

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 637 362**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.09.2004 E 04022326 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.06.2017 EP 1516640**

54 Título: **Aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo**

30 Prioridad:

22.09.2003 US 666428

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

13.10.2017

73 Titular/es:

**COMEDICA INCORPORATED (100.0%)
2201 TUCKER STREET, SUITE 102
DALLAS, TEXAS 75214, US**

72 Inventor/es:

FARAM, JOSEPH DEE

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 637 362 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

Aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo

Campo de la invención

5 La invención se refiere a un dispositivo de ventilación terapéutico que administra una terapia con oscilador de alta frecuencia continuo tanto durante la inhalación como en la exhalación para facilitar la eliminación de las secreciones mucosas de los pulmones.

Antecedentes de la invención

10 Las personas sanas pueden limpiar las secreciones mucosas de los pulmones por medio de un flujo de aire y un sistema bidireccional de folículos en forma de pelos denominados "movimientos mucociliares". El flujo de aire que pasa sobre las secreciones crea unas fuerzas de cizalla que se combinan con los movimientos mucociliares para transportar la mucosidad desde el tracto respiratorio inferior hasta las vías respiratorias superiores. Desde allí, las secreciones pueden ser eliminadas con la tos.

15 Sin embargo, en el curso de una enfermedad, la capacidad normal de una persona para eliminar las secreciones puede alterarse. Cuando el mecanismo de despeje de las secreciones naturales se complica, pueden acumularse secreciones en los pulmones, creando los conductos bronquiales y traqueales un potencial incrementado para una exacerbación de la enfermedad. Las secreciones mucosas retenidas en el entorno caliente, húmedo, de los pulmones crean un excelente caldo de cultivo para el crecimiento de bacterias. Así mismo, las secreciones retenidas pueden dificultar la capacidad de los pulmones para el intercambio de gases e incrementar el riesgo de neoplasia pulmonar. El mantenimiento de los pulmones abiertos y despejados de secreciones es consustancial con el
20 mantenimiento de una defensa saludable del sistema pulmonar.

25 Cuando la población envejece, y la calidad del aire disminuye, las amenazas al sistema respiratorio siguen aumentando elevándose. Además de las infecciones pulmonares curables, hay unos 16 millones de personas, solo en los Estados Unidos, diagnosticados con enfermedad pulmonar crónica, y se estima que unos 16 millones adicionales de casos están sin diagnosticar. Los costes asociados tanto en la atención sanitaria como en las horas de pérdidas laborales son sorprendentes.

Debido a la elevación de los costes asociados con la enfermedad pulmonar y a la importancia de mantener los pulmones despejados, tanto el personal clínico como los pacientes buscan dispositivos terapéuticos sencillos, no costosos, que puedan potenciar la movilización de las secreciones. Sin embargo a pesar de la variedad de dispositivos disponibles, pocos muestran una evidencia de beneficios globales.

30 A finales de 1970, un anestesiista sueco sentó las bases para el uso de la "ventilación de alta frecuencia" para la reanimación pulmonar mediante la programación de un ventilador para administrar 60 respiraciones por minuto o 1 Hertzio. Después de la aplicación de la administración de gas de alta frecuencia a las vías respiratorias encontró que mostraba resultados favorables en la movilización de las secreciones, especialmente en combinación con un aerosol medicado. Aunque los mecanismos exactos de esta terapia no se han dilucidado en su totalidad, es probable que,
35 cuando la columna de aire de las vías respiratorias es oscilada por impulsos de gas de alta frecuencia, la viscosidad del moco se reduce desenmarañando algunos de los filamentos moleculares de mayor tamaño, por ejemplo el ADN y el F - actin, que tienden a estar presentes como subproductos de una infección. Así mismo, la administración de gas intermitente, de alta frecuencia, contribuye a un flujo bidireccional creando unas fuerzas de cizalla flatulentas las cuales, a su vez, ayudan a movilizar las secreciones hacia el cráneo. Sin embargo, a pesar de la promesa
40 terapéutica, la inmensa mayoría de los que necesitan esta terapia no tienen acceso a ella debido a que la tecnología actual es demasiado compleja y, por tanto, a la larga, demasiado costosa.

45 Las patentes estadounidenses Nos. 4,592,349, 4,805,613, 4,838,260, 4,930,501, 5,007,420, 5,116,088, 5,165,398 y 5,862,802 describen ventiladores que combinan el flujo de gas de oscilación de alta frecuencia con aerosol. Sin embargo, debido a que estos ventiladores están diseñados fundamentalmente para la reanimación cardiopulmonar, conectan con el paciente por medio de adaptadores al paciente que incorporan válvulas mecanizadas relativamente complejas que se abren y cierran entre desplazamientos fásicos de inhalación a exhalación.

50 La patente estadounidense No. 4,592,349 describe un "medio de embrague neumático" como montaje de válvula de exhalación con un tubo Venturi montado de manera deslizable en su interior de tal manera que se desplace entre las posiciones abierta y cerrada. Aunque muy eficaz para administrar una ventilación de reanimación cardiopulmonar, el adaptador al paciente del tubo Venturi deslizable es demasiado complejo, voluminoso y costoso de fabricar para ser
55 incluido en un dispositivo de terapia simple, no costoso. La interconexión con el paciente necesita la fabricación de una pluralidad de piezas móviles fabricadas a partir de una diversidad de materiales. La fricción resultante del deslizamiento constante entre las posiciones abierta y cerrada pronto o tarde fatiga los componentes de válvula que tienen que ser sustituidos. Así mismo, la interconexión con el paciente del tubo Venturi deslizable requiere unas dimensiones sustanciales que impiden una reducción de su tamaño y peso.

Aunque una forma de realización alternativa de un adaptador al paciente que va a ser utilizado con los dispositivos expuestos descritos en la Patente estadounidense No. 4,592,349 utiliza un tubo Venturi fijo, no obstante se tiene que incorporar o fijar a una válvula de exhalación mecánica que se abra y cierre entre la inhalación y la exhalación. Este diseño, también aquí, aunque resulta eficaz para administrar una ventilación de reanimación cardiovascular, hace que el conector con el paciente sea demasiado complejo y costoso para ser utilizado en un dispositivo de terapia de respiración sencillo y barato.

Además de ser costoso debido a la complejidad de su fabricación y mantenimiento, los dispositivos actualmente capaces de administrar una terapia oscilatoria de alta frecuencia a los pulmones son complicados y difíciles de utilizar. Requieren un adiestramiento considerable del paciente o un profesional adiestrado para administrar la terapia. La Patente estadounidense No. 4,592,349 antes citada, también describe una versión más simple de estos ventiladores de reanimación cardiopulmonar que está específicamente diseñada para su uso terapéutico. Sin embargo, incluso esta versión más sencilla, a escala reducida, está diseñada con un mecanismo de terminación de la administración de gas durante la exhalación así como para unos ajustes tanto de la presión como de la frecuencia del pulso durante una sesión terapéutica. Este diseño hace que el dispositivo sea tanto costoso de fabricar como complejo de utilizar.

El documento WO 02/43643 A2 divulga un dispositivo de cabezal de respiración unitario para administrar una ventilación intermitente percusiva a un paciente que presenta vías respiratorias ocluidas y para su uso en un dispositivo IPV que incorpora una fuente de un flujo de gas continuo y una fuente de gases pulsados que comprende un inyector y un montaje de válvula de exhalación combinados que comprende un cuerpo principal con un orificio para las vías respiratorias de comunicación con las vías respiratorias del paciente y que incorpora unos extremos proximal y distal y un paso del flujo que se extiende desde el extremo proximal hasta el extremo distal. El cuerpo principal presenta una porción dependiente que forma una cámara impelente en comunicación con el paso de flujo del cuerpo principal. Un nebulizador está fijado de manera amovible a la porción dependiente del cuerpo principal y presenta una cámara del nebulizador en comunicación con la cámara impelente. La porción dependiente del cuerpo principal y el nebulizador forman una empuñadura adaptada para ser agarrada por la mano del paciente que sujeta el montaje del cabezal de respiración.

NEIL R. MACINTYRE : "VENTILACION DE ALTA FRECUENCIA", Saunders, USA, 2001, XP-002310685, divulga que unos chorros de alta frecuencia operan sobre el principio de una tobera o inyector que crea un "chorro" de gas de alta velocidad dirigido al interior del pulmón. Estos inyectores generalmente tienen solo de 1 a 3 mm de diámetro y pueden ser situados en uno de los diversos emplazamientos del circuito ventilador de las vías respiratorias del paciente. La exhalación con ventilación a chorro es pasiva (esto es, debida a la retracción del pulmón) y no necesita una válvula respiratoria.

El documento US 4,592,349 A divulga un ventilador para su uso con una fuente de gas a presión para alimentar dicho gas a las vías respiratorias de un paciente que presenta una entrada adaptada para quedar conectada a la fuente de gas, y una salida adaptada para quedar conectada a las vías respiratorias del paciente. Un oscilador neumático está conectado a la entrada para alimentar un gas pulsátil consistente en unos pequeños volúmenes de gas sucesivos hacia las vías respiratorias del paciente durante una respiración del paciente para provocar una ventilación difusiva de las vías respiratorias del paciente. Un montaje de válvula de exhalación está conectado a las vías respiratorias del paciente para permitir que el paciente exhale los gases introducidos en las vías respiratorias del paciente.

Sumario de la invención

La presente invención es un aparato sencillo para administrar una terapia con oscilador de alta frecuencia continuo a los pulmones tanto durante la inhalación como durante la exhalación para ayudar al despeje de las secreciones mucosas.

Por consiguiente, un objeto de la presente invención es proporcionar un dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo que pueda ser fabricado de manera sencilla y barata.

Otro objetivo de la invención es proporcionar un dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo cuyo uso sea suficientemente simple de forma que requiera escaso o ningún adiestramiento.

Otro objetivo de la presente invención es proporcionar un dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo que administre pulsaciones al paciente y que permita que el paciente exhale dentro de aquél sin volúmenes sucesivos de acumulación de gas en las vías respiratorias.

Otro objetivo de la invención es proporcionar un dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo cuyo mantenimiento sea sencillo y barato.

Otro objetivo de la presente invención es proporcionar un dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo que potencie al máximo la seguridad durante su uso.

Otro objetivo de la presente invención es proporcionar un dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo que sea suficientemente pequeño y ligero de peso para ser transportado con comodidad.

De acuerdo con la presente invención, estos objetivos se consiguen mediante un dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo según se define en la reivindicación 1. Formas de realización preferentes de la presente invención pueden agruparse en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1 es una representación esquemática de un aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo;

la FIG. 2 es una vista lateral en sección transversal más detallada de un circuito de interconexión con el paciente para su uso con el aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo, de acuerdo con la presente invención;

la FIG. 3 es una vista desde arriba en sección transversal más detallada de un circuito de interconexión con el paciente para su uso con el aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo, de acuerdo con la presente invención;

la FIG. 4 es una vista lateral en sección transversal de una forma de realización alternativa de un circuito de interconexión con el paciente que incluye en su interior unos medios para interrumpir el flujo de gas positivo para su uso con el aparato de respiración artificial, de acuerdo con la presente invención;

la FIG. 5 es una vista en sección transversal en despiece ordenado de una forma de realización alternativa de las aberturas traseras del circuito de interconexión con el paciente con un medio para su oclusión parcial, y un medio para impedir la completa oclusión inadvertida de las aberturas;

la FIG. 6 es una representación esquemática de una forma de realización alternativa del aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo; y

la FIG. 7 es una vista desde arriba de una forma de realización alternativa del circuito para el paciente del aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo incorporado dentro de un circuito de ventilación.

Descripción de una forma de realización preferente

La FIG. 1 muestra un diagrama esquemático de un aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo que comprende una fuente de gas presurizado fijado a un gas 1 de fuente, un tubo 2 de alimentación del gas de fuente, un regulador 3 de reducción de la presión, una válvula 7 de interrupción del flujo, y una interfaz de paciente que comprende unos tubos 10 y 25 del circuito, un montaje 11 del cabezal de respiración y un nebulizador 21. El gas 1 de fuente conecta con el regulador 3 de reducción de la presión por medio de un tubo 2 de alimentación del gas de fuente. El regulador 3 de reducción de la presión está conectado por medio de un pequeño tubo 4 (DI 3,175 mm) al conector en T 5. Un extremo del conector en T 5 se fija al tubo 22 y el otro extremo del conector en T 5 se fija al tubo 6.

Un tubo 22, en cuyo interior se encuentra un orificio 23 de reducción, se conecta por un extremo al conector en T 5 y por el otro extremo al conector 24 del circuito. Un tubo 25 del circuito se conecta por un extremo al conector 24 del circuito y por el otro extremo al nebulizador 21.

El tubo 6 se conecta por un extremo al conector en T 5 y por el otro extremo a la válvula 7 de interrupción del flujo, por ejemplo un neumático, un "cartucho lógico de celdas", modelo A50146 fabricado por Percussionaire Corp. El otro extremo de la válvula 7 de interrupción del flujo está conectado al tubo 8 que se conecta al conector 9 del circuito. El conector 9 del circuito se conecta con un extremo del tubo 10 del circuito, y el otro extremo del tubo 10 del circuito se conecta con el extremo más retrasado del montaje 11 del cabezal de respiración.

Situadas sobre la parte superior hacia la trasera del montaje 11 del cabezal de respiración se encuentran unas aberturas 14 traseras. Unas aberturas 15 delanteras están situadas aproximadamente en tres cuartos del recorrido hacia la parte delantera del montaje 11 del cabezal de respiración. Una pieza bucal 18 y una abertura 19 de la pieza bucal están en el extremo delantero del montaje 11 del cabezal de respiración. El nebulizador 21 está conectado a un orificio 20 de arrastre de un aerosol situado sobre el fondo hacia el extremo trasero del montaje 11 del cabezal de respiración.

La FIG. 2 es una vista lateral en sección transversal más detallada del circuito de interconexión con el paciente que comprende unos tubos 10 y 25 del circuito, uno montaje del cabezal de respiración, una pieza bucal 18, y un nebulizador 21. El tubo 25 del circuito se conecta al fondo del nebulizador 21, el cual, a su vez, se conecta con el orificio 20 de arrastre del aerosol situado en la porción de fondo más retrasada del montaje 11 del cabezal de respiración. El tubo 10 del circuito se conecta con el extremo más retrasado del montaje 11 del cabezal de

respiración mediante su conexión directa con una tobera 13 de inyección que está situada en la porción trasera del montaje 11 del cabezal de respiración.

5 En la porción trasera del montaje 11 del cabezal de respiración, por encima de la tobera 13 de inyección se encuentra al menos una de las aberturas 14 traseras que abren la carcasa del montaje 11 del cabezal de respiración al entorno ambiental. Dentro del montaje 11 del cabezal de respiración está montado un tubo 17 venturi que está anclado en la parte trasera por un soporte anular de una brida 30 de soporte del tubo venturi trasero y cerca de la parte media del cabezal 11 de respiración mediante dos bridas 28 y 29 de soporte del tubo venturi de tal manera que la carcasa del montaje 11 del cabezal de respiración funcione como cubierta del tubo 17 venturi. La brida 30 de soporte del tubo venturi contiene varios orificios 16 de comunicación de la brida trasera que son agujeros longitudinales que la perforan circunferencialmente posibilitando la comunicación sobre ambos lados de la brida 30. Así mismo, las bridas 28 y 29 delanteras del soporte del tubo venturi son soportadas circunferencial y longitudinalmente por varios orificios 26 y 27 delanteros de comunicación de las bridas posibilitando la comunicación entre ambos lados de cada una de las bridas 28 y 29. Sobre la parte superior, cerca de la mitad del montaje 11 del cabezal de respiración se encuentra al menos una de las aberturas 15 delanteras que comunican con el interior de la carcasa del montaje 11 del cabezal de respiración. La porción delantera del tubo 17 venturi está suficientemente separada de los lados de la carcasa del montaje 11 del cabezal de respiración para hacer posible un espacio 12 de comunicación circunferencial que complete un corredor de comunicación que se extienda desde la cavidad más atrasada del montaje 11 del cabezal de respiración a través de la pieza bucal 18 y de la abertura 19 de la pieza bucal.

20 La FIG. 3 es una vista desde arriba en sección transversal más detallada de un circuito de interconexión con el paciente que comprende unos tubos 10 y 25 del circuito, un montaje 11 del cabezal de respiración, un nebulizador 21 y una pieza bucal 18. El tubo 25 del circuito se conecta con el fondo del nebulizador 21, el tubo 10 del circuito se conecta con el extremo más retrasado del montaje 11 del cabezal de respiración conectándose directamente con la tobera 13 de inyección que está situada en la porción más retrasada del montaje 11 del cabezal de respiración. Esta vista desde arriba muestra el emplazamiento de las aberturas 14 traseras y de las aberturas 15 delanteras, que desembocan en la carcasa del montaje 11 del cabezal de respiración al entorno ambiental.

30 La operación del aparato de respiración artificial mostrado en las Figs. 1, 2 y 3, comienza por la carga de un medicamento líquido predeterminado dentro del nebulizador 21 separándolo en primer término del orificio 20 de arrastre del aerosol. Después de que el nebulizador 21 llenado es vuelto a fijar, la terapia se inicia activando el gas 1 de fuente, que puede ser un compresor dentro del dispositivo, o una fuente de gas externa presurizada, por ejemplo aire u oxígeno. El gas discurre a través del tubo 2 de alimentación del gas de fuente hasta el interior del regulador 3 de reducción de la presión, por medio de lo cual es modulado hasta conseguir un flujo constante apropiado. El regulador 3 de reducción puede ser preajustado en la fábrica hasta obtener un flujo deseable para potenciar al máximo la sencillez de la terapia. El gas regulado, a continuación, fluye a través del tubo 4 hasta el conector en T 5 el cual divide el gas en dos corrientes. Una va a está el tubo 22 donde es regulado con mayor precisión para reducir el orificio 23 y a continuación continúa hasta el conector 24 del circuito. El conector 24 del circuito conecta con el tubo 25 del circuito que transporta el gas hasta el fondo del nebulizador 21. El nebulizador 21 convierte la medicación líquida en aerosol el cual entra en el orificio 20 de arrastre del aerosol, conduciendo el aerosol hasta la cavidad trasera del montaje 11 del cabezal de respiración.

40 Por otro lado, la otra corriente de gas que fue dividida en el conector en T 5 continúa hasta el tubo 6 y discurre hasta la válvula 7 de interrupción del flujo. La válvula 7 corta el flujo de gas constante en impulsos de alta frecuencia interrumpiéndolo a intervalos regulares para que el flujo resulte dividido en volúmenes o impulsos sustancialmente iguales a la frecuencia de 1 a 15 Hercios. La válvula 7 puede ser preajustada en la fábrica en una frecuencia predeterminada para determinar al máximo la sencillez de la terapia. Debido a que el flujo es constante y los impulsos son sustancialmente iguales, la amplitud de la presión pulsátil resultante es sustancialmente constante. Es decir, que la diferencia entre la presión más baja y la presión más alta de cada impulso es sustancialmente igual.

50 El flujo de alta frecuencia, a continuación, continúa a través del circuito 8 hasta el conector 9 del circuito. El conector 9 del circuito conecta con el tubo 10 del circuito que transporta el gas hasta la porción más retrasada del montaje 11 del cabezal de respiración. Aquí, los impulsos de alta frecuencia entran en la tobera 13 de inyección la cual los dirige hasta el interior de la abertura trasera del tubo 17 venturi.

55 El flujo pulsátil de alta frecuencia continuo entra en el tubo 17 venturi el cual puede amplificarlo o atenuarlo. Cuando el flujo entra en el tubo 17 venturi, dada la escasa o nula resistencia en la abertura 19 de la pieza bucal, el flujo es amplificado. Cuando el flujo encuentra la garganta estrechada del tubo 17 Venturi, su velocidad aumenta. Un gas adicional entra entonces a través de la abertura 14 trasera en virtud de dos procesos. En primer lugar, la velocidad incrementada hace descender las presiones circundantes creando un efecto de vacío, descrito por primera vez por el matemático suizo Daniel Bernulli en 1738, traccionando o arrastrando un gas adicional. En segundo lugar, la fricción entre las moléculas de gran velocidad y las moléculas adyacentes de baja velocidad tiene el efecto de traccionar las moléculas de baja velocidad hasta el interior de la corriente del gas de gran velocidad.

En efecto, el gas ambiente es traccionado hasta el interior de la cavidad trasera del montaje 11 del cabezal de respiración a través de la abertura 14 trasera y del orificio 20 de arrastre del aerosol. Cuando la velocidad del gas aumenta, el volumen del gas arrastrado aumenta y, por tanto, el flujo global aumenta.

5 Sin embargo, cuando la resistencia en la abertura 19 de la pieza bucal aumenta, el proceso de arrastre queda impedido y el flujo global se atenúa. La velocidad dentro del tubo venturi disminuye y, a su vez, tanto el arrastre como el flujo disminuye. Así, el dispositivo permite que el paciente exhale hacia atrás hasta el interior del mismo, y el dispositivo está provisto de un mecanismo de seguridad incrustado. Cuando el paciente exhala o disminuye la elasticidad de las vías respiratorias, y aumenta la resistencia corriente abajo a partir del tubo Venturi. La reducción resultante del flujo administrado también reduce la presión, protegiendo de estas manera las vías respiratorias y permitiendo que el paciente exhale.

10 La mezcla del flujo pulsátil de alta frecuencia a partir de la tobera 13 de inyección, del aerosol procedente del orificio 20 y del aire ambiental procedente de las aberturas 14 traseras de arrastre continúan a través de la luz del tubo 17 Venturi, saliendo por su abertura delantera y desembocando en la pieza bucal 18 saliendo por la abertura 19 de la pieza bucal hasta el paciente. La o el paciente cierra los labios alrededor de la pieza bucal 18 e inhala los impulsos de gas aerosolizados, aspirándolos profundamente hasta el interior de los pulmones. E paciente a continuación exhala de nuevo hasta el interior de la abertura 19 de la pieza bucal cuando la terapia continúa. La combinación de las aberturas 14 traseras, las aberturas 15 delanteras, los orificios 16 traseros de comunicación de las bridas, y los orificios 26, 27 delanteros de la comunicación de las bridas posibilitan tanto la entrada como la salida de flujo, sirviendo tanto para la inhalación como para la exhalación sin necesidad de mecanismos complejos para abrir y cerrar válvulas en el curso de la terapia.

20 Cuando el paciente continúa la terapia de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia, varias cosas comienzan a suceder. El aerosol medicado y la oscilación de la columna de aire al conducir las vías respiratorias ayudan a reducir la viscosidad de las secreciones. El flujo de dos niveles creado por la distribución de gas intermitente de alta frecuencia comienza a crear unas fuerzas de cizalla aéreas. Un pequeño impulso entra en las vías respiratorias y, a continuación, el flujo momentáneamente se detiene. Durante esta pausa, la presión en las vías respiratorias cae a cero. Los pequeños volúmenes de gas que fueron anteriormente administrados dentro de las vías respiratorias, ahora comienzan a salir, momentáneamente no perturbados por la presión cero en las vías respiratorias superiores. Cuando estos volúmenes salientes de gas aumentan de velocidad empujan continuamente las secreciones desde las pequeñas vías respiratorias distales hasta las aberturas de mayor tamaño de las vías respiratorias superiores de donde pueden ser fácilmente eliminadas.

25 A lo largo de toda la sesión terapéutica de oscilador de alta frecuencia, los impulsos de presión positiva intermitente continúan de modo constante cuando el paciente inhala y exhala a través de la abertura 19 de la pieza bucal. La respiración exhalada se desplaza desde la abertura 19 de la pieza bucal hasta el espacio 12 de comunicación circunferencial y sale por las aberturas 15 delanteras. Las aberturas 14 traseras y las aberturas 15 delanteras son calibradas con el interruptor 7 del flujo para que el paciente pueda exhalar nuevamente hasta el interior de la abertura 19 de la pieza bucal incluso cuando continúa el flujo de gas positivo de alta frecuencia. Esta calibración ofrece una amplia oportunidad para que la respiración exhalada escape para impedir la acumulación excesivo de respiraciones inhaladas en las vías respiratorias.

30 La FIG. 4 muestra una vista lateral en sección transversal de una forma de realización alternativa de un circuito de interconexión con el paciente que incluye en su interior un medio para interrumpir el flujo de gas positivo para su uso con el aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo de la presente invención. La válvula 7 de interrupción del flujo está fijada directamente a la porción más retrasada del montaje 11 del cabezal de respiración.

35 Cuando el gas dirigido a través del tubo 10 del circuito entra hasta el interior de la válvula 7 de interrupción del flujo. La válvula 7 de interrupción del flujo corta el flujo en impulsos intermitentes de alta frecuencia los cuales, a continuación, van directamente hasta la tobera 13 de inyección y continúan el proceso según lo antes descrito. Esta forma de realización permite que la mayoría de los elementos del aparato queden incluidos dentro del propio circuito de interconexión con el paciente.

40 La FIG. 5 presenta una vista en sección en despiece ordenado de una forma de realización alternativa de las aberturas 14 traseras del montaje 11 del cabezal de respiración con un collarín 31 anular de ajuste de las aberturas para proporcionar un medio para ocluir parcialmente las aberturas 14 para aumentar y reducir la entrada y la salida del flujo. Cada uno de los agujeros 32 del collarín de ajuste de las aberturas está rodeado por una corona 33 de seguridad para impedir una oclusión completa inadvertida.

45 El collarín 31 de ajuste de las aberturas está fijado de manera deslizante al montaje 11 del cabezal de respiración adyacente a las aberturas 14 traseras para que pueda ser axialmente ajustado. Cuando el collarín 31 de ajuste de las aberturas está situado para que los agujeros 32 de ajuste de las aberturas se alineen con las aberturas 14 traseras, se permite una entrada y una salida del flujo máximas. Cuando el collarín 31 de ajuste de las aberturas es rotado para que los agujeros 32 de ajuste de las aberturas comiencen a solaparse con las aberturas 14 traseras, reduciendo eficazmente el tamaño de abertura de las aberturas, resulta más disminuido la entrada y la salida del

flujo. Los picos de la corona 33 de seguridad eliminan la oclusión completa inadvertida de los agujeros 32 del collarín de ajuste de las aberturas impidiendo que un dedo o una mano los cierre herméticamente.

5 La forma de realización mostrada en la FIG. 5, es aplicable a las aberturas 14 traseras, las cuales pueden ser diseñadas como primarias para la entrada del flujo, y las aberturas 15 delanteras (FIGS. 1, 2, 3 & 4), que pueden ser diseñadas como primarias para la salida del flujo.

10 La FIG. 6 es un diagrama esquemático de una forma de realización alternativa que incluye una pluralidad de características adicionales incorporadas en el dispositivo de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo. El temporizador 34 está conectado al gas 1 de fuente, como la está un monitor 35 de observación terapéutica de un paciente y un transceptor 42 de RFID. El depósito en T 36 conecta el tubo 37 al tubo 22. El tubo 37 se conecta por el otro extremo al depósito 38 de medicamento. El depósito 38 de medicamento está en comunicación con el nebulizador 21 por medio del tubo 39. La fuente 40 de gas específica se conecta con un extremo del conector 41 del gas inspiratorio. El otro extremo del conector 41 del gas inspiratorio conecta con las aberturas 14 traseras. La etiqueta 43 de RFID está incrustada en una pared de plástico del nebulizador 21. El depósito 49 de evacuación conecta con las aberturas 15 delanteras por medio del tubo 48 del depósito de evacuación.

15 El temporizador 34 permite que el facultativo o el paciente ajuste de antemano un tiempo para el tratamiento. Al final del temporizador 34 de la sesión terapéutica puede o bien desactivar el aparato terminando el gas 1 de fuente, o avisar al paciente de que el tratamiento ha finalizado. El monitor 35 de observancia terapéutica del paciente registra el uso del dispositivo para permitir que un facultativo determine si el paciente está o no utilizando el dispositivo. El depósito 38 de medicamento recibe el flujo de gas a través del tubo 37 que está conectado al tubo 22 por el depósito en T 36. La medicación es bombeada desde un depósito 38 de medicamento a través del tubo 39 hasta el nebulizador 21. Esto permite que la medicación quede almacenada en un emplazamiento a distancia del nebulizador 21 y la medicación puede ser continuamente bombeada dentro del nebulizador 21 cuando la terapia avance.

20 Las aberturas 14 traseras pueden ser diseñadas como primarias para la inspiración. En este caso, el contenido del gas inspirado puede ser controlado conectando la fuente 40 de gas específica con las aberturas 14 traseras por medio del conector 41 de gas inspiratorio. Las aberturas 15 delanteras pueden ser diseñadas como primarias para la exhalación. En este caso, las aberturas pueden dejarse abiertas al entorno ambiental o pueden estar conectadas al depósito 49 de evacuación. El transceptor 49 de RFID (Identificación por Radio Frecuencia), conectado al gas 1 de fuente, puede reconocer la información de identificación transmitida a partir de la etiqueta 43 de RFID, incrustada en el nebulizador 21, para determinar si el componente es o no compatible con el aparato. El transceptor 42 de RFID puede ser programado para impedir que la fuente 1 de gas sea iniciada si un componente es incompatible.

25 La FIG. 7 muestra una vista en perspectiva desde arriba de una forma de realización alternativa del aparato con oscilador de alta frecuencia continuo que se incorpora en un circuito de respiración con ventilación. Un miembro 44 inspiratorio del circuito de ventilación y un miembro 45 inspiratorio del circuito de ventilación están conectados al circuito Y 46 de ventilación. Montado dentro del miembro 44 inspiratorio del circuito de ventilación se encuentra el montaje 11 del cabezal de respiración, que está conectado al aparato con oscilador de alta frecuencia continuo por el tubo 10 del circuito, que también está montado dentro del miembro 44 inspiratorio del circuito de ventilación.

30 La configuración presentada en la forma de realización alternativa de la FIG. 7 permite que se aplique un procedimiento a un paciente conectado a un ventilador sin la necesidad de desconectar el paciente del circuito de ventilación.

REIVINDICACIONES

- 1.- Un aparato (1, 3, 7) de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo, que comprende:
- una fuente (1) de gas a presión;
 - un regulador (3) de reducción para regular el flujo procedente de una fuente (1) de gas;
 - 5 unos medios (7) para interrumpir el flujo de gas positivo continuo en una frecuencia de al menos 1 hercio y como mucho 15 hercios, por lo que el flujo de gas se convierte en pulsátil con una amplitud de presión sustancialmente constante;
 - 10 un circuito de interconexión con el paciente que incorpora un tubo (17) Venturi fijo encerrado en una envuelta (11), con al menos una abertura (14) trasera y al menos una abertura (15) delantera con un tamaño predeterminado abiertas al entorno ambiental y con una brida (30) trasera de soporte del tubo Venturi que presenta varios orificios (16) de comunicación de brida trasera y dos bridas (28, 29) de soporte del tubo Venturi delanteras que presentan varios orificios (26, 27) respectivos de comunicación de brida delantera para permitir la entrada y la salida de flujo, y un orificio (20) de arrastre de aerosol conectable con un nebulizador (21) para el arrastre del aerosol; y
 - 15 en el que dichos medios (7) para interrumpir el flujo de gas continuo en combinación con dicho tamaño de dicha al menos una abertura (14) trasera y de dicha al menos una abertura (15) delantera están calibrados para permitir la exhalación e impedir la acumulación de volúmenes sucesivos de gas en las vías respiratorias de un paciente.
- 2.- El aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el caudal de gas y la frecuencia de pulsación son parámetros regulables, y en el que al menos un ajuste entre el ajuste del caudal de gas y el ajuste de la frecuencia de pulsación están adaptados para ser pre-establecidos en fábrica, con lo que se maximiza la sencillez de uso.
- 3.- El aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que incluye además unos medios para ocluir parcialmente al menos una de dicha al menos una abertura (14) trasera y dicha al menos una abertura (15) delantera para aumentar y reducir la entrada y la salida de flujo.
- 4.- El aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que incluye además unos medios (32, 33) para impedir la oclusión inadvertida de dichas aberturas (14, 15).
- 30 5.- El aparato de respiración artificial con oscilador de alta frecuencia continuo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho circuito de interconexión con el paciente está conectado y / o incorporado a un circuito (44 a 47) de ventilación.

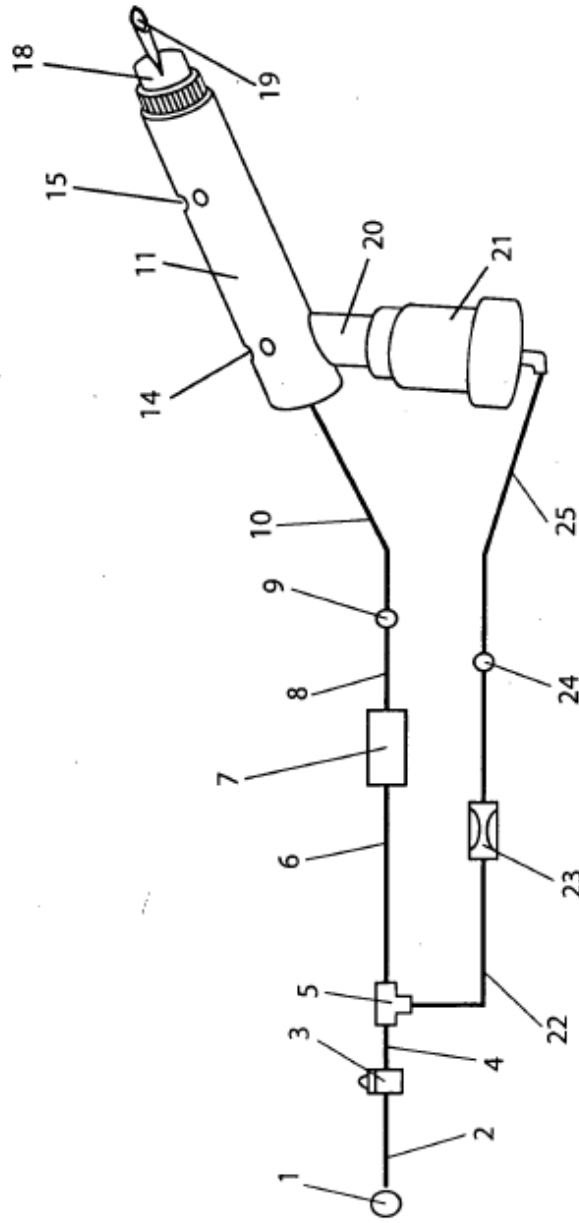


Fig. 1

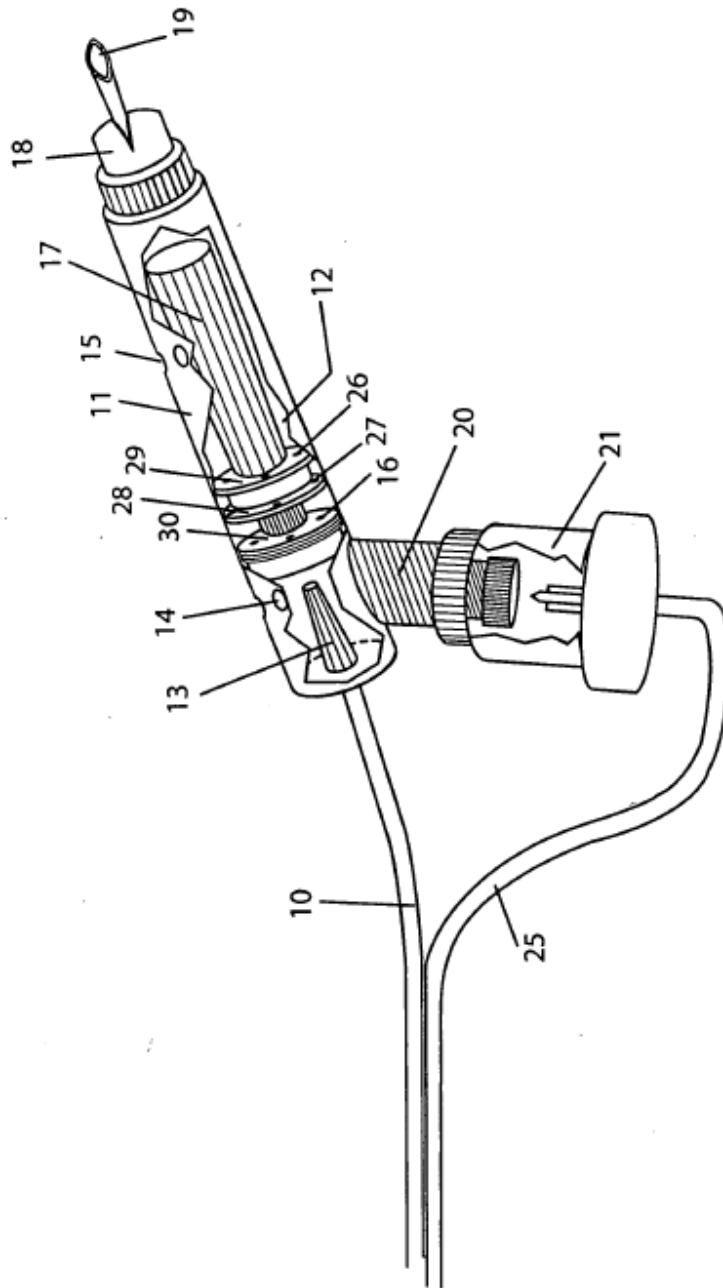


Fig.2

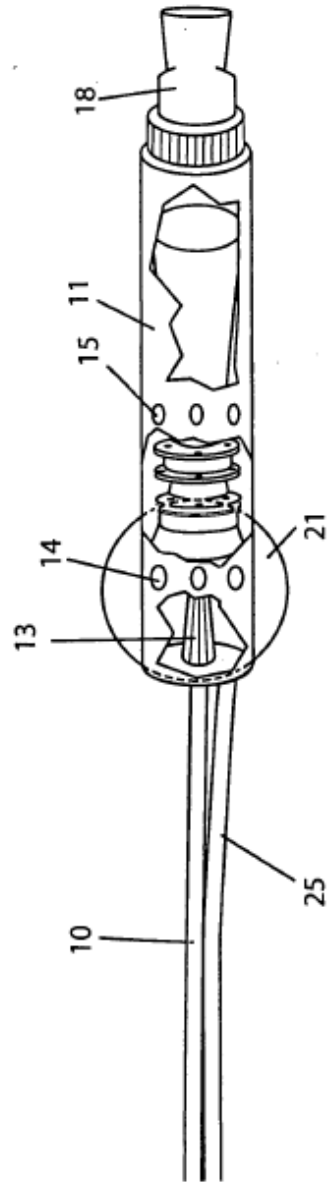


Fig. 3

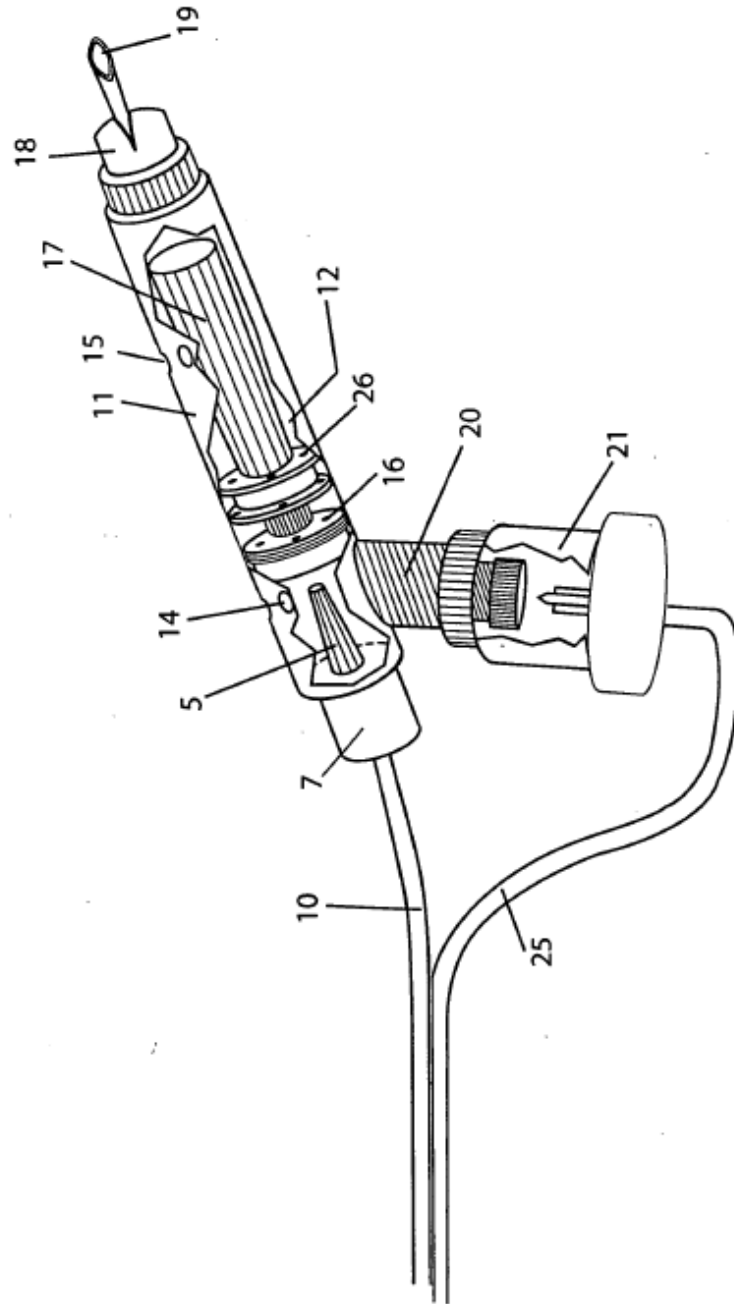


Fig.4

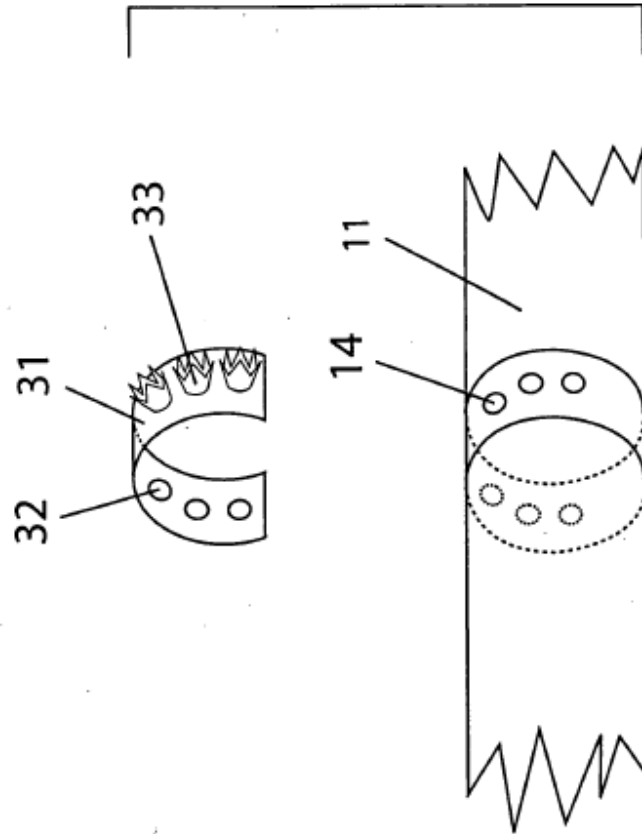


Fig. 5

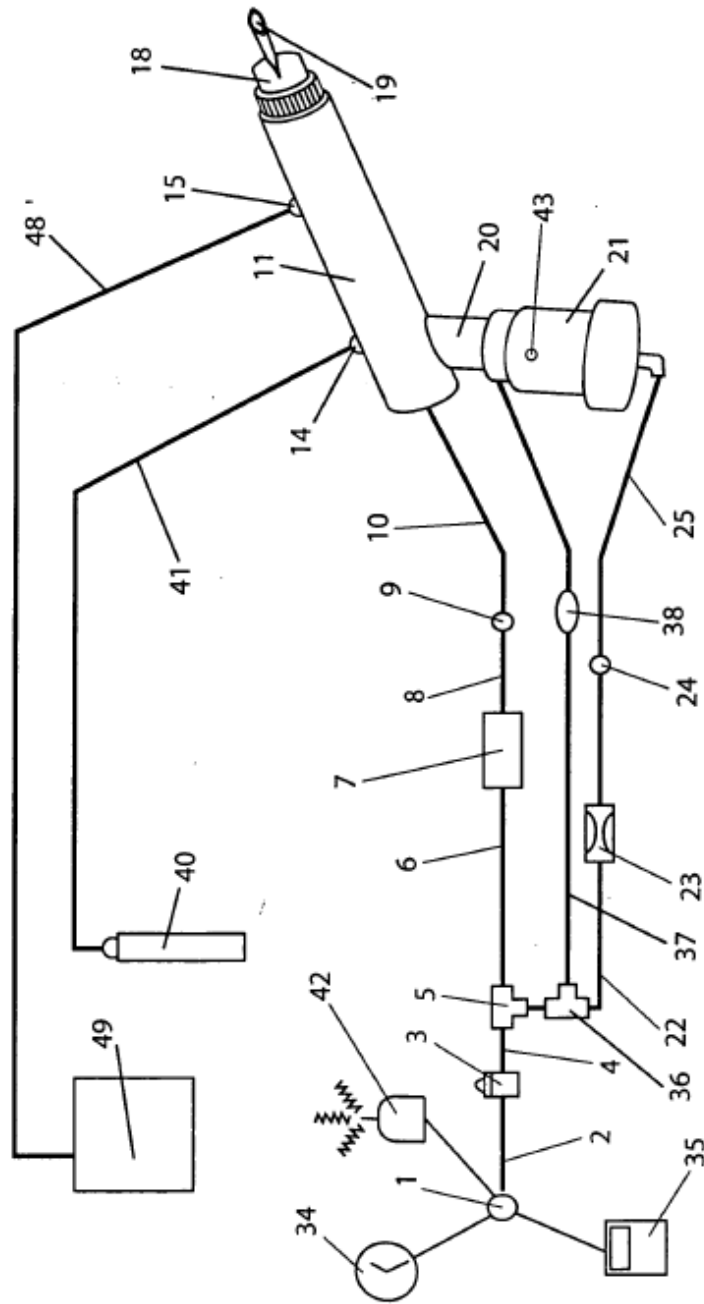


Fig.6

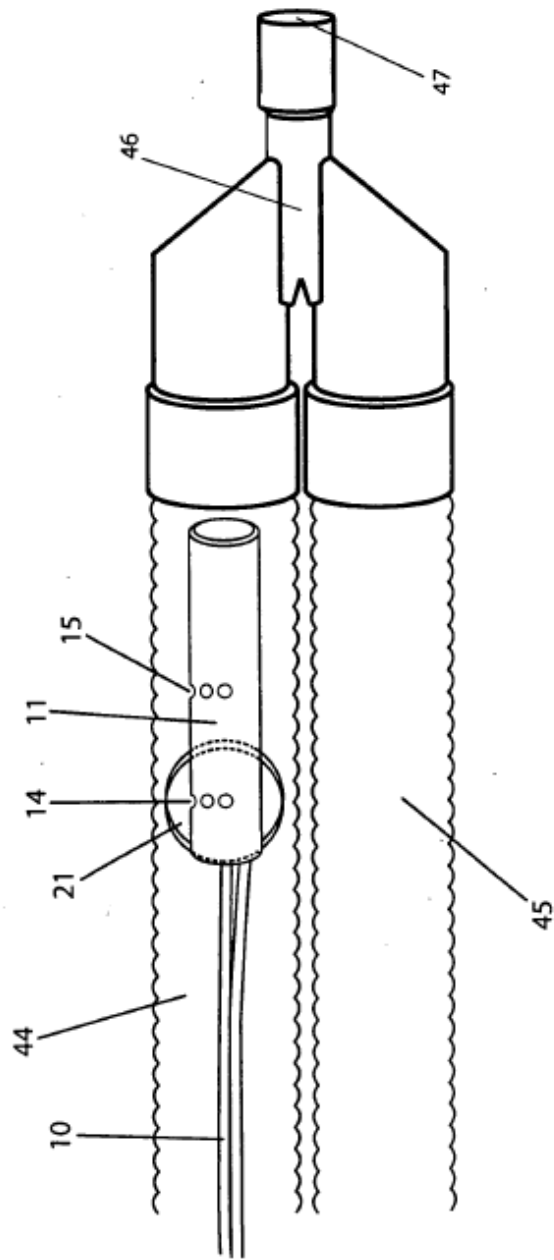


Fig.7