

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 777 547**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/08** (2006.01)  
**A61M 25/10** (2013.01)  
**A61M 29/02** (2006.01)  
**A61B 17/12** (2006.01)  
**A61M 16/04** (2006.01)  
**A61M 16/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.01.2016 PCT/US2016/014183**  
 87 Fecha y número de publicación internacional: **28.07.2016 WO16118663**  
 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.01.2016 E 16740705 (5)**  
 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.03.2020 EP 3247270**

54 Título: **Sistemas de suministro de selladores bronquiales**

30 Prioridad:

**20.01.2015 US 201562105649 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**05.08.2020**

73 Titular/es:

**PULMONX CORPORATION (100.0%)  
 700 Chesapeake Drive  
 Redwood City, CA 94063, US**

72 Inventor/es:

**RADHAKRISHNAN, SRI y  
 OLIVERA, RYAN**

74 Agente/Representante:

**SALVÀ FERRER, Joan**

ES 2 777 547 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

Sistemas de suministro de selladores bronquiales

5 **CAMPO DE LA INVENCION**

**[0001]** La presente descripción se refiere generalmente a dispositivos, procedimientos y sistemas para suministrar un agente a una región pulmonar.

10 **ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

**[0002]** Las enfermedades pulmonares, tales como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), reducen la capacidad de uno o ambos pulmones para expulsar completamente el aire durante la fase de exhalación del ciclo de respiración. Dichas enfermedades se acompañan de obstrucción crónica o recurrente al flujo de aire dentro del pulmón. Debido al aumento de los contaminantes ambientales, el tabaquismo y otras exposiciones nocivas, la incidencia de EPOC ha aumentado drásticamente en las últimas décadas y ahora se ubica como una de las principales causas de la restricción de la actividad o el confinamiento en cama en los Estados Unidos. La EPOC puede incluir trastornos tales como bronquitis crónica, bronquiectasia, asma y enfisema.

**[0003]** Se sabe que el enfisema y otras enfermedades pulmonares reducen la capacidad de uno o ambos pulmones para expulsar completamente el aire durante la fase de exhalación del ciclo de respiración. Uno de los efectos de tales enfermedades es que el tejido pulmonar enfermo es menos elástico que el tejido pulmonar sano, que es un factor que impide la exhalación completa del aire. Durante la respiración, la parte enferma del pulmón no retrocede completamente debido a que el tejido pulmonar enfermo (por ejemplo, enfisemático) es menos elástico que el tejido sano. En consecuencia, el tejido pulmonar enfermo ejerce una fuerza impulsora relativamente baja, lo que da como resultado que el pulmón enfermo expulse menos volumen de aire que un pulmón sano. El volumen de aire reducido ejerce menos fuerza sobre la vía respiratoria, lo que permite que la vía respiratoria se cierre antes de que todo el aire haya sido expulsado, otro factor que impide la exhalación completa.

**[0004]** El problema se agrava aún más por el tejido enfermo y menos elástico que rodea las vías respiratorias muy estrechas que conducen a los alvéolos, que son los sacos de aire donde se produce el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono. El tejido enfermo tiene menos tono que el tejido sano y, típicamente, no puede mantener abiertas las vías respiratorias estrechas hasta el final del ciclo de exhalación. Esto atrapa aire en los pulmones y exacerba el ciclo de respiración ya ineficiente. El aire atrapado hace que el tejido se hiper expanda y ya no pueda efectuar un intercambio eficiente de oxígeno y dióxido de carbono.

**[0005]** Además, el tejido pulmonar enfermo hiperexpandido ocupa más espacio pleural que el tejido pulmonar sano. En la mayoría de los casos, una parte del pulmón está enferma, mientras que la parte restante está relativamente sana y, por lo tanto, todavía puede llevar a cabo el intercambio de oxígeno de manera eficiente. Al ocupar más espacio pleural, el tejido pulmonar hiperexpandido reduce la cantidad de espacio disponible para acomodar el tejido pulmonar sano y funcional. Como resultado, el tejido pulmonar hiperexpandido provoca una respiración ineficiente debido a su propia funcionalidad reducida y porque afecta negativamente la funcionalidad del tejido sano adyacente.

**[0006]** Algunos tratamientos recientes incluyen el uso de dispositivos que aíslan una región enferma del pulmón para reducir el volumen de la región enferma, tal como colapsando la región pulmonar enferma. Según tales tratamientos, se usa un catéter de suministro para implantar uno o más dispositivos implantables en las vías respiratorias que alimentan una región enferma del pulmón para regular el flujo de fluido a la región pulmonar enferma para aislar fluidamente la región del pulmón. Estos dispositivos implantables pueden ser, por ejemplo, válvulas unidireccionales que permiten el flujo solo en la dirección de exhalación, oclusores o tapones que impiden el flujo en cualquier dirección, o válvulas bidireccionales que controlan el flujo en ambas direcciones.

**[0007]** El documento de patente US2007/0186932 describe un tratamiento de vía colateral que utiliza un agente arrastrado por la corriente de flujo de aspiración.

**[0008]** Además de lo anterior, a veces es deseable proporcionar procedimientos para sellar canales de flujo colateral entre segmentos pulmonares adyacentes. Dichos procedimientos de sellado pueden ser particularmente útiles para tratar pacientes antes de los procedimientos de reducción del volumen pulmonar endobronquial u otros. Por lo tanto, los procedimientos y aparatos para sellar canales de flujo colateral deberían ser compatibles con los protocolos conocidos para ocluir segmentos y regiones pulmonares enfermos para realizar la reducción del volumen pulmonar, incluida la colocación de tapones y elementos oclusivos dentro de las vías respiratorias que conducen a dichos segmentos y regiones pulmonares enfermos. Uno de tales procedimientos y sistemas de sellado se ha descrito en la patente de los EE.UU. n.º 8.137.302. En otros casos, se pueden proporcionar agentes de sellado, aunque no están equipados con los sistemas o procedimientos para el suministro de canales colaterales. Otros agentes de sellado de este tipo se han utilizado en las patentes de los EE.UU. n.º 7.819.908 y 8.445.589. El objetivo sigue siendo proporcionar procedimientos adicionales para sellar canales colaterales. Al menos algunos de estos objetivos se cumplirán mediante las descripciones que se describen en esta invención a continuación.

- [0009]** El documento US 2006/0264772 describe procedimientos, sistemas y dispositivos mínimamente invasivos para evaluar cualitativamente y cuantitativamente la ventilación colateral en los pulmones. En particular, la ventilación colateral de un compartimento diana dentro de un pulmón de un paciente se evalúa mediante el avance de un catéter a través del árbol traqueobronquial a un bronquio de alimentación del compartimento diana. El catéter ocluye el bronquio de alimentación y se toman diversas mediciones con el uso del catéter de una manera que es de bajo riesgo para el paciente. Ejemplos de dichas mediciones incluyen, pero no se limitan a, el caudal, el volumen y la presión. Estas mediciones se utilizan para determinar la presencia de ventilación colateral y para cuantificar dicha ventilación colateral.
- 10 **[0010]** El documento US20110220104 describe procedimientos y dispositivos para cerrar parcialmente o completamente las vías colaterales en los pulmones, incluidas entre y dentro de, los lóbulos individuales. En particular, los procedimientos comprenden aislar una región de pulmón diana (TLR) con un catéter de aislamiento, aplicar vacío al área diana mediante el catéter para establecer una corriente de flujo convectivo desde un compartimento pulmonar colindante (NLC) a través de la vía colateral (si la hay) en el área diana aislada y el catéter y fuera del cuerpo. Si existe
- 15 flujo colateral, se suministra un agente en el compartimento pulmonar colindante, utilizando típicamente un catéter de otro dispositivo de suministro introducido a través del árbol bronquial y en el compartimento pulmonar colindante. El agente es arrastrado hacia la corriente de flujo convectivo a través de la(s) vía(s) colateral(es) establecidas por el vacío. La sustancia arrastrada entra y se aloja en la(s) vía(s) colateral(es), mientras que un exceso de agente permanece atrapado con la corriente de flujo convectivo a través de la vía colateral y típicamente se dirige fuera del
- 20 cuerpo a través del catéter de aspiración

### **BREVE RESUMEN DE LA INVENCION**

- [0011]** La presente invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. La presente descripción se refiere a aspectos de procedimientos y sistemas para ocluir un canal de flujo colateral. En un aspecto, se describe un procedimiento para ocluir un canal de flujo colateral entre un compartimento pulmonar diana y un compartimento pulmonar adyacente. Dicho procedimiento comprende acceder al compartimento pulmonar diana a través de un catéter de aislamiento, aislar el compartimento pulmonar diana, suministrar un fluido al compartimento pulmonar diana de manera que el compartimento diana esté presurizado y el fluido fluya a través del canal de flujo colateral e inyectar un agente en el compartimento pulmonar aislado de manera que el fluido transporta el agente al canal de flujo colateral, sellando así el canal de flujo colateral. El agente puede ser un sellador.
- [0012]** El procedimiento anterior puede comprender además medir la presión dentro del compartimento pulmonar diana después de presurizar el compartimento y determinar que el compartimento pulmonar diana comprende un canal de flujo colateral basado en una caída medida de presión. Además, la presión dentro del compartimento pulmonar diana puede medirse y el momento de la inyección del agente puede basarse en la presión medida. El momento de la inyección del agente puede comprender inyectar el agente después de que la presión medida caiga por debajo de un valor umbral predeterminado. El momento de la inyección del agente puede comprender esperar un período de tiempo predeterminado después de medir una caída de presión antes de inyectar el agente. La inyección del agente puede comprender determinar que el canal colateral se ha sellado en función de la presión medida y detener la inyección del agente después de que se haya determinado que el canal colateral está sellado.
- [0013]** Como alternativa, el procedimiento puede comprender medir el caudal dentro del compartimento pulmonar diana y programar la inyección del agente en función del caudal medido. El momento de la inyección del agente puede comprender inyectar el agente después de que el flujo medido alcance un valor umbral predeterminado. El momento de la inyección del agente comprende determinar que el canal colateral se ha sellado en función del flujo medido y detener la inyección del agente después de que se haya determinado que el canal colateral está sellado.
- 50 **[0014]** También se describe un sistema para ocluir un canal de flujo colateral entre un compartimento pulmonar diana y un compartimento pulmonar adyacente. Este sistema comprende un catéter de aislamiento configurado para acceder y aislar el compartimento pulmonar, un mecanismo de suministro de fluido configurado para suministrar un fluido al compartimento pulmonar diana de manera que el compartimento diana se presuriza y el fluido fluye a través del canal de flujo colateral, un mecanismo de suministro del agente configurado para inyectar el agente en el
- 55 compartimento pulmonar aislado de manera que el fluido transporta el agente al canal de flujo colateral, sellando así el canal de flujo colateral y un procesador configurado para recibir la entrada de un sensor asociado con el catéter de aislamiento y programar la inyección del agente en función de la entrada. En algunos aspectos, el agente dentro de este sistema es un sellador. La entrada recibida por el procesador es una medida de presión dentro del compartimento pulmonar diana y el momento de la inyección del agente se basa en la presión medida. El momento de la inyección del agente puede comprender inyectar el agente después de que la presión medida caiga por debajo de un valor umbral predeterminado. El momento de la inyección del agente puede comprender esperar un período de tiempo predeterminado después de medir una caída de presión antes de inyectar el agente. El momento de la inyección del agente puede comprender determinar que el canal colateral se ha sellado en función de la presión medida y detener la inyección del agente después de que se haya determinado que el canal colateral está sellado.
- 60
- [0015]** En algunos aspectos, la entrada recibida por el procesador es una medida del flujo dentro del
- 65

compartimento pulmonar diana y el momento de la inyección del agente se basa en el flujo medido. El momento de la inyección del agente puede comprender inyectar el agente después de que el flujo medido alcance un valor umbral predeterminado. El momento de la inyección del agente comprende determinar que el canal colateral se ha sellado en función del flujo medido y detener la inyección del agente después de que se haya determinado que el canal colateral está sellado.

**[0016]** El procesador está configurado además para recibir información de un usuario con respecto a la inyección del agente. El sistema comprende además una unidad de visualización para visualizar valores obtenidos del sensor o visualizar cálculos derivados de la entrada del sensor.

**[0017]** Este y otros aspectos de la presente descripción se describen en esta invención.

### **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

**[0018]** Las realizaciones actuales tienen otras ventajas y características que serán más fácilmente evidentes a partir de la siguiente descripción detallada y las reivindicaciones adjuntas, cuando se toman junto con los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es una vista en perspectiva de una realización de un catéter de suministro de agente.

La figura 2 es una vista en sección transversal axial de una parte distal de una realización de un catéter de suministro de agente que comprende una luz central única para el suministro de fluido o agentes.

La figura 3 es una vista en sección transversal axial alternativa de la región distal de una realización de un catéter de suministro de agente que comprende una luz central y una segunda luz para el suministro de un agente.

La figura 4 muestra una realización de un sistema de suministro de agente.

Las figuras 5A-5C ilustran una realización de los protocolos de introducción de un catéter.

Las figuras 6A, 6B y 6C son diagramas de flujo que describen una realización de un procedimiento de uso del suministro de un agente.

Las figuras 7A y 7B muestran un suministro ejemplar de un agente a canales de flujo colateral.

### **DESCRIPCIÓN DETALLADA**

**[0019]** Aunque la descripción detallada contiene muchos detalles, estos no deben interpretarse como limitativos del alcance de la descripción, sino simplemente como ilustrativos de diferentes ejemplos y aspectos de la descripción. Debe apreciarse que el alcance de la descripción incluye otras realizaciones no analizadas en esta invención. Se pueden realizar otras modificaciones, cambios y variaciones que serán evidentes para los expertos en la materia en la disposición, operación y detalles del procedimiento, dispositivo y sistema de las presentes realizaciones descritas en esta invención sin apartarse del espíritu y alcance de la descripción como se describe aquí.

**[0020]** A lo largo de la memoria descriptiva y las reivindicaciones, los siguientes términos toman los significados explícitamente asociados en esta invención a menos que el contexto indique claramente lo contrario. El significado de "un", "uno/a" y "el/la" incluye referencias plurales. El significado de "en" incluye "dentro de" y "sobre". Con referencia a los dibujos, los números iguales indican partes similares en todas las vistas. Además, una referencia al singular incluye una referencia al plural a menos que se indique lo contrario o sea inconsistente con la descripción en esta invención.

**[0021]** La palabra "ejemplar" se usa en esta invención para querer decir "que sirve como un ejemplo, caso o ilustración". Cualquier implementación descrita en esta invención como "ejemplar" no debe interpretarse necesariamente como ventajosa sobre otras implementaciones.

**[0022]** En toda esta descripción, se hace referencia al término "agente". Como se usa en esta invención, el término "agente" se refiere a un agente de sellado. Para los fines de esta solicitud, el término "agente" es intercambiable con "sellador" y "agente de sellado".

**[0023]** En toda esta descripción, se hace referencia al término "región pulmonar". Como se usa en esta invención, el término "región pulmonar" se refiere a una división o parte definida de un pulmón. Para fines ejemplares, las regiones pulmonares se describen en esta invención con referencia a pulmones humanos, donde algunas regiones pulmonares ejemplares incluyen lóbulos pulmonares y segmentos pulmonares. Por lo tanto, el término "región pulmonar" como se usa en esta invención puede referirse, por ejemplo, a un lóbulo pulmonar o un segmento pulmonar. Dicha nomenclatura se ajusta a la nomenclatura para partes de los pulmones que son conocidas por los expertos en la materia. Sin embargo, debe apreciarse que el término "región pulmonar" no necesariamente se refiere a un lóbulo pulmonar o un segmento pulmonar, sino que puede referirse a alguna otra división o parte definida de un pulmón humano o no humano.

**[0024]** La presente descripción describe un procedimiento para sellar un canal de flujo colateral entre un compartimento pulmonar diana y un compartimento pulmonar adyacente. El procedimiento comprende acceder al compartimento pulmonar diana a través de un catéter de aislamiento, que aísla el compartimento pulmonar diana;

suministrar un fluido, como un gas, al compartimento pulmonar diana de manera que el compartimento diana esté presurizado y el gas fluya a través del canal de flujo colateral. Posteriormente, se inyecta un agente, como un sellador, en el compartimento pulmonar aislado de manera que el fluido transporta el agente al canal de flujo colateral, sellando así el canal de flujo colateral. Opcionalmente, en algunos aspectos, el procedimiento comprende medir la presión dentro del compartimento pulmonar diana después de presurizar el compartimento. Si se determina que el compartimento pulmonar diana comprende un canal de flujo colateral basado en una caída de presión medida, el compartimento pulmonar diana puede sellarse. Opcionalmente, el suministro del agente puede programarse en función de la presión medida, que se suministrará, por ejemplo, cuando la presión alcance un valor umbral predeterminado. Además, el procedimiento comprende medir el flujo dentro del compartimento pulmonar diana después del compartimento, y el suministro del agente se sincroniza con el flujo medido que alcanza un valor umbral predeterminado. Además, también se describen sistemas que comprenden la aplicación de estos procedimientos.

**[0025]** Volviendo a las figuras, la figura 1 describe un catéter para su uso junto con la presente invención. Se han descrito catéteres de suministro similares en las patentes de los EE.UU. n.º 8.137.302 y 7.883.471. El catéter de suministro **10** comprende un cuerpo de catéter alargado **12** que tiene un extremo proximal **16** y un extremo distal **14** que comprende un elemento de oclusión **15**, que en este caso es un globo inflable. El cuerpo del catéter **12** incluye al menos una luz central o paso **18** con una abertura distal **19** (mostrada con mayor detalle en las figuras 2 y 3). Un cubo **20** está dispuesto en el extremo proximal **16** del cuerpo del catéter **12** e incluye al menos un puerto **17** para la conexión a una luz de inflado **21** que alimenta un medio de inflación al elemento expansible **15**, para sellar el extremo distal del catéter dentro de una vía respiratoria pulmonar.

**[0026]** En la realización mostrada en la figura 2, el catéter **10** comprende una luz central única o paso **18** para el suministro de fluido o agentes. La luz de inflado del globo **21** se abre a través de un puerto **22** para suministrar el medio de inflado al elemento expandible **15**. Una segunda realización del catéter **10**, como se muestra en la figura 3, tiene la luz central o el pasaje **18** y una segunda luz o pasaje **24** que termina en al menos un puerto lateral **26** para suministrar el agente, como se describe con más detalle a continuación.

**[0027]** Aunque no se ilustra, el catéter **10** puede estar provisto de otras características, tales como sensores dispuestos dentro o en línea con el catéter. Además, el catéter puede estar provisto de cables de tracción u otros mecanismos para dirigir los extremos distales de los catéteres para facilitar el avance a través de las vías respiratorias ramificadas del pulmón. Aún más además, los catéteres **10** pueden estar provistos de fibras ópticas, pequeños CCD u otras cámaras, u otros medios en sus extremos distales para visualizar el avance de los catéteres a través de las vías respiratorias.

**[0028]** El cuerpo del catéter puede estar compuesto de materiales de catéter convencionales para proporcionar la flexibilidad y biocompatibilidad deseadas. Los materiales adecuados incluyen PT-FE, PVC, poliuretano, PET, polipropileno u otras aleaciones de polímeros o polímeros de red interpenetrantes (IPN) con o sin trenzado o soporte metálico y/o cerámico. Usando tales materiales, los catéteres pueden formarse mediante técnicas de extrusión convencionales.

**[0029]** Además, como se muestra en la figura 4, el catéter **10** termina en o está en línea con la unidad **20** que puede incluir componentes tales como una unidad de visualización, un mecanismo de retroalimentación del usuario y un procesador. En esta realización, la unidad de visualización comprende una pantalla **21** que muestra la entrada del uno o más sensores dentro o en línea con el catéter. El mecanismo de retroalimentación del usuario comprende un mecanismo para la entrada del usuario, tal como una pantalla táctil **21**. Otros mecanismos de retroalimentación del usuario pueden incluir perillas, diales, botones o cualquier otro mecanismo similar. El procesador (no mostrado) es interno o está asociado de otra manera con la unidad **20** y está configurado para realizar funciones como recibir, procesar, calcular o retransmitir la entrada del sensor.

**[0030]** Además, la unidad **20** puede comprender o puede estar asociada con un mecanismo de suministro de fluido (no mostrado) configurado para suministrar un fluido (por ejemplo, un gas) a través del catéter al compartimento pulmonar diana de manera que el compartimento diana esté presurizado. En algunos aspectos, cuando está presente un canal colateral, el fluido puede fluir a través del canal de flujo colateral. El catéter también puede estar asociado con un mecanismo de suministro de agente (no mostrado) configurado para inyectar el agente en el compartimento pulmonar aislado de manera que el fluido transporte el agente al canal de flujo colateral, sellando así el canal de flujo colateral. Un mecanismo de suministro de agente ejemplar puede ser una jeringa configurada para introducir el sellador en el extremo distal del catéter de manera que el sellador se mueva a través del catéter y dentro del compartimento pulmonar diana. Dichos mecanismos de suministro de fluido y agente pueden ser componentes retenidos dentro de la unidad **20**, o pueden ser componentes separados asociados con la unidad o el catéter directamente.

**[0031]** Además, el procesador de la unidad está equipado para ejecutar diversas funciones. Dichas funciones pueden incluir liberar fluido, liberar un agente, programar la liberación del fluido o el agente a un evento predeterminado o entrada del usuario, medir la entrada de un sensor, calcular la entrada de un sensor y retransmitir la entrada o los cálculos a una pantalla.

**[0032]** Con referencia ahora a la figura 5A, el sistema respiratorio del paciente comienza en la boca y se

extiende a través de las cuerdas vocales hasta la tráquea, donde a continuación se une a los bronquios **B** del tallo principal que conduce a los pulmones, que se componen de diversos segmentos. Cada segmento pulmonar, también conocido como segmento broncopulmonar, es una unidad o compartimento anatómicamente distinto del pulmón que es alimentado con aire por un bronquio terciario y que oxigena la sangre a través de una arteria terciaria. Normalmente, el segmento pulmonar y su tabique fibroso circundante (paredes pulmonares) son unidades intactas que pueden extirparse quirúrgicamente o separarse del resto del pulmón sin interrumpir la función de los segmentos pulmonares circundantes.

**[0033]** La presencia de canales de flujo colateral en el tabique fibroso o la pared de un segmento pulmonar enfermo es problemática ya que el segmento enfermo no puede eliminarse ni aislarse con éxito con los canales colaterales intactos. En el caso de aislamiento y desinflado del segmento pulmonar enfermo, la presencia de los canales colaterales permitirá la reentrada de aire a medida que el paciente respire. Por lo tanto, la presente invención, al ocluir los pasajes colaterales, devuelve una pared pulmonar perforada o porosa a una pared pulmonar funcionalmente intacta que permite el tratamiento posterior de regiones enfermas usando protocolos de tratamiento endobronquial u otros.

**[0034]** El uso del catéter de suministro de agente **10** para tratar el flujo colateral entre segmentos pulmonares adyacentes comienza con la introducción endotraqueal del catéter **10**, como se muestra generalmente en la figura 5A. El catéter **10** avanza por la boca, baja a través de la tráquea **T**, y a través del bronquio principal **B** hacia el pulmón izquierdo **LL**. El extremo distal **14** del catéter **10** avanza hacia el pulmón izquierdo **LL**, y avanza aún más por la vía respiratoria **AW** hasta un segmento pulmonar diana **DR**. El catéter **10** puede introducirse a través del bronquio principal **B** y dentro del pulmón izquierdo **LL** sin el uso de un broncoscopio u otro catéter de introducción primario, como se muestra a modo de ejemplo en la figura 5A.

**[0035]** Más comúnmente, como se muestra en la figura 5B, el catéter **10** puede introducirse a través de un broncoscopio convencional **BS**. El uso de un endoscopio tal como un broncoscopio que es capaz de avanzar hacia el pulmón es ventajoso porque facilita el posicionamiento visual del catéter **10** en la vía respiratoria deseada que conduce a un segmento pulmonar diana. Como alternativa, como se muestra en la figura 5C, el catéter **10** puede introducirse en el pulmón a través de cualquier otro endoscopio, como un tubo endotraqueal de visualización **ET** o un broncoscopio con un manguito inflable (no mostrado) que aísla un área de los pulmones y permite el control local de factores como la presurización pulmonar.

**[0036]** Opcionalmente, el catéter **10** puede tener un manguito de oclusión o globo **11** cerca de su extremo distal para anclar el catéter. La construcción y el uso de un tubo endotraqueal de visualización se enseña, por ejemplo, en la patente de los EE.UU. n.º 5.285.778. Sería posible, por supuesto, utilizar tanto el broncoscopio **BS** como el tubo endotraqueal en combinación para colocar el catéter **10** en la vía respiratoria deseada del segmento pulmonar.

**[0037]** Las figuras 6A, 6B y 6C son diagramas de flujo que describen el procedimiento de uso de las realizaciones anteriores, mientras que las figuras 7A y 7B son representaciones visuales de los procedimientos capturados en los diagramas de flujo. El catéter se coloca en un compartimento pulmonar diana y se miden una o más variables dentro del compartimento pulmonar diana. Como se describe en la figura 6A, se mide una variable de flujo de aire dentro del compartimento pulmonar diana (etapa **A1**), y como en la etapa **A2**, el procesador o un usuario determina si la variable medida detecta flujo colateral, como se produciría en presencia de un canal de flujo colateral. Si, como en la etapa **A3**, se detecta flujo colateral, a continuación, como en la etapa **A4**, se inyecta sellador en el compartimento pulmonar diana para detener el flujo colateral. Sin embargo, si, como en la etapa **A5**, no se detecta flujo colateral, a continuación, como en la etapa **A6**, el sellador se inyecta en el compartimento pulmonar diana. El sellador puede inyectarse directamente, o puede inyectarse junto con un vehículo, por ejemplo, un fluido tal como un gas.

**[0038]** Las figuras 6B y 6C muestran cómo se pueden medir variables específicas y cómo se pueden usar tales mediciones para determinar cuándo se inyecta el sellador en el compartimento pulmonar. En la figura 6B, la variable medida es la presión. En una realización, el globo se infla y se aísla el compartimento pulmonar diana. El compartimento puede presurizarse a través de los procedimientos descritos en la publicación de EE.UU. n.º 20030051733. Se puede suministrar un fluido al compartimento pulmonar diana de manera que el compartimento diana esté presurizado. En la etapa **B1**, se mide la presión del compartimento pulmonar presurizado y, como se muestra en **B2**, se determina si hay una caída de presión. Si, como se muestra en la etapa **B3**, la presión cae, esto es una indicación de flujo colateral a un canal adyacente, dado que el fluido suministrado fluirá desde el compartimento pulmonar diana a través de los canales de flujo colateral hacia el compartimento adyacente. A continuación, se puede inyectar un agente en el compartimento pulmonar para sellar los canales de flujo colateral. El agente puede dirigirse selectivamente a los canales de flujo colateral mientras se suministra poco o ningún agente a otras partes del compartimento pulmonar diana. En una realización, el agente se inyecta en el compartimento pulmonar aislado de manera que el agente es transportado por el fluido. El flujo de fluido guía al agente hacia la ruta de flujo colateral, sellando así el canal de flujo colateral y la presión en las otras áreas evita que el agente vaya en esa dirección. En diversas realizaciones, la inyección del agente puede programarse para optimizar el suministro selectivo a los canales de flujo colateral. Se determina como en **B4**, si la presión cae por debajo de un nivel umbral. Como se muestra en **B5** y **B6**, si hay una disminución de la presión que alcanza un umbral predeterminado, el sellador se inyecta en el

compartimento, solo o junto con un fluido portador. Como se muestra en **B7** y **B8**, si no hay disminución en la presión, entonces el sellador no se inyecta en el compartimento pulmonar diana. Opcionalmente, el sellador puede inyectarse instantáneamente al medir una caída de presión. Además, el sellador puede inyectarse después de esperar un período de tiempo en cualquier punto después de que se detecte una caída de presión, y dicho período de tiempo puede ser

5 un período de tiempo preestablecido o predeterminado, o puede ser un período de tiempo determinado por un usuario. Opcionalmente puede existir un mecanismo de retroalimentación donde se puede determinar en función de la presión medida que cualquier canal colateral ha sido sellado. En tal caso, el flujo del sellador termina cuando se determina que los canales colaterales han sido sellados.

10 **[0039]** En la figura 6C, la variable medida es el caudal. En una realización, el globo se infla y se aísla el compartimento pulmonar diana. A continuación, el compartimento puede ser presurizado. Un agente puede dirigirse selectivamente a los canales de flujo colateral mientras se suministra poco o ningún agente a otras partes del compartimento pulmonar diana. En una realización, el agente se inyecta en el compartimento pulmonar aislado de

15 manera que el agente es transportado por el fluido. El flujo de fluido guía al agente hacia la ruta de flujo colateral, sellando así el canal de flujo colateral y la presión en las otras áreas evita que el agente vaya en esa dirección. En diversas realizaciones, la inyección del agente puede programarse para optimizar el suministro selectivo a los canales de flujo colateral. En la etapa **C1**, el caudal se mide en el compartimento pulmonar diana, y en **C2**, el procesador o un usuario determina si hay un aumento en el caudal. Si, como en **C3**, hay un aumento en el caudal, se determina, como en **C4**, si el caudal se eleva por encima de un nivel umbral. Como se muestra en **C5** y **C6**, si hay un aumento en el

20 caudal que alcanza un umbral predeterminado, el sellador se inyecta en el compartimento, solo o junto con un fluido portador. Como se muestra en **C7** y **C8**, si no hay aumento en el caudal a continuación el sellador no se inyecta en la máquina. Opcionalmente, el sellador puede inyectarse instantáneamente al medir un aumento en el caudal. Además, el sellador puede inyectarse después de esperar un período de tiempo en cualquier punto después de que se detecte un aumento en el caudal, y dicho período de tiempo puede ser un período de tiempo preestablecido o predeterminado,

25 o puede ser un período de tiempo determinado por un usuario. Opcionalmente, puede existir un mecanismo de retroalimentación donde se puede determinar en función del flujo medido que cualquier canal colateral ha sido sellado. En tal caso, el caudal del sellador termina cuando se determina que los canales colaterales han sido sellados.

**[0040]** Como alternativa, el sellador puede inyectarse en la región pulmonar diana independientemente de cualquier retroalimentación relacionada con una variable dentro del compartimento pulmonar diana. En tal caso, el usuario esperaría un período de tiempo predeterminado, o la aparición de una secuencia predeterminada de eventos, antes de introducir el sellador.

**[0041]** En cada uno de los ejemplos dados en esta descripción, el sellador puede tomar cualquier forma tal como un gel, partículas, aerosol, líquido o sangre autóloga. El sellador puede inyectarse a través de un fluido portador, como un gas introducido en un pulmón humano.

**[0042]** Las figuras 7A y 7B muestran la práctica de los procedimientos descritos en las figuras 6A, 6B, 6C. Como se ve en la figura 7A, los lóbulos individuales de un pulmón comprenden cada uno una pluralidad de segmentos de pulmón **LS** que son alimentados por ramas individuales de los bronquios o las vías respiratorias **AW**. Por ejemplo, un primer segmento pulmonar **LS1**, un segundo segmento pulmonar **LS2** y un tercer segmento pulmonar **LS3** pueden alimentarse desde una única vía respiratoria **AW** que se divide en tres ramas **AW1**, **AW2** y **AW3**, como se ilustra en la figura 7A. Sin embargo, en los casos de segmentos pulmonares enfermos u otros comprometidos, el tabique fibroso puede ser perforado o poroso para proporcionar canales de flujo colateral entre ellos, como se ilustra en **FS**.

45 **[0043]** Con referencia ahora a la figura 7B, el catéter 10 se coloca en la vía respiratoria **AW1** que conduce al segmento pulmonar **LS1**, que puede ser un segmento pulmonar enfermo. Los canales de flujo colateral en la pared **FS** entre el primer segmento pulmonar **LS1** y el segundo segmento pulmonar **LS2** permitirán el flujo de gas en cualquier dirección antes de los tratamientos de la presente descripción. Al expandir el elemento expandible **15** en la primera

50 vía respiratoria **AW1**, el primer segmento pulmonar **LS1** se aísla, y este aislamiento se ve comprometido solo por cualquier canal de flujo colateral que permita que el aire se filtre desde los compartimientos pulmonares adyacentes. Si no hay flujo colateral, a continuación, la presión en el compartimento aumentará, mientras que el flujo disminuirá. Como se analizó anteriormente, cuando se determina la presencia de flujo colateral, el sellador **S** se libera en el compartimento pulmonar diana. Posteriormente, el sellador **S** penetrará y sellará los canales colaterales.

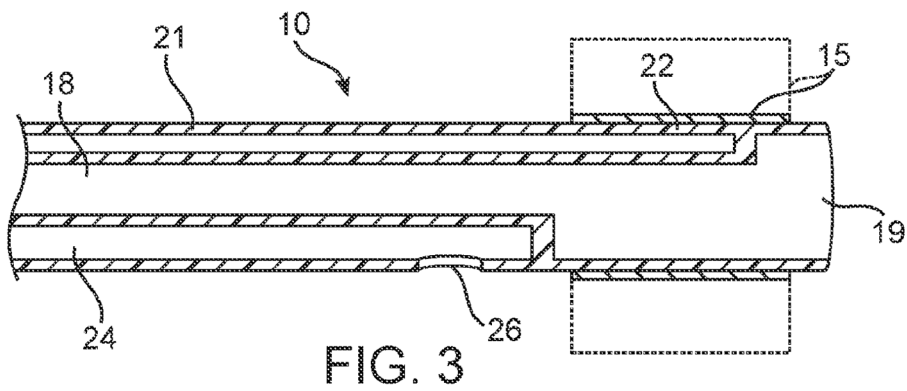
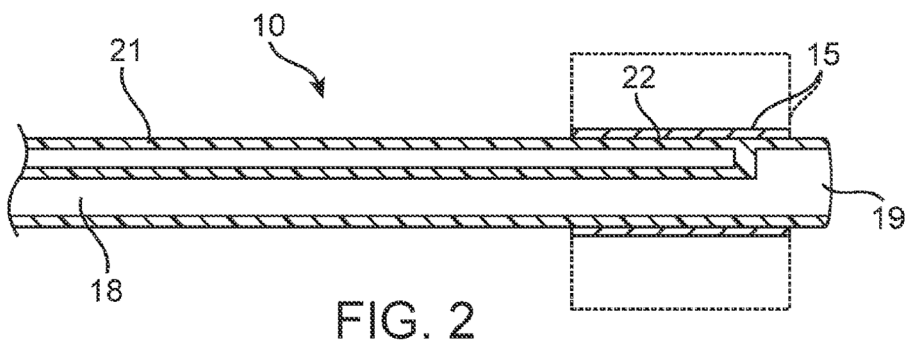
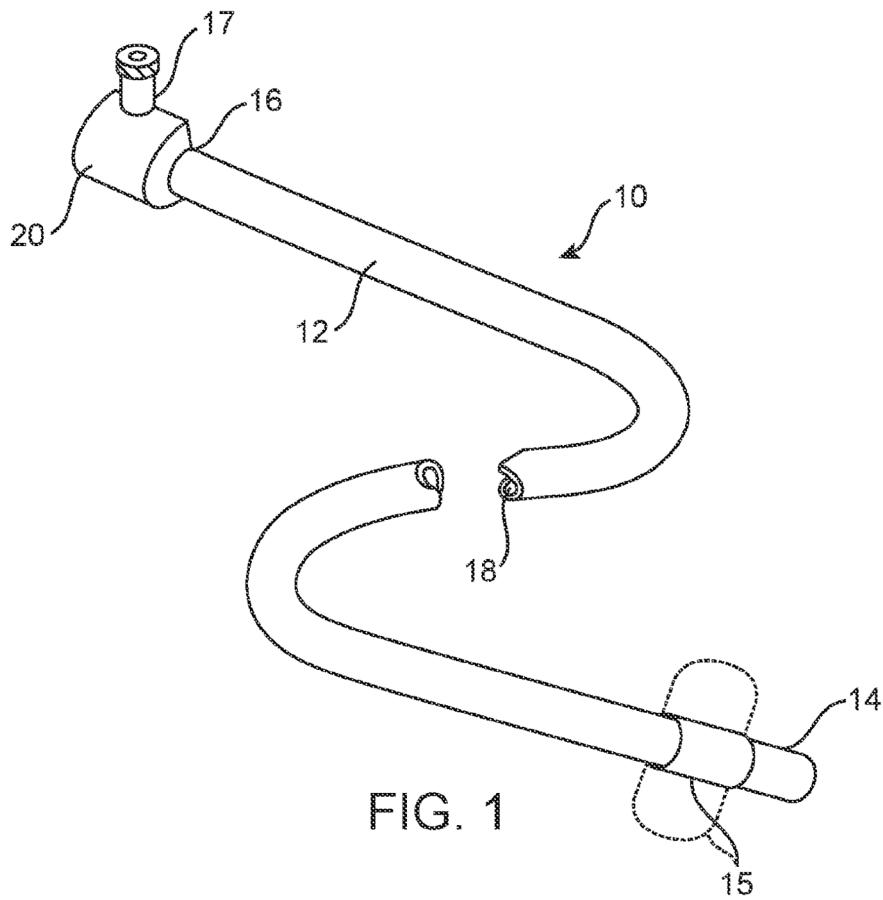
55 Posteriormente, el catéter se retrae (no se muestra), dejando el segmento pulmonar **LS1** con menos o ningún canal colateral.

**[0044]** Aunque lo anterior es una descripción completa de diversas realizaciones, cualquiera de una serie de alternativas, modificaciones y equivalentes se puede usar en realizaciones alternativas. Por lo tanto, la descripción anterior no debe tomarse como limitante del alcance de la invención tal como se define en las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema para ocluir un canal de flujo colateral entre un compartimento pulmonar diana y un compartimento pulmonar adyacente, comprendiendo dicho sistema:
- 5 un catéter de aislamiento (10) configurado para acceder y aislar el compartimento pulmonar diana;  
 un mecanismo de suministro de fluido (18) configurado para suministrar un fluido al compartimento pulmonar diana de manera que el compartimento diana se presuriza y el fluido fluye a través del canal de flujo colateral;  
 un mecanismo de suministro de agente (18; 24) configurado para inyectar el agente en el compartimento pulmonar  
 10 diana aislado de manera que el fluido transporta el agente al canal de flujo colateral, sellando así el canal de flujo colateral; y  
 un procesador (20) configurado para liberar el fluido, para recibir la entrada de un sensor asociado con el catéter de aislamiento y programar la inyección del agente en el compartimento pulmonar diana en función de la entrada, donde la entrada recibida por el procesador (20) es una medida de presión o flujo dentro del compartimento  
 15 pulmonar diana y el momento de la inyección del agente en el compartimento pulmonar diana se basa en la presión o flujo medido.
2. El sistema de la reivindicación 1, donde el agente es un sellador.
- 20 3. El sistema de la reivindicación 1, donde la entrada recibida por el procesador (20) es una medida de presión dentro del compartimento pulmonar diana y el momento de la inyección del agente se basa en la presión medida.
4. El sistema de la reivindicación 3, donde el momento de la inyección del agente comprende inyectar el  
 25 agente después de que la presión medida caiga por debajo de un valor umbral predeterminado.
5. El sistema de la reivindicación 3, donde el momento de la inyección del agente comprende esperar un período de tiempo predeterminado después de medir una caída de presión antes de inyectar el agente.
- 30 6. El sistema de la reivindicación 3, donde el momento de la inyección del agente comprende determinar que el canal colateral se ha sellado en función de la presión medida y detener la inyección del agente después de que se haya determinado que el canal colateral está sellado.
7. El sistema de la reivindicación 1, donde la entrada recibida por el procesador (20) es una medida del  
 35 flujo dentro del compartimento pulmonar diana y el momento de la inyección del agente se basa en el flujo medido.
8. El sistema de la reivindicación 7, donde el momento de la inyección del agente comprende inyectar el agente después de que el flujo medido alcance un valor umbral predeterminado.
- 40 9. El sistema de la reivindicación 7, donde el momento de la inyección del agente comprende determinar que el canal colateral se ha sellado en función del flujo medido y detener la inyección del agente después de que se haya determinado que el canal colateral está sellado.
10. El sistema de la reivindicación 1, donde el procesador (20) está configurado además para recibir  
 45 información de un usuario con respecto a la inyección del agente.
11. El sistema de la reivindicación 1, donde el sistema comprende además una unidad de visualización (21) para visualizar los valores obtenidos del sensor.
- 50 12. El sistema de la reivindicación 1, donde el sistema comprende además una unidad de visualización para visualizar los cálculos derivados de la entrada del sensor.





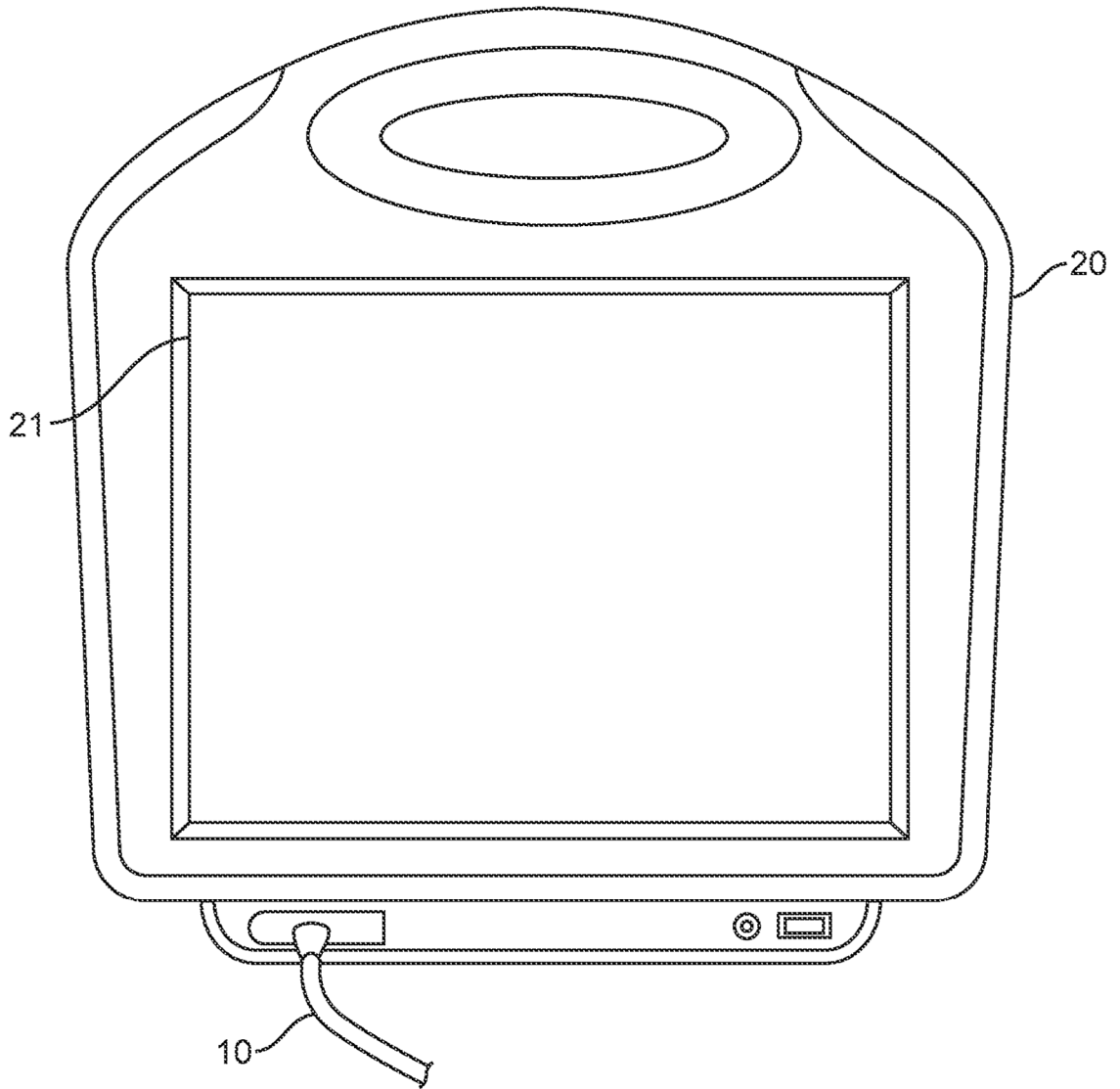


FIG. 4

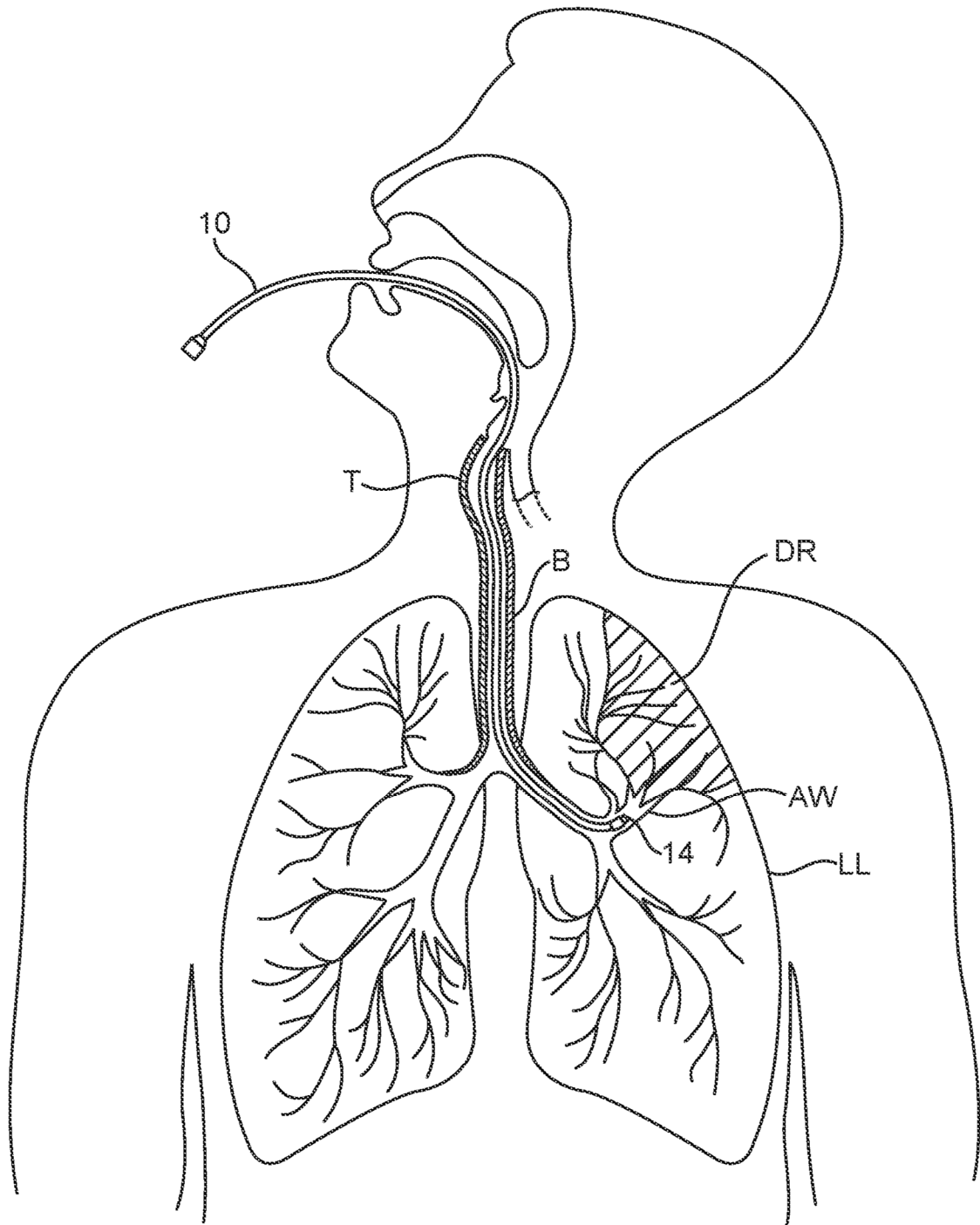


FIG. 5A

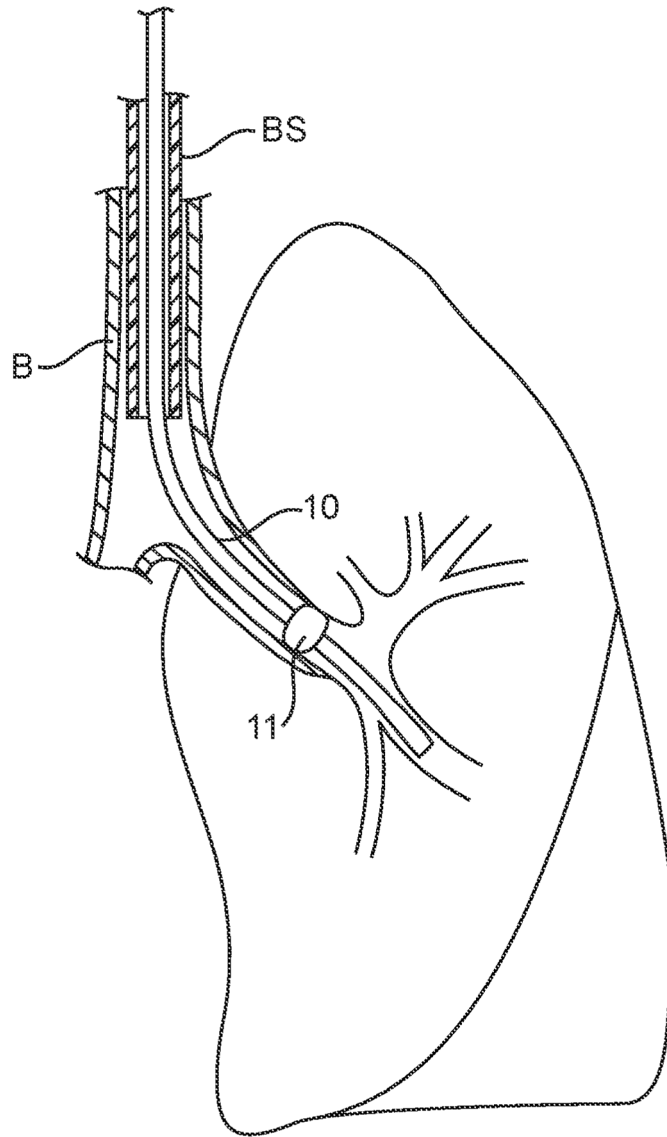


FIG. 5B

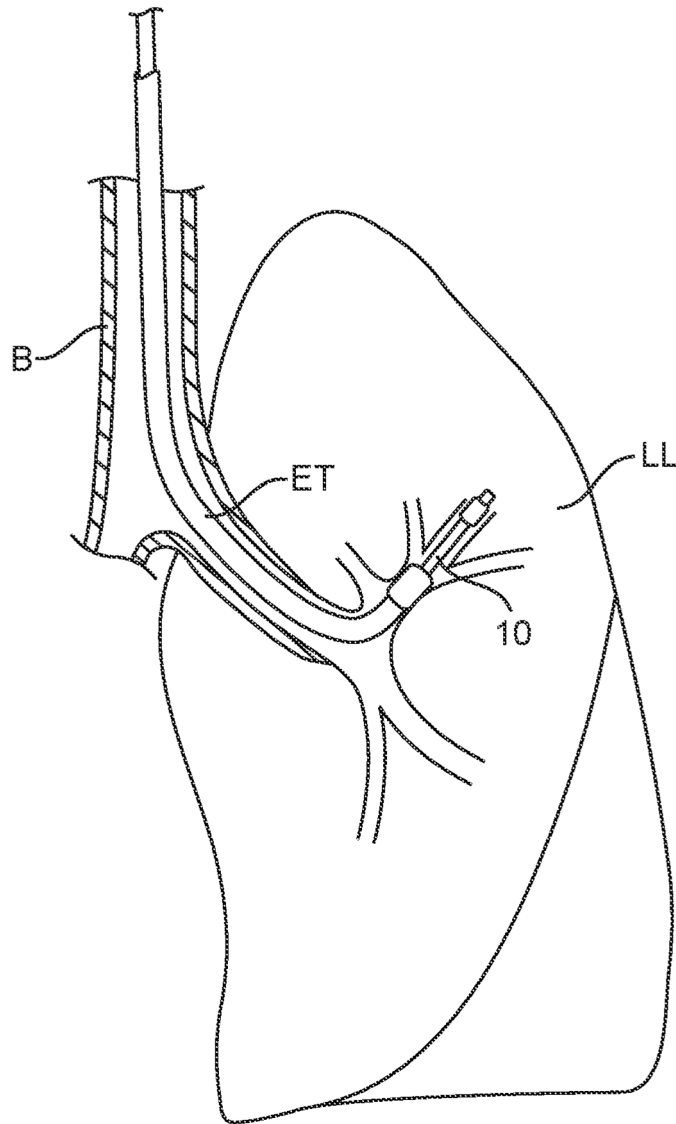


FIG. 5C

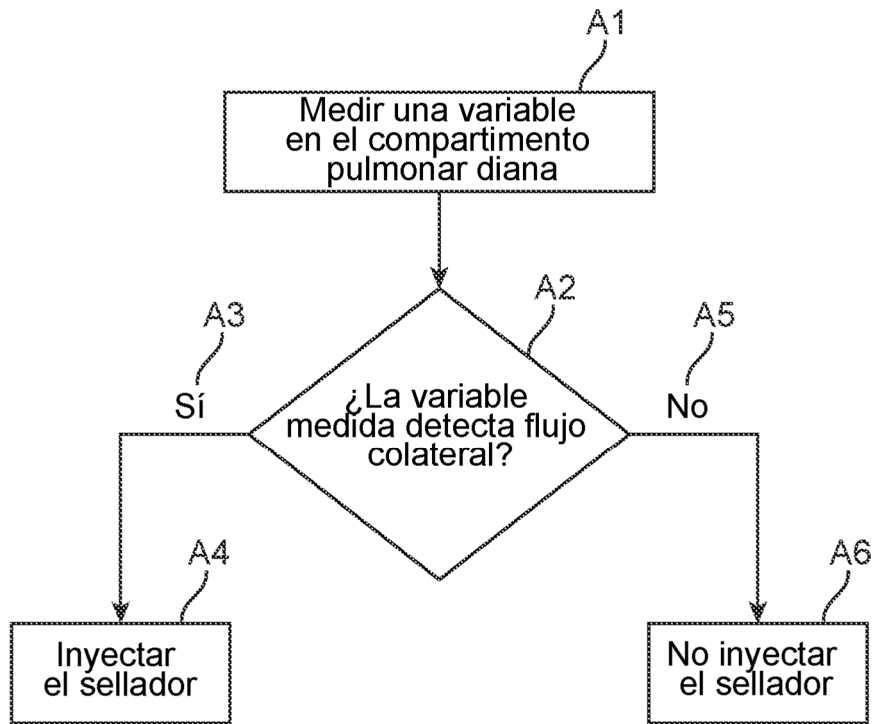


FIG. 6A

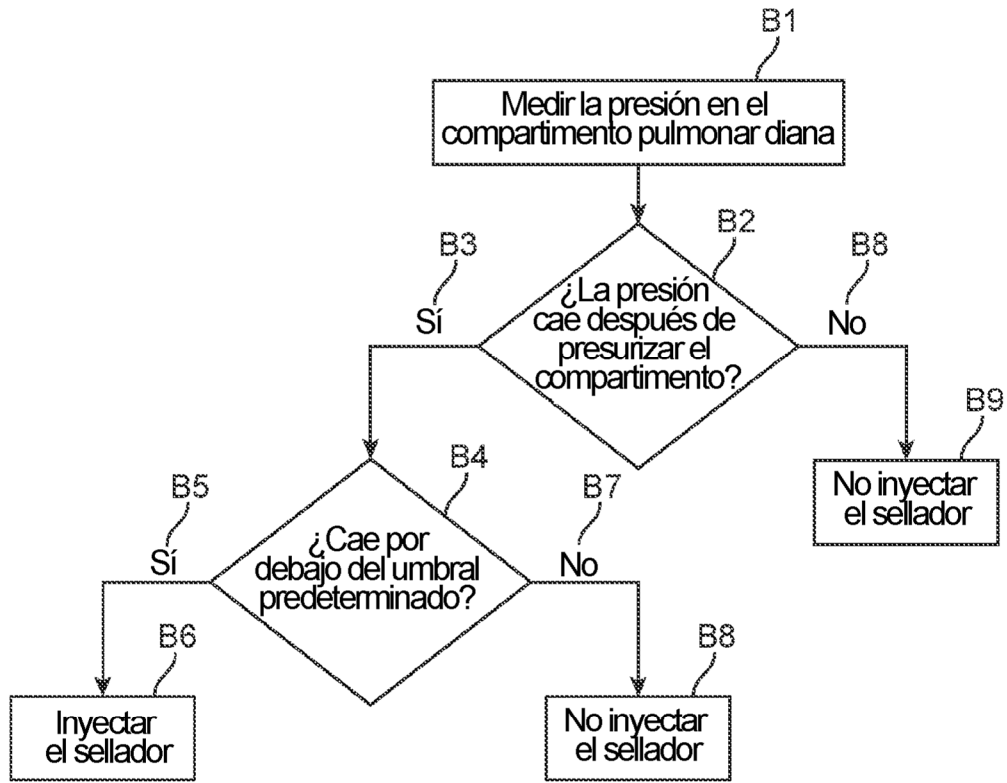


FIG. 6B

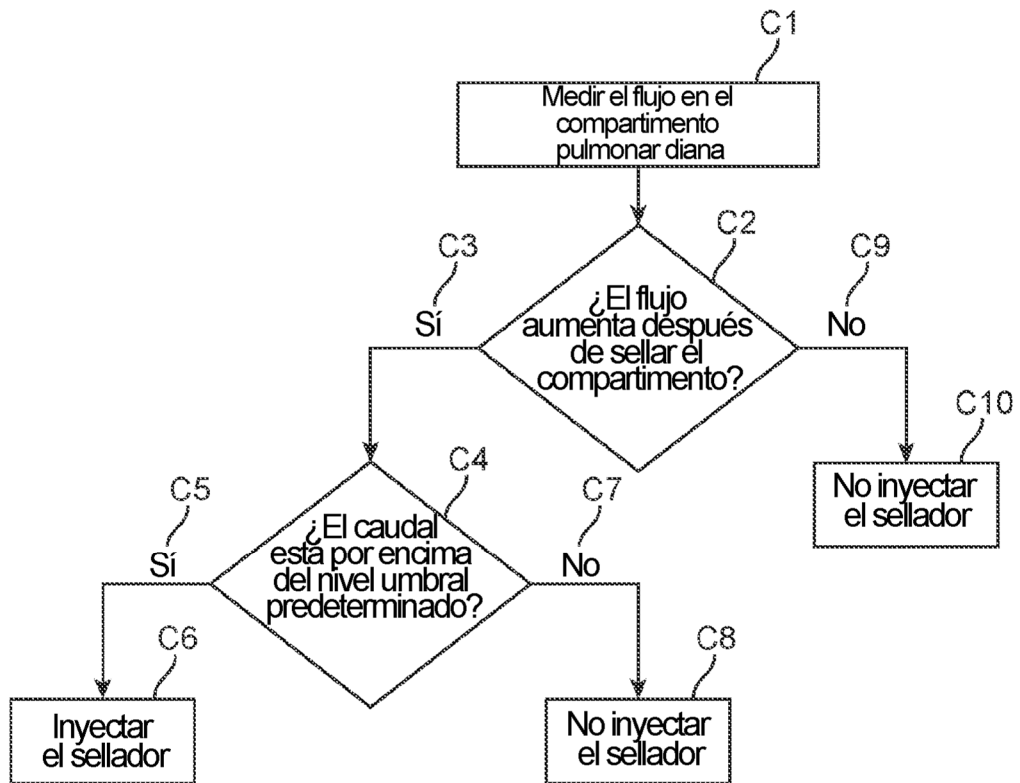


FIG. 6C

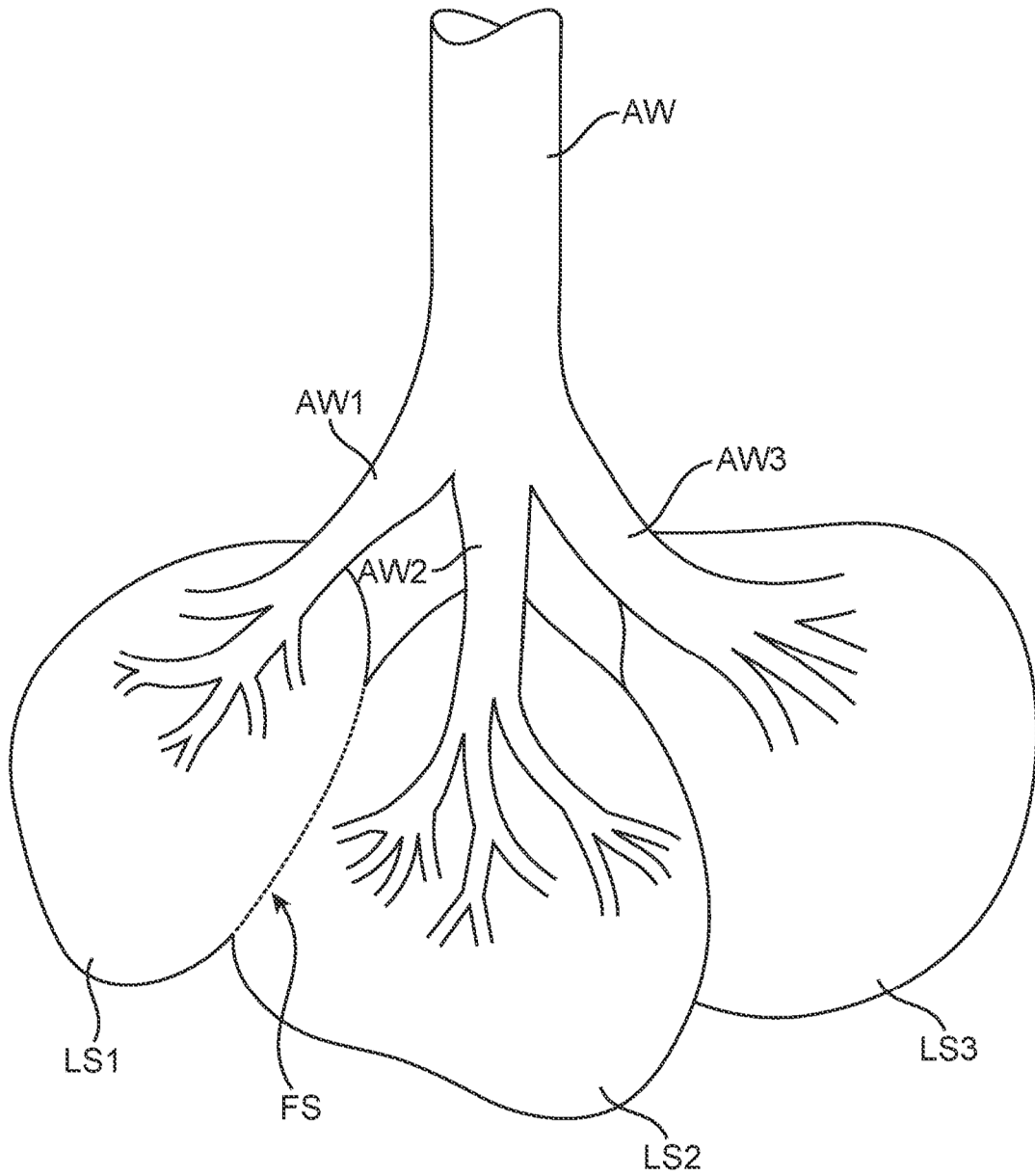


FIG. 7A



PARTÍCULAS ARRASTRADAS  
EN UN GAS PORTADOR

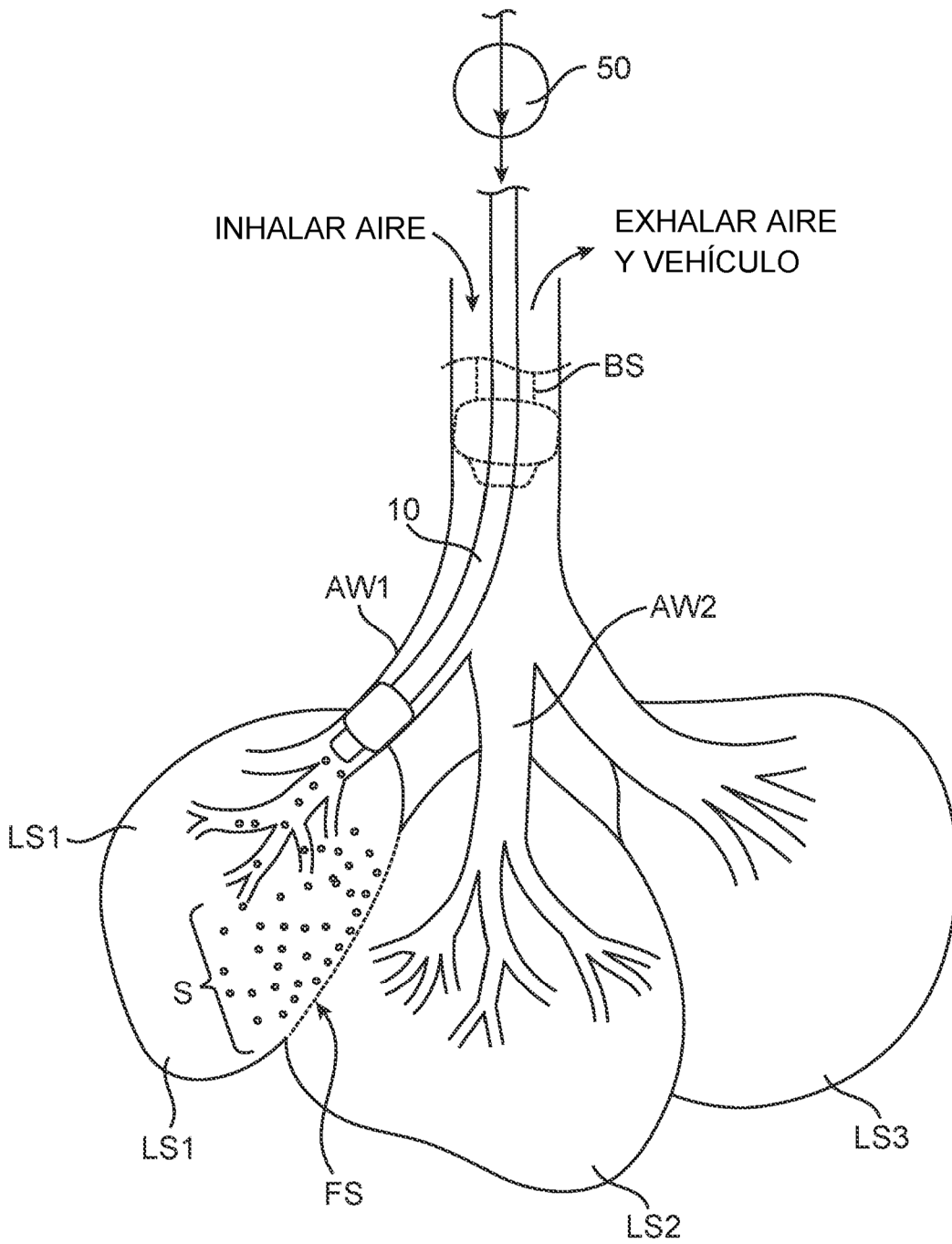


FIG. 7B