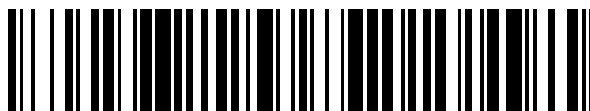


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 798 399**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/08** (2006.01)

**A61M 16/16** (2006.01)

**A61M 16/14** (2006.01)

**A61M 16/06** (2006.01)

**A61M 11/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.09.2017** **E 17191624 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.04.2020** **EP 3456371**

54 Título: **Dispositivo para administrar un aerosol humidificado a una interconexión de paciente**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**11.12.2020**

73 Titular/es:

**FRAUNHOFER GESELLSCHAFT ZUR  
FÖRDERUNG DER ANGEWANDTEN  
FORSCHUNG E.V. (100.0%)  
Hansastraße 27 c  
80686 München , DE**

72 Inventor/es:

**POHLMANN, GERHARD;  
IWATSCHENKO, PETER y  
PANKALLA, JELENA**

74 Agente/Representante:

**GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo**

ES 2 798 399 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Dispositivo para administrar un aerosol humidificado a una interconexión de paciente

**Campo de la invención**

- 5 La presente invención se refiere a un dispositivo para administrar un aerosol humidificado a una interconexión de paciente. Más concretamente, el dispositivo puede ser diseñado para suministrar gases respiratorios enriquecidos que comprendan el aerosol humidificado sobre la interconexión de paciente.

**Técnica relacionada**

- 10 Como se describe, por ejemplo, en el documento WO 2015/132172 A1, un material seco, también designado como "material aerosolizable" que comprende partículas de una sustancia en polvo, de modo preferente, un preparado farmacéutico, es tratado en un dispositivo de aerosolidificación mediante un gas portador comprimido para arrastrar las partículas en una corriente de gas las cuales de esta manera son convertidas en el aerosol deseado, también denominado "aerosol en polvo". En este estado, las partículas del material seco son distribuidas a través del entero volumen del gas portador de modo preferente en un modo finalmente disperso.

- 15 Dichos tipos de dispositivos son, típicamente, utilizados para la administración inhalativa de preparaciones farmacéuticas a pacientes que respiran normalmente, a pacientes mecánicamente ventilados o a pacientes que necesitan asistencia respiratoria. Para los pacientes que respiran normalmente, ejemplos típicos incluyen inhaladores de polvo seco de sujeción manual o inhaladores dosificados. Para pacientes sometidos a ventilación mecánica o que necesitan una ayuda respiratoria, se utiliza un circuito respiratorio. Con este fin, una interconexión de paciente está integrada en o filada al circuito respiratorio, de forma que el circuito respiratorio, en general, comprende un ventilador y unos tubos adaptados para guiar los gases procedentes del respirador hacia la interconexión de paciente y de retorno. En particular, una embocadura apropiada, una máscara respiratoria, una cánula nasal o una cánula traqueal forman parte de la interconexión de paciente o pueden ser fijadas a ella. Una administración inhalativa continua de aerosoles líquidos puede ser considerada como una terapia estándar para pacientes ventilados en unidades de cuidados intensivos.

- 25 Las preparaciones farmacéuticas pueden ser administradas en forma de polvo seco inhalable utilizando inhaladores de polvo seco, como por ejemplo se divulga en el documento US 2010/006095 A1. Sin embargo, una inhalación de aerosoles en polvo, en particular de aerosoles en polvo higroscópicos, puede provocar intolerancia, incompatibilidad u otras reacciones adversas, especialmente en la mucosa bucal. Como se describe en G. Pohlmann et al., un Aplicador por Aerosol de Polvo Continuo Novedoso (CPA) para la Administración Inhalativa de Tensoactivo Proteína Recombinante (rSP-C) altamente concentrado en Neonatos Prematuros, JAMP, Vol. 26, No. 6, 2013, la administración de aerosoles en polvo seco en el circuito respiratorio y en el tracto respiratorio que son húmedos tanto uno como otro pueden provocar una deposición no deseable considerable de material en polvo lo que, en último término puede conducir a obstrucciones respiratorias en el paciente hasta la sofocación. En particular, pequeñas secciones transversales, como por ejemplo pequeñas secciones transversales típicamente utilizadas en la asistencia respiratoria de lactantes prematuros, comprenden un elevado riesgo de sensación de ahogo. Así mismo, dicha deposición no deseada puede hacer difícil o incluso imposible determinar la dosis exacta de una sustancia que hay que administrar la cual puede haber, de hecho, alcanzado el órgano diana.

- 40 El documento WO 2015/132172 A1 divulga un humidificador que está configurado para humidificar un aerosol. En particular mediante el ajuste de la temperatura se genera una película de líquido delgada sobre las superficies de las partículas previamente secas. Como resultado de ello, las partículas secas que en otro caso se depositarían sobre las paredes del dispositivo o sobre la mucosa bucal pueden simplemente ser expulsadas utilizando esta película de líquido delgado. En este documento el humidificador puede ser utilizado en conexión con un dispositivo de aplicación de aerosol y el aerosol humidificado puede ser suministrado a un paciente el cual o bien está respirando activamente o bien se trata de un paciente mecánicamente ventilado.

- 45 El documento US 2014/216446 A1 divulga un dispositivo para la administración de una corriente de gas respiratorio que contiene una sustancia terapéuticamente activa, para la respiración mecánica y / o para la asistencia respiratoria mecánica del paciente. Este dispositivo, presenta al menos una primera línea a través de la cual fluye una primera corriente de gas durante el funcionamiento del dispositivo y al menos una segunda línea de forma que la primera línea y la segunda línea presenten una sección común y estén conectadas entre sí mediante una membrana permeable al vapor de agua en el área de la sección de flujo. Así mismo, se dispone una segunda corriente de gas que fluye a través de la segunda línea durante el funcionamiento del dispositivo.

- 50 El documento WO 2012/025496 A1 se refiere a unas partículas aerolizadas y humidificadas que comprenden una sustancia terapéuticamente activa que se puede obtener suspendiendo partículas inhalables secas en un gas portador añadiendo vapor de agua y provocando la condensación de agua sobre las partículas.

- 55 Así mismo, se divulgan en la presente memoria, procedimientos para generar estas partículas y un aparato apto para desarrollar dichos procedimientos.

**Problema a resolver**

Sin embargo, incluso la humidificación de manera diligente de las partículas de aerosol puede no ser suficiente para evitar una consecuencia de que las partículas de aerosol humidificadas puedan ser sometidas a un resecado parcial posterior por ejemplo mediante una incidencia de calor, especialmente de radiación solar.

- 5 Es por tanto, un objetivo de la presente invención es proporcionar un dispositivo para administrar un aerosol humidificado a una interconexión de paciente que al menos parcialmente evite el problema. En consecuencia, sería deseable conectar un dispositivo que permitiera el mantenimiento de las partículas de aerosol en un estado humidificado durante su completa administración.

**Sumario de la invención**

- 10 Este problema se resuelve mediante un dispositivo de administración de un aerosol humidificado a una interconexión de paciente que presente las características de la reivindicación independiente 1. Formas de realización preferentes constituyen la materia objeto de las reivindicaciones dependientes.

- Según se utiliza a lo largo de la memoria descriptiva, los términos "tienen", "comprenden" o "incluyen" o cualquiera de sus variantes gramaticales arbitrarias se utilizan de manera no exclusiva. Así, estos términos pueden tanto referirse a una situación en la que, además de la característica introducida por estos términos, no se encuentren otras características presentes en la entidad descrita en este contexto y a una situación en la que una o más características adicionales estén presentes. A modo de ejemplo, las expresiones "A tiene B", "A comprende B" y "A incluye B" pueden ambas referirse a una situación en la que, además de B, ningún otro elemento esté presente en A (esto es, una situación en la que A únicamente y exclusivamente se compone de B) y a una situación en la que, además de B, uno o más elementos adicionales estén presentes en la entidad A, como por ejemplo el elemento C, los elementos C y D o incluso otros elementos.

- Así mismo, según se utiliza en la memoria descriptiva, los términos "preferentemente", "más preferentemente", "particularmente", "más particularmente", "más concretamente", "específicamente", "más específicamente" u otros términos similares son utilizados en combinación con características opcionales sin posibilidades de restricción alternativas. Así, las características introducidas por estos términos son características opcionales y no están destinadas en modo alguno a restringir el alcance de las reivindicaciones. La invención puede como advertirá la persona experta en la materia, llevarse a cabo utilizando características alternativas. De modo similar, las características introducidas por "en una forma de realización de la invención" o expresiones similares están destinadas a considerarse como características opcionales sin ningún tipo de restricción relativa a formas de realización alternativas de la invención, sin ninguna restricción relativa al alcance de la invención y sin ninguna restricción relativa a la posibilidad de combinar las características introducidas de esta forma con otras características opcionales o no opcionales de la invención.

Así mismo, se divulga en la presente memoria un procedimiento de administración de un aerosol humidificado a una interconexión de paciente.

- 35 Según se utiliza en la presente memoria el término "aerosol en polvo" se refiere a un material aerosolizable que comprende partículas de una sustancia en polvo que están suspendidas en una fase gaseosa, donde las partículas pueden, en particular, ser o comprender partículas de una preparación farmacéutica, como por ejemplo, un tensoactivo pulmonar. Para convertir las partículas en este estado, el material aerosolizable ha sido tratado en un dispositivo de aerosolización mediante un gas portador comprimido con el fin de arrastrar las partículas al interior de una corriente de gas. En este estado, las partículas del material seco son, de modo preferente, distribuidas de un lado a otro del entero volumen del gas portador, en particular, de una manera uniforme y finamente dispersa.

- Como también se utiliza en la presente memoria, el término "aerosol humidificado" se refiere a un aerosol en polvo seco compuesto previamente por partículas secas que han sido tratadas de una manera para generar partículas humidificadas. En este punto, el aerosol humidificado puede exhibir un alto grado de humedad relativa, de modo preferente, una humedad relativa de al menos un 50%, de modo más preferente al menos una humedad relativa de un 130%, en particular, una humedad relativa de un 100% para una temperatura en la que el procedimiento existente puede aplicarse. De modo preferente, esta temperatura puede ser próxima a la temperatura corporal, por ejemplo entre 30° C y 42° C. Como se indicó anteriormente, existen procedimientos y dispositivos conocidos, tales como los procedimientos y el humidificador del documento WO 2015/132172 A2, que pueden ser aplicados para generar un aerosol humidificado.

- Según se utiliza en general, el término "humedad relativa" se refiere a una cantidad relativa del vapor de agua que está presente en una mezcla de vapor de agua y del gas portador, por ejemplo en los gases respiratorios. Así, la humedad relativa de la mezcla, que puede, de modo preferente, expresarse como un valor porcentual, típicamente indica una relación de vapor de agua con respecto a la saturación de humedad para una temperatura determinada. En este caso, el vapor de agua puede condensarse sobre las superficies de las partículas a una humedad relativa por encima de un 100% mientras que el agua que se forma en las superficies de las partículas de aerosol pueden vaporizarse a una humedad relativa por debajo del 100%. En consecuencia, existe un equilibrio dinámico entre el agua en forma de vapor y el vapor limitado a las sustancias de las partículas de aerosol a una humedad relativa del 100%,

de forma que, en la práctica, exista un equilibrio en un nivel de alrededor de un 100% con respecto a la humedad como es sabido por parte del experto en la materia. Así mismo, alimentando un aerosol humidificado dentro de la mezcla puede producirse un incremento de la evaporación del vapor de agua a partir de las superficies de las partículas de aerosol, provocando con ello un resecamiento de las partículas.

5 Así mismo, el término "circuito ventilatorio" se refiere a un dispositivo que está configurado para una ventilación de gases respiratorios dispuestos por o suministrados por un ventilador a un paciente y desde el paciente de nuevo al ventilador, excluyendo de esta manera las vías respiratorias del paciente. Según se utiliza en la presente memoria, el término "paciente" puede, en particular, referirse a un ser humano de cualquier edad, en particular, incluyendo lactantes prematuros. Así mismo, el término "ventilación" se refiere a un procedimiento de realización de un  
10 desplazamiento de gases respiratorios, en particular, por medio de alternativas de inhalación y exhalación. Frente a aquellos pacientes de respiración normal, capaces de llevar a cabo la circulación sin ayudas adicionales, los pacientes sometidos a ventilación mecánica, requieren la administración, al menos parcialmente, de gases respiratorios procedentes del ventilador por medio del circuito ventilatorio. Según se utiliza en la presente memoria, el término "interconexión de paciente" se refiere a una unidad configurada para proporcionar una conexión entre el circuito  
15 ventilatorio y la vía respiratoria del paciente que está, por tanto, en general, situada en posición adyacente al paciente. Con este fin, la interconexión de paciente puede estar integrada o, fijada al circuito ventilatorio, de forma que el circuito ventilatorio puede, en general, comprender un ventilador y unos tubos adaptados para guiar los gases procedentes del ventilador hacia la interconexión de paciente y de retorno. En particular, una embocadura apropiada, una máscara respiratoria, una cánula nasal o una cánula traqueal pueden formar parte de la interconexión de paciente o pueden estar fijadas a ella. Sin embargo, pueden también ser factibles otras disposiciones de la interconexión de paciente.

Como es generalmente sabido, los gases respiratorios pueden, además de actuar como gas portador que pueda, de modo preferente, ser enriquecido por el aerosol humidificado, provocando con ello un proceso que puede ser descrito por la frase "administración de aerosol humidificado". En la presente memoria, el término "administración" se refiere a un proceso de hacer posible una aplicación controlada de los gases respiratorios y del aerosol humidificado  
25 comprendido de la forma indicada. En particular, mediante la provisión de una cantidad predefinida de la preparación farmacéutica en cuanto comprendida por el aerosol humidificado por periodo de tiempo. Según se utiliza en la presente memoria el término "gases respiratorios" se refiere a una mezcla de gas que comprende una composición adecuada para la ventilación de un paciente, en particular aire o aire enriquecido con oxígeno.

Las investigaciones con aerosoles humidificados han desvelado que las partículas de aerosol secas previamente humidificadas pueden quedar sometidas a un resecado parcial por ejemplo mediante una incidencia de calor, especialmente de radiación solar. Sin embargo, también pueden producirse otras razones para provocar un secado del aerosol. En particular, el calor puede provocar un incremento de la temperatura en el circuito ventilatorio de una manera que la temperatura del aerosol completamente humidificado que ha sido suministrado a una humedad relativa de un 100% puede aumentar. Según se describió anteriormente, el aerosol humidificado puede gradualmente perder  
30 agua a temperaturas en aumento, conduciendo así a un secado sucesivo del aerosol. La administración de aerosol en polvo cada vez más seco puede, por tanto, de modo similar al supuesto de administración de un aerosol seco, traducirse en una cantidad considerable de material en polvo depositado, lo que, finalmente podría conducir a un bloqueo de un tubo de una vía respiratoria en la vía respiratoria. Esto puede, en particular, deberse al hecho de que el polvo seco depositado no puede aclararse. Como se indicó anteriormente, estos bloqueos pueden por lo indicado,  
35 provocar considerables obstrucciones en la respiración hasta sofocar al paciente.

Como alternativa o adicionalmente, incluso cuando un primer flujo de aerosol humidificado al 100% y un segundo flujo de gas portador humidificado al 100% son guiados de manera separada hasta que son mezclados en una cámara de mezcla que puede estar situada en posición adyacente a la interconexión de paciente, se puede observar un efecto similar cuando los flujos guiados de manera separada pueden mostrar una diferencia de temperatura. En este caso,  
40 puede por el contrario ser probable que la temperatura común de la mezcla dentro de la cámara de mezcla pueda elevarse por encima de un punto de rocío de la mezcla, provocando con ello una pérdida de agua de la superficie de las partículas. Este efecto puede, especialmente, ser peligroso en gafas nasales que normalmente se utilizan en ayuda respiratoria de lactantes prematuros dado que comprenden particularmente secciones transversales pequeñas, lo que provoca un elevado riesgo de sensación de ahogo en el lactante.

Como resultado de ello, cuando un flujo gaseoso que muestra una humedad relativa de un 100% es enfriado a lo largo de una vía de paso, la humedad relativa de esta corriente puede siempre presumirse que sea un 100% a lo largo de la vía de paso siempre que el vapor que ha resultado redundante debido a la reducción de la temperatura pueda quedar depositado sobre las superficies disponibles. Así mismo, cuando dos o más flujos, en los que el primer flujo puede comprender el gas portador enriquecido con el aerosol humidificado y el segundo flujo en los gases  
45 respiratorios, los cuales puedan mezclarse, puede ser especialmente ventajoso cuando las temperaturas de los flujos son las mismas en el momento de su llegada a la cámara de mezcla dado que una humedad relativa de un 100% es retenida en este caso. Como resultado de ello, no se puede producir ningún resecado de las partículas de aerosol. Por tanto, se propone térmicamente equilibrar los dos flujos antes de su mezcla. Así mismo, un flujo líquido que comprenda un escudo térmico contra el calentamiento o enfriamiento del entorno y la aplicación de un gradiente de temperatura constante a lo largo de las vías de paso del gas es aplicado con el fin de poder también conseguir el  
50 equilibrio térmicamente deseado entre el primer flujo y el segundo flujo.

El procedimiento de administración de un aerosol humidificado a una interconexión de paciente, comprende, así las siguientes etapas a) a f):

- a) la provisión y guía de un primer flujo de gas que comprende un aerosol humidificado;
- b) la provisión y guía de un segundo flujo de gas que comprende gases respiratorios humidificados;
- 5 c) la provisión y guía de un flujo de líquido de un líquido térmicamente equilibrante;
- d) el equilibrado térmicamente del primer flujo de gas y del segundo flujo de gas mediante la guía paralela del primer flujo de gas y del segundo flujo de gas, en el que el primer flujo de gas y el segundo flujo de gas son guiados de una manera que, al menos parcialmente quedan rodeados por el flujo de líquido del líquido térmicamente equilibrante;
- 10 e) la mezcla del primer flujo de gas y del segundo flujo de gas, de forma que se obtengan gases respiratorios enriquecidos que comprendan el aerosol; y
- f) la administración de los gases respiratorios enriquecidos que comprenden el aerosol humidificado a la interconexión de paciente.

En la presente memoria, aunque las etapas indicadas pueden llevarse a cabo en el orden ofrecido, en el que, de modo preferente, todas las etapas indicadas pueden llevarse a cabo, al menos parcialmente de manera simultánea. Así mismo, pueden también llevarse a cabo etapas de procedimiento adicionales, ya se describan o no en el presente documento.

De acuerdo con las etapas a) y b), cada uno entre el primer flujo de gas que comprende el aerosol humidificado y el segundo flujo de gas que comprende gases respiratorios humidificados se disponen y guían, de modo preferente, por separado y son guiados de forma separada, donde, de acuerdo con la etapa d) el primer flujo de gas y el segundo flujo de gas están térmicamente equilibrados, particularmente antes de la etapa e), mediante la guía paralela del primer flujo de gas y del segundo flujo de gas. En un ejemplo particularmente preferente en el que el primer flujo de gas que comprende el aerosol humidificado puede mostrar un volumen de flujo menor en comparación con el segundo flujo de gas que comprende los gases respiratorios humidificados, el segundo flujo de gas puede ser guiado de una manera que pueda, al menos parcialmente, de modo preferente de manera completa en una dirección lateral del flujo para rodear el primer flujo de gas. Sin embargo también son factibles otras disposiciones.

De acuerdo con la etapa c), el líquido térmicamente equilibrante del primer flujo y del segundo flujo es soportado por el flujo líquido del líquido térmicamente equilibrante y que se dispone de forma separada y es guiado de manera separada de manera que puede, al menos parcialmente, de modo preferente de forma completa en la dirección lateral del flujo, rodear tanto el primer flujo de gas como el segundo flujo de gas. En particular, el flujo de líquido puede ser aplicado bajo la forma de una disposición de contraflujo, incrementando con ello la efectividad del equilibrado térmico. En la presente memoria, el término "contraflujo" se refiere a una disposición en la que el flujo líquido puede adoptar una dirección opuesta en comparación con las direcciones del primer flujo y del segundo flujo. Sin embargo, también puede ser factible un flujo paralelo del primer flujo de gas, del segundo flujo de gas y del flujo líquido. Según se utiliza en la presente memoria el término "líquido térmicamente equilibrante" se refiere a una sustancia líquida que está genéricamente adaptada para ser utilizada como soporte en la consecución de un equilibrio térmico entre el primer flujo y el segundo flujo. En este sentido, el flujo de líquido puede ser configurado para proteger el aerosol y los gases respiratorios contra la entrada de calor procedente del entorno. En consecuencia, el flujo líquido puede comprender un líquido que puede, de modo preferente, mostrar una elevada capacidad térmica. Con este fin, el líquido térmicamente equilibrante puede, de modo preferente, ser seleccionado entre agua o una solución acuosa. Sin embargo, también pueden ser utilizados otros tipos de líquidos como por ejemplo un líquido no acuoso o una solución no acuosa.

En un ejemplo particularmente preferente, el flujo de líquido del líquido térmicamente equilibrante puede ser guiado mediante la aplicación de una presión baja en la dirección de flujo, por ejemplo utilizando una unidad de bombeo que pueda ser adaptada para aplicar una presión inferior al flujo de líquido, siendo con ello susceptible de succionar el líquido térmicamente equilibrante en lugar de presionarlo. Esta disposición puede contribuir a evitar que el líquido térmicamente equilibrante, esto es el agua o la solución acuosa, puedan introducirse en el primero y / o en el segundo flujo de gas está sujeto a ser administrado a la interconexión de paciente de acuerdo con la etapa f). Como consecuencia de este ejemplo, se puede generar una presión inferior en el flujo de líquido, impidiendo con ello una intrusión del líquido térmicamente equilibrante dentro del circuito ventilatorio lo cual, de no ser así provocaría una sensación de ahogo al paciente.

El flujo de líquido puede, en particular, ser configurado para proteger tanto el primer flujo como el segundo flujo de cualquier influencia ambiental en la mayor medida posible haciendo con ello posible un reglaje considerablemente más preciso de la temperatura habitual de la mezcla generada por el primer flujo y por el segundo flujo. Con este fin, el primer flujo de gas puede administrarse durante la etapa a) a una primera temperatura, el segundo flujo de gas puede administrarse durante la etapa b) a una segunda temperatura, mientras que el primer flujo de gas y el segundo flujo de gas son guiados de acuerdo con la etapa d) de una manera en la que pueden ser mezclados durante la etapa

e) a una temperatura común. En la presente memoria, la temperatura común utilizada para la mezcla del flujo de gas y del segundo flujo de gas puede, de modo preferente, ser ambas inferiores a la primera temperatura y a la segunda temperatura. En un ejemplo particularmente preferente, la temperatura habitual puede, así mismo, ajustarse a una temperatura, en particular dentro de un margen de  $\pm 1^\circ \text{C}$ , de modo preferente de  $\pm 5^\circ \text{C}$ , de modo más preferente de  $\pm 0,3^\circ \text{C}$  que se puede determinar para una respiración del paciente por ejemplo utilizando un termómetro o un termopar. Sin embargo, también pueden ser factibles otros procedimientos de determinación de la temperatura. Como resultado de esta temperatura precisamente ajustada, se puede prácticamente evitar un resacado del aerosol humidificado durante su mezcla impidiendo así de manera adicional un bloqueo de la interconexión de paciente. Así mismo, puede, particularmente, ser de preferencia cuando el primer flujo de gas y el segundo flujo de gas pueden ser mezclados durante la etapa e) de una manera en la que la mezcla resultante comprenda también una humedad relativa del 100%.

De acuerdo con la etapa f), los gases respiratorios enriquecidos que comprenden el aerosol humidificado, de modo preferente muestran una humedad relativa del 100%, pueden, de esta manera, ser administrados a la interconexión de paciente, haciendo con ello posible la aplicación controlada de los gases respiratorios enriquecidos que comprenden el aerosol humidificado, en particular, mediante la provisión de gases respiratorios junto con una cantidad predefinida de la preparación farmacéutica compuesta por el aerosol humidificado por periodo de tiempo, prácticamente sin ningún tipo de deposición duradera de aerosoles resecaados en dispositivo de acuerdo con la presente invención.

Como también se indicó anteriormente, tanto el primer flujo de gas como el segundo flujo de gas pueden disponerse a una humedad relativa de un 100% durante la etapa a) o la etapa b), respectivamente. Con este fin, un aerosol previamente seco puede ser humidificado antes de la etapa a) al tiempo que unos gases respiratorios previamente secos pueden ser humidificados antes de la etapa b), en particular aplicando un primer humidificador para el aerosol seco, y un segundo humidificador para los gases respiratorios secos. Como se utiliza en la presente memoria, el término "seco" con respecto al aerosol seco y al gas respiratorio seco pueden referirse a un estado del aerosol y de los gases respiratorios que comprendan una humedad relativa inferior a un 100%, haciendo con ello posible que incorporen más vapor de agua destinada a ser al menos humidificada en mayor medida.

En un primer aspecto, la presente invención se refiere a un dispositivo para administrar un aerosol humidificado para una interconexión de paciente. De acuerdo con ello, el dispositivo comprende:

- al menos un primer tubo para recibir y guiar un primer flujo de gas que comprende un aerosol humidificado;
  - al menos un segundo tubo para recibir y guiar un segundo flujo de gas que comprende gases respiratorios humidificadores;
  - al menos un tercer tubo para recibir y guiar un flujo de líquido que comprende un líquido térmicamente equilibrante;
- en el que el primer tubo, el segundo tubo y el tercer tubo están dispuesto en una disposición coaxial con respecto uno con el otro, en el que el tercer tubo cubre el primer tubo y el segundo tubo; y
- al menos una cámara de mezcla para recibir y mezclar el primer flujo de gas y el segundo flujo de gas y obtener gases respiratorios enriquecidos que comprenden el aerosol humidificado, presentando la cámara de mezcla al menos una salida para administrar los gases respiratorios enriquecidos que comprenden el aerosol humidificado.

Según se utiliza en la presente memoria, el término "tubo" se refiere a un tubo hueco, un objeto alargado que está configurado para recibir y guiar un flujo o un gas y / o de un líquido. Aquí, uno cualquiera o cada uno de los tubos según se menciona en la presente memoria puede ser un tubo rígido, por ejemplo, una conducción o, de modo preferente, un tubo semirrígido o, de modo más preferente, un tubo flexible, como por ejemplo una manguera o un manguito. De esta manera, utilizando el tubo flexible, el dispositivo de acuerdo con la presente invención podría, de modo ventajoso, ser más fácilmente ajustado a las condiciones del paciente. Para hacer posible un flujo de líquido o gas sustancialmente constante a través del tubo, reduciendo así el riesgo de posibles deposiciones, uno cualquiera o cada tubo puede, de esta manera, comprender una sección transversal sustancialmente constante a lo largo de su longitud.

Así mismo, cada uno de los tubos puede presentar un eje geométrico, en el que el eje geométrico de dos o, de modo preferente, de tres tubos diferentes pueden coincidir uno con respecto a los otros, proporcionando así una disposición triaxial del primer tubo, del segundo tubo y del tercer tubo. En la presente memoria, el tercer tubo puede, de modo preferente, cubrir el primer tubo y el segundo tubo, en particular, en forma de camisa o vaina que cubra tanto el primer tubo como el segundo tubo. Este tipo de disposición puede, en particular, ser ventajosa con el fin de conseguir un enfriamiento eficaz tanto del primer flujo de gas como del segundo flujo de gas dentro de sus respectivos tubos. En una forma de realización particularmente preferente, en la que el primer tubo configurado para recibir y guiar el aerosol humidificado puede mostrar un volumen del flujo menor en comparación con el segundo tubo configurado para recibir y guiar los gases respiratorios humidificados, el primer tubo puede estar situado dentro del segundo tubo, haciendo con ello posible que el segundo flujo de gas, al menos parcialmente, rodee de modo preferente de forma total el primer

flujo de gas. En esta forma de realización particularmente preferente, puede ser suficiente que el tercer tubo pueda directamente cubrir solo el segundo tubo dado que el segundo tubo ya cubre el primer tubo que está situado dentro del segundo tubo. Sin embargo, otras disposiciones también son factibles, especialmente cuando más de un primer tubo y / o más de un segundo tubo y / o más de un tercer tubo pueden ser empleados.

- 5 Mientras el primer tubo está configurado para recibir y guiar un primer flujo de gas que comprende un aerosol humidificado, el segundo tubo está configurado para recibir y guiar un segundo flujo de gas que comprende gases respiratorios humidificados. En una forma de realización concreta, el dispositivo puede, por tanto, comprender también al menos un primer humidificador que esté configurado para humidificar un aerosol seco y al menos un segundo humidificador que esté configurado para humidificar gases respiratorios secos. En la presente memoria, uno o ambos
- 10 humidificadores pueden ser seleccionados de acuerdo con la divulgación del documento WO 2015/132172 A1. Sin embargo, también pueden ser factibles otras disposiciones y otros tipos de humidificadores.

- En otra forma de realización preferente, en la que el tercer tubo puede comprender una entrada para recibir el líquido térmicamente equilibrante y una salida para dispensar el líquido térmicamente equilibrante, el dispositivo puede así mismo comprender una unidad de bombeo que puede estar configurada para aplicar una presión menor a la salida
- 15 del tercer tubo en comparación con la presión a la entrada del tercer tubo, haciendo de esta manera posible la aspiración del líquido térmicamente equilibrante a través del tercer tubo en lugar de presionarlo al interior del tercer tubo. Según lo antes descrito, esta disposición puede contribuir a evitar que el líquido térmicamente equilibrante, esto es, el agua, la solución acuosa, el líquido no acuoso o la solución no acuosa, puedan introducirse en el primer tubo y / o en el segundo tubo. Como consecuencia de esta forma de realización, la presión inferior que se puede generar en
- 20 el flujo líquido puede, así, impedir una injerencia del líquido térmicamente equilibrante dentro del circuito ventilatorio lo que, de no ser así, podría provocar una sensación de ahogo del paciente.

- En la presente memoria, la cámara de mezcla puede adoptar cualquier forma posible que pueda ser apropiada para recibir y guiar el primer flujo de gas y el segundo flujo de gas y obtener gases respiratorios enriquecidos que comprendan el aerosol humidificado y que presente al menos una salida para administrar los gases respiratorios
- 25 enriquecidos que comprendan el aerosol humidificado. En una forma particularmente preferente, la cámara de mezcla puede ser idéntica con la interconexión del paciente de forma que la salida pueda estar configurada para administrar los gases respiratorios enriquecidos que comprendan el aerosol humidificado a la vía respiratoria del paciente o a un dispositivo adicional que pueda estar situado entre la interconexión de paciente y la vía respiratoria del paciente. En una forma de realización alternativa, la salida de la cámara de mezcla puede ser configurada para administrar los
- 30 gases respiratorios enriquecidos que comprendan el aerosol humidificado a la interconexión de paciente o a un dispositivo adicional que pueda estar situado entre la salida y la interconexión de paciente.

Para detalles adicionales con respecto al dispositivo puede hacerse referencia a la descripción del procedimiento y de las formas de realización ejemplares en cualquier parte del presente documento.

- En consecuencia, el procedimiento divulgado en la presente memoria y el dispositivo de acuerdo con la presente invención pueden, así, hacer posible en particular evitar la administración de aerosoles en polvo secos o resecos. Como resultado de ello, puede no producirse ninguna deposición no deseada de material en polvo que pueda, finalmente, abocar a un bloqueo de un tubo o, posteriormente, de una vía respiratoria. De modo ventajoso, puede no producirse ninguna obstrucción en la respiración hasta la sensación de ahogo del paciente debido a una ausencia de dicho tipo de deposición. Especialmente, las pequeñas secciones transversales como las típicamente utilizadas en la
- 35 deposición de soporte respiratorio puede conseguirse que sean más fáciles de determinar con una dosis exacta de una sustancia destinada a ser administrada que puede ser alcanzada por el órgano diana.

- Así mismo, la mezcla del primer flujo de gas y del segundo flujo de gas, que pueden suministrarse a diferentes temperaturas, a una temperatura común pueden, en particular, contribuir a las ventajas mencionadas de la presente invención. Así mismo, el ajuste de la temperatura común con una temperatura determinada para una respiración de un paciente al menos parcialmente ventilado por el circuito ventilatorio puede traducirse en una temperatura precisa en la cámara de mezcla lo que puede, por su parte proporcionar un soporte para evitar el resaca del aerosol humidificado, impidiendo aún más de esta manera un bloqueo de la interconexión de paciente.
- 45

### **Corta descripción de las figuras**

- En la descripción subsecuente de formas de realización preferentes se analizarán con mayor detalle otras características y formas de realización adicionales de la invención. Debe destacarse que el alcance de la invención (que se define por las reivindicaciones adjuntas) puede no quedar restringido por las formas de realización preferentes. Las formas de realización se representan esquemáticamente en las Figuras. En la presente memoria, los números de referencia idénticos en estas Figuras se refieren a elementos idénticos o funcionalmente comparables.
- 50

En las figuras:

- 55 Figuras 1A y 1B ilustran esquemáticamente un perfil (Figura 1A) y una sección transversal (Figura 1B), respectivamente, de un dispositivo ejemplar para la administración de un aerosol humidificado a una interconexión de paciente de acuerdo con la presente invención;

Figuras 2A y 2B ilustran esquemáticamente dos formas de realización diferentes cada una de las cuales comprenden unos humidificadores fijados al dispositivo ejemplar de las Figuras 1A y 1B; y

Figuras 3A y 3B muestran una comparación entre imágenes de secciones transversales de interconexión de paciente en forma de gafas nasales insertadas en un soporte comparables a las típicamente utilizadas en el soporte respiratorio de lactantes prematuros para administrar un aerosol humidificado a la interconexión de pacientes sin utilizar el procedimiento divulgado en la presente memoria y el dispositivo de acuerdo con la presente invención (Figura 3A; estado de la técnica) o utilizando el procedimiento divulgado en la presente memoria y el dispositivo ejemplar de acuerdo con las Figuras 1 o 2, respectivamente (Figura 3B).

## 10 **Descripción detallada de las formas de realización**

La Figura 1A muestra esquemáticamente un perfil de un dispositivo ejemplar 110 de administración de un aerosol humidificado 112 a una interconexión de paciente 114 de acuerdo con la presente invención. El dispositivo 110 puede, en particular, ser utilizado para pacientes, que incluyan, pero no se limiten a, lactantes prematuros, sometidos a ventilación mecánica o a un soporte ventilatorio.

15 Como se representa en la Figura 1A, el dispositivo ejemplar 110 comprende un primer tubo 116 que está configurado de acuerdo con la etapa a) para recibir y guiar un primer flujo de gas 118 que comprende el aerosol humidificado 112 a una cámara de mezcla 120. Con este fin, el primer flujo de gas 118 puede, de modo preferente, estar dispuesto en una primera entrada 122 del primer tubo 116 a una primera temperatura  $T_1$  y con una humedad relativa del 100%.

20 Como también se muestra en la Figura 1A, el dispositivo ejemplar 110 comprende también un segundo tubo 124 que está configurado de acuerdo con la etapa b) para recibir y guiar un segundo flujo de gas 126 que comprende gases respiratorios humidificados 128 hacia la cámara de mezcla 120. En la presente memoria, los gases respiratorios humidificados 128 pueden comprender una composición que puede ser apropiada para la ventilación del paciente, en particular, aire enriquecido con oxígeno. Con este fin, el segundo flujo de gas 124 puede, de modo preferente, estar dispuesto en una segunda entrada 130 del segundo tubo 124 a una segunda temperatura  $T_2$  pero también con una humedad relativa del 100%.

30 Como también se ilustra en la Figura 1A, el dispositivo ejemplar 110 comprende además un tercer tubo 132 que está configurado de acuerdo con la etapa c) para recibir y guiar un flujo de líquido 134 que comprende un líquido térmicamente equilibrante 136. En la presente memoria, el líquido térmicamente equilibrante 136 que se refiere a una sustancia líquida que está, en general, adaptada para ser utilizada como soporte en la consecución del equilibrio térmico entre el primer flujo de gas 118 y el segundo flujo de gas 126. Con este fin, el líquido térmicamente equilibrante 136 puede, en particular, ser seleccionado entre agua o una solución acuosa. Sin embargo, también son factibles con este fin otros tipos de sustancias líquidas, como por ejemplo, un líquido no acuoso o una solución no acuosa.

35 De modo preferente, el tercer tubo 132 puede, como se representa también de forma esquemática en la Figura 1A, comprender una entrada 138 para recibir el líquido térmicamente equilibrante 136 y una salida 140 para distribuir el líquido térmicamente equilibrante 136. En una forma de realización particularmente preferente, el dispositivo 110 puede también comprender una unidad de bombeo (no mostrada aquí) que puede ser adaptada para aplicar una presión  $p_2$  en la salida 140 del tercer tubo 132 que puede ser inferior en comparación con la presión  $p_1$  que puede prevalecer en la entrada 138 del tercer tubo 132. De esta manera, el flujo de líquido 134 del líquido térmicamente equilibrante 136 puede ser guiado en un movimiento de succión a través del tercer tubo 132 en lugar de presionarlo hacia el interior del tercer tubo 132.

40 Como resultado de ello, la disposición mostrada en la Figura 1A puede con ello contribuir a evitar que el líquido térmicamente equilibrante 136 pueda introducirse en el primer tubo 132 y / o dentro del segundo tubo 124 y en último término dentro de la interconexión de paciente 114 lo cual puede, en caso contrario, provocar una sensación de ahogo del paciente.

45 Como se representa también esquemáticamente en la Figura 1A, el flujo de líquido 134 puede ser aplicado en forma de una disposición de contraflujo en la que el flujo de líquido 134 puede adoptar una dirección opuesta en comparación con las direcciones del primer flujo 118 y el segundo flujo 126 haciendo con ello posible el incremento eficaz del equilibrado térmico. Sin embargo, también puede ser factible un flujo paralelo del primer flujo de gas 118, del segundo flujo de gas 126 y del flujo de líquido 134 (no representado aquí).

50 Uno cualquiera o, de modo preferente, todos los tubos entre el primer tubo 116, el segundo tubo 124 y el tercer tubo 132 puede ser seleccionado a partir de un tubo rígido, por ejemplo una cañería o, de modo preferente, de un tubo semirrígido o, de modo más preferente, de un tubo flexible, por ejemplo una manguera o manguito. Utilizando el tubo flexible, el dispositivo 10 puede, de modo ventajoso, ser más fácilmente ajustable a los condicionamientos del paciente. En particular, cualquiera o, de modo preferente, todos entre el primer tubo 116, el segundo tubo 124 y el tercer tubo 132 pueden comprender una sección transversal sustancialmente constante a lo largo de su extensión especialmente para posibilitar que el primer flujo de gas 118, el segundo flujo de gas 126 y / o el flujo de líquido 134 se desplacen de una manera sustancialmente constante a través del primer tubo 116 reduciendo de esta manera el riesgo de deposiciones, en particular del aerosol 112 compuesto por el primer flujo de gas 118.



La Figura 1B muestra esquemáticamente una sección transversal del dispositivo 110 para la administración del aerosol humidificado a la interconexión de paciente 114 del dispositivo 110 como se ilustra en la Figura 1A. Como se representa en dicha figura, el primer tubo 116, el segundo tubo 124 y el tercer tubo 134 están dispuestos en una disposición coaxial uno con respecto a otro, de forma que el tercer tubo 132 cubra el primer tubo 114 y el segundo tubo 124. En la forma de realización ejemplar tal y como aquí se muestra; el primer tubo 116 presenta un primer eje geométrico, el segundo tubo 124 presenta un segundo eje geométrico y el tercer tubo 132 presenta un tercer eje geométrico, de forma que el primer eje geométrico, el segundo eje geométrico y el tercer eje geométrico coincidan uno con respecto al otro, provocando con ello una disposición triaxial de los tubos 116, 124, 132. Sin embargo, también pueden ser factibles otras disposiciones.

Volviendo a la Figura 1A, en ella se ilustra que, de acuerdo con la presente invención, el segundo flujo de gas 126 es guiado a través del segundo tubo 124 de una manera que puede, al menos parcialmente, rodear el primer flujo de gas 116 que es guiado a través del primer tubo 116. Esta disposición puede, de modo preferente, conseguirse situando el primer tubo 116 dentro del segundo tubo 124, en particular, de una manera coaxial como se muestra en la Figura 1B. Esta forma de realización puede, en particular, ser ventajosa cuando el primer tubo 116 que está configurado para recibir y guiar el aerosol humidificado 112 puede mostrar un volumen de flujo menor en comparación con el segundo tubo 124 que está configurado para recibir y guiar los gases respiratorios humidificados 118.

La disposición ilustrada en las Figuras 1A y 1B, permite por tanto el equilibrado térmico del primer flujo de gas 118 y del segundo flujo de gas 126 de acuerdo con la etapa d) mediante la guía paralela del primer flujo de gas 118 y del segundo flujo de gas 126. En la presente memoria, el primer flujo de gas 118 y el segundo flujo de gas 126 pueden ser guiados de una manera en la que estén, al menos parcialmente, rodeados por el flujo de líquido 124 del líquido térmicamente equilibrante 136. Con este fin, el tercer tubo 132 puede, de modo preferente, tener una forma consistente en una camisa o una vaina que puede estar diseñada para cubrir tanto el segundo tubo 124 como, en consecuencia, también el primer tubo 116 que está situado dentro del segundo tubo 124 en la forma de realización ejemplar de las Figuras 1A y 1B. Este tipo de disposición puede, en particular, hacer posible la consecución de un enfriamiento eficaz tanto del primer flujo de gas 118 como del segundo flujo de gas 126 a lo largo de sus correspondientes vías por medio del primer tubo 116 y del segundo tubo 124 a través de los cuales son guiados, respectivamente.

Como también se ilustra en la Figura 1A, el dispositivo ejemplar 110 comprende también la cámara de mezcla 120, la cual, de acuerdo con la etapa e), está diseñada, por un lado, para recibir el primer flujo de gas 118 de una primera salida 146 del primer tubo 116 y del segundo flujo de gas 126 desde una segunda salida 128 del segundo tubo 124 y, por el otro, para mezclar el primer flujo de gas recibido 118 y el segundo flujo de gas recibido 126, por medio de lo cual los gases respiratorios enriquecidos 142 que comprenden el aerosol humidificado 112, el cual puede, de modo preferente, ser distribuido a través del entero volumen de los gases respiratorios 128 de una manera uniforme y finalmente dispersa, pueden ser generados y suministrados a través de una o más salidas 150 de acuerdo con la etapa f).

Como se representa esquemáticamente en la Figura 1A, la cámara de mezcla 120 puede, en esta forma de realización particularmente preferente, ser idéntica con la interconexión del paciente 114 la cual, de esta manera, comprende las salidas 150 para directa o indirectamente administrar los gases respiratorios enriquecidos 142. En la presente memoria, otras partes adicionales (no representadas aquí), pueden, en general, ser introducidas entre la interconexión de paciente 114 y las vías respiratorias del paciente. En esta concreta forma de realización, la interconexión de paciente 114 puede, de modo preferente, comprender otra salida 144, estando dicha otra salida 144 configurada para generar de salida gases exhalados recibidos del paciente.

En una forma de realización alternativa (no representada aquí), la interconexión de paciente 114 puede ser fijada bajo la forma de una unidad separada sobre la salida 150 de la cámara de mezcla 120. Así mismo esta disposición, partes adicionales pueden, en general, ser introducidas entre la cámara de mezcla 120 y la interconexión de paciente 114 y / o entre la interconexión de paciente 114 y las vías respiratorias del paciente.

Considerando que el primer flujo de gas 118 adopta una tercera temperatura  $T_3$  en la primera salida 146 del primer tubo 116 y que el segundo flujo de gas 126 adopta una cuarta temperatura  $T_4$  en la segunda salida 148 del segundo tubo 124, el primer flujo de gas 118 y el segundo flujo de gas 146 se mezclan, de modo preferente, dentro de la cámara de mezcla 120 a una temperatura común  $T_c$ . En una forma de realización particularmente preferente, la temperatura común  $T_c$  puede igualar tanto a la tercera temperatura  $T_3$  como a la cuarta temperatura  $T_4$ , pero, debido al enfriamiento tanto del primer flujo de gas 118 y el segundo flujo de gas 126 a lo largo de sus respectivos tubos 116, 124, la temperatura común  $T_c$  puede ser inferior tanto a la primera temperatura  $T_1$  en la primera entrada 12 del primer tubo 116 como a la segunda temperatura  $T_2$  en la segunda entrada 130 del segundo tubo 124.

Además del ajuste de las temperaturas según lo descrito en la presente memoria, el primer flujo de gas 118 y el segundo flujo de gas 126 pueden, como máxima preferencia, mezclarse de acuerdo con la etapa e) con una humedad relativa del 100% de todos los participantes flujos de gas 118, 126. Para alcanzar esta forma de realización particularmente preferente, el flujo térmicamente equilibrante tanto del primer flujo de gas 118 como del segundo flujo de gas 126 de acuerdo con la etapa d) pueden aplicarse de manera que la humedad y la temperatura común  $T_c$  en la cámara de mezcla 120 puedan adoptar los mismos valores mencionados.

Como se indicó anteriormente, esta forma de realización particularmente preferente puede asegurar que no se produzca prácticamente ninguna acumulación de material en polvo impidiendo así un bloqueo de un tubo o de una vía respiratoria en el tracto respiratorio. Para mejorar en mayor medida esta ventaja de la presente invención, el equilibrio térmico tanto del primero flujo de gas 118 como del segundo flujo de gas 126 de acuerdo con la etapa d) puede, adicionalmente, ser aplicado de una manera en la que la temperatura común  $T_c$  pueda ser ajustada a una temperatura de la respiración  $T_b$ , en la que la temperatura de la respiración  $T_b$  se pueda determinar para una respiración de un paciente que esté, al menos parcialmente, ventilado por medio de la interconexión de paciente 114. En este sentido, se puede utilizar un termómetro o un termopar para determinar la temperatura de la respiración  $T_b$ . En esta forma de realización aún más mejorada puede desaparecer cualquier diferencia entre la temperatura de la respiración del paciente efectivamente ventilado y la temperatura del flujo de los gases respiratorios enriquecidos 142, con lo que se contribuye aún más a evitar una deposición en la interconexión de paciente 114.

Como se ilustra en las Figuras 2A y 2B, el dispositivo ejemplar 110 puede además comprender un primer humidificador 152 configurado para humidificar un aerosol seco 154 y un segundo humidificador 156 configurado para humidificar gases respiratorios secos 158. Como ya se indicó, el término "seco" con respecto al aerosol seco 154 y a los gases respiratorios secos 158 se refiere a un estado del aerosol y de los gases respiratorios que pueden comprender menos de una humedad relativa de un 100%, haciendo con ello posible que el aerosol y los gases respiratorios sean humidificados al menos en mayor medida. De modo preferente, el aerosol seco 154m puede ser humidificado antes de la etapa a) y, a continuación, ser guiado como aerosol humidificado 112 hacia la primera entrada 122 del primer tubo 116 como se muestra en la Figura 1A. De modo similar, los gases respiratorios 158 pueden, de modo preferente, ser humidificados antes de la etapa b) y, a continuación, ser guiados como gases respiratorios humidificados 128 hacia la segunda entrada 130 del segundo tubo 124 como se muestra con mayor precisión en la Figura 1A.

En las formas de realización concretas, según se representan en las Figuras 2A y 2B, tanto el primer humidificador 152 como el segundo humidificador 156 se han escogido en una disposición como la propuesta en el documento WO 2015/132172 A1. Por consiguiente, los humidificadores 152, 156 pueden cada uno incorporar un compartimento de agua 160 que comprenda agua que puede estar diseñado para humidificar el aerosol seco 154 o los gases respiratorios secos 158, respectivamente. Para mayor detalle, se hace referencia al documento WO 2015/132172 A1. Sin embargo, también pueden ser factibles otros tipos de humidificadores y disposiciones alternativas.

Las Figuras 3A y 3B permiten una comparación entre las secciones transversales de las vías respiratorias 162 compuestas por unas gafas nasales 164 que está diseñada para ser utilizada como interconexión de paciente 114 como ayuda respiratoria de lactantes prematuros.

Como se muestra en la Figura 3A, la administración del aerosol humidificado 112 a la interconexión de paciente 114 del lactante de acuerdo con el estado de la técnica sin aplicación del procedimiento divulgado en la presente memoria y el dispositivo 110 de acuerdo con la presente invención, un grado considerable de deposición de material en polvo no deseado 166 puede conducir a un bloqueo de las vías respiratorias 162 de las gafas nasales 164. Como se ilustra en la figura, este efecto, especialmente, puede ser peligroso dado que puede suponer un elevado riesgo de sensación de ahogo del lactante.

Frente a ello, prácticamente no se observan deposiciones cuando el aerosol seco 154 es humidificado mediante la aplicación del procedimiento divulgado en la presente memoria y el dispositivo 110 para administrar el aerosol humidificado 112 a la interconexión de paciente 114 del lactante de acuerdo con la presente invención.

En consecuencia, el procedimiento divulgado en la presente memoria y el dispositivo 110 de acuerdo con la presente invención pueden ser aplicados de manera eficaz incluso en este supuesto perfeccionado para evitar un ressecado al menos parcial del aerosol humidificado 112 sobre su trayectoria hacia la interconexión de paciente 114.

#### **Lista de números de referencia**

- 110 dispositivo
- 112 aerosol humidificado
- 114 interconexión de paciente
- 116 primer tubo
- 118 primer flujo de gas
- 120 cámara de mezcla
- 122 primera entrada
- 124 segundo tubo
- 126 segundo flujo de gas

|    |     |                                   |
|----|-----|-----------------------------------|
|    | 128 | gases respiratorios humidificados |
|    | 130 | segunda entrada                   |
|    | 132 | tercer tubo                       |
|    | 134 | flujo de líquido                  |
| 5  | 136 | líquido térmicamente equilibrante |
|    | 138 | entrada                           |
|    | 140 | salida                            |
|    | 142 | gases respiratorios enriquecidos  |
|    | 144 | otra salida                       |
| 10 | 146 | primera salida                    |
|    | 148 | segunda salida                    |
|    | 150 | salidas                           |
|    | 152 | primer humidificador              |
|    | 154 | aerosol seco                      |
| 15 | 156 | segundo humidificador             |
|    | 158 | gases respiratorios secos         |
|    | 160 | compartimento de agua             |
|    | 162 | vía respiratoria                  |
|    | 164 | gafas nasales                     |
| 20 | 166 | deposición                        |

# REIVINDICACIONES

1.- Un dispositivo (110) para administrar un aerosol humidificado (112) a una interconexión de paciente (114), que comprende:

- al menos un primer tubo (116) para recibir y guiar un primer flujo de gas (118) que comprende un aerosol humidificado (112);

- al menos un segundo tubo (124) para recibir y guiar un segundo flujo de gas (126) que comprende gases respiratorios humidificados (128);

- al menos un tercer tubo (132) para recibir y guiar un flujo de líquido (134) que comprende un líquido térmicamente equilibrante (136);

en el que el primer tubo (116), el segundo tubo (124) y el tercer tubo (132) están dispuestos en una disposición coaxial uno con respecto a otro, en el que el tercer tubo (132) cubre el primer tubo (116) y el segundo tubo (124); y

- al menos una cámara de mezcla (120) para recibir y mezclar el primer flujo de gas (118) y el segundo flujo de gas (126) y obtener gases respiratorios enriquecidos (142), que comprenden el aerosol humidificado (112), presentando la cámara de mezcla (120) al menos una salida (150) para administrar los gases respiratorios enriquecidos (152) que comprenden el aerosol humidificado (112).

2.- El dispositivo (110) de acuerdo con la reivindicación precedente, en el que el primer tubo (116) está situado dentro del segundo tubo (124).

3.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el tercer tubo (132) forma una camisa que directa o indirectamente cubre el primer tubo (116) y el segundo tubo (124).

4.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el primer tubo (116) presenta un primer eje geométrico, el segundo tubo (124) presenta un segundo eje geométrico y el tercer tubo (132) presenta un tercer eje geométrico, en el que el primer eje geométrico, el segundo eje geométrico y el tercer eje geométrico coinciden entre sí.

5.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el tercer tubo (132) comprende al menos una entrada (138) para recibir el líquido térmicamente equilibrante (136) y al menos una salida (140) para dispensar el líquido térmicamente equilibrante (136), en el que el dispositivo (110) comprende además una unidad de bombeo que está diseñada para aplicar una presión inferior en la salida (140) en comparación con la presión en la entrada (138).

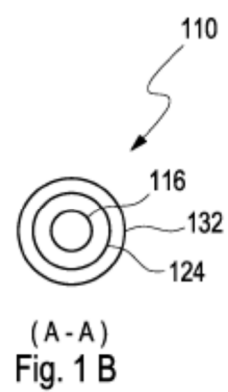
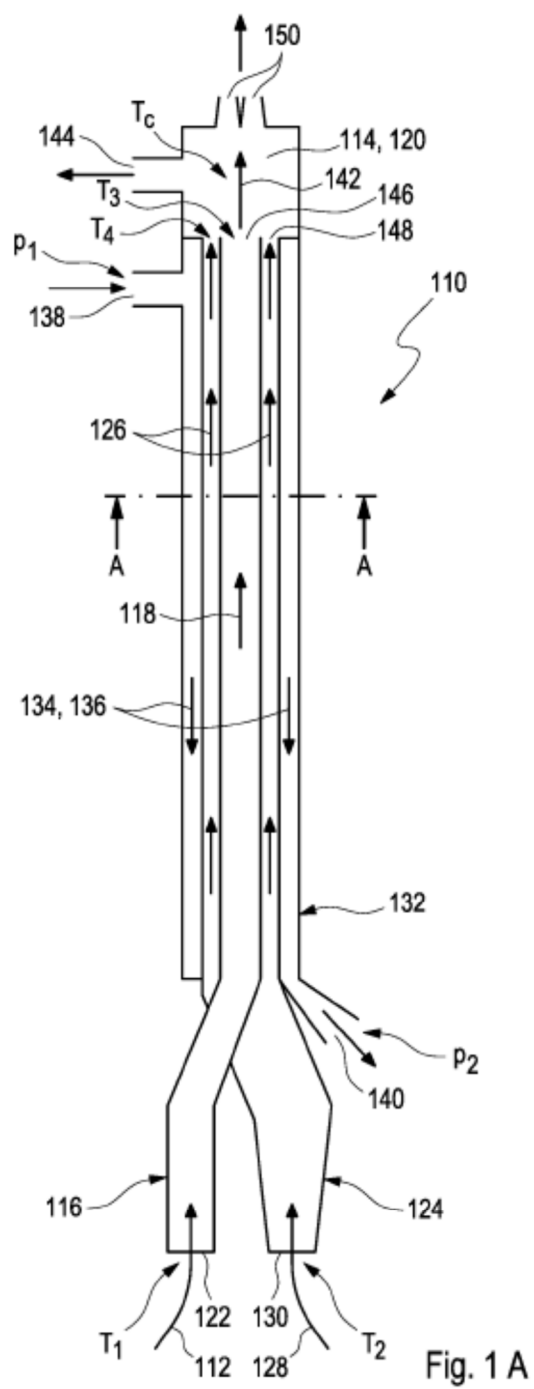
6.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que al menos un tubo de entre el primer tubo (116), el segundo tubo (124) y el tercer tubo (132) es un tubo flexible y / o comprende una sección transversal constante a lo largo de su extensión.

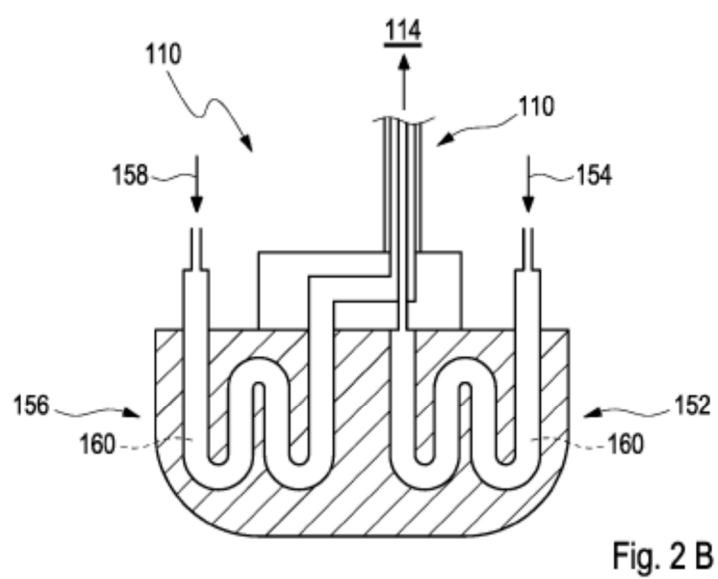
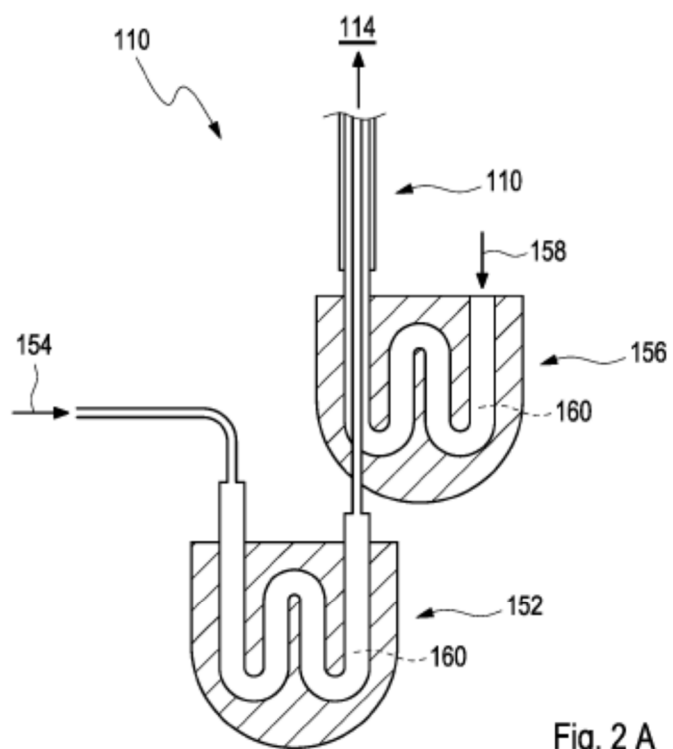
7.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la cámara de mezcla (120) es idéntica con la interconexión de paciente (114), en el que la interconexión de paciente (114) comprende al menos una salida (150) para administrar los gases respiratorios enriquecidos (142).

8.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la interconexión de paciente (114) comprende otra salida (144), estando configurada la otra salida (144) para emitir gases exhalados según son recibidos del paciente.

9.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que la interconexión de paciente (114) está fijada en forma de una unidad de separación para al menos una salida (150) de la cámara de mezcla (120).

10.- El dispositivo (110) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además al menos un primer humidificador (152) configurado para humidificar aerosol seco (154) y al menos un segundo humidificador (156) configurado para humidificar gases respiratorios secos (158).





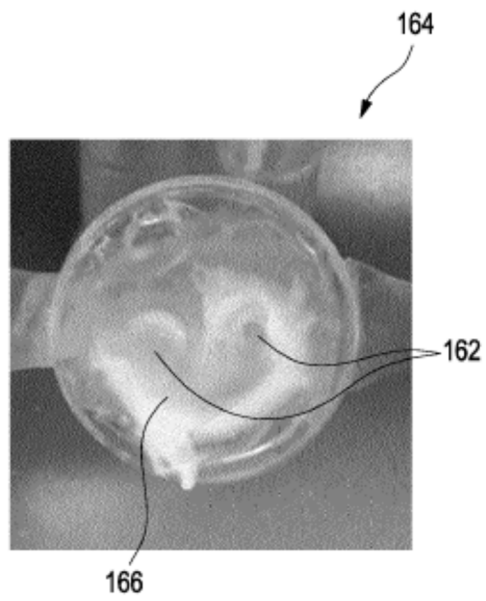


Fig. 3 A

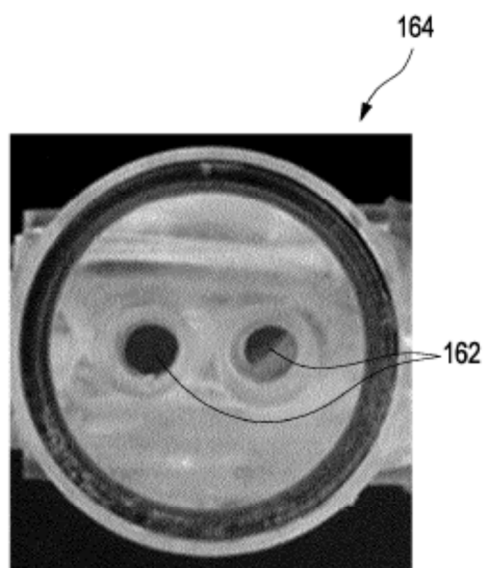


Fig. 3 B