diferentes, para una extensión E del vaso sanguíneo se representa a modo de ejemplo en la figura 11.

Preferentemente, la red 19 está adaptada de tal modo que la red 19 puede secundar la pulsación del vaso sanguíneo 30. En particular, la red 19 tiene en comparación con el soporte 18 una movilidad aumentada, que puede conseguirse por ejemplo mediante diámetros de alambre correspondientemente pequeños y/o un ajuste correspondiente del ángulo de entramado. Durante la sístole, es decir al aumentar la presión sanguínea, se provoca un flujo de paso F_D , en que fluye sangre desde el vaso sanguíneo 30 hacia dentro de un aneurisma 31 y lleva a un aumento de volumen en el aneurisma 31. La elevada capacidad de ensanchamiento de la red 19 hace posible entonces que un segmento de la red 19 se mueva radialmente hacia fuera o respectivamente sea desviado radialmente hacia fuera, en que la red 19 secunda por segmentos el movimiento de la sangre. Un flujo de sangre a través de las aberturas de malla de la red 19 es impedido aquí. Preferentemente, la capacidad de ensanchamiento de la red 19 está ajustada de tal modo que la red 19 muestra, en lo relativo a su desviación por el flujo de sangre hacia dentro del aneurisma 31, una inercia o respectivamente una resistencia al flujo de sangre. La red 19 secunda por lo tanto el aumento de presión sanguínea durante la sístole mediante un movimiento radial hacia fuera. El flujo de sangre a través de las aberturas de malla de la red 19 hacia dentro del aneurisma 31 es reducido al mismo tiempo. La desviación radial por segmentos de la red 19 bajo la influencia del aumento sistólico de presión sanguínea se representa en la figura 12. La transmisión de presión se produce sólo hasta un cierto grado, de modo que se llega a la formación de coágulos y a una degeneración disminuida de las células. Mediante la posibilidad de poder ajustar la capacidad de ensanchamiento de la red 19 o respectivamente mediante la elección del ángulo de entramado, puede regularse la transmisión de presión.

El desvío de la red 19 hacia dentro del aneurisma 31 tiene ventajas adicionales. Por un lado, la red 19 flexible hace posible la transmisión de la onda de presión al aneurisma. Ciertamente se dificulta un flujo de sangre hacia dentro del aneurisma. La presión P es transmitida por el contrario al volumen de sangre del aneurisma 31. Mediante ello se mantiene una carga periódica sobre las células de la pared de aneurisma 34, con lo que se actúa contra una degeneración de las células. Al mismo tiempo, el flujo directo de sangre, es decir el flujo de paso F_D , es reducido, con lo que se favorece la endotelialización del cuerpo tubular 10. Debido al flujo de paso F_D reducido, se facilita el asentamiento de células endoteliales y la adhesión de células endoteliales al cuerpo tubular 10. En particular se

facilita el crecimiento en las aberturas de malla de las estructuras de rejilla 11, 12, ya que a través de las aberturas de malla de la primera estructura de rejilla 11 o respectivamente de la red 19 no existe ningún o sólo existe un flujo de paso F_D pequeño.

5 En general se ha observado que es ventajoso poner a disposición una estructura de rejilla que sea flexible, de tal modo que pueda ser desviada al menos por segmentos hacia dentro del aneurisma 31. Esto se hace posible por ejemplo mediante una estructura de rejilla que tiene un ángulo de entramado comparativamente pequeño. Una estructura de rejilla de este tipo sufre sin embargo un estrechamiento R aumentado, cuando el vaso sanguíneo 30, por ejemplo como consecuencia de la pulsación, es sometido a una extensión E. Este efecto no lo muestran estructuras de rejilla con un ángulo de entramado grande. En concreto, una estructura de rejilla con un ángulo de entramado grande hace posible una extensión elevada, sin una variación significativa del diámetro de sección transversal.

Estructuras de rejilla de este tipo no hacen posible sin embargo ningún abombamiento por segmentos, por ejemplo hacia dentro del aneurisma 31.

15 Con el dispositivo conforme a la invención se consiguen ambos efectos, en que las funciones están asociadas a diferentes estructuras de rejilla 11, 12. La segunda estructura de rejilla 12 o respectivamente el soporte 18 hace posible el posicionamiento exacto y seguro del cuerpo tubular 10 en el vaso sanguíneo. La red 19, por el contrario, hace posible influir sobre el flujo de sangre hacia dentro del aneurisma 31, haciéndose posible al mismo tiempo una transmisión de la presión sanguínea. Con ello, se reduce el riesgo posoperatorio de una ruptura del aneurisma 31.

20 En la figura 7 se muestra otro ejemplo de realización del dispositivo médico, en que la red 19 o respectivamente la primera estructura de rejilla 11 tiene diferentes ángulos de entramado. En particular, la primera estructura de rejilla 11 comprende un segmento central 111 y dos segmentos de borde 116, en que el segmento central 111 está dispuesto entre los segmentos de borde 116. En el segmento central 111, la primera estructura de rejilla 11 tiene un menor ángulo de entramado que en los segmentos de borde 116. El ángulo de entramado comparativamente grande en los segmentos de borde 116 lleva a que los segmentos de borde 116 compensen la extensión E del vaso sanguíneo 30, ya que éstos pueden extenderse sin una variación significativa de diámetro. En particular, entre el segmento central 11 y los segmentos de borde 116 se forman segmentos de transición 113, que están resaltados en la figura 7 mediante las líneas de puntos. En los segmentos de transición 113 se produce un acortamiento K, que está orientado en sentido opuesto a la extensión E del vaso sanguíneo 30. El segmento central 11 tiene respecto a los segmentos de borde 116 una capacidad de ensanchamiento mayor, de modo que el segmento central 111 puede mostrar un mayor acortamiento bajo la influencia de un aumento sistólico de presión sanguínea que los segmentos de borde 116. El segmento central 11 puede secundar por lo tanto el aumento de presión sanguínea, de modo que la red 19 o respectivamente la primera estructura de rejilla 11 puede abombarse en el segmento central 111 hacia dentro del aneurisma 31 o respectivamente formar un abombamiento B. Por motivos de claridad, el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 no está representado en la figura 7.

35 Otro ejemplo de realización se representa en la figura 13, en que está previsto que la red 19 tenga una menor extensión longitudinal en comparación con el soporte 18. En particular, en el estado implantado en el interior del vaso sanguíneo 30 la red 19 o respectivamente la primera estructura de rejilla 11 tiene una extensión longitudinal considerablemente más corta que el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12. Preferentemente, el cuerpo tubular 10 está posicionado entonces de tal modo dentro del vaso sanguíneo 30 que el extremo distal 115 de la primera estructura de rejilla 11 o respectivamente de la red 19 está dispuesto en la zona del cuello de aneurisma 32. El extremo distal de la primera estructura de rejilla 115 forma entonces un extremo libre. El extremo proximal 110 de la primera estructura de rejilla 11 está unido por el contrario al extremo proximal 120 de la segunda estructura de rejilla 12. El extremo libre o respectivamente extremo distal 115 de la primera estructura de rejilla 11 puede ensancharse radialmente hacia fuera. En este caso, el extremo distal 115 de la primera estructura de rejilla 11 o respectivamente de la red 19 es desviado radialmente hacia fuera hacia dentro del aneurisma 31 o respectivamente hacia dentro de la zona del cuello de aneurisma 32. En otras palabras, la red 19 puede ser desviada por segmentos hacia dentro del aneurisma 31. La red 19 se mueve por ello, en caso de un aumento sistólico de presión sanguínea, con el aumento de presión sanguínea hacia dentro del aneurisma 31, de modo que se reduce el flujo de paso F_D a través de las aberturas de malla de la red 19. El extremo distal es más largo y asegura la sujeción.

50 Otro ejemplo de realización se representa en la figura 14, en que el cuerpo tubular 10 comprende una pared perimetral que tiene una capa interior 15 y una capa exterior 14. La capa interior 15 está formada por la segunda estructura de rejilla 12, que está conformada como soporte 18. La capa exterior 14 incluye la primera estructura de rejilla 11 y una tercera estructura de rejilla 13, en que la primera estructura de rejilla 11 y la tercera estructura de rejilla 13 forman respectivamente una red 19. La primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 están unidas respectivamente con sus extremos proximales 110, 130 a la segunda estructura de rejilla 12. Los extremos distales 115, 135 de la primera estructura de rejilla 11 y de la tercera estructura de rejilla 13 están dispuestos libremente. El extremo proximal 130 de la tercera estructura de rejilla 13 está unido esencialmente a la altura del extremo distal 115 de la primera estructura de rejilla 11 a la segunda estructura de rejilla 12. Con ello, resulta esencialmente una disposición a modo de escamas de la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13. La primera estructura de rejilla 11 y la tercera estructura de rejilla 13 pueden solaparse también al menos por segmentos o estar dispuestas

separadamente.

La primera estructura de rejilla 11 y la tercera estructura de rejilla 13 o respectivamente las redes 19 pueden tener una función a modo de trampilla. Mediante la libre movilidad de los extremos distales 115, 135, las redes 19 o respectivamente la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 hacen posible una cierta transmisión de presión al aneurisma 31. Al mismo tiempo, la función de trampilla de las redes 19 permite la introducción de dispositivos de tratamiento adicionales en el aneurisma 31. Dispositivos de tratamiento de este tipo puede comprender por ejemplo un catéter para bobinas 21.

Por principio, la invención no está limitada a dos redes 19 o respectivamente dos estructuras de rejilla 11, 13, que forman la capa exterior 14. Antes bien, en el marco de la invención está previsto también que tres o más redes 19 o respectivamente estructuras de rejilla 11, 13 formen la capa exterior 14 de la pared perimetral del cuerpo tubular 10.

En la figura 15a se muestra otro ejemplo de realización, que se diferencia del ejemplo de realización conforme a la figura 14 por el hecho de que la primera estructura de rejilla 11 y la tercera estructura de rejilla 13 están orientadas esencialmente de forma opuesta. En concreto, en el ejemplo de realización conforme a la figura 15a está previsto que la primera estructura de rejilla 11 comprenda un extremo proximal 110 que está unido al extremo proximal 120 de la segunda estructura de rejilla 12. El extremo distal 115 de la primera estructura de rejilla 11 está dispuesto libremente. La tercera estructura de rejilla 13 comprende por el contrario un extremo distal 135 que está unido al extremo distal 125 de la segunda estructura de rejilla 12. El extremo proximal 130 de la tercera estructura de rejilla 13 está dispuesto libremente. Además, en el ejemplo de realización conforme a la figura 15a está previsto que se solapen los extremos libres, es decir el distal 115 de la primera estructura de rejilla 11 y el extremo proximal 130 de la tercera estructura de rejilla 13. Esto es válido al menos para el estado expandido o respectivamente implantado del cuerpo tubular 10. Alternativamente puede estar previsto también que la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 no se solapen en el estado expandido o respectivamente implantado del cuerpo tubular 10, sino más bien que estén dispuestas de forma alineada entre sí, como se representa en la figura 16a.

En el ejemplo de realización conforme a la figura 15a está previsto además de forma ventajosa que las redes 19 o respectivamente la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 se solapen en el estado expandido, pero en el estado comprimido del cuerpo tubular 10 estén dispuestas de forma alineada entre sí. Para ello está previsto ventajosamente que el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 se acorte en mayor medida durante la expansión del cuerpo tubular 10 que las redes 19. Al menos una red 19 o varias redes 19 tienen en particular un menor ángulo de entramado que el soporte 18, de modo que el soporte 18 se acorta fuertemente durante la expansión del cuerpo tubular 10, con lo que en el estado expandido se establece el solapamiento de las redes 19. Mediante el solapamiento se asegura que el cuello de aneurisma 32 esté totalmente cubierto. Al mismo tiempo, la movilidad de los extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 hace posible un movimiento relativo de las dos estructuras de rejilla 11, 13 o respectivamente redes 19 entre sí, de modo que se hace posible una transmisión eficiente de presión al aneurisma 31. Al mismo tiempo, mediante el solapamiento por segmentos de la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13, es aumentada la finura de malla en la zona del cuello de aneurisma 32 y el flujo de sangre hacia dentro del aneurisma 31 es influido positivamente. Para conseguir una finura de malla de este tipo con una única red 19 o respectivamente una única estructura de rejilla 11, es necesario por el contrario un sistema de introducción 20 comparativamente mayor.

La disposición alineada de las redes 19 en el interior del sistema de introducción 20, es decir en el estado comprimido, reduce el diámetro de compresión, de modo que pueden aplicarse sistemas de introducción 20 pequeños (figura 15b).

En el ejemplo de realización conforme a la figura 16a está previsto que las redes 19 dispuestas una frente a otra o respectivamente la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 tengan, a diferencia del ejemplo de realización conforme a la figura 15a, un ángulo de entramado comparativamente mayor. A través de ello se aumenta la finura de malla de las distintas redes 19 o respectivamente de la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13. Una configuración de este tipo provoca que las redes 19 se acorten fuertemente durante la expansión. Para hacer posible un posicionamiento exacto del cuerpo tubular 10 en el vaso sanguíneo, el soporte 18 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 tiene por el contrario ventajosamente un ángulo de entramado comparativamente pequeño, de modo que se reduce el efecto de acortamiento axial.

En el estado expandido o respectivamente implantado del cuerpo tubular 10, la primera estructura de rejilla 11 y la tercera estructura de rejilla 13 o respectivamente las dos redes 19 están dispuestas preferentemente de forma alineada entre sí. En este caso, los extremos libres de la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 pueden tocarse, de modo que el aneurisma 31 o respectivamente el cuello de aneurisma 32 está cubierto completamente por la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13. En el estado comprimido en el interior del sistema de introducción 20, la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 están por el contrario superpuestas, como se representa en la figura 16b. Para conseguir un diámetro de sección transversal lo más pequeño posible a pesar de la superposición o respectivamente el solapamiento de la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 dentro del sistema de introducción 20, está previsto que las redes 19 o respectivamente la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 tengan un número pequeño de alambres. Mediante el ángulo de entramado comparativamente grande, que adoptan la primera y la tercera estructura de rejilla 11, 13 dentro del vaso sanguíneo 30, se asegura también

para un número pequeño de alambres una elevada finura de malla. Además, mediante el número pequeño de alambres es reducido el diámetro de sección transversal en el estado comprimido del cuerpo tubular 10. Las redes pueden estar dispuestas también dentro.

5 Como se ha descrito ya anteriormente, el establecimiento de ángulos de entramado diferentes en capas 14, 15 separadas del cuerpo tubular hace posible la formación de una ranura 16 entre las capas 14, 15. En particular, la red 19 puede separarse del soporte 18 en el estado expandido del cuerpo tubular 10. La formación de una ranura en un dispositivo médico adecuadamente configurado está representada en la figura 17. La ranura 16 hace posible una influencia adicional sobre las condiciones de flujo en el aneurisma 31. Mediante la ranura 16 o respectivamente la distancia entre la red 19 y el soporte 18 se genera esencialmente un acolchamiento, en el que se producen remolinos de flujo, que son provocados por esfuerzos cortantes entre la sangre en el interior del acolchamiento o respectivamente de la ranura 16 y el flujo de vaso F_G . Debido a los remolinos de flujo en la ranura 16 se produce una pérdida de energía, a través de la cual se reducen las velocidades de flujo en el interior del aneurisma 31. En particular, el flujo de vaso F_G no provoca ningún flujo turbulento F_W directo en el aneurisma, sino primeramente remolinos de flujo en la ranura 16. Ciertamente se hace posible un intercambio de sangre entre el vaso sanguíneo 30 y el aneurisma 31, pero las velocidades de flujo están sin embargo reducidas. Al mismo tiempo, la capacidad de ensanchamiento de la red 19 hace posible una transmisión de presión al aneurisma 31, de modo que para la conservación de las células de la pared de aneurisma 34 por un lado llegan a través de la sangre sustancias nutritivas a las células y por otro lado se mantiene una sollicitación mecánica, que contrarresta la degeneración. Al mismo tiempo, la red puede hacer posible una transmisión de presión reducida o respectivamente moderada.

20 Un ejemplo de realización de un sistema completo o respectivamente de un dispositivo con soporte 18 y red 19 se representa en la figura 18. El dispositivo conforme a la figura 18 forma un entramado que puede ser retraído nuevamente debido a la punta oblicua en la zona proximal del dispositivo. En cuanto al dispositivo, se trata de un estent, en particular de un estent para aneurismas. La estructura básica del dispositivo, en particular en la zona de la punta oblicua, se da a conocer en el documento DE 10 2009 056 450 que se debe a la solicitante. En cuanto a la estructura básica, se trata de un entramado de elementos de alambre con una fila de aberturas de malla extremas o respectivamente lazos extremos, que limitan un extremo axial de entramado, en que las aberturas de malla extremas comprenden elementos de alambre exteriores, que forman una arista de terminación 46 del entramado y tienen continuación en elementos de alambre interiores, que están dispuestos dentro del entramado. Un primer segmento de la arista de terminación 46 y un segundo segmento de la arista de terminación 46 tienen respectivamente varios elementos de alambre exteriores, que forman conjuntamente un borde circundante de la arista de terminación 46. El borde está adaptado de tal modo que el extremo axial de entramado del cuerpo hueco puede ser retraído hacia dentro de un sistema de introducción. Los elementos de alambre exteriores del primer segmento para la formación de la arista de terminación 46 están dispuestos inmediatamente uno tras otro a continuación de ésta y tienen respectivamente una primera componente axial, que discurre en la dirección longitudinal del cuerpo hueco. Los elementos de alambre exteriores del segundo segmento para la formación de la arista de terminación 46 están dispuestos inmediatamente uno tras otro a lo largo de ésta y tienen respectivamente una segunda componente axial, que discurre en la dirección longitudinal del cuerpo hueco y es opuesta a la primera componente axial. Ambas componentes axiales están referidas a la misma dirección circundante del borde.

40 Esta estructura del extremo proximal del dispositivo es válida para todos los ejemplos de realización de esta solicitud, en los que el dispositivo tiene una punta oblicua orientada en dirección proximal.

En el ejemplo de realización conforme a la figura 18, la primera estructura de rejilla 11 de la red 19 está dispuesta de forma congruente, es decir coincidentemente superpuesta sobre la segunda estructura de rejilla 12 del soporte 18. La segunda estructura de rejilla 12 del soporte 18 es visible por ello sólo en la zona de la red 19 donde los haces o respectivamente los alambres individuales de las dos estructuras de rejilla 11, 12 no están coincidentemente superpuestos. Los haces o respectivamente los alambres de la segunda estructura de rejilla 12 del soporte 18 están caracterizados en negro en la zona de la red 19 y tienen un mayor diámetro que los alambres de la red 19.

50 En la zona de la punta proximal o respectivamente en el extremo proximal 110 de la primera estructura de rejilla 11 así como en el extremo distal 115 de la primera estructura de rejilla 11, las dos estructuras de rejilla 11, 12 son congruentes, de modo que sólo es visible la primera estructura de rejilla 11 representada encima en la figura 18. La segunda estructura de rejilla 12 está dispuesta debajo de la primera estructura de rejilla 11 en la representación desplegada. En el cuerpo tubular (tridimensional) 10, la primera estructura de rejilla 11 con la red 19 está dispuesta radialmente fuera y la segunda estructura de rejilla 12 del soporte 18 está dispuesta radialmente dentro.

La transición de la red 19 a los haces en la zona de la punta de la primera estructura de rejilla 11 se produce de tal modo que respectivamente cuatro alambres individuales de la red 19 o respectivamente cuatro haces individuales de la red 19 están agrupados en dos haces, que a su vez están agrupados en dirección proximal respectivamente en un haz, a partir del que está formada la estructura de rejilla de la punta. Es posible otro número de alambres o respectivamente haces, que de forma respectiva están combinados entre sí o respectivamente están agrupados sucesivamente. Los haces guiados en dirección proximal discurren hacia la arista 46 y están unidos ahí conforme al documento DE 10 2009 056 450.

La zona de la punta del soporte 19 está estructurada correspondientemente, en que la estructura de rejilla 12 del soporte 18 está formada por alambres individuales con un mayor diámetro que los alambres individuales de la primera estructura de rejilla 11. Alternativamente, la segunda estructura de rejilla 12 puede estar formada también por varios haces constituidos respectivamente por alambres individuales.

- 5 En la zona de la punta, los haces o respectivamente los alambres de las dos estructuras de rejilla 11, 12 discurren por lo tanto paralelamente y están superpuestos coincidentemente. Lo mismo es válido para el extremo distal 115.

En la zona de la red 19, los alambres o respectivamente los haces discurren igualmente de forma paralela, pero no están superpuestos coincidentemente. Antes bien, los alambres de la red 19 se solapan a las celdillas de rejilla formadas por el soporte 18.

- 10 La unión puntual entre la primera estructura de rejilla 11 y la segunda estructura de rejilla 12 se produce en el ejemplo de realización conforme a la figura 18 por fuera de las dos estructuras de rejilla 11, 12. Concretamente, las dos estructuras de rejilla 11, 12 están unidas en la zona de los dos haces extremos 43, 44 comunes, en los que están agrupados todos los alambres de las respectivas estructuras de rejilla 11, 12. Los dos haces extremos 43, 44 se representan en corte transversal en la figura 19. La unión se produce mediante el manguito 17. En vez del
15 manguito 17, los dos haces extremos 43, 44 pueden estar unidos de otro modo. Por ejemplo, los alambres más delgados de la primera estructura de rejilla 11, que forman la capa exterior en el ejemplo de realización conforme a la figura 18, pueden estar colocados y por ejemplo trenzados sobre los alambres más gruesos del soporte 18. Por ejemplo, los alambres más gruesos del soporte 18 están trenzados en un haz interior. Los alambres más delgados de la red 19 o respectivamente de la primera estructura de rejilla 11 están trenzados radialmente por fuera sobre el
20 haz interior. Son posibles otros tipos de unión. Adicional o alternativamente, los alambres pueden estar unidos por un manguito, como por ejemplo por el manguito 17 conforme a la figura 19. El manguito puede estar comprimido sobre los alambres y/o soldado con los alambres. Los alambres pueden estar trenzados y unidos como se ha descrito previamente. Alternativamente, los alambres pueden estar dispuestos también de forma suelta uno junto a otro. Los haces de las dos estructuras de rejilla 11, 12 pueden estar dispuestos también lateralmente uno junto a otro, en que el manguito 17 rodea y une los dos haces, como se representa en la figura 19. El manguito 17 puede ser circular u ovalado en sección transversal, como se representa en el ejemplo conforme a la figura 19. El contorno ovalado favorece la aposición a la pared de vaso.

- 30 Mediante la unión puntual de las dos estructuras de rejilla 11, 12 fuera de la superficie de las estructuras de rejilla 11, 12 se consigue que las estructuras de rejilla 11, 12 estén dispuestas de forma suelta una sobre otra y con ello puedan moverse relativamente entre sí. Al mismo tiempo, las dos estructuras de rejilla 11, 12 están orientadas de tal modo que los patrones de las estructuras de rejilla 11, 12 en combinación mutua forman un patrón común superior, como puede observarse bien en la figura 18.

- 35 La unión entre las dos estructuras de rejilla 11, 12 o respectivamente los dos entramados puede tener lugar también en la zona de los lazos. Por ejemplo, los alambres delgados de la red 19 pueden estar enrollados en torno a los alambres más gruesos del soporte 18 o respectivamente trenzados con éstos. Esto es válido para cualquier número de alambres. Por ejemplo, cada lazo de la red 19 consta de dos alambres, que están enrollados en torno al único alambre del lazo del soporte 18. Es posible otro número de alambres o respectivamente de combinaciones de alambres. Es también posible la unión de los alambres mediante manguitos.

- 40 Otras posibilidades de unión puntual de las dos estructuras de rejilla 11, 12 consisten en que la unión se produzca sólo en la zona de la arista de terminación 46, por ejemplo por trenzado. Otra unión puntual puede conseguirse mediante el recurso de que los alambres de las dos estructuras de rejilla 11, 12 están trenzados o unidos de otro modo, por ejemplo soldados, en toda la zona oblicua o respectivamente en toda la zona de la punta. La zona de la punta termina ahí donde las dos estructuras de rejilla 11, 12 pasan a la zona de la superficie envolvente cilíndrica cerrada. El extremo distal puede tener de modo correspondiente una unión puntual entre las dos estructuras de
45 rejilla 11, 12.

- Otro ejemplo de realización para un dispositivo conforme a la invención está mostrado en la figura 21, en la que se emplea un soporte 18 conforme a la figura 20. El soporte 18 conforme a la figura 20 está adaptado para estar unido en una zona central a otro entramado, en particular a otra estructura de rejilla. Para ello, la segunda estructura de rejilla 12 del soporte 18 tiene lugares de anclaje fijo 45, a los cuales puede ser fijada la primera estructura de rejilla
50 11 con la red 19. En este caso, la constitución básica de la estructura de rejilla 12 del soporte 18 corresponde a la constitución básica conforme a la figura 18 o respectivamente al documento DE 10 2009 056 450, al menos en lo que respecta a la zona de la punta.

En la zona de los lugares de anclaje fijo 45, los alambres del soporte 18 están trenzados y discurren esencialmente de forma paralela al eje longitudinal del dispositivo.

- 55 La estructura combinada está representada en la figura 21, en que la primera estructura de rejilla 11 con la red 19 está dispuesta radialmente fuera en el cuerpo tubular (tridimensional) 10 y el soporte 18 está dispuesto radialmente dentro. La primera estructura de rejilla 11 con la red 19 se solapa a la segunda estructura de rejilla 12 parcialmente, no teniendo lugar ningún solapamiento en la zona de la punta o respectivamente de la arista de terminación 46. Por

ello, en la figura 21 es visible en la zona de la punta la estructura de rejilla 12 del soporte 18. Como en el ejemplo de realización conforme a la figura 18, la estructura de rejilla 12 del soporte 18 continúa en la zona de la red 19 y puede reconocerse bien debajo de la red 19 por los alambres o haces más gruesos, que están caracterizados en negro. En el extremo distal 115, los lazos extremos de la primera estructura de rejilla 11 cubren el extremo distal de la segunda estructura de rejilla 12 del soporte 18.

La unión puntual de las dos estructuras de rejilla 11, 12 se produce mediante el recurso de que en la zona de los elementos trenzados del soporte o respectivamente de los lugares de anclaje fijo 45, los alambres de la estructura de red 19 convergen. En la zona de los lugares de anclaje fijo 45, los alambres de las dos estructuras de rejilla 11, 12 discurren paralelamente entre sí y están orientados paralelamente al eje del estent. Los alambres, en la zona de los lugares de anclaje fijo 45, pueden estar trenzados o unidos de otro modo, por ejemplo por soldadura autógena, adhesión, soldadura con material de aportación o por un medio separado, tal como un manguito de unión, en particular un manguito de unión en forma de c. El manguito de unión en forma de c tiene la ventaja de que los dos sistemas o respectivamente estructuras de rejilla 11, 12 pueden solaparse primeramente durante la fabricación y luego ser unidos mediante el manguito. Alternativamente, los alambres más gruesos del soporte 18 pueden ser rodeados por los alambres más delgados de la red 19 o respectivamente ser trenzados con éstos y a saber en la zona de los lugares de anclaje fijo 45.

Alternativamente, la unión puede producirse también en entrecruzamientos del soporte 19. Es común a estas formas de realización que la unión de las dos estructuras de rejilla 11, 12 se produce puntualmente, es decir no sobre toda la superficie de las dos estructuras de rejilla, sino sólo en una zona limitada. En cuanto a la unión puntual conforme a la figura 21 se trata de una unión lineal en dirección perimetral, que está compuesta por puntos de unión o respectivamente lugares de unión individuales. Los puntos de unión están formados por ejemplo en los lugares de anclaje fijo 45, donde las dos estructuras de rejilla están unidas entre sí de forma localmente limitada.

El extremo distal de la red 19 puede tener extremos abiertos. La ventaja aquí es su fabricación sencilla. El extremo distal puede tener sin embargo también lazos cerrados. Adicionalmente a la unión proximal en la zona de los lugares de anclaje fijo 45, puede producirse también una unión puntual en el extremo distal de la red.

La invención es apropiada para intervenciones endovasculares, en particular para el tratamiento de aneurismas en vasos sanguíneos. Preferentemente, el dispositivo médico está conformado para ello como estent. Aquí, la invención no está limitada a un dispositivo médico o a un estent, que comprende estructuras de rejilla entrelazadas. Antes bien, las estructuras de rejilla pueden estar formadas también por corte de una estructura correspondiente a partir de un material macizo, en particular un material macizo tubular. El empleo de entramados de rejilla o respectivamente entramados de alambres es ventajoso en lo relativo a la elevada finura de malla preferida.

En las figuras 22 y 23 se representa que el entramado múltiple con entramado exterior con movilidad relativa o respectivamente capa exterior 14 con movilidad relativa en dirección axial – y radial – es apropiado para el tratamiento de diversos tipos de aneurisma. Como se representa, el entramado múltiple es apropiado para el tratamiento de aneurismas fusiformes, que se desarrollan en forma de husillo sobre todo el perímetro del vaso. En el caso de un aneurisma fusiforme, la capa exterior 15 o respectivamente la segunda estructura de rejilla 12 forma, como se ha descrito previamente, el soporte 18, que posiciona el sistema en el vaso. La capa interior 15 se apoya en la pared de vaso 35, como se muestra en la figura 22, corriente arriba y corriente abajo del aneurisma 31 a tratar. La capa exterior 14 se ensancha uniformemente sobre todo el perímetro del cuerpo tubular 10 y se separa de éste, como se muestra en la figura 22. A través de ello se forma una ranura anular 16 en la zona del aneurisma fusiforme, que procura que el flujo de sangre se haga turbulento en esta zona. La fijación localmente limitada de la capa exterior 14 por un lado y la escasa rigidez de la capa exterior 14 por otro lado hacen posible el ensanchamiento a modo de husillo de la capa exterior 14, de modo que la capa exterior 14 sobresale al menos parcialmente hacia dentro del aneurisma fusiforme. Las posibilidades de fijación localmente limitada están descritas previamente y se dan a conocer en conexión con este ejemplo de realización. La rigidez de la capa exterior 14 es menor que la rigidez de la capa interior 15. La capa exterior 14 es más flexible que la capa interior 15.

En caso de un aneurisma lateral (aneurisma sacular), la capa exterior 14 se mueve lateralmente apartándose de la capa interior 15, como se representa por ejemplo en la figura 12. La capa exterior 14 es presionada para ser apartada del lado, en el que no hay ningún aneurisma, y se abomba hacia dentro del cuello del aneurisma.

El modo de funcionamiento, descrito en conexión con la figura 22, del entramado múltiple se da a conocer y se reivindica en conexión con todos los ejemplos de realización.

El abombamiento o respectivamente el ensanchamiento de la capa exterior 14 o respectivamente del entramado exterior puede establecerse automáticamente mediante un acondicionamiento correspondiente en el marco de un tratamiento térmico, cuando el cuerpo tubular 10 es liberado desde el catéter. Esto significa que el entramado exterior o respectivamente la capa exterior 14 está ensanchado en el estado en reposo, es decir se separa de la capa interior 15. Aquí, el ensanchamiento del entramado exterior puede estar grabado en una zona central del entramado exterior o respectivamente estar grabado exclusivamente en una zona central del entramado exterior. La forma del ensanchamiento puede estar adaptada, como se representa en la figura 22, al tratamiento de un aneurisma fusiforme y extenderse anularmente en torno al cuerpo tubular 10 o respectivamente tener forma de

husillo. Alternativamente, la forma del ensanchamiento puede adaptarse al tratamiento de un aneurisma sacular y desarrollarse sólo lateralmente o respectivamente sólo por un lado del cuerpo 10. La capa exterior 14 o respectivamente el entramado exterior puede ser conformado por ejemplo sobre una cúpula correspondientemente abombada y ser tratado térmicamente. Los extremos del entramado o respectivamente las zonas extremas del entramado de la capa exterior 14 permanecen en contacto con el entramado de la capa interior 15. Esto significa que las zonas extremas de la capa exterior 14 se encuentran sobre el mismo plano o respectivamente la misma superficie envolvente que el entramado de la capa interior 15. En la zona central o respectivamente en general entre las zonas extremas, el entramado de la capa exterior 14 se separa de la capa interior 15.

Alternativa o adicionalmente a ello, el ensanchamiento, como se ha descrito anteriormente, puede derivarse del diferente ángulo de entramado entre la capa interior 15 y la capa exterior 14 o respectivamente entre los respectivos entramados.

El ensanchamiento forzoso anteriormente descrito de la capa exterior 14 mediante un tratamiento térmico correspondiente se da a conocer y se reivindica como una posible opción en conexión con todos los ejemplos de realización. Además, en este contexto se da a conocer y se reivindica que al menos la capa exterior 14 o respectivamente el entramado de la capa exterior 14 está fabricado a partir de un material con memoria de forma, por ejemplo a partir de Nitinol u otro material con memoria de forma habitualmente empleado en el ámbito de la técnica médica, que hace posible una modificación de forma inducida por calor. Alternativamente, la modificación de forma forzada puede conseguirse también mediante una deformación elástica del entramado de la capa exterior 14.

Como se ha explicado previamente, el entramado de la capa exterior 14 o respectivamente el entramado exterior puede separarse de la capa interior 15, ya que la capa exterior 14 es relativamente blanda o respectivamente más flexible que la capa interior 15 y puede moverse en el flujo. Alternativamente, el entramado de la capa exterior 14 puede tener una estructura estable. En particular, el entramado de la capa exterior 14 puede tener alambres de refuerzo, que limitan la movilidad radial del entramado de la capa exterior 14. A través de ello se forma una ranura estable entre la capa exterior 14 y la capa interior 15, en que el entramado de la capa exterior 14 no se mueve o se mueve poco en el flujo de sangre. En esta forma de realización, la estabilidad radial o respectivamente la rigidez de la capa exterior 14 corresponde aproximadamente a la estabilidad radial o respectivamente la rigidez de la capa interior 15. Esto significa que son necesarias aproximadamente las mismas fuerzas para el ensanchamiento de la capa exterior 14 y para el ensanchamiento de la capa interior 15. El entramado exterior estable o respectivamente la capa exterior 14 estable es apropiado en particular en conexión con la forma de realización previamente descrita, en la que la forma de la capa exterior 14 está abombada radialmente hacia fuera en el estado de reposo o respectivamente en la que el abombamiento hacia fuera está grabado y la ranura 16 entre la capa exterior 14 y la capa interior 15 se forma automáticamente durante la liberación desde el catéter. La formación automática de la ranura 16 significa en general que el ensanchamiento de la capa exterior 14 es provocado por fuerzas internas o al menos predominantemente por fuerzas internas de la capa exterior 14. Este proceso puede ser apoyado por las fuerzas externas aplicadas por el flujo de sangre. El ensanchamiento se deriva sin embargo en esta forma de realización en primer término de las propiedades del material con memoria de forma y de las fuerzas internas asociadas a ellas.

En la figura 23 se muestra otro ejemplo de realización de la invención, en el que el entramado de la capa exterior 14 o respectivamente en general la capa exterior 14 tiene un contorno ondulado en sección transversal. En general, la distancia entre la capa exterior y la interior 14, 15 varía, en que la distancia crece y decrece de forma alterna. El contorno ondulado ralentiza de forma particularmente efectiva el flujo en el aneurisma 31. La estructura ondulada puede tener al menos dos crestas o respectivamente picos de onda y un valle de onda situado entremedias. En el ejemplo de realización conforme a la figura 23 están formados cuatro picos del contorno ondulado. Es posible otro número de picos o respectivamente crestas de onda. Como puede observarse en la figura 23, las crestas de onda tienen diferente altura. En la dirección proximal y distal del cuerpo tubular 10 decrece la altura de las crestas de onda. En la zona central del contorno ondulado las crestas de onda tienen la máxima altura. El contorno exterior de las crestas de onda, que está determinado por sus picos o respectivamente por los segmentos más alejados de la capa interior 15, corresponde aproximadamente a la forma del aneurisma a tratar. El contorno exterior (superficie envolvente) del contorno ondulado está adaptado a la forma del aneurisma.

Los valles de onda pueden estar separados al menos parcialmente de la capa interior 15. Todos los valles de onda pueden estar separados de la capa interior 15. Alternativamente, los valles de onda pueden tocar al menos parcialmente la capa interior 15. Todos los valles de onda pueden tocar la capa interior 15.

Los lugares de contacto entre los valles de onda y la capa interior 15 pueden estar realizados mediante uniones entre los entramados de la capa exterior 14 y de la capa interior 15. Esto es válido para una parte de los valles de onda o para todos los valles de onda. El entramado de la capa exterior 14 puede estar unido por algunos lugares separados entre sí en dirección axial al entramado de la capa interior 15. Esto puede conseguirse por ejemplo mediante manguitos, manguitos de compresión o mediante otras técnicas de unión, por ejemplo uniones materiales cohesivas. Los manguitos pueden tener por ejemplo forma de c y ser colocados a posteriori, es decir tras el entrelazado para la unión de los dos entramados o respectivamente de los entramados múltiples.

Alternativa o adicionalmente, la estructura ondulada puede ser preconditionada mediante un tratamiento térmico, que forma que se establece la estructura ondulada en el estado de reposo. Para ello se emplea un material con memoria de forma en sí conocido, tal como Nitinol. Es posible una conformación puramente mecánica, en que la forma ondulada se extiende dentro del catéter y adopta nuevamente el estado de reposo ondulado al producirse la liberación.

Una estructuración particularmente importante de este ejemplo de realización, al que sin embargo no está limitada la invención, consiste en que aquellas zonas que se deben expandir radialmente hacia fuera tienen una estructura de entramado distinta que aquellas zonas del contorno ondulado o respectivamente de la estructura ondulada que forman los valles de onda, en particular aquellas zonas que deben permanecer en contacto con el entramado de la capa interior 15. Por ejemplo, el ángulo de entramado en las zonas que se deben separar, en particular en la zona de las crestas de onda, puede ser más pequeño que el ángulo de entramado de las zonas que no se deben separar, en particular en la zona de los valles de onda. Un entramado que tiene un ángulo de entramado relativamente pequeño puede ser ensanchado de forma comparativamente fácil. Al producirse el ensanchamiento, el ángulo de entramado aumenta debido a la compresión axial durante el ensanchamiento. Aquellas zonas que son radialmente más estables y por ello pueden ser ensanchadas con menor facilidad, tienen un ángulo de entramado más grande. Estas son las zonas en las que se establecen los valles de onda de la estructura. Por ejemplo, el ángulo de entramado en la zona de los valles de onda puede ser mayor de 45° y en la zona de las crestas de onda menor de 45°.

Las zonas con un ángulo de entramado pequeño o respectivamente un menor ángulo de entramado que en otras zonas van asociadas a un acortamiento axial menor durante la expansión. Esto significa un ensanchamiento radial mayor para una compresión axial menor. Esto lleva a que en caso de una compresión axial de la capa interior las zonas con el ángulo de entramado pequeño (crestas de onda) deben ensancharse hacia fuera, para que la estructura se acorte a la vez. La capa exterior debe acortarse realmente, cuando está unida de forma distal a la capa interior o cuando la capa interior la aprieta hacia fuera contra la pared de vaso y por ello la bloquea.

Las posibilidades previamente citadas de conformación de la estructura ondulada pueden estar combinadas parcialmente o también todas entre sí. Por ejemplo, la estructura ondulada puede ser generada a partir de una combinación de tratamiento térmico (pregrabado del contorno) y/o ángulos de entramado diferentes y/o uniones mecánicas entre la capa interior y la exterior 15, 14.

En relación con el desplazamiento de la capa exterior 14 con respecto a la capa interior 15, se da a conocer que los entramados también pueden estar desplazados entre sí en el estado de reposo. Esto significa que el extremo proximal de uno de los entramados está dispuesto de forma desplazada respecto al extremo proximal del otro entramado. Adicional o alternativamente, también los extremos de entramado distales de los dos entramados o respectivamente de los entramados múltiples pueden estar desplazados entre sí en dirección axial en el estado de reposo. Concretamente, el extremo proximal del entramado de la capa exterior 14 y/o el extremo distal del entramado de la capa exterior 14 pueden estar dispuestos de forma desplazada axialmente hacia dentro respectivamente con relación a los extremos proximales o respectivamente distales del entramado de la capa interior 15.

El entramado de la capa exterior 14 puede tener al menos 1,5 veces el número de alambres que tiene el entramado de la capa interior 15, en particular al menos 2 veces el número de alambres, en particular al menos 3 veces el número de alambres, en particular al menos 4 veces el número de alambres que tiene el entramado de la capa interior 15. Estos intervalos de número de alambres se dan a conocer y se reivindican en conexión con todos los ejemplos de realización.

La estructura ondulada tiene la ventaja de una compresibilidad axial elevada. A través de ello, el entramado de la capa exterior 14 puede adaptarse bien a diferentes longitudes y anchuras de aneurisma.

La ranura 16, que se establece al menos durante el uso entre el entramado de la capa interior 15 y el entramado de la capa exterior 14, realiza una transición continua en el extremo proximal y/o distal de la ranura 16 a la superficie envolvente del cuerpo tubular 10. Esto se representa por ejemplo en la figura 12 o en la figura 22. Lo mismo es válido en el caso del tratamiento de un aneurisma sacular en dirección perimetral. También aquí la ranura o respectivamente la zona de entramado separada de la capa exterior 14 realiza una transición continua a la superficie envolvente del cuerpo 10. Algo distinto es el caso para el tratamiento de un aneurisma fusiforme, en el que una ranura anular 16 que se extiende en dirección perimetral se forma o está preconditionada entre la capa interior 15 y la capa exterior 14. La anchura máxima de ranura, es decir la distancia entre la capa interior 15 y la capa exterior 14 es de un 50% del diámetro expandido del cuerpo tubular. El diámetro expandido se refiere al cuerpo tubular libre, sobre el que no actúan fuerzas exteriores, y que por lo tanto no está dispuesto dentro del vaso. La anchura mínima de ranura es de un 5% del diámetro expandido del cuerpo tubular 10. También aquí es válida la misma definición del diámetro expandido, como se ha descrito previamente. Por ejemplo, la anchura de ranura puede ser de como máximo un 45% del diámetro expandido, en particular como máximo un 40%, en particular como máximo un 35%, en particular como máximo un 30%, en particular como máximo un 25%, en particular como máximo un 20%, en particular como máximo un 15%, en particular como máximo un 10% del diámetro expandido. El límite inferior de ranura puede ser de al menos un 5%, en particular al menos un 10%, en particular al menos un 15%, en particular al

menos un 20% del diámetro expandido del cuerpo tubular 10. Los límites inferiores y superiores previamente citados pueden combinarse entre sí.

5 El dispositivo puede tener varios estratos, que se extienden a modo de capas sobre el perímetro del cuerpo 10 y se solapan entre sí, en particular se solapan parcialmente entre sí. Entre los distintos estratos está formada respectivamente una ranura 16. En el caso de tres estratos se forman 2 ranuras, en el caso de 4 estratos 3 ranuras, etc.

10 Particularmente en el tratamiento de aneurismas fusiformes es ventajoso que el estrato exterior o respectivamente la capa exterior 14 esté situado cerca de la pared interior del aneurisma, o incluso entre en contacto con ésta. La estructura de rejilla del estrato exterior estabiliza a través de ello la pared del aneurisma y ralentiza el flujo cerca de la pared.

15 Adicionalmente puede estar previsto un estrato intermedio o respectivamente una capa intermedia 14a, que durante el uso está separado del estrato interior o respectivamente la capa interior 15 y del estrato exterior o respectivamente la capa exterior 14. El estrato intermedio está dispuesto durante el uso dentro del aneurisma. El estrato interior está alineado con el cuello del aneurisma. Pueden estar previstos varios estratos intermedios o respectivamente capas intermedias 14a, que sobresalen hacia dentro del aneurisma y ralentizan progresivamente el flujo. Esta realización es apropiada en particular para aneurismas fusiformes, ya que éstos pueden ser rellenados difícilmente con bobinas. Esto ofrece una posibilidad sencilla de introducir material en forma de capas de entramado dentro del aneurisma.

20 Las capas de entramado que sobresalen hacia dentro del aneurisma forman capas exteriores, que como capas formadoras de trombos contribuyen al cierre del aneurisma.

25 El diferente ensanchamiento o respectivamente el diferente grado de separación de las capas y con ello la formación de ranuras entre las distintas capas puede conseguirse mediante ángulos de entramado distintos de las capas. Adicional o alternativamente, la formación de ranuras puede conseguirse, en caso de empleo de un material con memoria de forma, mediante el recurso de que en las capas son grabados diferentes diámetros mediante un tratamiento térmico apropiado, en sí conocido.

30 En el ejemplo conforme a la figura 24, la capa exterior 14 está al menos parcialmente en contacto con la pared de aneurisma. Aquí, el extremo distal de la capa exterior 14 se encuentra dentro del aneurisma o al menos en el extremo del cuello de aneurisma. La ventaja de esta configuración, en la que la capa exterior 14 no se extiende sobre el cuello de aneurisma hacia fuera entrando en el vaso, consiste en que el extremo distal de la capa exterior 14 puede expandirse libremente y toda la capa exterior puede apoyarse de forma segura en la pared del aneurisma. Constructivamente esto se consigue mediante el recurso de que la capa exterior 14 es axialmente más corta que el cuerpo 10 y/o que una capa intermedia 14a opcional. La capa exterior 14 puede ser al menos un 10%, en particular al menos un 20%, en particular al menos un 30%, en particular al menos un 40%, en particular al menos un 50%, en particular al menos un 60%, en particular al menos un 70% más corta que el cuerpo 10.

35 El extremo distal del estrato exterior o respectivamente de la capa exterior 14 puede extenderse alternativamente como el estrato central de forma distal más allá del cuello de aneurisma. Aquí, el estrato es apretado por el entramado interior o respectivamente la capa interior 15 contra la pared de vaso y es fijado con ello. Cuando el extremo distal está fijado por el estrato interior o respectivamente la capa interior 15, la expansión del estrato exterior o respectivamente la capa exterior 14 hacia dentro del aneurisma depende en mayor grado del ángulo de entramado.

40 Cuando se debe establecer una ranura 16 definida, hay que bloquear el extremo distal y el proximal. Para ello está prevista una capa exterior 14 correspondientemente larga. Cuando la expansión debe ser libre para el apoyo contra la pared, hay que escoger la longitud de la capa exterior 14 de tal modo que no se produzca ningún bloqueo de la capa exterior 14.

45 Por regla general, sólo los extremos proximales de los estratos o respectivamente capas 14, 14a, 15 están unidos entre sí. El bloqueo de los extremos distales, cuando se desea, se produce por fricción durante el uso. Esta construcción es técnicamente sencilla. El entramado sólo se deforma poco. Cuando el bloqueo en el extremo distal se produce por fricción, los entramados pueden desplazarse relativamente entre sí durante el posicionamiento y a saber por el extremo distal, lo que reduce el riesgo de deformación y favorece la adaptación a la anatomía.

50 Cuando por el contrario el extremo distal de las capas está unido, se consigue un bloqueo seguro y la formación de ranuras es controlable de forma precisa mediante los ángulos de entramado diferentes.

Estas realizaciones se refieren al caso en que el cuerpo 10 consta tanto de solo 2 estratos, la capa interior 15 y la capa exterior 14, o de más de 2 o 3, etc., estratos.

Lista de símbolos de referencia

55 10 Cuerpo tubular

	11	Primera estructura de rejilla
	12	Segunda estructura de rejilla
	13	Tercera estructura de rejilla
	14	Capa exterior
5	14a	Capa intermedia
	15	Capa interior
	16	Ranura
	17	Manguito de unión
	18	Soporte
10	19	Red
	20	Sistema de introducción
	21	Catéter para bobinas
	30	Vaso sanguíneo
	31	Aneurisma
15	32	Cuello de aneurisma
	34	Pared de aneurisma
	35	Pared de vaso
	36	Zona de flujo incidente
	40	Estent para aneurismas habitual
20	41	Primer alambre
	42	Segundo alambre
	43	Haz extremo de la primera estructura de rejilla 11
	44	Haz extremo de la segunda estructura de rejilla 12
	45	Lugares de anclaje fijo
25	46	Arista de terminación
	110	Extremo proximal de la primera estructura de rejilla 11
	111	Segmento central
	112	Alambre de la primera estructura de rejilla 11
	113	Segmento de transición
30	115	Extremo distal de la primera estructura de rejilla 11
	116	Segmento de borde
	120	Extremo proximal de la segunda estructura de rejilla 12
	122	Alambre de la segunda estructura de rejilla 12
	125	Extremo distal de la segunda estructura de rejilla 12
35	130	Extremo proximal de la tercera estructura de rejilla 13
	135	Extremo distal de la tercera estructura de rejilla 13
	F_G	Flujo de vaso
	F_W	Flujo turbulento
	F_D	Flujo de paso
40	B	Abombamiento
	E	Extensión del vaso sanguíneo 30
	K	Acortamiento del segmento de transición 113
	P	Presión
	W	Ensanchamiento del vaso sanguíneo 30
45	R	Estrechamiento

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo médico para su uso en vasos sanguíneos con un diámetro de sección transversal de 2 mm a 6 mm con un cuerpo tubular al menos por segmentos (10), que puede ser llevado de un estado comprimido a un estado expandido y comprende una pared perimetral con al menos una primera estructura de rejilla (11) y una segunda estructura de rejilla (12), formando la primera estructura de rejilla (11) y la segunda estructura de rejilla (12) capas separadas (14, 15) de la pared perimetral, que están dispuestas coaxialmente una dentro de otra y están unidas al menos puntualmente entre sí de tal modo que la primera estructura de rejilla (10) y la segunda estructura de rejilla (12) pueden moverse relativamente entre sí al menos por segmentos,
- 5 **caracterizado porque**
- 10 la primera estructura de rejilla (11) y la segunda estructura de rejilla (12) están formadas en cada caso por alambres (112, 122) entrelazados entre sí y tienen cada una mallas cerradas, siendo la abertura de malla de la primera estructura de rejilla (11) menor que la abertura de malla de la segunda estructura de rejilla (12), y formando la segunda estructura de rejilla (12) una capa exterior (14) del cuerpo tubular (10) y presentando como máximo 32 alambres (112, 122) con un diámetro de sección transversal de al menos 40 µm.
- 15 2. Dispositivo médico según la reivindicación 1,
- caracterizado porque**
- la primera estructura de rejilla (11) tiene un extremo proximal (110), que está unido a un extremo proximal (120) de la segunda estructura de rejilla (12) de tal modo que extremos distales (115, 125), dispuestos cada uno de forma opuesta a los extremos proximales (110, 120), de la primera y de la segunda estructura de rejilla (11, 12) pueden moverse relativamente entre sí.
- 20 3. Dispositivo médico según las reivindicaciones 1 o 2,
- caracterizado porque**
- la primera estructura de rejilla (11) y la segunda estructura de rejilla (12) tienen al menos por segmentos ángulos de entramado iguales en un estado de fabricación.
- 25 4. Dispositivo médico según las reivindicaciones 1 o 2,
- caracterizado porque**
- la primera estructura de rejilla (11) y la segunda estructura de rejilla (12) tienen al menos por segmentos ángulos de entramado diferentes entre sí en un estado de fabricación.
- 30 5. Dispositivo médico según una de las reivindicaciones anteriores,
- caracterizado porque**
- entre la primera estructura de rejilla (11) y la segunda estructura de rejilla (12), en un estado radialmente expandido del cuerpo tubular (10), está conformada al menos por segmentos una ranura (16).
- 35 6. Dispositivo médico según una de las reivindicaciones anteriores,
- caracterizado porque**
- la primera estructura de rejilla (11) tiene un mayor número de alambres (112) que la segunda estructura de rejilla (12).
- 40 7. Dispositivo médico según una de las reivindicaciones anteriores,
- caracterizado porque**
- la primera estructura de rejilla (11) tiene una extensión longitudinal axial que es menor que una extensión longitudinal axial de la segunda estructura de rejilla (12), de tal modo que la primera estructura de rejilla (11) cubre la segunda estructura de rejilla (12) por segmentos, en particular en al menos un 20 %, en particular en al menos un 30 %, en particular en al menos un 40 %, en particular en al menos un 50 %, en particular en al menos un 60 %.
- 45 8. Dispositivo médico según una de las reivindicaciones anteriores,
- caracterizado porque**
- el cuerpo tubular (10) tiene una tercera estructura de rejilla (13), que conjuntamente con la primera estructura de rejilla (11) forma la capa exterior (14) del cuerpo tubular (10).
- 50 9. Dispositivo médico según la reivindicación 8,
- caracterizado porque**
- la primera estructura de rejilla (11) está unida por un extremo proximal (110) y la tercera estructura de rejilla (13) por un extremo distal (135) a la segunda estructura de rejilla (12), que forma la capa interior (15) del cuerpo tubular (10) y/o porque la primera estructura de rejilla (10) y la tercera estructura de rejilla (13) se solapan al menos por segmentos en un estado radialmente comprimido o en un estado radialmente expandido.
- 55 10. Dispositivo médico según una de las reivindicaciones 8 o 9,
- caracterizado porque**
- la primera estructura de rejilla (11) y la tercera estructura de rejilla (13) comprenden cada una de ellas un extremo proximal (110, 130), que está unido a la segunda estructura de rejilla (12), estando el extremo proximal (110) de la primera estructura de rejilla (11) dispuesto separado del extremo proximal (130) de la tercera estructura de rejilla (13).

11. Dispositivo médico según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque

5 la primera estructura de rejilla (11) comprende un segmento central (111) y dos segmentos de borde (116) que delimitan el segmento central, teniendo la primera estructura de rejilla (11) en el segmento central (111) un menor ángulo de entramado que en los segmentos de borde (116).

12. Sistema para aplicaciones médicas con un dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores y con un sistema de introducción (20), que comprende un elemento de introducción flexible, en particular un alambre de guía, estando el elemento de introducción acoplado o siendo acoplable al dispositivo.

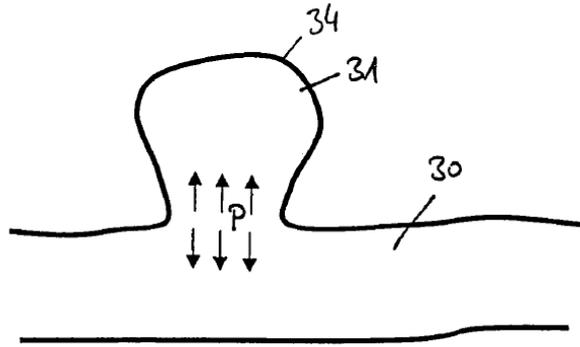


Fig. 1a

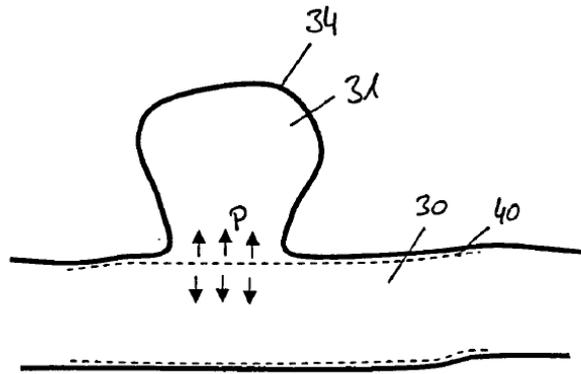


Fig. 1b

(Estado de la técnica)

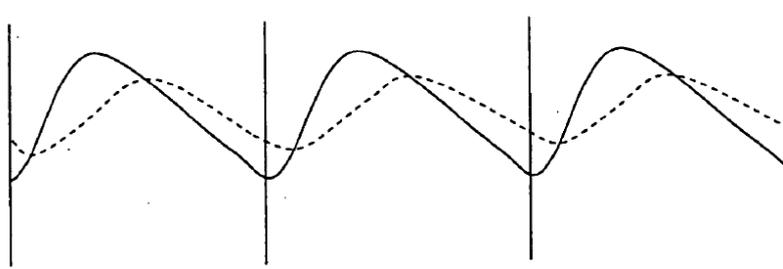


Fig. 1c
(Estado de la técnica)

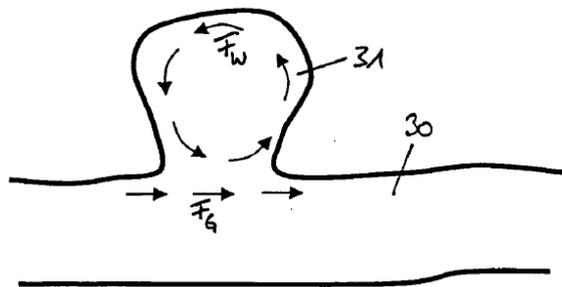


Fig. 2a

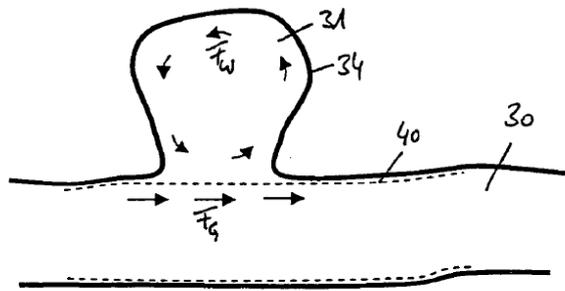
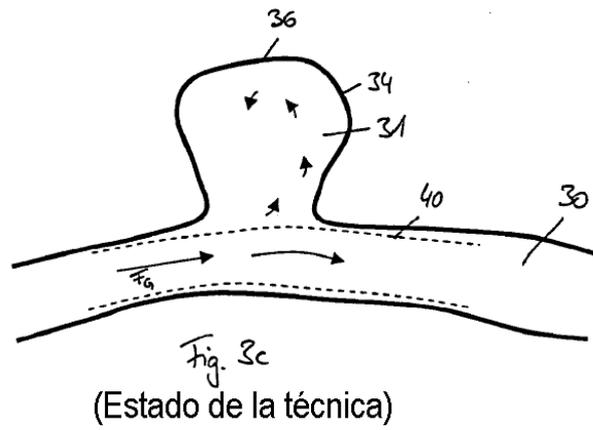
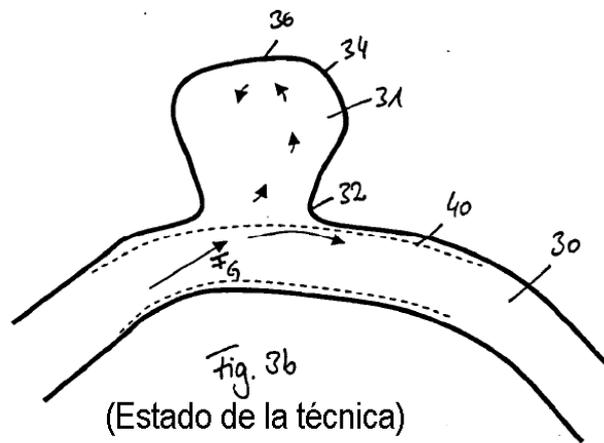
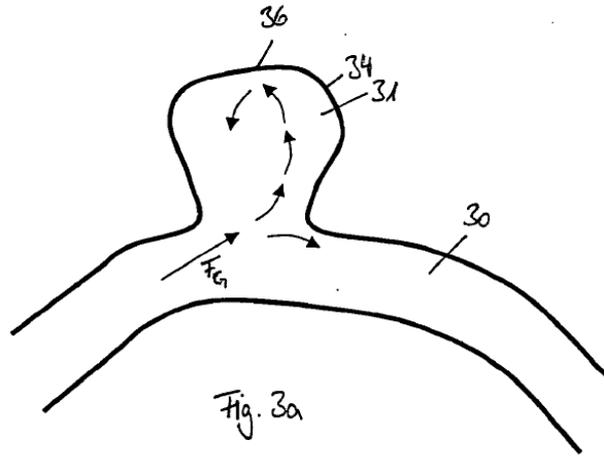


Fig. 2b
(Estado de la técnica)



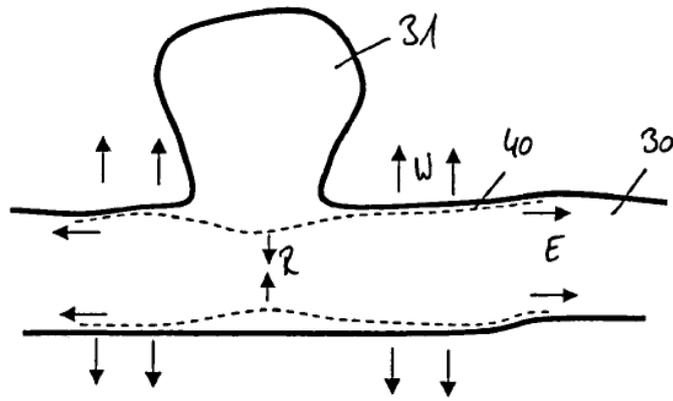


Fig. 4a
(Estado de la técnica)

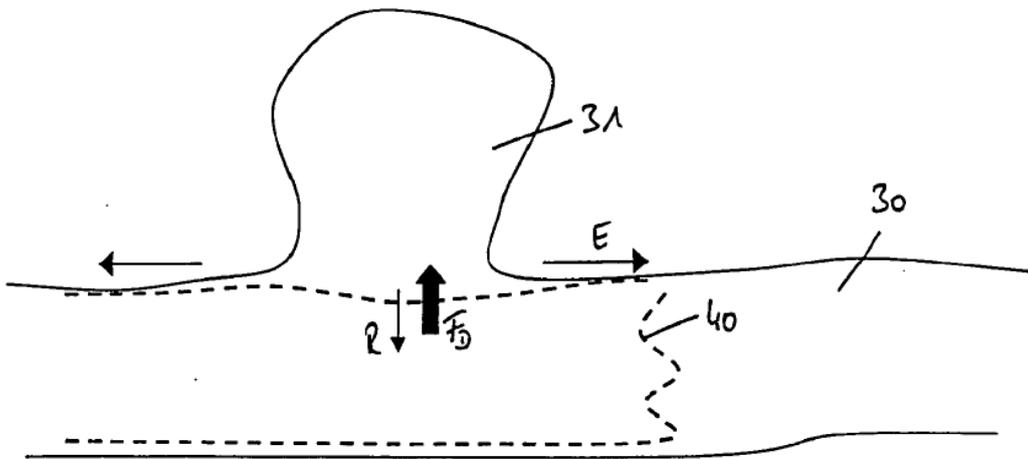


Fig. 4b
(Estado de la técnica)

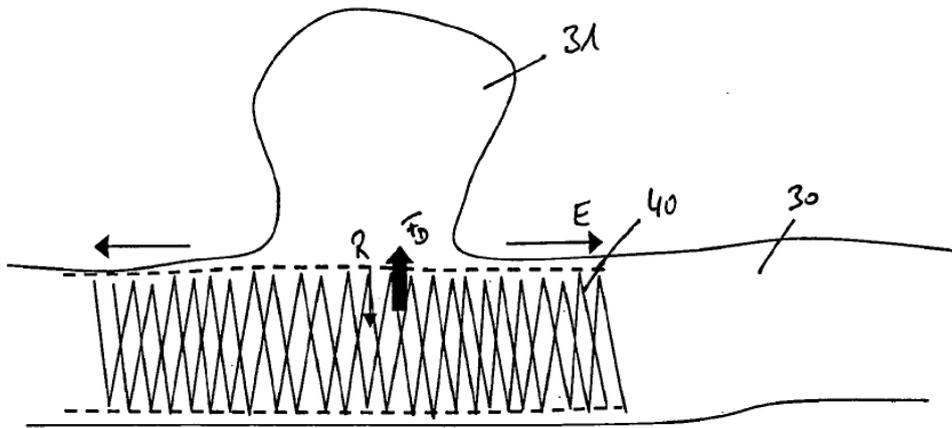


Fig. 5a
(Estado de la técnica)

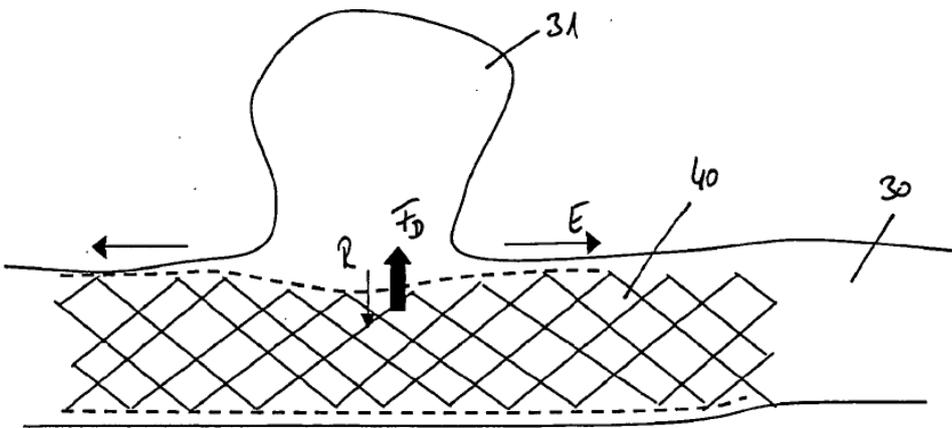


Fig. 5b
(Estado de la técnica)

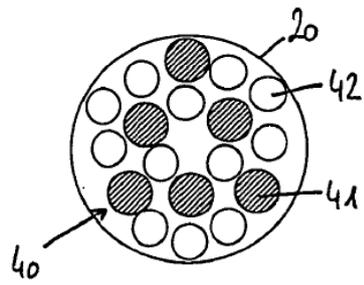


Fig. 6a
(Estado de la técnica)

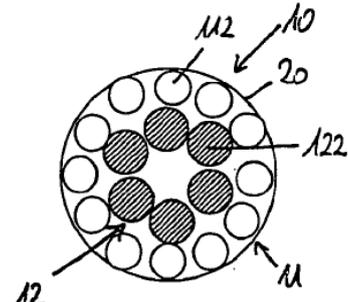


Fig. 6b

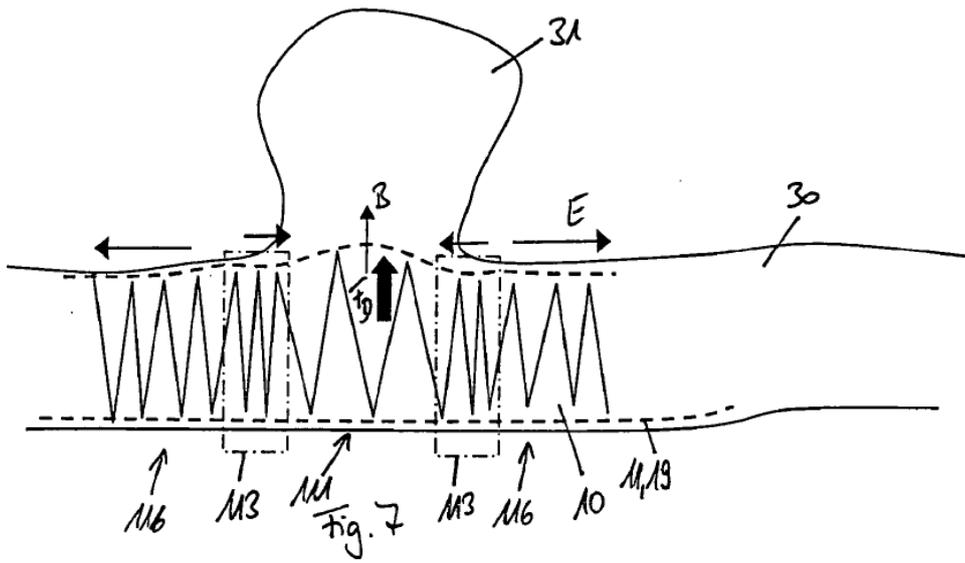


Fig. 7

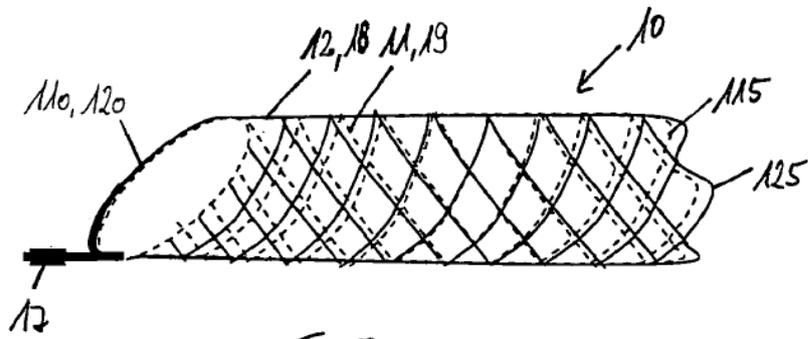
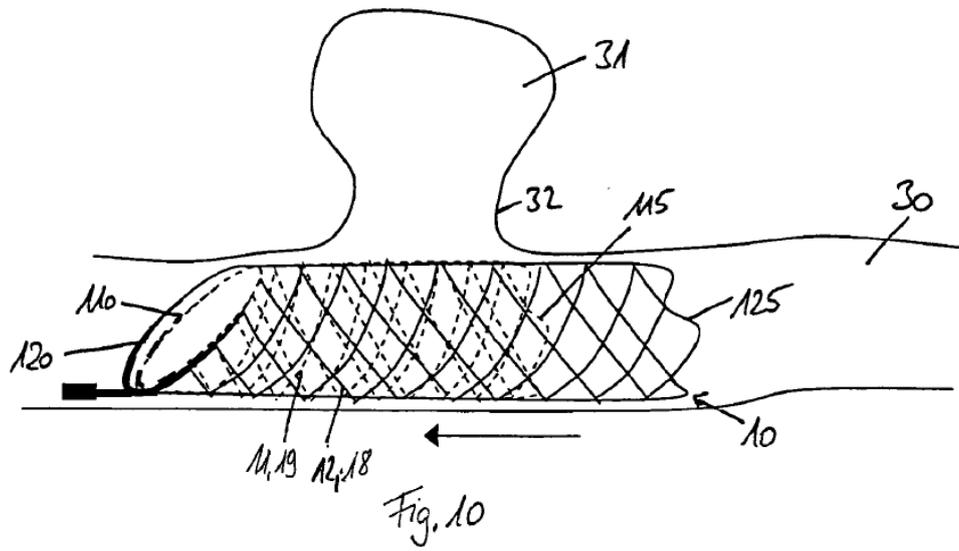
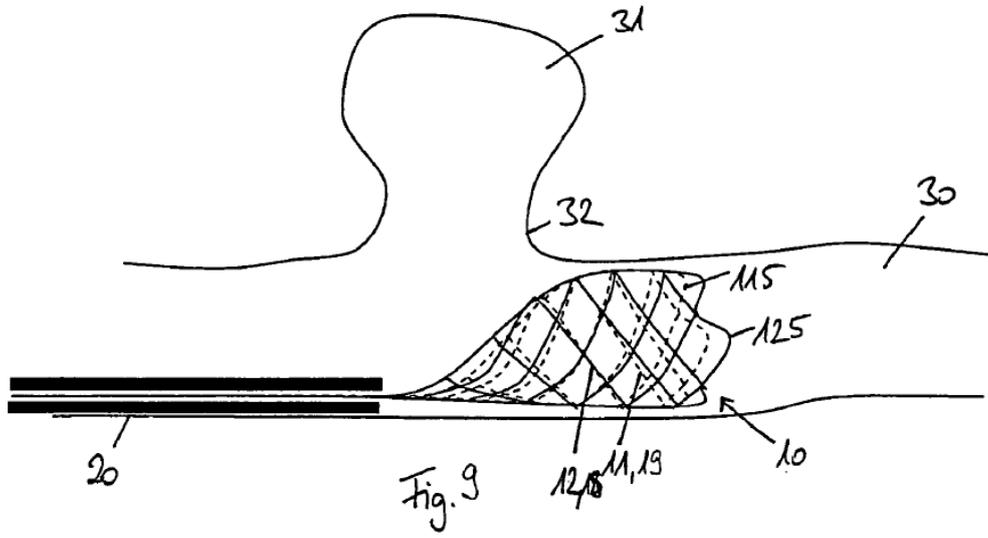
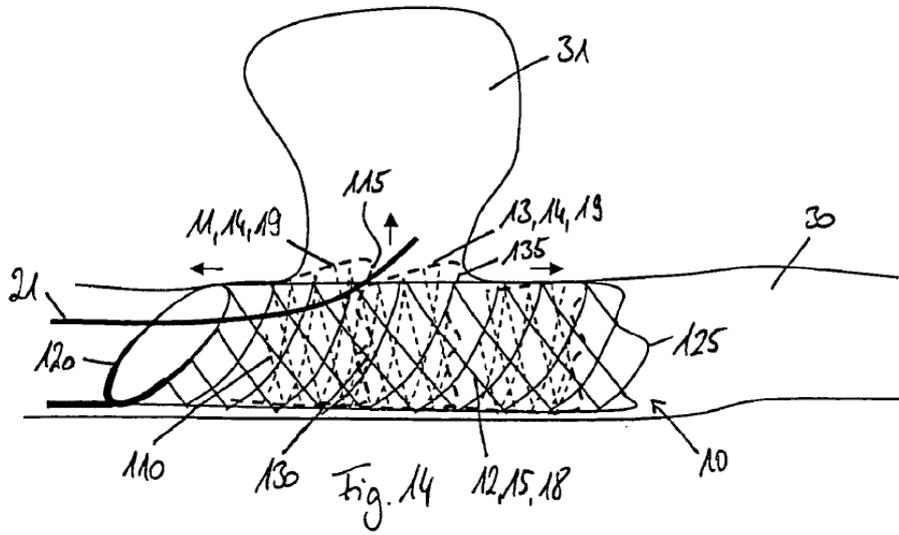
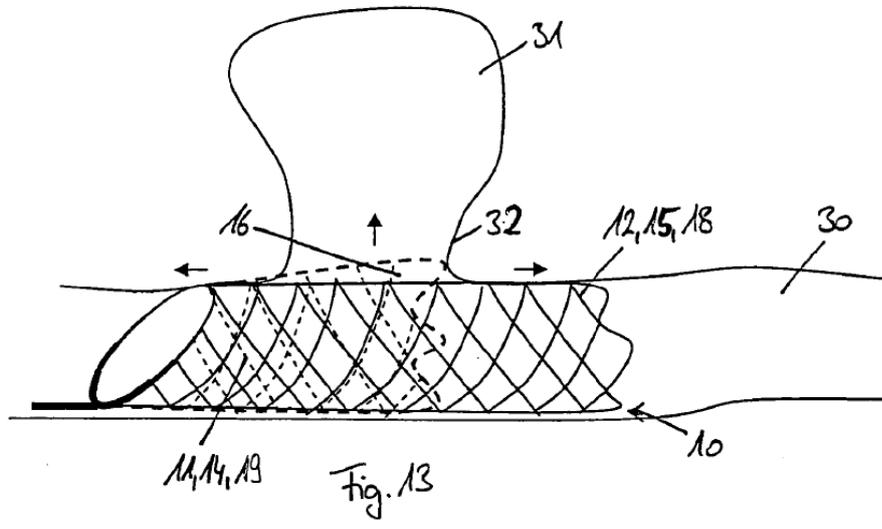
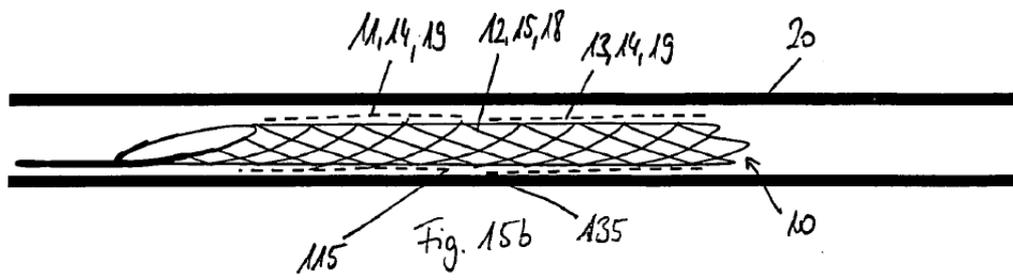
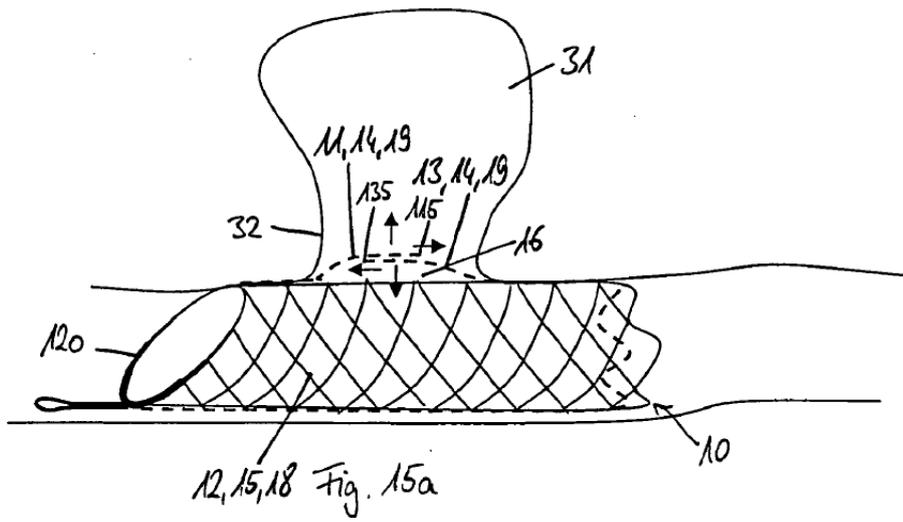
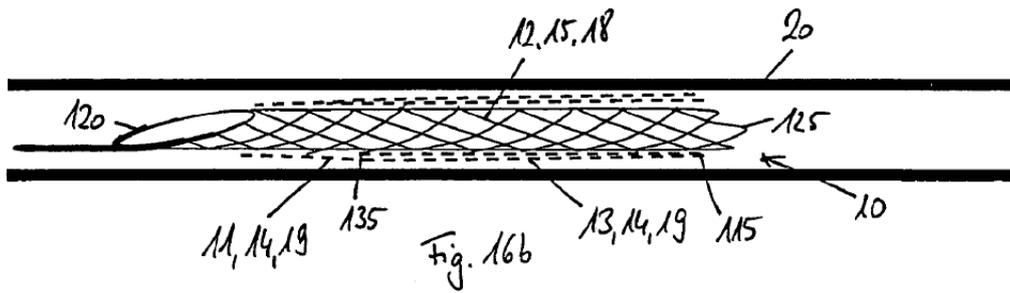
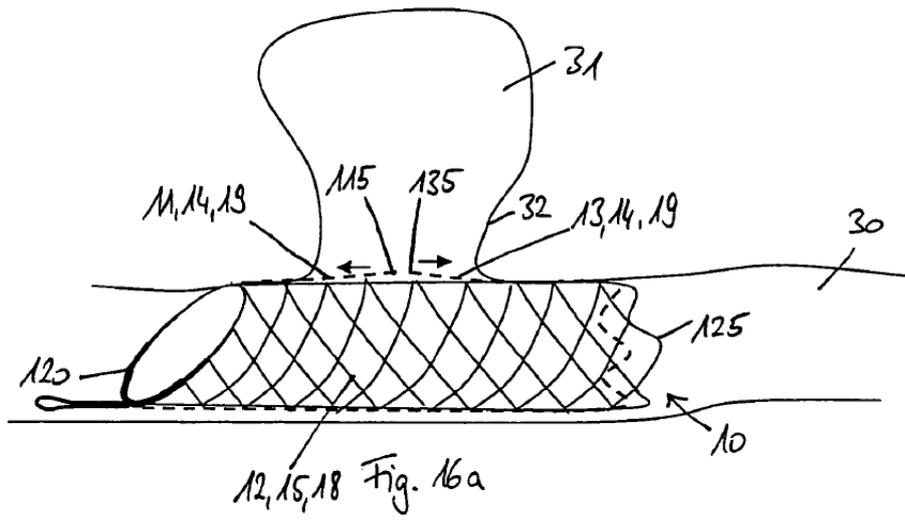


Fig. 8









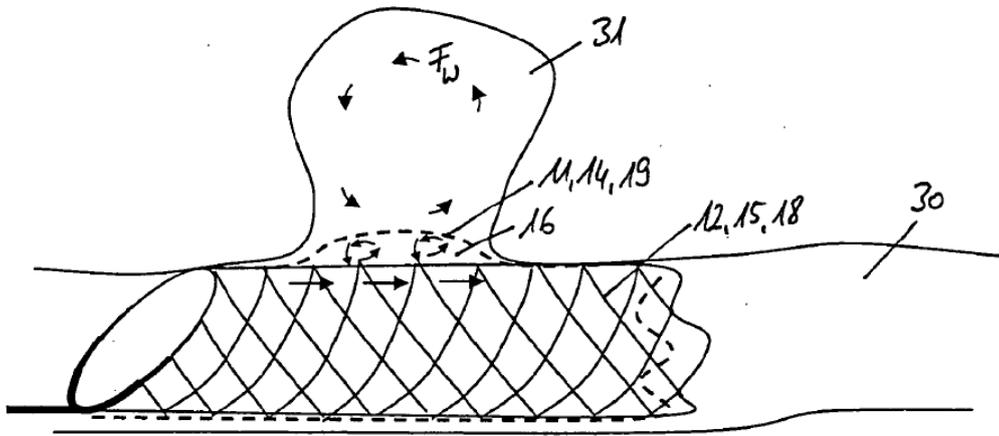


Fig. 17

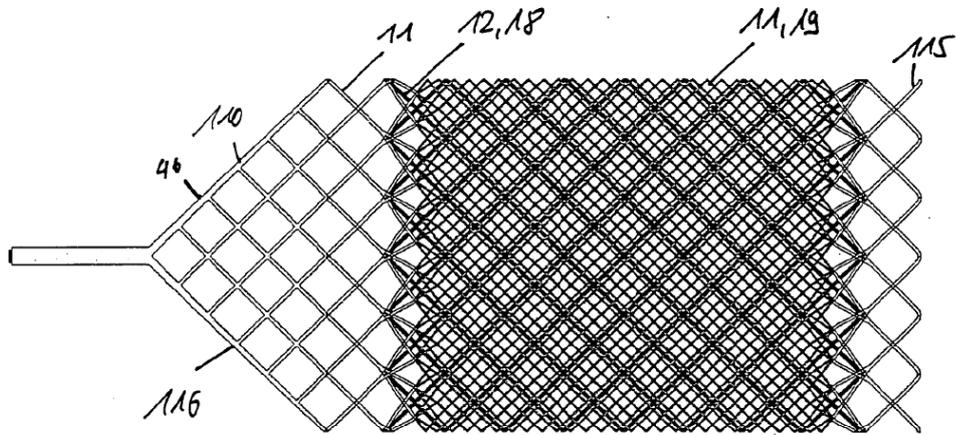


Fig. 18

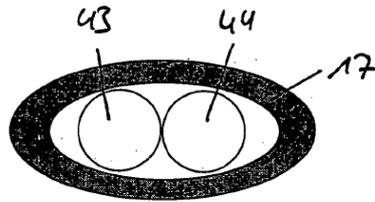
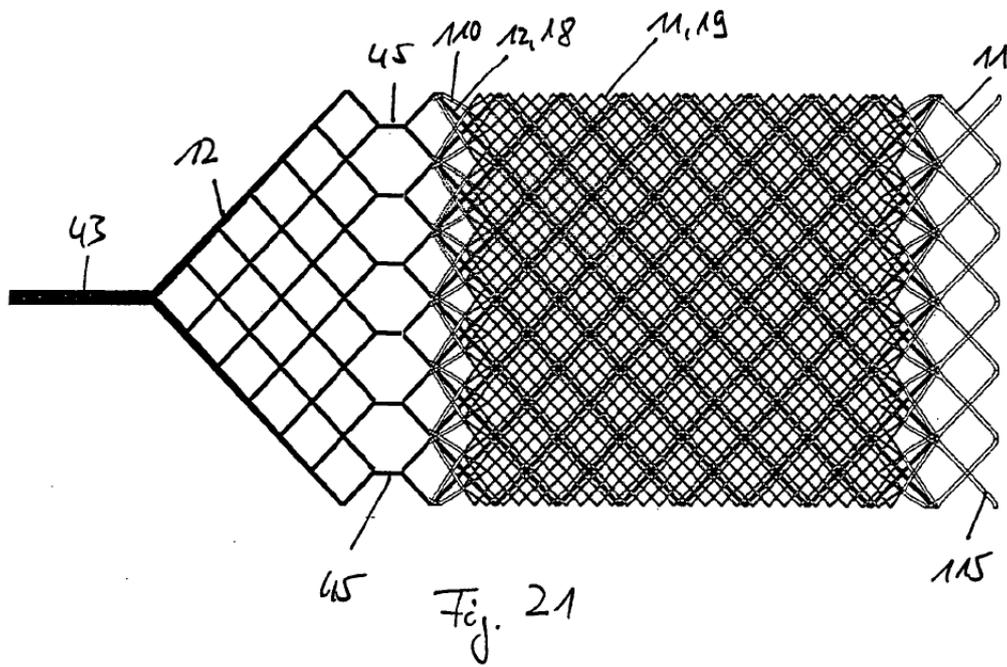
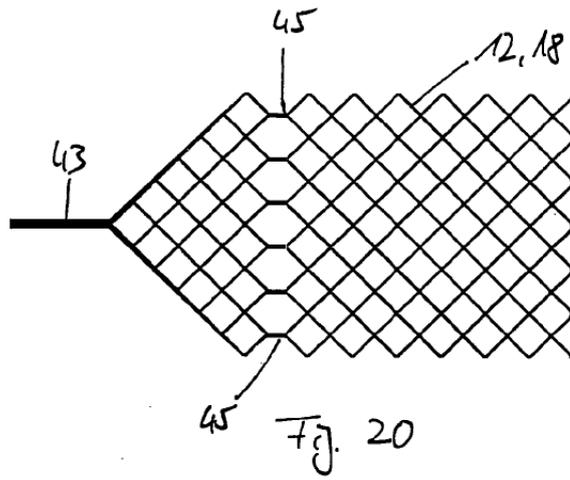


Fig. 19



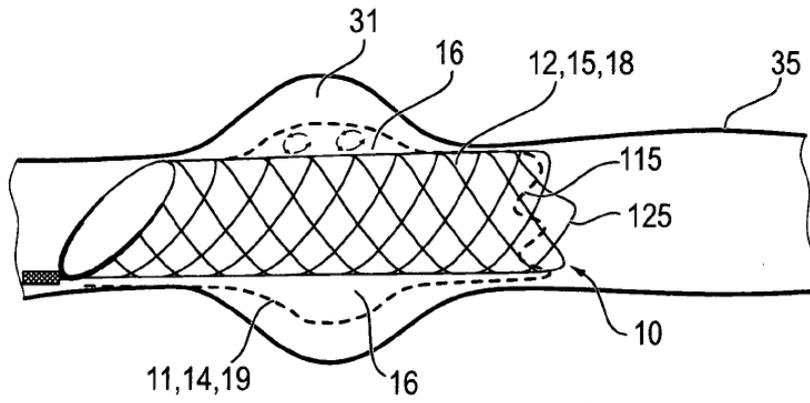


FIG. 22

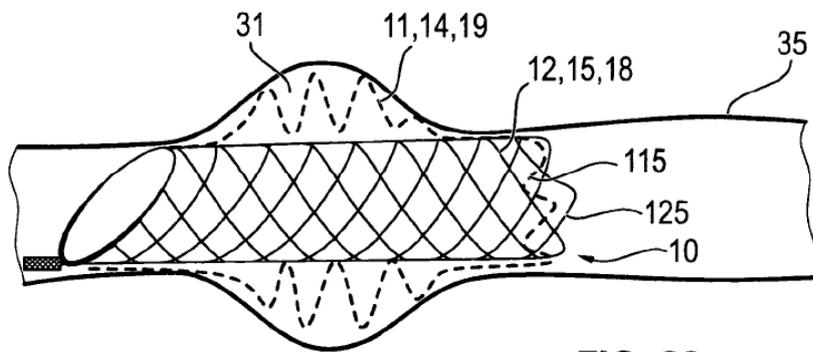


FIG. 23

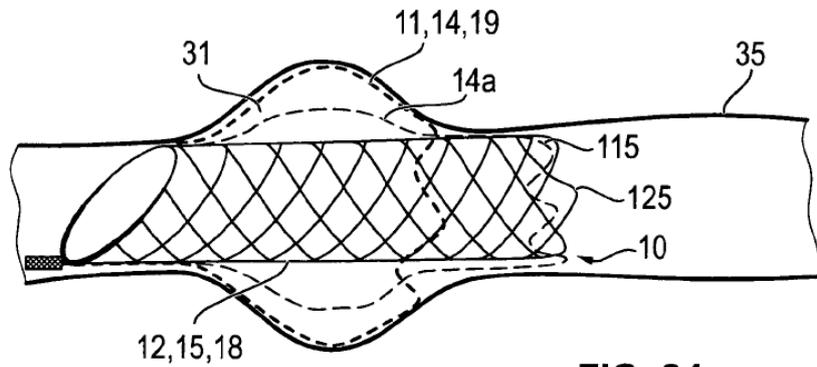


FIG. 24