

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 743 207**

51 Int. Cl.:

A61M 25/00 (2006.01)

A61M 25/10 (2013.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.07.2010 PCT/IB2010/053275**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.01.2011 WO11010273**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.07.2010 E 10752184 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.05.2019 EP 2456498**

54 Título: **Balón para catéteres**

30 Prioridad:

20.07.2009 IT TO20090544

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

18.02.2020

73 Titular/es:

**CID S.P.A. (100.0%)
Strada Crescentino
13040 Saluggia (VC), IT**

72 Inventor/es:

**VALLANA, FRANCO;
CURCIO, MARIA y
GASTALDIN, DAVIDE**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 743 207 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

Balón para catéteres

Campo de la invención

La presente divulgación se refiere a balones para catéteres.

- 5 La presente divulgación ha sido desarrollada prestando especial atención a su posible aplicación en angioplastia (con o sin el uso de stents) de vasos sanguíneos, como por ejemplo las arterias coronarias o los vasos periféricos de diversa naturaleza.

Descripción de la técnica anterior

- 10 Las técnicas de angioplastia transluminal percutánea (PTA) se han en la actualidad estabilizado durante años en el tratamiento de vasos estenosados, como por ejemplo las arterias coronarias. En dicho contexto, se ha puesto en evidencia la importancia de asegurar que los efectos beneficiosos del tratamiento perduren a lo largo del tiempo. Por esta razón, además de los tratamientos de la pura y simple PTA, basada en una secuencia de acciones de dilatación del vaso estenosado llevada a cabo con un catéter de balón, se ha producido una extensa difusión de técnicas que contemplan la implantación, en el punto estenosado de un stent, esto es, de una estructura tubular expansible que
15 sea capaz de producir una acción de soporte de la pared del vaso con el fin de preservar de forma duradera las condiciones de permeabilidad conseguida / restaurada con la intervención de angioplastia. La implantación de stents, sin embargo, no descarta el riesgo de fenómenos de reestenosis. Ello ha llevado al desarrollo de stents del tipo de "liberación de fármaco" que son capaces de liberar un agente activo, como por ejemplo un agente antagonista de la reestenosis, sobre el punto tratado.

- 20 A partir de documentos tales como, por ejemplo, US-A-5 232 444 (al que corresponde el documento No. WO-A-89/12478) hay, por otro lado, catéteres de balón que son capaces de administrar un agente activo como por ejemplo un fármaco gracias al hecho de que la pared del balón está provista de unas aberturas (esto es, es "porosas"). Dichas aberturas hacen posible difundir hacia el exterior del balón un líquido introducido en el propio balón y funcionar como líquido de transporte del agente activo. En particular, el líquido en cuestión puede ser el líquido a
25 presión utilizado para dilatar el balón sobre el punto sometido a tratamiento. Soluciones que, hasta cierto punto, son parecidas a estas (las cuales se aplican también a las técnicas de perfusión localizada) son conocidas a partir de otros diversos documentos, como por ejemplo, WO-A-92/11895, WO-A-95/01200, WO-A-2009/036135, US-B-6 585 926, US-A-2003/0040172, US-A-2003/0158517, US-A-2004/0260239, o JP-A-10337328, y así mismo, US-A-5 100 429 y US-A-5 213 576.

- 30 Soluciones adicionales son conocidas a partir de los documentos WO-A-2006/114783, US-A-2005/015046, US-A-6,048,332, US-A-2005/288632, WO-A-96/18427, y WO-A-96/26748. Entre estos, el documento WO-A-2006/114783 ilustra una solución en la que la administración de un agente activo a través del balón se produce por medio de la presurización del propio balón hasta que se sobrepasa una presión de umbral, un estado que provoca la apertura de las vías de paso del agente activo en las áreas preseleccionadas.

- 35 La solución propuesta en el documento No. WO-A-2006/114783 contempla el uso de unas aberturas preformadas configuradas para volverse a cerrar una vez que la presión dentro del balón caiga por debajo de un valor preestablecido. No obstante, el documento anterior propone el uso de unas valvas aplicadas a las aberturas y predispuestas para su funcionamiento como válvulas unidireccionales.

- 40 Sin embargo, las soluciones propuestas en el documento No. WO-A-2006/114783 presentan una serie de inconvenientes. En primer lugar, no se ofrece ninguna indicación específica acerca de las posibles geometrías para obtener las condiciones óptimas para cerrar las vías de paso que son creadas sobre el balón. En segundo lugar, la única indicación de tipo estructural que se suministra, contempla la aplicación de valvas en correspondencia con las aberturas preformadas, lo que demuestra la naturaleza sustancialmente poco práctica a la vista de las características y de las dimensiones típicas de las estructuras a las cuales se hace referencia. El diámetro típico de
45 las aberturas preformadas que se puede obtener con los procedimientos de fabricación conocidos se sitúa en torno a unos pocos micrómetros, a veces justo un poco más de diez micrómetros, lo que hace impracticable la instalación de cualquier elemento accesorio, en vista, sobre todo también, de la deformación nada desdeñable que el balón experimenta.

Objeto y sumario de la invención

- 50 Los inventores han observado que, en la difusión por medio de un balón expansible de un agente activo como por ejemplo un agente antagónico de la reestenosis en el marco de un tratamiento de angioplastia (con o sin la aplicación de un stent, posiblemente del tipo de liberación de fármaco), es conveniente impedir en la mayor medida posible que:

- aunque el balón esté concebido para avanzar hacia el punto de implantación, el agente activo - que puede estar constituido, por ejemplo, por un agente citostático o citóxico - se disperse de una manera no deseable en el sistema vascular del paciente;
- 5 - cuando el balón es cíclicamente "desinflado" durante el tratamiento de angioplastia y se separa de la pared del vaso tratado, se produzca una penetración de sangre dentro del balón; y
- cuando, una vez completado el tratamiento, el balón es retraído fuera del cuerpo del paciente, se produzca una dispersión no deseable de residuos del agente activo en el sistema vascular del paciente.

10 Así mismo, resulta de utilidad poder controlar la liberación del agente activo, provocando - por ejemplo - la administración del agente activo para intervenir solo después de que la superficie del balón dilatado, que se ha situado en contacto con la pared del vaso, comience a efectuar una acción real de dilatación, por ejemplo con el efecto de la ablación de la placa esclerótica.

El objeto de la presente invención es proporcionar un balón que pueda satisfacer las exigencias anteriormente esbozadas.

15 De acuerdo con la presente invención, dicho objetivo se consigue gracias a un balón que presenta las características específicamente relacionadas en las reivindicaciones posteriores.

La descripción también proporciona un procedimiento de fabricación correspondiente.

Las reivindicaciones forman parte integrante de la divulgación técnica desarrollada en la presente memoria en relación con la invención.

Breve descripción de los dibujos adjuntos

20 A continuación se describirá la invención, simplemente a modo de ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- la Figura 1 es una vista general de un balón que puede ser utilizado para intervenciones de angioplastia;
- la Figura 2 es una sección de acuerdo con la línea II - II de la Figura 1, reproducida a una escala modificada;
- 25 - la Figura 3 es una vista en sección de acuerdo con la línea III - III de la Figura 2, reproducida a una escala aumentada en mayor medida;
- las Figuras 4 a 6 ilustran el comportamiento de la parte representada en la Figura 3 durante el uso del balón; y
- las Figuras 7 a 12 son ilustraciones esquemáticas de etapas sucesivas de un procedimiento de fabricación de un balón para tratamientos de angioplastia.

Descripción detallada de formas de realización

35 En las líneas que siguen se ilustran diversos detalles específicos destinados a una comprensión en profundidad de las formas de realización. Las formas de realización pueden obtenerse sin uno o más de los detalles específicos o con otros procedimientos, componentes, materiales, etc. En otros casos, estructuras, materiales u operaciones conocidos no se ilustran o describen con detalle para evitar oscurecer los diversos aspectos de las formas de realización.

40 La referencia a "una forma de realización" en el marco de la presente descripción está concebida para indicar que una particular configuración, estructura o característica descrita en relación con las formas de realización está comprendida en al menos una forma de realización. Por tanto, frases tales como "en una forma de realización" posiblemente presentan diversos puntos de la presente descripción que no se refieren necesariamente a una y la misma forma de realización. Así mismo, las conformaciones, estructuras o características concretas pueden ser combinadas de cualquier forma adecuada en una o más formas de realización.

Las referencias utilizadas en la presente memoria se ofrecen únicamente por razones prácticas y por tanto no definen el alcance de protección o el alcance de las formas de realización.

45 En la Figura 1, el número de referencia 10 designa, como conjunto, un balón de un catéter de balón utilizado para un tratamiento de angioplastia (PTA) de un vaso V.

50 El balón 10 está montado en el extremo distal de un catéter C de introducción concebido a posibilitar la introducción del balón 10 en un estado radialmente contraído, generalmente plegado, dentro del cuerpo del paciente con la finalidad de su posicionamiento, llevado a cabo por medio de un cateterismo (por ejemplo, recurriendo a un alambre de guía, GW), en un punto de vaso V que debe ser tratado. El vaso en cuestión puede, por ejemplo, ser una de las arterias coronarias.

Una vez que el balón 10 ha sido situado en el punto de implantación, puede ser dilatado para adoptar el estado esquemáticamente representado en la Figura 1 mediante el suministro dentro de él de un fluido de insuflación que se hace fluir a través del vástago del catéter C.

5 El fluido en cuestión puede ser un líquido (por ejemplo una solución fisiológica) a presión por medio de una jeringa S accionada por un facultativo que introduce el líquido a presión dentro del extremo proximal del catéter C.

10 Las técnicas utilizadas basadas en el uso de este tipo y los detalles de puesta en práctica correspondientes (incluyendo la posibilidad de utilización en combinación con el balón 10 un stent, posiblemente del tipo de liberación de fármaco) se consideran conocidos en la técnica de forma que no se requiere una descripción detallada en la presente memoria. Esto se aplica también en relación con la elección de los materiales que constituyen el balón 10 y de las formas en las que el propio balón es plegado y montado sobre el alambre de guía, GW, del catéter utilizado para obtener su avance hacia el punto tratado.

15 En las formas de realización consideradas en la presente memoria, el balón 10 está provisto de una estructura abierta o región porosa, designada mediante la referencia numeral 12, para hacer posible que un agente activo (por ejemplo un agente antagonista de la reestenosis) transportado por el líquido a presión que provoque la expansión del balón 10 sea difundido en la pared del vaso V.

La vista en sección transversal de la Figura 2 pone de relieve el hecho de que, en correspondencia con el área 12, la pared 14 del balón 10 (aquí representado en estado expandido) está provista de unas aberturas - esto es, unas vías de paso - 16, que ofrecen las características que serán más fácilmente apreciadas con referencia a las Figuras 3 a 6.

20 En todas las formas de realización consideradas en la presente memoria, las vías de paso 16 están básicamente configuradas como agujeros en los que está presente un obturador (en la práctica un tabique) 18, situado por ejemplo en una posición terminal, por ejemplo en el extremo radialmente interno respecto del desarrollo del balón 10. El obturador 18 inventivo presenta, también de acuerdo con el proceso de fabricación, una forma al menos ligeramente lenticular y planoconvexa con la convexidad encarada hacia el exterior del balón 10.

25 Como se puede apreciar con mayor facilidad en la vista de la Figura 3, cuando el balón 10 se hace avanzar hacia el punto de implantación, los agujeros 16 inicialmente se presentan bajo la forma de agujeros ciegos.

30 El estado de agujeros ciegos de las aberturas 16 se mantiene cuando el líquido de insuflación que transporta el agente activo se hace inicialmente fluir por dentro del balón 10 y también durante la etapa inicial de expansión del balón 10, la cual se obtiene a una presión prácticamente igual a la presión atmosférica hasta que la pared 14 del balón 10 se sitúa en contacto con la pared del vaso V sometido a tratamiento (véase, por ejemplo, el estado ilustrado en la Figura 1).

En las condiciones expuestas, el hecho de que las aberturas o vías de paso 16 sean agujeros ciegos impide que el agente activo se disperse de una forma no deseable.

35 Después de que la pared 14 del balón 10 se ha situado en contacto con la pared del vaso V, el propio vaso V comienza a ofrecer resistencia a la expansión ulterior del balón 10, y la acción de bombeo de la jeringa S (la cual puede posiblemente ser una jeringa accionada por motor) induce en el fluido de insuflación el aumento de la presión que subyace en el tratamiento de angioplastia, la cual básicamente equivale a una acción (y más correctamente, a una secuencia repetida de acciones) de dilatación forzada del vaso V.

40 Como puede apreciarse a partir de una observación de las Figuras 4 y 5 (donde las proporciones relativas han sido deliberadamente alteradas por razones de claridad en la ilustración), el obturador 18 es intrínsecamente "delgado" con respecto al grosor total de la pared 14.

45 Únicamente para clarificar la idea - sin que ello implique limitación alguna del alcance de la invención - la pared 14 puede tener un grosor (medido en dirección radial con respecto al balón 10) del orden 10 a 50 μm , - esto es 10 a 50 $\times 10^{-6}$ metros - y el obturador 18 puede presentar (también de acuerdo con los materiales utilizados) un grosor de entre un 10% y hasta un 50% del grosor de la pared 14.

El incremento de la presión del líquido de insuflación tiene el efecto de deformar, esto es, abultar el obturador 18 (en la forma de realización ilustrada, en la que el obturador 18 está situado en el extremo interno del agujero 16, se produce una introflección dentro del propio agujero) hasta que se alcanza un estado en el que, debido a su abultamiento gradual, el obturador forma una especie de burbuja que explota (Figura 5) creando una abertura 180.

50 Únicamente para clarificar la idea (de nuevo sin que ello implique limitación alguna del alcance de la invención), la ruptura de los obturadores 18 puede producirse a una presión de 2 a 10 barías superior a la presión operativa normal del balón 10, permaneciendo por tanto en condiciones de seguridad por debajo de la presión de ruptura nominal (RBP) del balón 10.

De esta manera, el agujero 16 se convierte en permeable, y el líquido de insuflación L es capaz de fluir hacia la pared del vaso V para producir la acción deseada de difusión del agente activo transportado hasta aquél punto.

5 A partir de una observación de la Figura 5 se puede destacar que el agente activo es prácticamente todo él transportado hacia la pared del vaso V. La formación de la abertura 180 presupone de hecho que la pared 14 del balón 16 es forzada a situarse en contacto contra la pared del vaso V con una presión igual a la presión del líquido de insuflación L.

Esto hace posible controlar la liberación del agente activo, provocando la administración del agente activo solo después de que la superficie del balón dilatado, que se ha situado en contacto con la pared del vaso, comience a efectuar una acción de dilatación, por ejemplo con cierto efecto de ablación de la placa esclerótica.

10 Como ya se indicó anteriormente, el tratamiento de angioplastia puede contemplar una secuencia alternada de expansiones y contracciones del balón 10 obtenidas mediante la modificación en la medida correspondiente (esto es, mediante el incremento y la reducción) de la presión del líquido de insuflación L.

15 La reducción de la presión del líquido de insuflación conduce a la separación de la pared del balón 14 respecto de la pared del vaso V: la acción de desinflado está de hecho diseñada para hacer posible el flujo de la sangre dentro del vaso tratado, el cual de no ser así quedaría ocluido por el balón 10 cuando el propio balón 10 esté en el estado dilatado.

20 Como se ilustra esquemáticamente en la Figura 6, las modalidades de formación de la abertura 180, obtenida por la ruptura de una "burbuja" creada como resultado de la deformación del material que forma el obturador 18 (el cual podría ser un material como por ejemplo poliamida, por ejemplo, Nylon 12) significa que, cuando la presión del líquido de insuflación dentro del balón 10 cae, el obturador 18 se comporta como conjunto más o menos como las valvas de una válvula cardiaca cuando la dirección de la sangre a través de la válvula se invierte con respecto a la dirección del flujo libre.

25 En otras palabras, cuando la presión del líquido de insuflación cae, el obturador 18 tiende a retornar aproximadamente al estado original de manera que la abertura 180 quede en efecto obstruida (véase de nuevo la Figura 6). La deformación del material de forma que conduzca a la formación de la "burbuja" la cual entonces se rompe originando la abertura 180, puede de hecho producir un cierto estiramiento del material que constituye el obturador.

En consecuencia, no hay ninguna penetración indeseable de la sangre dentro del balón 10.

30 En este sentido, también es posible intervenir sobre las dimensiones de las aberturas 16, haciendo que originen los fenómenos de capilaridad con respecto al líquido de insuflación y del agente activo transportado de esta manera. Estos fenómenos pueden ser de utilidad para posibilitar la difusión del líquido de insuflación L (y del agente activo) hacia la pared del vaso V produciendo al mismo tiempo un efecto de atrapamiento de posibles burbujas de aire sobre el cuerpo del balón 10 - específicamente dentro de las aberturas 16, impidiendo cualquier fenómeno no deseable de difusión de aire dentro del flujo sanguíneo, siendo en cualquier caso este un fenómeno de importancia
35 totalmente secundaria, considerando las dimensiones de los objetos implicados.

Por ejemplo, los agujeros 16 pueden tener un diámetro de 20 μm (20×10^{-6} metros).

Así mismo, la elección del material que constituye la pared 14 (y por tanto las características de humectabilidad del mismo) pueden venir a jugar un papel y ser explotado en la puesta en práctica de los mecanismos anteriormente esbozados.

40 Además debe apreciarse que cuando, una vez que el tratamiento ha sido completado, el balón 10 es finalmente desinflado y entonces retraído fuera del cuerpo del paciente, la caída de la presión del líquido de insuflación provoca que los obturadores 18 retornen al estado original, con las aberturas 180 obturadas, impidiendo así cualquier dispersión no deseable de residuos del agente activo en el sistema vascular del paciente.

45 Con referencia a las Figuras 3 a 6, en las que los obturadores 18 inventivos están formados como tabiques frangibles convexos con la convexidad encarada hacia el exterior del balón 10. Un tabique que es convexo hacia el exterior del balón 10 puede ejercer una acción de estanqueidad enérgica cuando la presión del líquido de insuflación del balón disminuya porque posibles colgajos del tabique 18 creados después de su ruptura presentan una forma ligeramente arqueada hacia fuera, lo que posibilita que se vuelva a cerrar la abertura 180 con una acción al menos aproximadamente asimilable a la acción de las valvas de válvula de una válvula como por ejemplo una válvula
50 cardiaca.

Un balón 10 de acuerdo con las formas de realización consideradas en la presente memoria se puede obtener con diversas técnicas.

Por ejemplo, considerando la producción del balón 10 con un material a base de resina de poliamida, como por ejemplo el material comercialmente conocido como Nylon 12, la pared 14 podría producirse en forma de una

- estructura de capa doble con una capa tubular interna delgada diseñada para constituir los obturadores 18 acoplados sobre los cuales se encuentre una túnica tubular perforada, cuyas perforaciones o poros constituyan la parte abierta de los agujeros 16. La disposición relativa puede incluso invertirse, con la capa delgada ajustada sobre el exterior de la túnica perforada, en cuyo caso los obturadores 18 están situados en el extremo exterior de las aberturas 16 (en las Figuras 3 a 6, los obturadores 18 están por el contrario situados en el extremo inferior). Es también concebible recurrir a una estructura en sándwich, con una capa delgada diseñada para formar los obturadores 18 ajustados entre dos túnicas perforadas, en cuyo caso, los obturadores 18 serían ajustados en una posición intermedia con respecto a los desarrollos de los agujeros 16.
- Las Figuras 7 a 11 se refieren a un ejemplo de un procedimiento de fabricación de un balón 10 recurriendo a una técnica que puede ser sustancialmente definida como técnica de inserción, que puede utilizarse, por ejemplo, para obtener unos balones 10 con una base de un material de silicona.
- En las Figuras 7 a 11, la referencia numeral 100 designa un núcleo (en la práctica una barra) que presenta unas dimensiones diametrales, que, en un ejemplo, sustancialmente se corresponden con las dimensiones diametrales deseadas del balón 10 en un estado expandido.
- El núcleo 100 se sumerge en una solución 102 de un precursor del material que constituye el balón 10. Cuando el núcleo 100 es extraído de la solución 102, el precursor 102 forma una capa delgada depositada sobre la pared del núcleo 100. En estas condiciones, el núcleo 100 está expuesto a la acción de las fuentes de iluminación / calentamiento 104 que producen la consolidación (esto es, el endurecimiento) del precursor referido.
- La secuencia de operaciones representada en las Figuras 7 y 8 puede ser repetida varias veces de acuerdo con el grosor deseado de la capa de material correspondiente a los obturadores 18. De acuerdo con las características del precursor 102 cuanto mayor sea el número de veces en las que la secuencia de operaciones de las Figuras 7 y 8 se repite, más gruesos serán los obturadores 18. Se debe apreciar que este procedimiento permite un ajuste muy preciso del grosor de los obturadores 18 para asegurar los modos operativos deseados.
- La Figura 9 ilustra la posibilidad de deposición sobre la capa de material correspondiente a los obturadores 18 ya formados sobre el núcleo 100 un material 106 granular (por ejemplo, un material granular soluble en agua, por ejemplo, glucosa granular). A continuación, (Figura 10) la operación de inmersión del núcleo 100 en el precursor 102 se repite (el precursor se supone aquí que es de una naturaleza idéntica a la de la solución de las Figuras 7 y 8 pero puede también ser de una naturaleza diferente, de manera que al final los obturadores 18 estén compuestos de un material diferente del resto de la porción 12 de pared).
- También en este caso, la operación de extracción y exposición a las fuentes de iluminación / calentamiento 104 (Figura 11) destinada a facilitar el endurecimiento del precursor, pueden repetirse una pluralidad de veces hasta que se forme, sobre el núcleo 100 de una capa de material correspondiente todas las partes de la pared 14. Las áreas ocupadas por los gránulos del material 106 se corresponden, por el contrario, a las aberturas 16.
- Como se ilustra esquemáticamente en la Figura 12, una vez que el grosor de la pared 14 ha alcanzado el valor deseado, el núcleo 100 con el material (endurecido) 106 depositado sobre aquél es sometido a una operación (como por ejemplo a una operación de lavado, por ejemplo con chorros de agua 108 - destinados a disolver el material 106. En la posición ocupada por cada uno de dichos gránulos sobre la estructura de balón 10 formada sobre el núcleo 100, ahora existirá una abertura 16 que presenta las características ilustradas en las Figuras 3 a 6.
- Debe apreciarse que la técnica representada en las Figuras 7 a 12 es sustancialmente equivalente a una técnica generalmente utilizada para dotar de un aspecto de superficie granular sobre las prótesis mamarias de silicona.
- Por supuesto, sin perjuicio del principio de la invención, los detalles de construcción y las formas de realización pueden variar, incluso de manera significativa, con respecto a lo que ha sido ilustrado en la presente memoria, simplemente a modo de ejemplo no limitativo, sin por ello apartarse del alcance de la invención, según queda definido por las reivindicaciones adjuntas.

45

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Un balón (10) para un catéter de angioplastia expansible por medio de un líquido de insuflación presurizado que incluye al menos una porción (12) de pared provista de unas vías de paso (16) para difundir un agente activo transportado por dicho líquido, en el que las vías de paso (16) están provistas de unos obturadores (18) que pueden abrirse a partir de un estado de agujero ciego original de dichas vías de paso (16) bajo la presión ejercida por dicho líquido presurizado, en el que los obturadores (18) se presentan bajo la forma de unos tabiques frangibles bajo la presión ejercida por el líquido presurizado para formar unas aberturas (180) para que el agente transportado por el líquido presurizado fluya a través de dichas vías de paso (16),
- 10 estando el balón (10) **caracterizado porque** en dicho estado de agujero ciego original de dichas vías de paso (16), los obturadores (18) se presentan bajo la forma de unos tabiques plano - convexos con una convexidad encarada hacia fuera del balón (10).
- 2.- El balón de la reivindicación 1, en el que los obturadores (18) pueden ser cerrados cuando la presión del líquido presurizado disminuye.
- 15 3.- El balón de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha porción (12) de pared presenta una superficie radialmente exterior y una superficie radialmente interior y en el que los obturadores (18) están dispuestos en la superficie radialmente interior.
- 4.- El balón de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los obturadores (18) comprenden unas porciones de grosor reducido de dicha porción (12) de pared del balón (10).
- 20 5.- El balón de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha porción (12) de pared presenta una estructura en capas con una capa que define los obturadores (18) y al menos una capa perforada acoplada a la capa que define los obturadores (18).
- 6.- El balón de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que:
- los obturadores (18) son tabiques que presentan un grosor entre un 10% y un 50% del grosor de dicha porción (12) de pared del balón, y / o
- 25 - las vías de paso (16) tienen un diámetro inferior a 20 micrómetros.

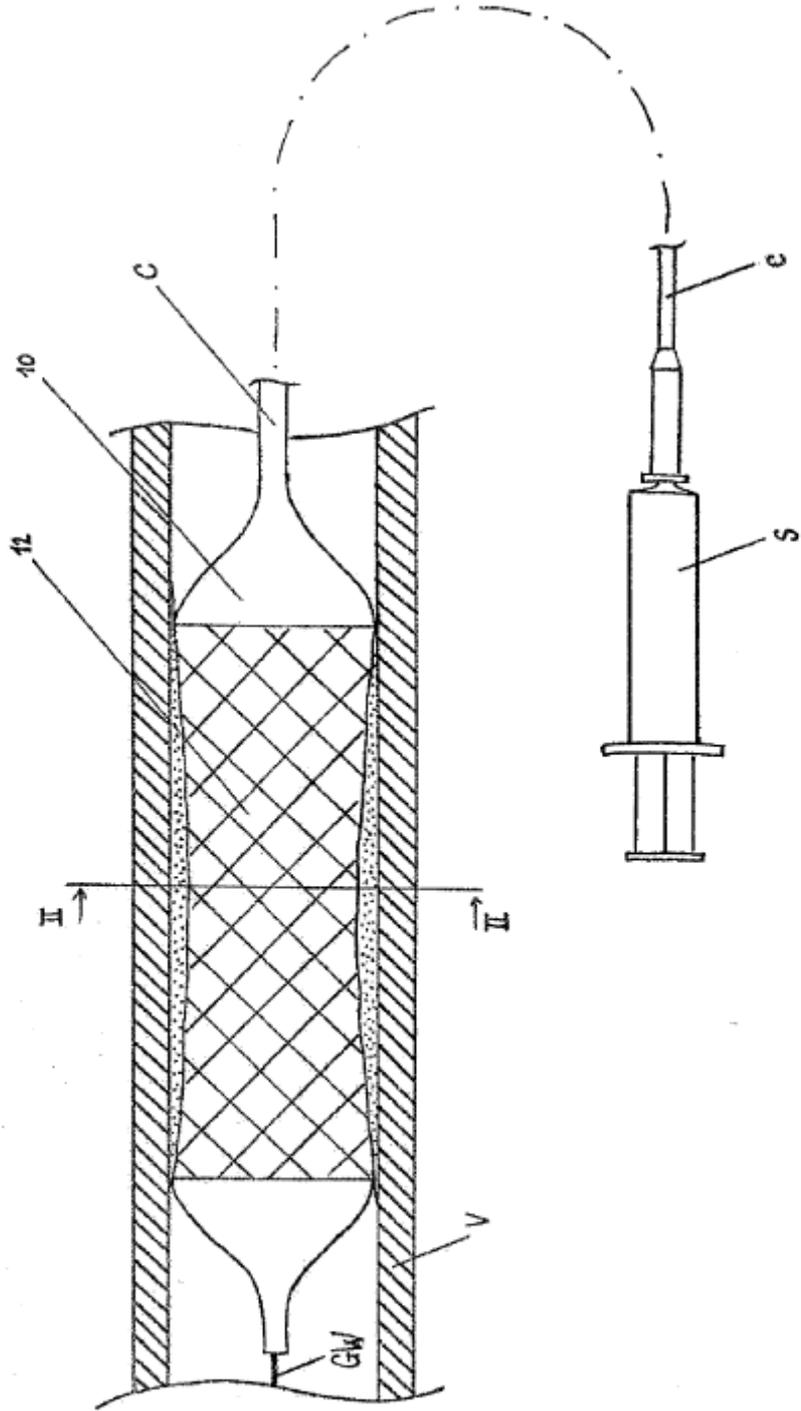


Fig - 1

Fig -3

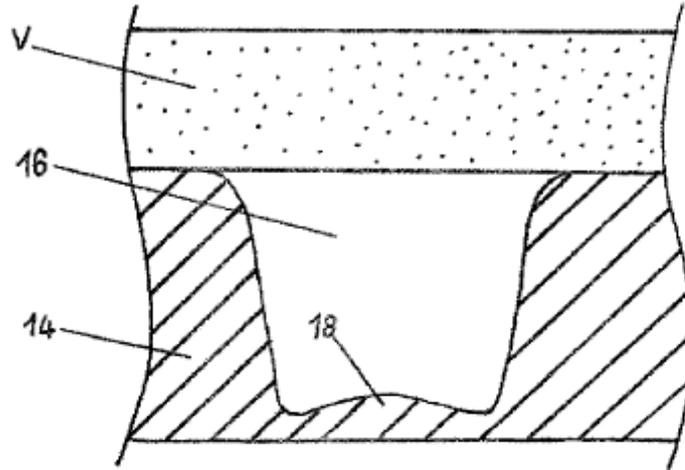


Fig -4

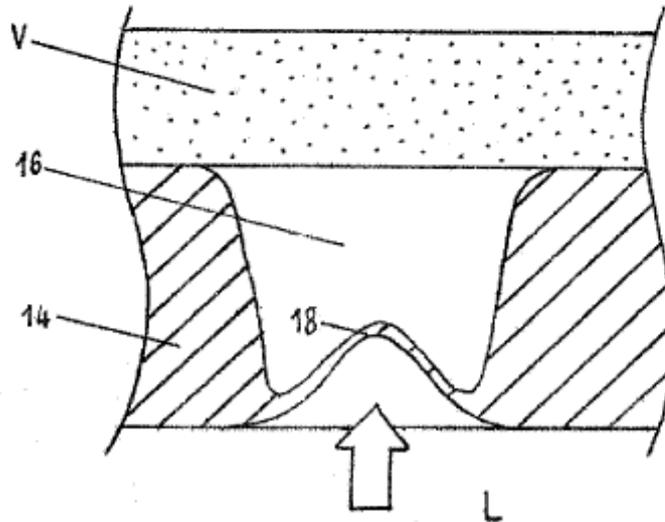


Fig - 5

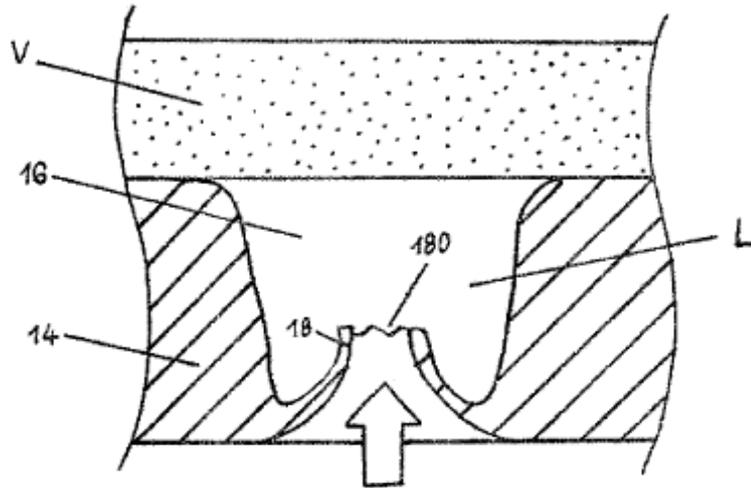


Fig - 6

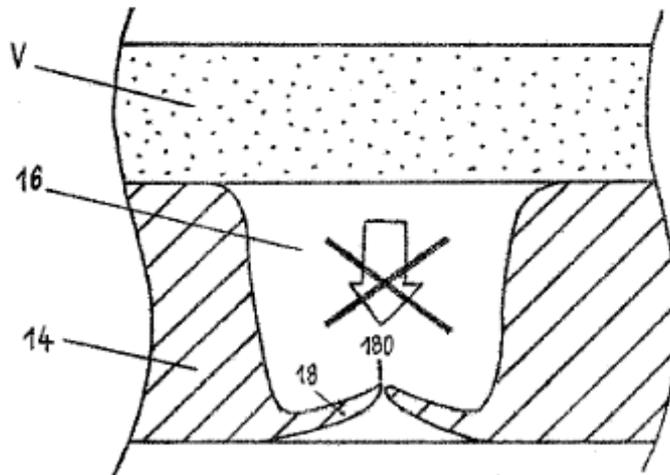


Fig.-7

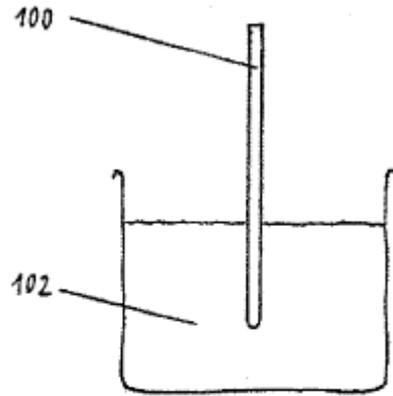


Fig -2

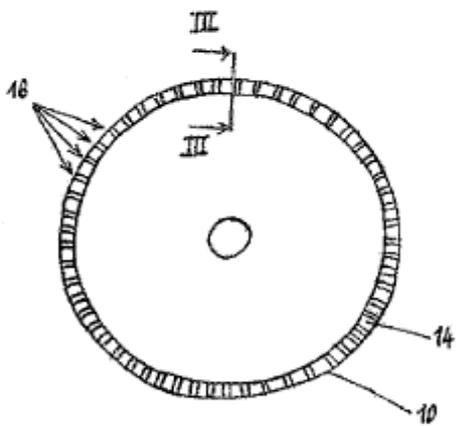


Fig.-8

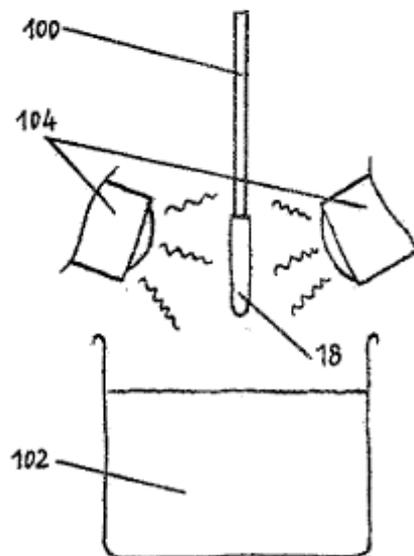


Fig. -9

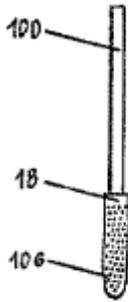


Fig. -11

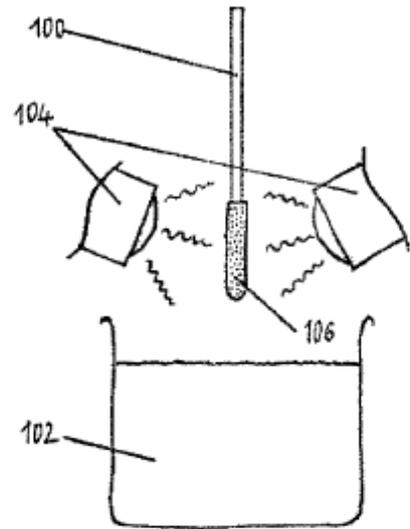


Fig. -10

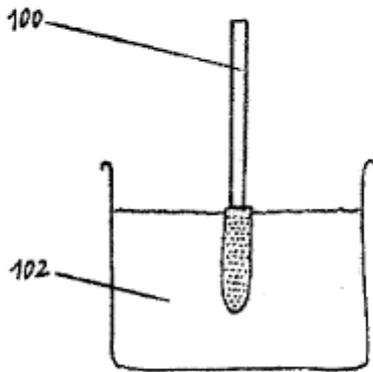


Fig. -12

