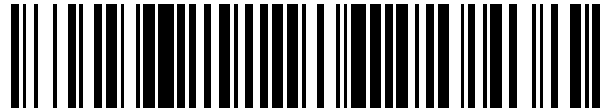


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 453 385**

51 Int. Cl.:

A61F 2/06 (2013.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.11.2010 E 10014333 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.01.2014 EP 2319454**

54 Título: **Dispositivo de bypass para influir en la presión sanguínea**

30 Prioridad:

07.11.2009 DE 102009052349

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

07.04.2014

73 Titular/es:

**E.S. BIO-TECH LIMITED (100.0%)
Arch. Makariou III, 213, Maximos Plaza Tower 1,
3rd Floor
3030 Limassol , CY**

72 Inventor/es:

DOSS, MIRKO DR.

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 453 385 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 de bypass para influir en la presión sanguínea

5 El invento se refiere a un dispositivo de bypass, que comprende un implante con una cámara de volumen para influir en la presión sanguínea. El implante posee medios de unión para la conexión de la cámara de volumen con un sistema cardiovascular natural y medios de adaptación con los que es posible o se activa una variación de volumen de un volumen de la cámara de volumen, cuando se produce una variación de la presión en el sistema cardiovascular o en la cámara de volumen.

10 El documento DE 10 2004 018 255 A1 divulga un implante con forma de una prótesis de vaso, que se configura esencialmente como tubo con una pared interior elástica. Con esta estructura de material no tejido se limita la capacidad de dilatación de la pared interior elástica con lo que se alcanza un comportamiento presión-dilatación, que equivale esencialmente a la capacidad de dilatación de las arterias naturales con presión sistólica y con presión diastólica. La prótesis del vaso puede favorecer o restablecer el conocido efecto de regulador de aire de las arterias naturales, en especial de la aorta. Bajo función de regulador de aire se entiende la retención de una parte del volumen de sangre expulsado por el corazón durante la sístole en las arterias centrales elásticas y su cesión continua durante la diástole. La función de regulador de aire da lugar a una igualación del flujo sanguíneo arterial en la periferia de la circulación sanguínea. Una función de regulador de aire reducida o perturbada de las arterias naturales significa para el corazón un trabajo fundamentalmente mayor, aumentado a largo plazo el peligro de lesiones del corazón. Con la pared interior elástica de la prótesis de vaso del documento DE 10 2004 018 255 A1 se almacena, debido a la dilatación de la pared interior durante la sístole (fase de expulsión del corazón), durante un tiempo pequeño una cantidad mayor de sangre. 15 20 Durante la diástole (distensión del músculo cardíaco) es expulsada, debido a la elasticidad de la pared interior, de la prótesis del vaso la sangre almacenada durante un tiempo pequeño en la prótesis del vaso.

También a través del documento DE 10 2005 058 409 A1 se conoce un implante como sustituto de un tramo de la aorta o de una arteria, cuyo volumen se configura de manera elásticamente deformable por medio de un elemento de muelle integrado en la pared del vaso. Este implante también favorece el efecto de regulador de aire.

25 Se remite al documento UD 6,450,942 B1, que divulga igualmente un implante para recuperar o incrementar la flexibilidad del sistema arterial natural para mejorar el flujo sanguíneo natural. Con ello se quiere reducir el esfuerzo del músculo cardíaco, ya que este puede realizar su trabajo de una manera más eficaz.

30 Además, el documento US 2007/0287879 A1 divulga un dispositivo de muelle, que se implanta en un vaso sanguíneo. Con el mecanismo de muelle se deforma el vaso sanguíneo tratado en primer lugar con forma elíptica, con lo que se reduce su volumen. Durante la sístole recupera el vaso, debido a la presión sanguínea, su tamaño normal, con lo que disminuye la presión sanguínea.

En el documento WO 89/1765 A1 se divulga un dispositivo protético para incrementar la flexibilidad de las arterias. El dispositivo comprende un implante a modo de balón, que posee una variación del volumen dependiente de la presión sanguínea.

35 El documento US 2004/0143319 A1 describe un implante para la reducción de la presión sanguínea, que se puede implantar en paralelo con un vaso sanguíneo natural. La misión del implante es en este caso la reproducción de la mejor manera posible y el restablecimiento de la función de regulador de aire natural.

Se mencionan, además, los documentos US 2008/0234537 A1 y WO 2005/084730 A1, que describen dispositivos análogos para el control de la capacidad de circulación del sistema vascular.

40 En el documento US 2009/0240277 A1 se divulga, además, un dispositivo para influir en la presión sanguínea. En algunos ejemplos de ejecución se provee el dispositivo de una cámara de volumen conectada en paralelo con un tramo de un vaso sanguíneo natural, estando conectado con él de tal modo, que la cámara de volumen se dispone exteriormente al vaso sanguíneo. La cámara de volumen es limitada con un material elástico y cuando varía la presión en la cámara de volumen varía el volumen de esta.

45 Si bien con los dispositivos conocidos en el estado de la técnica se reproduce o favorece el efecto de regulador de aire natural consiguiendo con ello un efecto reductor de la presión sanguínea, sólo es posible utilizar estos dispositivos de manera muy limitada para la terapia de la hipertensión sanguínea. Parece, que sigue siendo necesaria la ingesta adicional de medicamentos por el paciente. La ingesta de medicamentos puede venir acompañada de efectos secundarios considerables o dañinos, de manera, que siempre es preciso, que se sopesen la necesaria regulación de la presión sanguínea y la influencia en el bienestar del paciente. El éxito de esta forma de terapia depende de la cooperación del paciente en la ingesta de medicamentos. 50

El invento se basa por ello en el problema de crear un dispositivo para influir en la presión sanguínea con el que se pueda someter en especial la presión sanguínea de una manera eficaz a una terapia y en lo posible sin la necesidad de medicamentos.

El problema en el que se basa el invento se soluciona con la combinación de las características según la reivindicación 1. De las reivindicaciones subordinadas se desprenden ejemplos de ejecución preferidos.

5 El dispositivo para influir en la presión sanguínea según la reivindicación 1, en especial un dispositivo de bypass, se caracteriza por el hecho de que una variación del volumen de la cámara de volumen en un margen inferior entre 50 mmHg y un valor umbral de la presión de al menos 120 mmHg es a lo sumo de 3 cm³ y en el margen superior de la presión entre el valor umbral de la presión y 150 mmHg es al menos de 25 cm³. La variación del volumen en el margen inferior de la presión se debe entender en el sentido de que con un aumento de la presión de 50 mmHg hasta el valor umbral de la presión de 100 mmHg el volumen de la cámara de volumen aumenta a lo sumo 3 cm³. De manera correspondiente, el volumen de la cámara de volumen en el margen de presión superior debe aumentar al menos en 25 cm³ con un aumento de la presión de 100 mmHg a 150 mmHg.

10 Este comportamiento puede ser concretizado adicionalmente con preferencia por medio de la relación de la variación diferencial del volumen y la variación diferencial de la presión, que equivale al crecimiento de una curva en el diagrama V-p. La variación diferencial del volumen por variación diferencial de la presión puede ser para valores de la presión en un margen de presión inferior entre 50 mmHg y un valor umbral de la presión de al menos 100 mmHg, como máximo 0,2 cm³/mmHg y en un margen de presión superior entre el valor umbral de la presión y 150 mmHg al menos 0,2 cm³/mmHg.

15 Además, con independencia de la reivindicación 1, se divulga con ello un dispositivo de bypass para influir en la presión sanguínea, que comprende un implante con una cámara de volumen con medios de unión para la conexión de la cámara de volumen con un sistema cardiovascular natural y con medios de adaptación con los que sea posible o tenga lugar una variación del volumen de la cámara de volumen, cuando tenga lugar una variación de la presión en el sistema cardiovascular o en la cámara de volumen, siendo la variación diferencial del volumen por variación diferencial de la presión como máximo 0,2 cm³/mmHg en un margen de presión inferior entre 50 mmHg y un valor umbral de la presión de al menos 100 mmHg y de al menos 0,2 cm³/mmHg en un margen de presión superior entre el valor umbral de la presión y 150 mmHg.

20 Según el invento, el valor umbral de la presión es al menos 120 mm. Se pueden obtener resultados igualmente buenos en la terapia de la hipertensión, cuando el valor umbral de la presión se halle por encima de 130 mmHg o incluso 140 mmHg.

25 Para la medición arterial de la presión se miden usualmente dos valores: el valor superior o primero denominado presión arterial sistólica. Caracteriza la presión en el corazón en el momento en el que el músculo cardíaco se contrae al máximo. En el momento en el que el músculo cardíaco se distensa desciende la presión arterial hasta la segunda presión o presión inferior (presión arterial diastólica). Existe una hipertensión arterial, cuando en mediciones repetidas se alcanza un valor de 140 mmHg para el primer valor y de 90 mmHg para el segundo valor.

30 Con el dispositivo de bypass según el invento con el implante, que posee una cámara de volumen, cuyo volumen sólo varíe muy poco en un margen de presiones por debajo del valor umbral de la presión (margen de presión inferior), pero que en el margen de presión por encima del valor umbral de la presión (margen de presión superior) puede variar mucho, se puede tratar terapéuticamente de manera definida una hipertensión arterial.

35 El dispositivo de bypass según el invento, que se implanta en paralelo con un tramo de un vaso sanguíneo natural, sirve para el aumento artificial del volumen del sistema cardiovascular natural y forma de esta manera un tampón de volumen con tamaño variable, que en especial con presiones altas en el sistema puede alojar durante un tiempo pequeño una determinada cantidad de sangre y la puede ceder, cuando disminuye la presión en el sistema.

40 Dado que en el margen de presiones inferior sólo se producen variaciones de volumen pequeñas de la cámara de volumen, la posible influencia del implante en el efecto de regulador de aire en el margen de presiones inferior también es pequeño. Por el contrario, en el margen de presiones superior se permiten variaciones grandes del volumen, que pueden rebasar las variaciones de volumen, que tendrían lugar en estas condiciones de presión debido al efecto de regulador de aire natural. En el margen de presiones superior se pueden reducir de manera efectiva y definida las presiones, que surgirían debido al aumento comparativamente grande de la presión. El valor umbral de la presión se puede hallar en este caso como ya se expuso, por debajo de la presión arterial sistólica de 140 mmHg de la que se parte en la medición repetida de la hipertonía arterial.

45 La variación de volumen en el margen de presiones inferior entre 50 mmHg y el valor umbral de la presión es de 3 cm³, de manera, que en el margen de presiones inferior casi no tiene lugar una variación del volumen de la cámara de volumen del implante.

50 Por el contrario, en el margen de presiones superior entre el valor umbral de la presión y 150 mmHg la variación de volumen es manifiestamente superior a 10 cm³, hallándose el valor límite inferior en 25 cm³ según el invento.

55 La relación entre la variación diferencial del volumen y la variación diferencial de la presión puede ser para los valores de presión del margen de presiones inferior entre 50 mmHg y el valor umbral de la presión como máximo 0,1 cm³/mmHg o incluso como máximo 0,06 cm³/mmHg. En el margen de presiones superior entre el valor umbral de la presión y 150 mmHg puede ser la variación diferencial del volumen por variación diferencial de la presión al menos de 0,3 cm³/mmHg, al menos 0,4 cm³/mmHg o incluso al menos 0,5 cm³/mmHg.

Los medios de adaptación con los que es posible o se activa una variación del volumen de la cámara de volumen, cuando tiene lugar una variación de la presión en el sistema cardiovascular o en la cámara de volumen pueden poseer un acumulador de energía, que en el caso de un aumento de la presión absorbe energía y que cede energía en el caso de un descenso de la presión. Si, por ejemplo, en la sístole se alcanza una presión de 140 mmHg, los medios de adaptación absorben energía con lo que se evita un aumento mayor de la presión en caso contrario. En la diástole se observa una reducción de la presión, cediendo ahora el acumulador de energía su energía y expulsa sangre de la cámara de volumen con lo que el descenso de la presión resulta menor.

El acumulador de energía puede poseer un material elástico, que con preferencia limite al menos parcialmente la cámara de volumen. Con un aumento de la presión se dilata este material elástico para relajarse después hasta su forma original, cuando tiene lugar un descenso de la presión. El acumulador de energía puede comprender de manera alternativa o adicional dispositivos de muelle, que impriman a la cámara de volumen una determinada forma geométrica, que varíe con una variación de la presión. Así por ejemplo, el implante podría poseer la forma de un cilindro, pudiendo comprimir el dispositivo de muelle la sección transversal cilíndrica hasta una sección transversal elíptica con la consecuencia de que se reduce correspondientemente el volumen. En el caso de un aumento de la presión en el implante se obtiene contra la fuerza de los dispositivos de muelle prácticamente una sección transversal cilíndrica con lo que aumenta correspondientemente el volumen del implante. Los dispositivos de muelle comprimen nuevamente en el caso de una pérdida de presión el implante hasta la forma con sección transversal elíptica. El volumen es reducido nuevamente.

Los medios de adaptación pueden comprender componentes mecánicos y/o eléctricos. También cabe imaginar, que los medios de adaptación comprendan imanes con los que se pueda influir de manera definida en una variación del volumen de la cámara de volumen.

En un ejemplo de ejecución preferido es posible ajustar el valor umbral de la presión. El valor del umbral de la presión puede ser ajustado en este caso con preferencia desde el exterior. Así por ejemplo, se podría ajustar desde el exterior el valor umbral de la presión del implante de tal modo, que no se rebasen determinadas presiones sanguíneas del paciente. Así se puede ajustar el valor umbral de la presión de manera individual para cada paciente. También cabe imaginar, que el valor umbral de la presión se ajuste en función de los esfuerzos a prever en el sistema de circulación coronaria. Así por ejemplo, frente a esfuerzos muy moderados se puede ajustar un valor umbral distinto para los esfuerzos previstos.

El concepto "ajustable desde el exterior" significa con ello, que el valor umbral de la presión puede ser modificado, incluso cuando el implante ya esté implantado. Sin embargo, también es posible, que el valor umbral de la presión pueda ser ajustado antes de la implantación por medio de ajustes directos del implante. Con ello se podría construir un implante, que puede ser ajustado para diferentes pacientes y necesidades individualmente antes de la implantación.

El implante posee con preferencia un mando con un sensor con el que se pueda medir la presión en el sistema cardiovascular o en la cámara de volumen. Con preferencia, el mando puede generar en este caso una señal al alcanzar el valor umbral de la presión o de un valor relacionado con el valor umbral de la presión, que puede ser transferida a los medios de adaptación. Si, por ejemplo, la presión registrada con el sensor se halla por debajo del valor umbral de la presión, los medios de adaptación se comportan desde el punto de vista de la variación del volumen de una manera distintas que en el caso del que la presión medida se hallara por encima del valor umbral de la presión.

Con preferencia se prevé una protección exterior contra una proliferación y/o una proliferación de tejido natural en la cámara de volumen. Con ello se puede asegurar, que la cámara de volumen y también los medios de adaptación son protegidos contra tejidos naturales, respectivamente no son afectados por ellos en su funcionamiento.

Si el valor umbral de la presión es ajustable desde el exterior son necesarios para ello medios adecuados. Estos medios pueden comprender un receptor, que reciba sin contacto señales de un transmisor, que transmita desde el exterior. Además el dispositivo también puede comprender un transmisor para poder leer por ejemplo valores medidos de la presión sanguínea, de la frecuencia del pulso, etc. El intercambio, respectivamente la transmisión o la recepción puede tener lugar con la ayuda de ondas electromagnéticas por ejemplo por Radio Frequency Identification (RFID).

Para influir en la presión de la sangre venosa – además de influir en la presión de la sangre arterial – se puede prever una reserva, que posea una capacidad de 100 ml a 1000 ml, con preferencia de 500 ml a 750 ml. La reserva puede poseer en este caso forma de caracol y/o de espiral. En un ejemplo de ejecución preferido es posible, que la sangre alojable en la reserva pueda ser predeterminable y calibrable para ajustar individualmente para cada paciente una cantidad nominal del volumen de sangre venosa. Este ajuste de volumen de sangre alojable puede ser regulable desde el exterior y en lo posible por indicación del médico.

Por medio de los ejemplos de ejecución representados en el dibujo se describirá el invento con detalle. En el dibujo muestran:

La figura 1, un primer ejemplo de ejecución de un implante según el invento.

La figura 2, la curva de la presión sanguínea en función de la variación del volumen.

La figura 3, un segundo ejemplo de ejecución del implante según el invento y un cayado aórtico.

La figura 4, un tercer ejemplo de ejecución del implante según el invento.

La figura 5, otros ejemplos de ejecución del implante según el invento.

La figura 6, un primer ejemplo de ejecución de una reserva venosa.

La figura 7, un segundo ejemplo de ejecución de la reserva venosa.

5 La figura 1 muestra un primer ejemplo de ejecución de un implante según el invento, que se designa con 10 en su conjunto. El implante 10 comprende un tubo 11 elástico biocompatible en cuyos extremos están fijados dos anillos 12a, 12b. Los anillos 12a, 12b sirven de anillos de sutura para hacer posible la fijación del implante en el interior o sobre un sistema cardiovascular. El implante 10 posee, además, una funda 13 exterior biocompatible, que debe impedir, que un tejido merme el funcionamiento del tubo elástico o manguera 11.

10 Debido a la elasticidad del tubo 11 se dilata este, cuando el implante es atacado con una presión. Las líneas 14a, 14b y 14c quieren representar diferentes estados de deformación del tubo 11, cuando reina una presión en el interior del tubo, que presione la pared del tubo hacia fuera. En el estado 14c de deformación está aplicada la presión más alta, mientras que en el estado 14a de deformación reina la presión más baja. La presión en el estado 14b de deformación se halla entre las presiones de los estados 14a, 14c de deformación.

15 Con el tubo 11 deformado también varía el volumen V de una cámara 15 de volumen, que es limitada por la pared del tubo 11. En el estado 14c de deformación se obtiene con ello el volumen V_c más grande de la cámara 15 de volumen del implante 10.

La figura 2 muestra la relación entre la presión P en la cámara 15 de volumen y una variación ΔV del volumen de la cámara 15 de volumen. Por medio de un valor P_s umbral de la presión se definen un margen de presiones inferior y un margen de presiones superior. El margen inferior de presiones llega según la figura 2 desde 50 mmHg hasta el valor P_s umbral de la presión, mientras que el valor superior de las presiones se extiende desde el valor P_s umbral de la presión hasta 150 mmHg. De la figura 2 se desprende, que en el margen inferior de las presiones desde 50 mmHg hasta el valor P_s umbral de la presión sólo se produce una variación ΔV_u pequeña del volumen. Por el contrario, en el margen superior de las presiones la variación ΔV_o del volumen es considerablemente mayor que la variación ΔV_u del volumen en el margen inferior de las presiones.

20

25

En el ejemplo de ejecución de la figura 2 se halla el valor P_s umbral de la presión aproximadamente en 100 mmHg. Sin embargo, de acuerdo con el invento, el valor P_s adopta otros valores, por ejemplo 120, 130, 140 mmHg. Dado que hasta el valor P_s umbral de la presión la variación de volumen es muy pequeña, también es pequeña la influencia del implante 10 en la presión sanguínea del paciente. Sólo a partir del valor P_s tiene lugar una variación ΔV_o manifiestamente mayor del volumen, de manera, que el implante ejerce una influencia significativa en la presión sanguínea del paciente. Con ello se puede influir de manera definida en las presiones de la sangre, que se hallen por encima del valor P_s umbral de la presión, en especial en las hipertensiones superiores de 140 mmHg, sin que con presiones sanguíneas menores (menores que el valor P_s umbral de la presión) se influya esencialmente en la presión sanguínea por medio del implante 10.

30

35 En las figuras 3 a 5 se representan otros ejemplos de ejecución del implante según el invento, estando provistas las partes o las características idénticas o análogas a las partes o a las características de la figura 1 con el mismo símbolo de referencia.

La figura 3 representa igualmente un implante 10 unido con una aorta 30 de tal modo, que el implante 10 esté conectado en paralelo con un tramo 31 superior de la aorta. Por medio de las líneas 16a, 16b de trazo discontinuo se indica en la figura 3, que el volumen de la cámara 15 de volumen del implante 10 también puede ser variado. El implante 10 de la figura 3 posee un elemento 17 de sutura, que sustituye una parte de la aorta 30. En el otro extremo 18 del implante se prevé un anillo no representado para unir el extremo 18 del implante con la aorta 30.

40

La figura 4 representa un ejemplo de ejecución del implante 10 dotado igualmente de anillos 12a, 12b de sutura. El implante 10 posee aquí cámaras 19, 20 huecas dilatables, que poseen una elasticidad correspondiente para influir en la presión sanguínea. También aquí sirven nuevamente las líneas 21a, 21b para ilustrar, que con una acción correspondiente de la presión sobre el implante 10 se dilatan las cámaras 19, 20 huecas y dan lugar así a una variación del volumen de la cámara 15 de volumen del implante.

45

La figura 5 (figuras 5a, 5b, 5c) representa otros ejemplos de ejecución del implante 10 según el invento, representando en ellas secciones transversales esquemáticas del implante 10 en lugar de secciones longitudinales. De acuerdo con el ejemplo de ejecución de la figura 5a pose el implante 10 una sección 22 transversal esencialmente circular de manguera, que, sin embargo, posee dos bolsas 23a, 23b dirigidas hacia el interior. En un extremo 20 siempre exterior de las bolsas 23a, 23b se dispone un elemento 25 de muelle, que es estirado, cuando el implante se somete a una presión. La elasticidad de los medios 25 de muelle se ajusta en combinación con la forma geométrica de la sección 22 transversal de la manguera de tal modo, que sólo a partir de una determinada presión desaparezca totalmente las bolsas y dan lugar a una sección 22 transversal cilíndrica, de manera, que el volumen del implante aumenta claramente.

50

55

El ejemplo de ejecución de la figura 5b muestra una envolvente 26 interior así como una envolvente 27 exterior. Entre la envolvente 26 interior y la envolvente 27 exterior se disponen dos elementos 28 de muelle dirigidos hacia el interior, que crean dos bolsas o pliegues 29a, 29b dirigidos radialmente hacia el interior.

5 El ejemplo de ejecución de la figura 5c muestra una pinza 30 colocada desde el exterior con la que se comprime una manguera 11 deformable del implante 10 en una zona parcial del contorno de la manguera 11. Con ello se crea en la zona de la cámara 30 un pliegue 31 en la manguera. Con un aumento de la presión en la manguera 11 se separan los extremos 32a, 32b de la pinza dando lugar a una sección transversal mayor de la manguera y con ello a un volumen mayor del implante 10.

10 Los elementos 25, 28 y 30 de muelle se diseñan en cooperación con las bolsas 23a, 23b, 29a, 29b así como los pliegues 31 se diseñan de tal modo, que una variación significativa del volumen del implante 10 sólo se produce después de alcanzar el valor umbral de la presión. Una vez alcanzado el valor umbral de la presión se establece una relación totalmente nueva entre la variación de la presión y la variación del volumen.

15 La figura 6 representa un ejemplo de ejecución de una reserva 50 venosa según el invento. La reserva 16 venosa puede alojar una determinada cantidad de sangre. La reserva 50 venosa puede ser implantada, como se representa en la figura 6, en la cavidad abdominal en las venas 61 femorales del paciente 62. La reserva venosa puede ser implantada también fundamentalmente sin el implante 10 descrito en los ejemplos de ejecución preferidos en las figuras 1 a 5. La reserva venosa es en este caso con preferencia menos elástica y menos dilatada que el implante 10.

La figura 6 representa otro ejemplo de ejecución de la reserva venosa. La reserva 50 de la figura 7 se aloja en la cavidad 63 pulmonar.

20 La reserva 50 con forma de caracol o de espiral sirve para alojar un volumen de sangre en el sistema venoso entre la vena cava 64 superior y la vena cava 65 inferior, de manera, que se pueda desplazar o retener un determinado volumen de sangre en la aurícula 66 derecha en presencia de un nivel de presión deseado. La reserva 50 está enrollada alrededor de su propio eje para minimizar así las dimensiones externas y maximizar el volumen interno.

LISTA DE SÍMBOLOS DE REFERENCIA

	10	Implante
	11	Tubo/manguera
	12	Anillo de sutura (12a, 12b)
5	13	Envolvente
	14	Estado de deformación (14a,14b, 14c)
	15	Cámara de volumen
	16	Estados de deformación (16a, 16b)
	17	Elemento de sutura
10	18	El otro extremo
	19, 20	Cámara hueca
	21	Estado de deformación (21a, 21b)
	22	Sección transversal
	23	Bolsa (23a, 23b)
15	24	Extremo exterior
	25	Elemento de muelle
	26	Envolvente interior
	27	Envolvente exterior
	28	Elemento de muelle
20	29	Bolsa (29a, 29b)
	30	Pinza
	31	Pliegue
	32	Extremo del muelle (32a, 2b)
	50	Reserva venosa
25	60	Cavidad abdominal
	61	Vena femoral
	62	Paciente
	63	Cavidad pulmonar
	64	Vena cava superior
30	65	Vena cava inferior
	66	Aurícula derecha

REIVINDICACIONES

- 5 1. Dispositivo de bypass para influir en la presión sanguínea en un sistema cardiovascular, que comprende un implante (10) con una cámara (15) de volumen, con medios de unión, que hacen posible conectar la cámara (15) de volumen en paralelo con un tramo de un vaso sanguíneo natural y con medios de adaptación con los que es posible o se activa una variación del volumen de la cámara (15) de volumen, cuando se produce una variación de la presión en el sistema cardiovascular o en la cámara de volumen, caracterizado porque la variación de volumen es
- en un margen inferior de las presiones entre 50 mmHg y un valor umbral de la presión de al menos 120 mmHg como máximo de 3 cm³ y
 - en un margen superior de las presiones entre el valor umbral de la presión y 150 mmHg de al menos 25 cm³.
- 10 2. Dispositivo de bypass según la reivindicación 1, caracterizado porque el valor umbral de la presión es al menos 130 mmHg.
3. Dispositivo de bypass según la reivindicación 2, caracterizado porque el valor umbral de la presión es al menos 140 mmHg.
- 15 4. Dispositivo de bypass según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado porque el valor umbral de la presión es ajustable.
5. Dispositivo de bypass según una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado porque se prevé un mando con un sensor con el que se puede medir una presión en el sistema cardiovascular o en la cámara (15) de volumen.
- 20 6. Dispositivo de bypass según la reivindicación 5, caracterizado porque con el mando se puede generar, al alcanzar el valor umbral de la presión o un valor relacionado con el valor umbral de la presión, una señal destinada al medio, que hace posible la variación de volumen.
7. Dispositivo de bypass según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado porque se prevé una protección (13) exterior contra la proliferación y/o la adherencia de tejido natural a la cámara de volumen.

Fig. 2

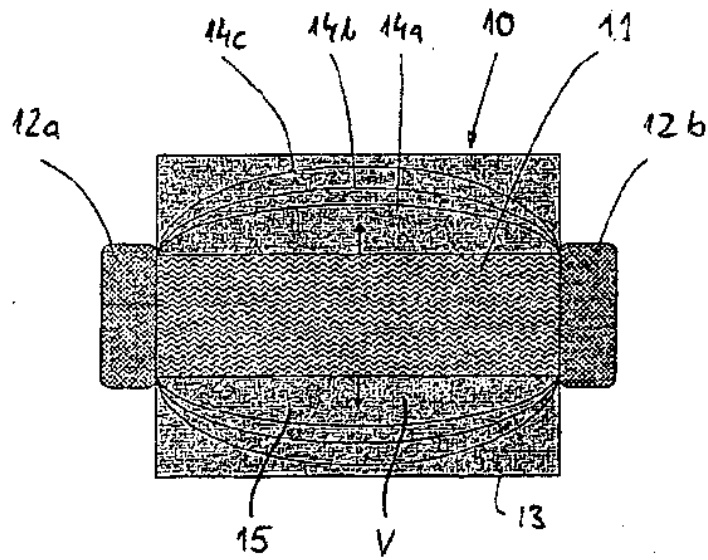
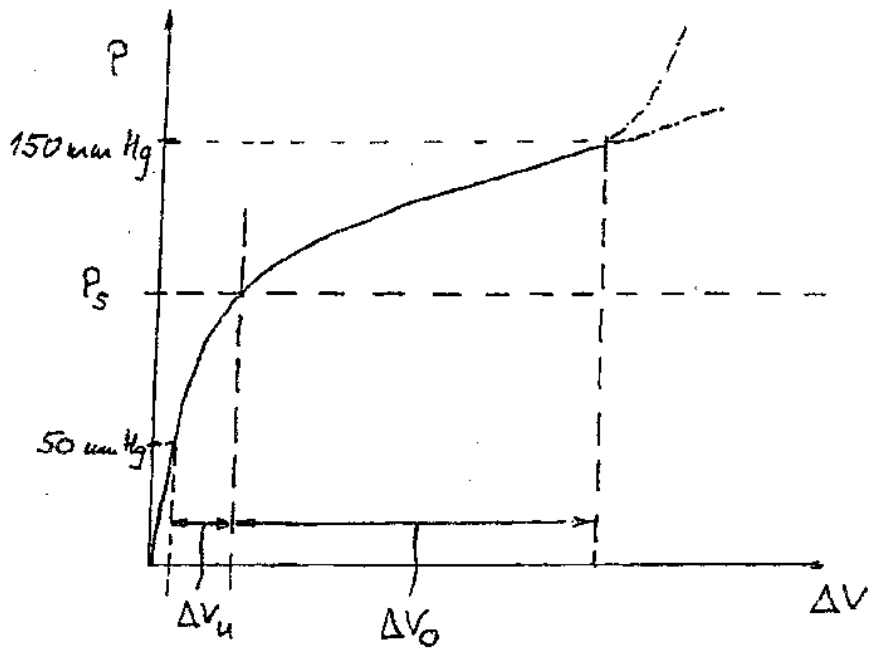


Fig. 1

Fig. 3

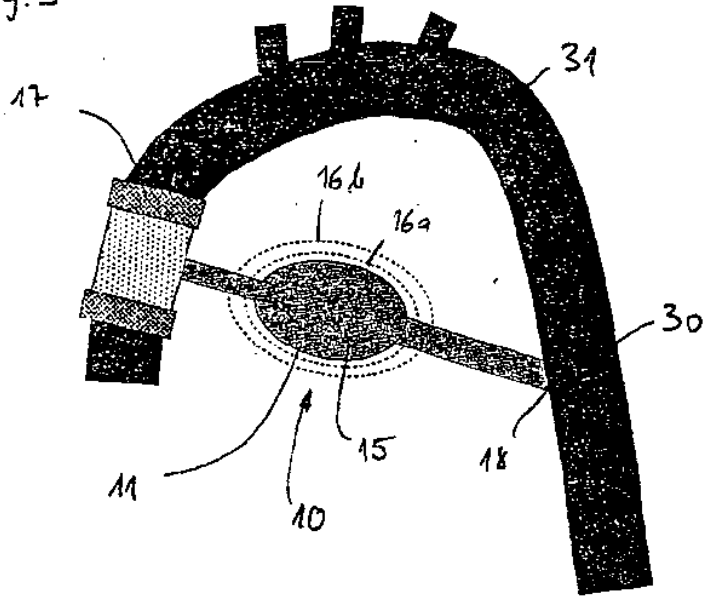


Fig. 4

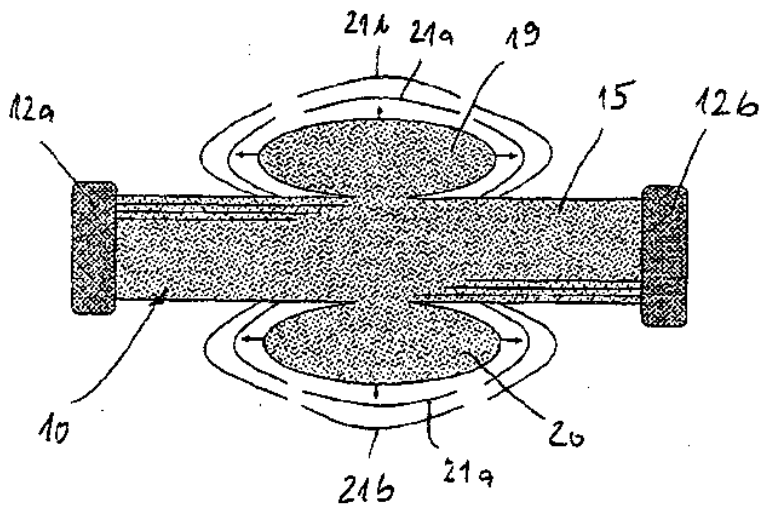
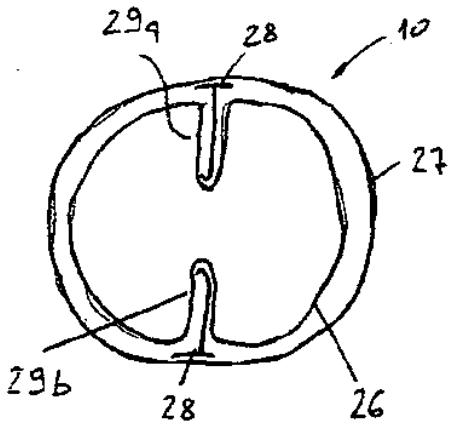
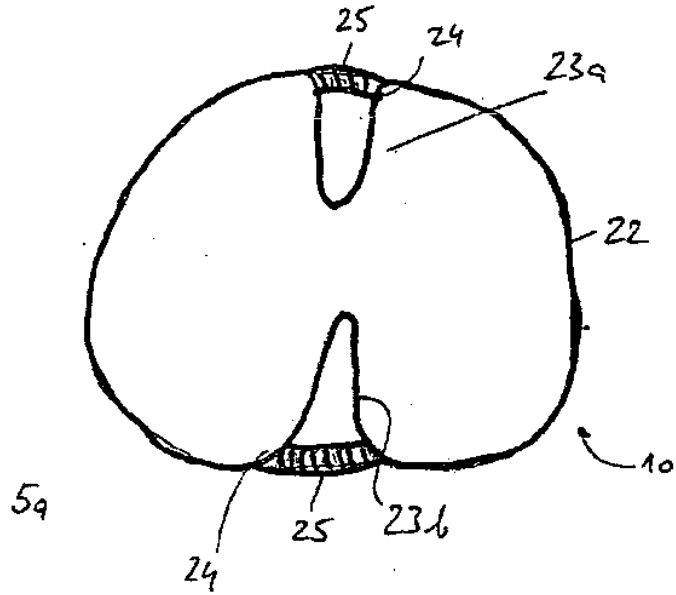
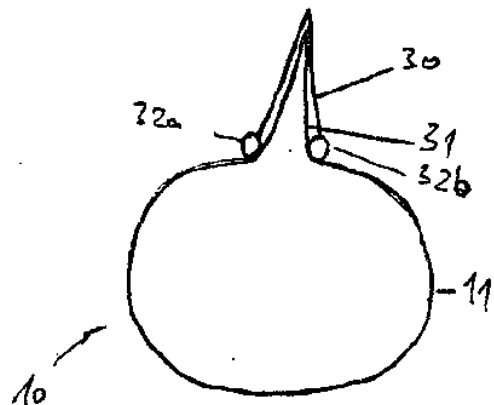


Fig. 5



5b



5c

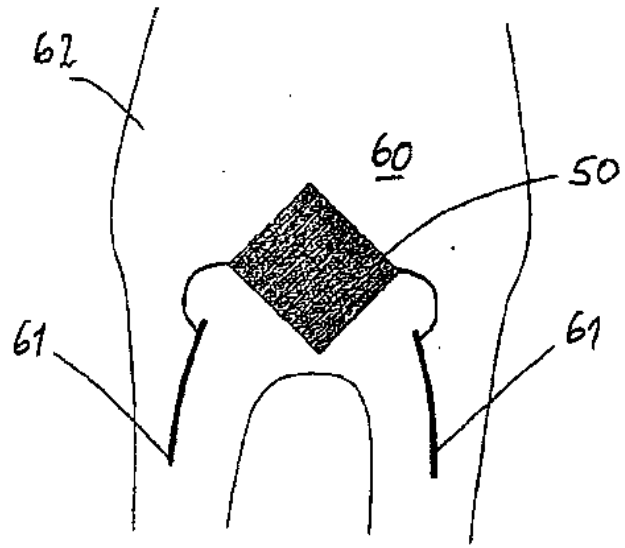


Fig. 6

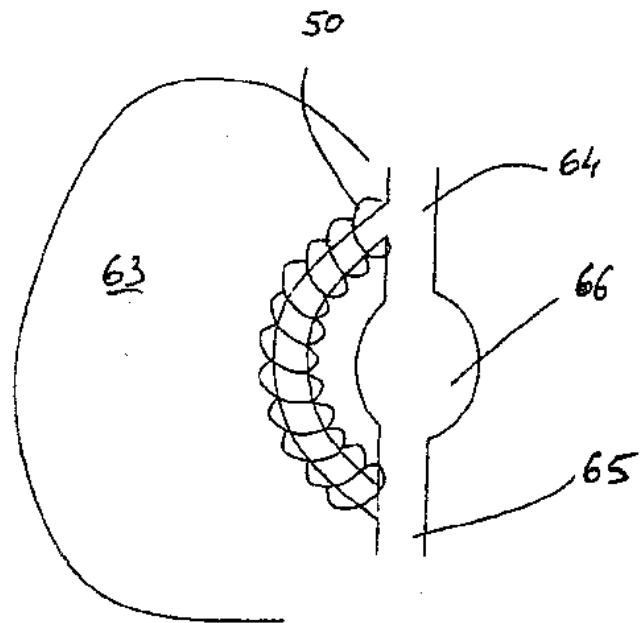


Fig. 7