



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 362 037**

51 Int. Cl.:  
**A61L 29/14** (2006.01)  
**A61L 15/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02028711 .6**  
96 Fecha de presentación : **19.12.2002**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1325756**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **09.07.2003**

54 Título: **Fuente de suministro de oxígeno y kit para producir un dispositivo médico.**

30 Prioridad: **03.01.2002 US 38468**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**27.06.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**27.06.2011**

73 Titular/es: **Christoph Hehrlein**  
**Wintererstrasse 7**  
**79104 Freiburg, DE**

72 Inventor/es: **Hehrlein, Christoph;**  
**Kovacs, Adalbert y**  
**Wolf, Gerhard Karl**

74 Agente: **Arpe Fernández, Manuel**

ES 2 362 037 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

Fuente de suministro de oxígeno y kit para producir un dispositivo médico

5 La invención hace referencia a una fuente de oxigenación de fluidos y tejidos con fines médicos, así como a una solución de fluorocarbono para su utilización en la industria médica. La invención se refiere al campo del tratamiento de trastornos isquémicos en enfermedades, tales como por ejemplo, las enfermedades cardiovasculares. Los materiales que se describen en el presente documento mejoran la curación de tejidos hipóxicos lacerados, úlceras y heridas mala vascularización.

#### Antecedentes de la invención

10 La angioplastia transluminal percutánea (PTA) o la cirugía de bypass de vasos sanguíneos obstruidos constituye un método muy popular de reinstaurar el suministro de oxígeno en un órgano humano.

15 Una de las principales limitaciones de la angioplastia transluminal percutánea (PTA) consiste en la obstrucción completa del flujo sanguíneo durante el inflado del balón. Los pacientes que se someten a una angioplastia coronaria percutánea (PTCA) experimentan una isquemia miocárdica debido a la ausencia de circulación de sangre oxigenada hacia el miocardio tras un breve período de oclusión provocada por el balón. Las anginas de pecho resultantes de la isquemia miocárdica suelen detectarse por los cambios presenciados en el electrocardiograma o por arritmias cardíacas. Antiguamente se desarrollaron catéteres de balón para perfusión para superar el problema de la obstrucción del flujo sanguíneo durante las intervenciones coronarias percutáneas. No obstante, los catéteres de balón para perfusión situados en arterias de pequeño tamaño, como las correspondientes a la circulación coronaria, presentan la desventaja de la limitada capacidad de perfusión sanguínea inherente a los relativamente  
20 bajos caudales de sangre de estas arterias. Esta menor capacidad de perfusión de un catéter de perfusión estándar reduce el tiempo de inflado, y a veces precisa la finalización de la angioplastia con pocas ventajas. Con los catéteres de balón estándar para perfusión puede no conseguirse una prolongación adecuada del proceso de dilatación, por ejemplo, para conseguir unos mejores resultados de la angioplastia. El balón de angioplastia inflado suele ocluir los vasa vasorum de los conductos, por lo que también impide el suministro de oxígeno a los órganos dependientes a través de los microvasos de conexión. Los procedimientos de PTCA más complicados, como la dilatación de la arteria coronaria principal izquierda requieren una oxigenación óptima de la vasculatura distal durante el inflado del balón.

30 Los pacientes que padecen una enfermedad oclusiva arterial grave suelen recibir tratamiento mediante cirugía de bypass, utilizando injertos poliméricos artificiales. Sin embargo, en el caso de los pacientes diabéticos, la revascularización mediante injerto de bypass suele no ser suficiente para la curación de las úlceras del pie y la gangrena. En algunos de estos casos no puede evitarse la amputación del pie. Los nuevos tratamientos de oxigenación incluyen la permanencia de los pacientes que padecen úlceras de pie diabético en cámaras hiperbáricas de oxigenación, lo que ha demostrado que mejora la curación de las heridas de la piel y reduce las tasas de amputación. No obstante, estos tratamientos resultan caros y engorrosos para los pacientes.

35 Las emulsiones de fluorocarbono oxigenadas inyectadas en la vasculatura llevan años utilizándose para el tratamiento de los trastornos hipóxicos e isquémicos. Las emulsiones de fluorocarbono con transferencia de oxígeno comenzaron a conocerse como sustitutos artificiales de la sangre hace más de veinte años. En las patentes estadounidenses US 3958014 y US 4252827, se describen emulsiones de fluorocarbono con un tamaño de partícula muy reducido, variable entre 0,02 y 0,25 micrometros, lo que previene frente a daños embólicos. En la patente estadounidense 4445500, Osterholm indica que pueden inyectarse emulsiones de fluorocarbono oxigenadas en el curso cerebroespinal para mejorar la respiración aeróbica del tejido cerebral. La patente estadounidense US 4795423 (Osterholm) describe una perfusión intraocular mediante sustancias perfluoradas para el tratamiento de la retinopatía isquémica.

45 No obstante, la administración localizada de medicamentos utilizando fluidos inyectados en órganos a través de agujas o catéteres, con fines de tratamiento, presenta una serie de inconvenientes. La patente N° 4636195 indica que pueden inyectarse sustancias líquidas a través de un catéter de balón poroso. La inyección de sustancias en los vasos sanguíneos puede provocar daños en las estructuras vasculares durante el proceso de inyección, sobre todo cuando los líquidos se inyectan directamente en el tejido o se impulsan a través de los poros de la pared del balón hacia las paredes del vaso. La inyección directa de líquidos en tejidos mediante aguja puede causar por sí misma graves lesiones y la muerte de las células objetivo. El trauma sufrido por la pared del vaso durante la inyección puede promover la hiperplasia neointimal de la pared como una causa de estenosis. Incluso la modificación de las superficies de los balones para infusión mediante hoyuelos, como se describe en la patente estadounidense 6048332 puede no impedir por completo las lesiones vasculares durante la inyección de los agentes terapéuticos en el momento de inflado del balón. Otra desventaja de la inyección directa de líquidos terapéuticos en los tejidos  
50 constituye la falta de una administración local continuada del medicamento. El documento EP 0372088 describe un catéter de balón con suministro de oxígeno a través de los poros, pero el portador del oxígeno se introduce a través del catéter.

Por lo tanto, uno de los objetos de la presente invención consiste en facilitar medios para el suministro de oxígeno a diferentes partes del cuerpo humano, especialmente a los fluidos y tejidos corporales, sin causar efectos perjudiciales en los tejidos, y permitiendo al mismo tiempo un aporte controlado de oxígeno a los fluidos corporales.

### Resumen de la invención

5 La presente invención consiste en una fuente para suministro de oxígeno que permita la difusión a nivel local de un portador de oxígeno líquido en los fluidos y tejidos corporales, de acuerdo con lo definido en la reivindicación N° 1, y que sea capaz de oxigenar la sangre y los tejidos. Uno de los principales objetivos de la invención consiste en mejorar el suministro continuado de oxígeno a los órganos isquémicos, por ejemplo, durante, y con posterioridad a, un procedimiento de revascularización, como una angioplastia de balón o una cirugía de bypass vascular. El  
10 portador de oxígeno líquido puede liberarse en el área objetivo desde una porción de un catéter, desde un tubo, un globo de perfusión, un implante, o un parche tisular. Por tanto, la invención también se refiere a un dispositivo médico, que está formado al menos parcialmente por una membrana, que durante su utilización puede servir como sustrato de una fuente de suministro acorde con la invención. Las características y ventajas de la fuente de suministro también se refieren al dispositivo médico y viceversa, en la medida en que sean de aplicación. La  
15 invención presentada en este documento permite la difusión sistemática y localizada de un portador de oxígeno líquido en un tejido hipóxico objetivo al que se descarga el oxígeno desde el portador. La finalidad de la invención consiste en una liberación sostenida y localizada de oxígeno durante, y con posterioridad a un procedimiento médico, así como a tejidos hipóxicos, y especialmente, heridas.

Una realización preferida consiste en un dispositivo médico para su inserción en un vaso sanguíneo, que comprende  
20 una estructura porosa de tipo membrana o una película polimérica, que está impregnada con un portador de oxígeno líquido. Los sustratos preferidos para la incorporación efectiva del portador oxigenado para aporte de oxígeno líquido son los polímeros tales como teflón, polietileno, tereftalato de polietileno, polifosfaceno, nylon, silicona y acetato de celulosa, con unos reducidos tamaños de poro, variables entre 20 y 200 micrometros. El proceso de impregnación puede llevarse a cabo en la mesa de operaciones, poniendo la superficie de la fuente en contacto con el portador de  
25 oxígeno líquido. La membrana de la fuente puede sumergirse en la solución preparada que contiene un portador de oxígeno líquido, tal como una solución de fluorocarbono oxigenada, en el momento de su utilización. La sustancia utilizada para el portador de oxígeno líquido es una solución de fluorocarbono oxigenada. La utilización de una solución como portador del oxígeno presenta una serie de ventajas frente a la utilización de una emulsión como portador de oxígeno. La solución de fluorocarbono se satura externamente con oxígeno antes de su incorporación al sustrato. De este modo, los dos componentes preparados por separado forman un kit.

1. Una membrana fuente, y
2. Una solución de fluorocarbono saturada de oxígeno.

Los dos componentes del kit se combinan en el momento de su utilización.

Preferiblemente, la solución de fluorocarbono está contenida en un receptáculo para su transporte y  
35 almacenamiento, estando dicho receptáculo precintado para impedir fugas de gas y líquido. Concretamente, el precintado impide la disipación de oxígeno. El receptáculo puede consistir en un envase de vidrio o metal y puede comprender una película de revestimiento o lámina de plástico retráctil. Preferiblemente, el kit de acuerdo con la invención incluye adicionalmente un dispositivo médico, al menos parte del cual está formado por una membrana. La membrana puede estar incorporada o incluida con el dispositivo médico. El dispositivo médico puede consistir en un  
40 tubo hueco, un stent, un catéter, y más concretamente, un catéter de balón, por ejemplo, un catéter de balón para perfusión, un injerto de bypass, un stent endovascular insertado temporal o permanentemente en un vaso sanguíneo o dentro de este, un implante transvascular directamente conectado a los vasos sanguíneos y/o un parche tisular para el tratamiento externo de las heridas mediante oxígeno.

Preferiblemente, la solución de fluorocarbono utilizada de acuerdo con la invención se encuentra oxigenada  
45 artificialmente. El grado de saturación de oxígeno debería ser un grado que pueda conseguirse de forma óptima, y preferiblemente, oscilar entre un 80 y un 100%, y concretamente, entre un 95% y un 100%. La solución de fluorocarbono puede oxigenarse artificialmente y cubrirse con posterioridad con un medio de protección, proporcionando un receptáculo con un sistema de sellado que impida las fugas de oxígeno del interior del sistema sellado. De este modo, el portador de oxígeno líquido que va a utilizarse para impregnar la fuente de administración,  
50 por ejemplo, los dispositivos médicos, puede transportarse y almacenarse independientemente de la fuente.

En otra realización, una membrana fuente se incuba o impregna previamente con el portador de oxígeno líquido, almacenándose en un receptáculo desechable para impedir la fuga de las moléculas de oxígeno y de líquido. Los  
55 polímeros tales como teflón, polietileno, tereftalato de polietileno, polifosfaceno, nylon, silicona y acetato de celulosa, con unos reducidos tamaños de poro, variables entre 20 y 200 micrometros, constituyen los sustratos preferidos para la incorporación efectiva para soluciones fluorocarbono oxigenadas. El portador de oxígeno líquido se libera de la membrana mediante difusión, sobre todo a través de los poros de la membrana, lo que reduce al mínimo las lesiones locales de la vasculatura. La cinética mediante la que la solución se libera de la estructura se modula mediante cambios controlados de temperatura del entorno. Estos cambios de temperatura se inducen, por ejemplo,

mediante la aplicación de líquidos fríos y calientes en torno al dispositivo. Los estudios relativos a que los fluorocarbono oxigenados se liberan de las diferentes membranas poliméricas muestran que la elución de la solución de fluorocarbono oxigenada desde dicha membrana en el tejido o la sangre varía entre un minuto y varias horas, en función de la temperatura del entorno. El receptáculo protector para el almacenamiento del portador de oxígeno únicamente o el conjunto que incluye la fuente, por ejemplo, formando parte de, o como un instrumento y dispositivo médico y quirúrgico, respectivamente, está fabricado en plástico, vidrio o metal, para impedir pérdidas de gas y líquido.

Una realización de esta invención consiste en la administración local de oxígeno mediante catéter como medio de protección cardiovascular, que combina la oxigenación del tejido mediante la liberación por difusión de un líquido oxigenado a través de una inyección directa del fluido en el torrente sanguíneo. En esta realización, el sustrato de administración de oxígeno se encuentra situado en la superficie de un balón de un catéter de angioplastia de perfusión. Una membrana polimérica porosa, con un espesor de entre 20 y 200  $\mu\text{m}$  se encuentra rodeando apretadamente el balón, o está fijada firmemente a la superficie del balón. En la mesa de operaciones, se infla la superficie del balón y se sumerge en un contenedor con una solución preparada de fluorocarbono oxigenada, que sirve como portador de oxígeno líquido. El catéter con la membrana se hace avanzar por el torrente, y después de liberar el portador de oxígeno se puede reutilizar tras su recuperación, volviendo a repetir el proceso de inmersión en el líquido. En otra realización, el fabricante proporciona un ejemplar del dispositivo médico que incluye un receptáculo en el que el portador de oxígeno líquido ya se encuentra fijado a la superficie. En el lugar donde se va a llevar a cabo el procedimiento quirúrgico, la membrana de sustrato se pone en contacto con la célula objetivo. En caso de suministro de oxígeno mediante un balón de perfusión, el oxígeno accede a la pared del vaso sanguíneo por difusión. Una cierta cantidad de oxígeno también se introduce directamente en la sangre desde la membrana mediante difusión. La inyección de fluidos fríos o calientes a través del canal de perfusión del balón se utiliza para modificar la frecuencia de liberación del portador de oxígeno líquido en el vaso sanguíneo y la sangre. El contacto directo del dispositivo con los tejidos objetivo mejora el aporte de oxígeno, y no causa traumas en los tejidos. La capacidad de saturación de oxígeno del órgano final aumenta con la mejora del flujo sanguíneo, que se mantiene mediante la perfusión del balón con sangre.

Otra realización de la invención consiste en un implante permanente, como un stent impregnado o un injerto de bypass, consistente en, o revestido de una membrana de almacenamiento y elusión del portador de oxígeno líquido. Los injertos de bypass poliméricos resultan especialmente útiles para la liberación del oxígeno tal y como se presenta en este documento, ya que estos injertos presentan áreas con una amplia superficie para la oxigenación de la sangre. El injerto se recubre en su interior y/o exterior con el sustrato, para liberar el vehículo de transporte del oxígeno. Se induce una cierta porosidad del material básico polimérico del sustrato para la liberación del medio, variable entre 20 y 200 micrometros. Alternativamente, pueden fijarse firmemente películas porosas a las superficies no porosas del instrumento quirúrgico. En este documento se revela que se impregna un material preferiblemente microporoso con un portador de oxígeno líquido. Los canales de perfusión que transportan líquidos a través de/alrededor del dispositivo terapéutico están diseñados para permitir cambios controlados de temperatura en las zonas de liberación del portador de oxígeno. Los cambios locales de temperatura inducidos aceleran o ralentizan la liberación de oxígeno procedente de la membrana del vehículo de transporte.

En otra realización, se enrollan múltiples membranas poliméricas, formando tubos, y su superficie interior se impregna con el portador de oxígeno líquido. Una pluralidad de estos tubos se une para formar un oxigenador de implante. Preferiblemente, el oxigenador comprende un tubo interior y un tubo exterior, coaxial y concéntricamente dispuestos entre sí. En la separación que se forma entre estos dos tubos pueden colocarse tubos adicionales siguiendo una configuración coaxial. En esta realización, el tubo interior y el tubo exterior se pueden impregnar con el portador de oxígeno líquido por su parte interior y exterior, respectivamente. Los tubos insertados en la separación entre el tubo interior y el tubo exterior pueden servir como canalizaciones del fluido frío o caliente. El tubo interior puede servir para canalizar la sangre.

El oxigenador de implante se conecta mediante anastomosis terminoterminal o anastomosis terminolateral a un vaso que suministre sangre y a un vaso receptor de la sangre. La sangre se transporta a través de los tubos impregnados con el portador de oxígeno líquido. Este proceso puede utilizarse para suplementar el suministro de oxígeno a la sangre durante un procedimiento de bypass cardiopulmonar.

En otra realización, un sistema de tubo oxigenado como el previamente descrito se puede utilizar como oxigenador provisional de membrana alojado en una cavidad del cuerpo humano. El oxigenador de membrana polimérica puede estar, por ejemplo, conectado a los ventrículos cerebrales para la oxigenación del líquido cefalorraquídeo.

Los balones de implantación de stent modificados, es decir, catéteres de balón con un stent o balones de perfusión montados previamente constituyen una de las realizaciones de la invención. Los propios stents endovasculares pueden revestirse con una fina membrana pelicular que incorpore el portador de oxígeno líquido. Los stents son implantes permanentes y permiten un suministro continuo de oxígeno. Para la prevención de la restenosis, el aporte local de la solución de fluorocarbono oxigenada se puede combinar con la aplicación de radiaciones iónicas o radiación ultravioleta de baja energía para aumentar la producción de radicales libres de oxígeno en la célula objetivo. El efecto sobre la pared arterial del aumento en la producción de radicales libres de oxígeno de la célula objetivo proliferante consiste en un daño producido al ADN, que reducirá la formación de restenosis.

Aunque no constituye parte de la invención reivindicada, la curación de heridas y laceraciones de la piel en pacientes con enfermedades arteriales periféricas oclusivas, así como las deficiencias en la circulación de los miembros inferiores pueden mejorarse significativamente mediante el aporte a nivel local de una solución de fluorocarbono oxigenada mediante un parche dérmico colocado en la región isquémica de la piel. En otra realización de dicha invención, las heridas se cubren mediante solapas de membranas impregnadas con el medio de transporte de oxígeno. En primer lugar se limpia la herida, y se elimina el tejido necrosado. Posteriormente, se fija externamente una pieza de la membrana de sustrato impregnada con el portador de oxígeno líquido a la herida de la piel. El parche se retira una vez que el oxígeno se haya difundido por completo por el tejido lacerado. El aumento a nivel local de la tensión del oxígeno promueve el crecimiento de nuevos vasos sanguíneos en el área de isquemia. Las gangrenas de las extremidades inferiores causadas por déficit de oxígeno se verán reducidas en sus dimensiones.

En otra realización, la liberación del portador de oxígeno procedente de la membrana del sustrato está acompañada por la liberación simultánea de un agente farmacológicamente activo que se encuentra en la membrana. La liberación simultánea del agente farmacológicamente activo puede realizarse mediante inyección en un punto cercano a la membrana y/o por difusión desde la membrana. Este agente de liberación simultánea puede poseer propiedades anti-proliferativas, vasodilatadores o antioxidantes. La finalidad de la liberación simultánea de agentes vasoactivos consiste en aumentar las áreas de difusión del oxígeno en el tejido y acelerar el transporte de líquido oxigenado a través de la vasculatura.

### Breve descripción de las figuras

La figura 1 muestra una vista esquemática en perspectiva de una fina membrana pelicular microporosa que forma parte de un dispositivo médico. La membrana sirve de sustrato flexible para el portador de oxígeno líquido que va a almacenarse y liberarse de acuerdo con la invención descrita en este documento.

La figura 2 muestra una vista esquemática en perspectiva de un catéter de balón de perfusión cubierto con una delgada membrana pelicular para el aporte de oxígeno, de acuerdo con la invención descrita en este documento.

La figura 3 muestra una vista esquemática en sección transversal de un dispositivo médico que contiene una fuente de liberación de oxígeno líquido rodeada de una carcasa que sirve para sellar la fuente, de acuerdo con la presente invención.

### Descripción detallada de las figuras

La figura 1 muestra una vista en perspectiva de una membrana pelicular delgada porosa 1 con una serie de poros 2 que funcionan como un sustrato flexible de un portador de oxígeno líquido 3. La sustancia utilizada para la incorporación y la elución a partir del sustrato es una solución de fluorocarbono oxigenada. El portador de oxígeno líquido se difunde libremente por el exterior de la membrana pelicular delgada 1, y concretamente, por el exterior de los poros 2. La característica de liberación, en función de la temperatura, de la membrana 1, puede utilizarse en los dispositivos médicos que aquí se describen. En general, la cinética de liberación del sustrato puede controlarse mediante la inyección de fluidos a una temperatura variable entre 0 y 50° Celsius, que entran en contacto directo o indirecto con el sustrato que incorpora el portador de oxígeno.

La figura 2 muestra una vista longitudinal esquemática de un catéter de balón para perfusión 11 que sirve como fuente del sustrato para el portador de oxígeno líquido. En esta realización, una membrana de la fuente de liberación del oxígeno 7 se encuentra situada en la superficie del balón 5 en situación proximal 12 y distal 13 con respecto al extremo del balón del catéter 11 en el eje 9 del catéter. El eje 9 del catéter de balón para perfusión incluye la abertura para el cable de guiado 8, una abertura de inflado del balón 14 y una abertura de perfusión 15. La abertura del fluido de perfusión permite la perfusión de sangre o el transporte de fluidos terapéuticos (a una temperatura de entre 0 y 50° C) a través del balón inflado. La abertura de perfusión 15 está diseñada para permitir la inyección de líquidos terapéuticos o medicamentos a unas temperaturas variables entre 0 y 50° C para modificar la cinética de liberación del portador de oxígeno con respecto al sustrato. Los orificios situados más allá del extremo proximal 16 del balón conectan un recorrido de la sangre a través del eje 9 del catéter de balón para perfusión hasta el extremo distal del catéter 17. El canal 15 del fluido de perfusión se conecta a los orificios situados en los extremos proximal 16 y distal 17 del balón. Los orificios de perfusión 16, 17 penetran a través de la membrana 12, 13 transportando el portador de oxígeno líquido. De este modo, la perfusión de la sangre a través del balón transporta sangre que ha sido oxigenada por la membrana situada en el extremo proximal del balón inflado, y se oxigena mediante la membrana situada más allá del extremo distal del balón inflado, una vez que ha pasado a través del balón. El cable de guiado para el avance del balón de perfusión dispone en su parte distal 28 de la fuente de suministro de oxígeno, que está impregnada con el portador de oxígeno líquido, preferiblemente en forma de solución de oxígeno líquido. Puede montarse un stent 29 en la superficie del balón.

La figura 3 es una vista esquemática en sección transversal de un dispositivo médico que contiene una fuente de suministro de oxígeno líquido rodeada por una carcasa que sirve para sellar la fuente impregnada de acuerdo con la presente invención. La fuente de suministro de oxígeno consiste en un tubo con múltiples canales 18, 23, 24, estando acoplada una delgada membrana pelicular 19 que incorpora el portador de oxígeno y que está situada en

un receptáculo 21 relleno con una solución de aporte de oxígeno líquido 20. El receptáculo impide la disipación de líquido o gas, y se ha tratado de que sea un lugar de almacenamiento de la fuente de suministro de oxígeno. Un canal 18 puede servir para guiar fluidos calientes o fríos de forma que se altere la liberación del portador de oxígeno desde la membrana 19, mientras que las demás aberturas 23, 24 pueden servir para canalizar sangre, fluidos terapéuticos o cables de guía.

5

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo médico para insertar, temporal o permanente, en un vaso sanguíneo, que comprende una fuente de suministro de oxígeno, en el que dicha fuente de suministro comprende un sustrato poroso, caracterizado porque el sustrato poroso contiene, al menos, un portador de oxígeno líquido incorporado al mismo mediante la impregnación del sustrato poroso bien en la mesa de operaciones o impregnando previamente dicho sustrato poroso con el portador de oxígeno líquido, en el que el portador del oxígeno es una solución de fluorocarbono oxigenada, que se libera desde los poros.
2. Dispositivo médico de la reivindicación 1, en el que dicho sustrato forma al menos una membrana o una delgada capa pelicular.
3. Dispositivo médico de la reivindicación 1, en el que dicho sustrato forma parte al menos de un tubo hueco, un catéter de balón para perfusión, un injerto de bypass, un stent endovascular insertado temporal o permanentemente en un vaso sanguíneo o dentro de este, o un implante transvascular directamente conectado a los vasos sanguíneos.
4. Dispositivo médico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que dicho sustrato comprende un polímero poroso, preferiblemente con un tamaño de poro en un rango comprendido entre 20 y 200 micrometros.
5. Dispositivo médico de la reivindicación 4, en el que el polímero de dicho sustrato se selecciona entre los componentes de un grupo de polímeros tales como teflón, polietileno, tereftalato de polietileno, polifosfaceno, nylon, silicona y acetato de celulosa.
6. Dispositivo médico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la fuente de suministro consiste en una pluralidad de tubos interconectados, mientras que la superficie interior de un tubo interior consiste en una membrana porosa e incorpora el portador de oxígeno líquido y siendo el exterior del tubo interior un sistema de transporte para canalizar líquidos fríos y calientes formados por el resto de los tubos pertenecientes a la pluralidad de tubos.
7. Dispositivo médico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que dicho portador de oxígeno consiste en una solución previamente oxigenada de fluorocarbono.
8. Dispositivo médico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho sustrato que incorpora el portador de oxígeno previamente oxigenado se encuentra sellado gracias a unos medios de protección, tales como una película de revestimiento desprendible, una lámina de plástico o un envase de metal o vidrio, para impedir la disipación de líquido y gas.

**Fig. 1**

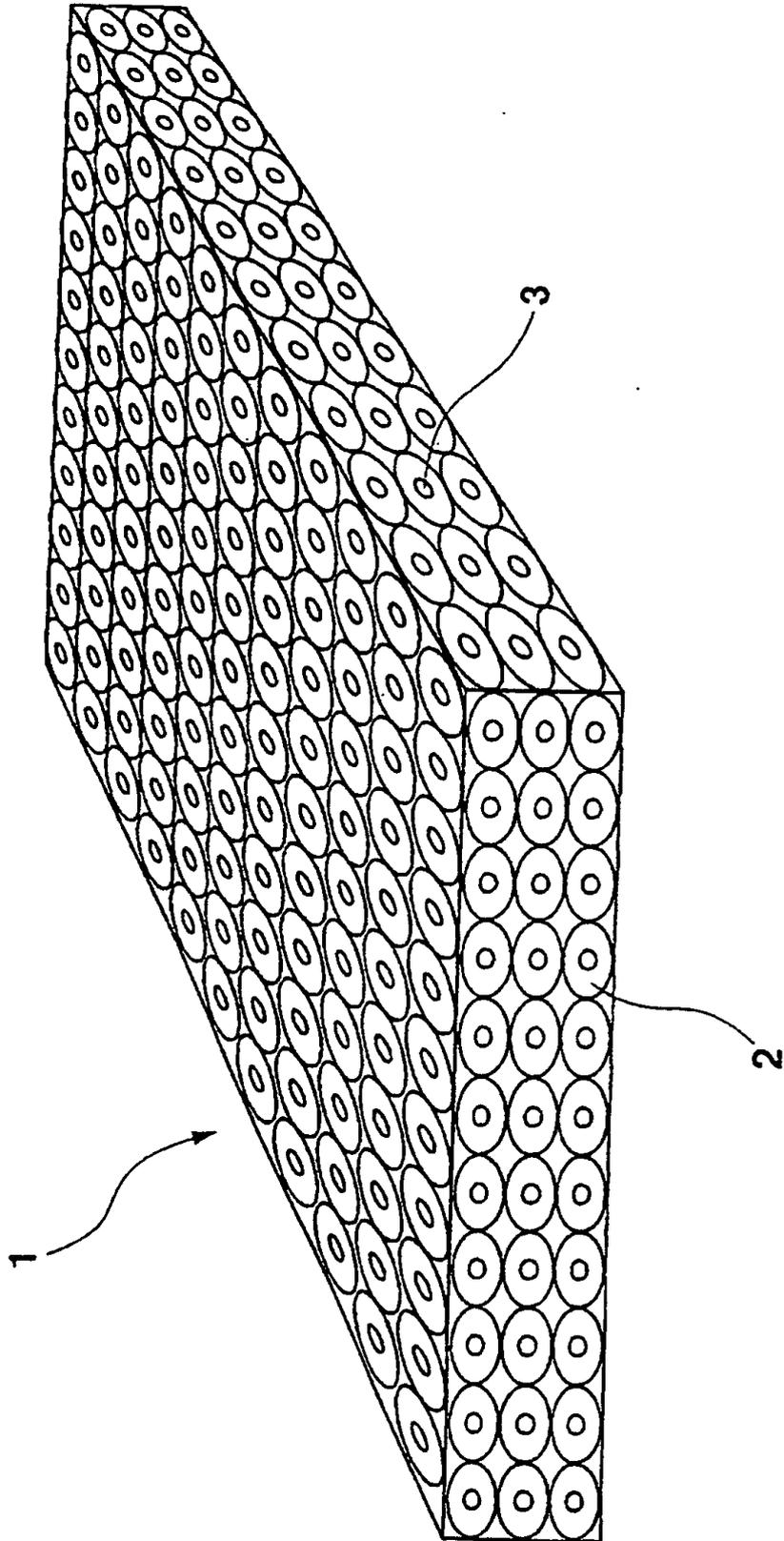
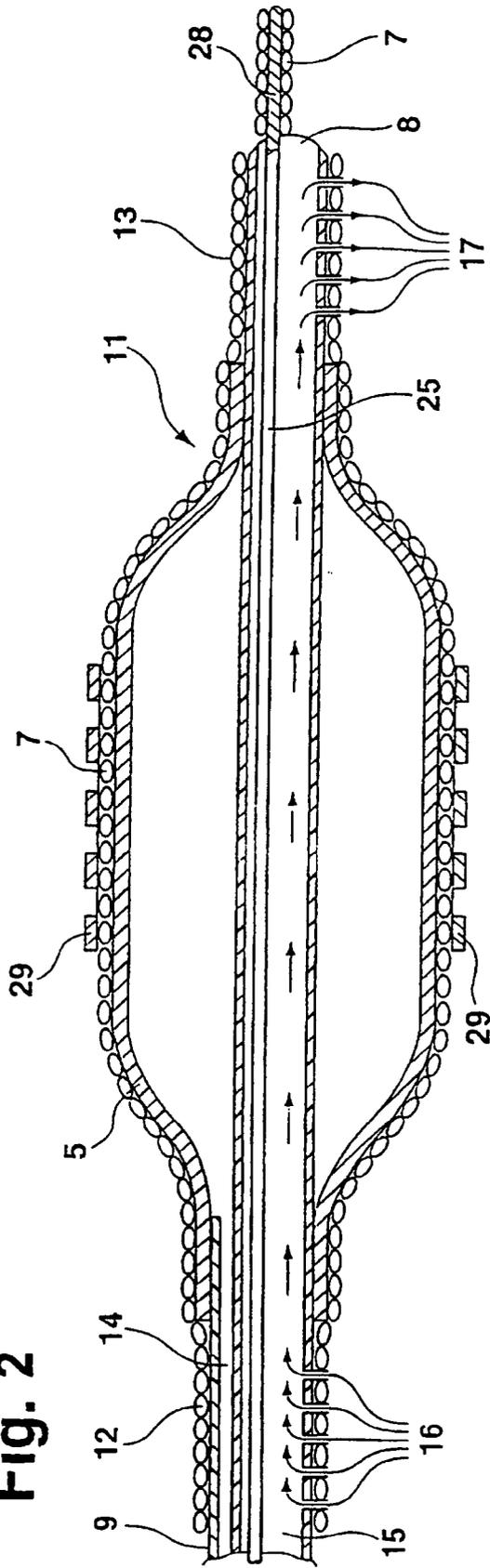
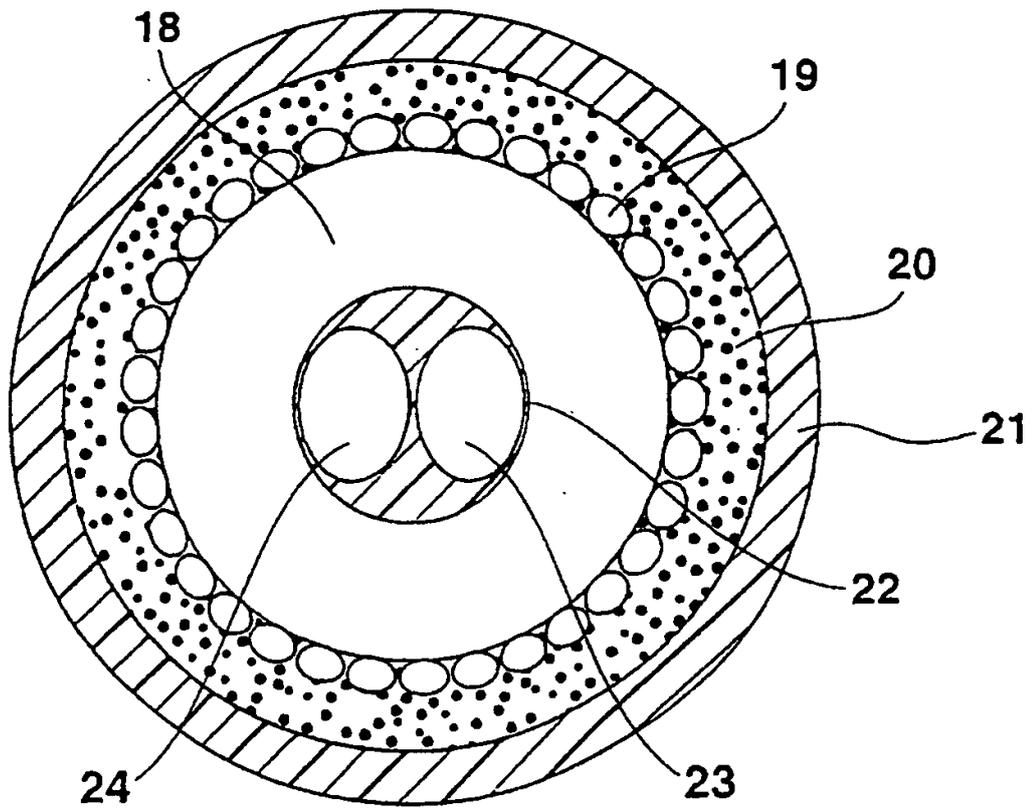


Fig. 2



# Fig. 3



**REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN**

5 La lista de referencias citada por el solicitante lo es solamente para utilidad del lector, no formando parte de los documentos de patente europeos. Aún cuando las referencias han sido cuidadosamente recopiladas, no pueden excluirse errores u omisiones y la OEP rechaza toda responsabilidad a este respecto.

**Documentos de patente citados en la descripción**

- US 3958014 A [0005]
- US 4252827 A [0005]
- US 4445500 A [0005]
- US 4795423 A, Osterholm [0005]
- US 4636195 A [0006]
- US 6048332 A [0006]
- EP 0372088 A [0007]