(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 749 229**

(51) Int. Cl.:

A61M 16/16 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)
A61M 11/06 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.03.2009 PCT/JP2009/054722**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **19.11.2009 WO09139221**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.03.2009 E 09746428 (3)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.07.2019 EP 2277578**

(54) Título: **Nebulizador**

(30) Prioridad:

14.05.2008 JP 2008126690

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
19.03.2020

(73) Titular/es:

GUNMA KOIKE CO., LTD. (50.0%)
222-1, Naganuma-cho Isezaki-shi
Gunma 372-0855, JP y
KOIKE MEDICAL CO., LTD. (50.0%)

(72) Inventor/es:

TSUBOKO, TOSHI;
TAKANO, EIICHI y
ISE, SATOMI

(74) Agente/Representante:

TORNER LASALLE, Elisabet

ES 2 749 229 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

Nebulizador

Campo técnico

La presente invención se refiere a un nebulizador que suministra a un paciente un gas que tiene una elevada concentración de oxígeno que se humidifica por aerosol, y también se refiere a un nebulizador de este tipo que logra un aumento de una tasa de flujo de un gas de oxígeno y un ajuste de la concentración de gas de oxígeno en un amplio intervalo, y también logra la formación de aerosol fino independientemente de cambios en la tasa de flujo del gas de oxígeno.

Técnica anterior

Un nebulizador se usa cuando un gas que tiene una elevada concentración de oxígeno se suministra a un paciente. El nebulizador está configurado por una botella en la que se contiene agua, y un elemento de tapa que está unido de manera extraíble a la botella. El nebulizador está diseñado de modo que, suministrando un gas de oxígeno desde una unidad de suministro del gas de oxígeno unida al elemento de tapa, se absorbe el agua contenida en la botella, al tiempo que el aire también se absorbe de modo que el agua absorbida se humidifica como aerosol fino; por tanto, el gas humidificado por el aerosol con una elevada concentración de oxígeno puede suministrarse a un paciente.

En el nebulizador, al descargar un gas de oxígeno desde un orificio que está formado en un elemento de boquilla, se absorbe el agua contenida en la botella desde un poro de succión dispuesto cerca del orificio, y al permitir que el agua colisione con un deflector que se dispone enfrentado con el orificio, puede formarse un aerosol fino.

Cuando el aerosol tiene partículas grandes, se depositan en un tracto respiratorio superior del paciente para provocar el problema de que no puedan alcanzar vesículas de aire; por tanto, se considera que el tamaño de las partículas se configura, preferiblemente, a aproximadamente 5 μm o menos. Por este motivo, en general, la tasa de flujo del gas de oxígeno que va a administrarse se configura en asociación con el diámetro del orificio. Por tanto, se une un caudalímetro a un sistema de entubado de oxígeno que va a conectarse al nebulizador de modo que al ajustar el caudalímetro, se ajusta la tasa de flujo de oxígeno que va a suministrarse a un paciente. En el caso de un nebulizador usado, en general, actualmente, la tasa de flujo del gas de oxígeno se configura a 15 litros por minuto incluso en el nivel máximo.

Cerca del elemento de boquilla del nebulizador, se forma un poro de succión para el aire cuya zona de apertura está diseñada para ajustarse, y el aire que tiene una cantidad que corresponde al grado de apertura se absorbe desde el poro de succión según la descarga del gas de oxígeno desde el orificio formado en el elemento de boquilla de modo que se forma un gas mezclado del gas de oxígeno y el aerosol. Por tanto, al gestionar el grado de apertura del poro de succión para el aire y la tasa de flujo del gas de oxígeno, puede configurarse una concentración de oxígeno de un gas que va a administrarse a un paciente, y la cantidad de gas suministrado también puede configurarse.

Los documentos US 4.612.926 A y US 4.886.055 A dan a conocer cada uno un nebulizador con el elemento de boquilla que tiene una unidad de flujo de salida de gas de oxígeno y tiene un poro de flujo de salida.

El documento US 3.836.079 A da a conocer un nebulizador que comprende un elemento de boquilla para descargar un gas de oxígeno desde un orificio; un elemento de formación de aerosol que se dispone en una posición correspondiente al orificio del elemento de boquilla, incluyendo un poro de succión y un paso formado de manera continua a lo largo del poro de succión para absorber agua mediante el flujo de gas de oxígeno descargado desde el orificio y un deflector formado en una posición separada del poro de succión y opuesto al orificio del elemento de boquilla para permitir que el agua absorbida colisione con el mismo para formar aerosol fino; y un poro de succión de aire que absorbe aire en respuesta a la descarga del gas de oxígeno desde el orificio del elemento de boquilla, en el que el elemento de boquilla incluye un orificio que descarga el gas de oxígeno hacia el elemento de formación de aerosol a lo largo de un núcleo axial del elemento de boquilla.

Divulgación de la invención

Problemas que van a resolverse mediante la invención

Dependiendo de los estados y enfermedad de un paciente, un gas que tiene una elevada concentración de oxígeno debe administrarse a una gran tasa de flujo. Sin embargo, tal como se describió anteriormente, en el caso de un nebulizador usado actualmente, la cantidad de suministro de gas de oxígeno se configura a 15 litros por minuto incluso en el nivel máximo, y existe un informe de investigación (véase Journal of the Japanese Respiratory Society 43(9)2005, 502-507) que muestra que, incluso si se suministra un gas de oxígeno que tiene una tasa de flujo de 15 litros por minuto, la concentración de oxígeno que realmente se administra al paciente es el 60%.

Por este motivo, ha existido una fuerte demanda de un nebulizador que está diseñado para aumentar la tasa de flujo

de oxígeno para administrar un gas que tiene una elevada concentración. Con el fin de satisfacer estas demandas, cuando el diámetro de un orificio formado en el elemento de boquilla se alarga, es posible aumentar la tasa de flujo del gas de oxígeno.

En este caso, sin embargo, aunque no surge ningún problema específico cuando la tasa de flujo de oxígeno es elevada, la velocidad de flujo del gas de oxígeno que va a descargarse desde el orificio baja cuando la tasa de flujo de oxígeno baja, dando como resultado el problema de que se produce un fallo al absorber suficiente agua para provocar un fallo en la formación de aerosol, es decir, un fallo al aumentar el grado de apertura del poro de succión para bajar la concentración de oxígeno.

Dicho de otro modo, con el fin de atender diversos tipos de pacientes, se requiere hacer que el intervalo de ajuste de la tasa de flujo de oxígeno sea más amplio, y formar un aerosol deseado en la totalidad del intervalo de ajuste de modo que pueda ajustarse la concentración de oxígeno dentro de un amplio intervalo. En el presente documento, existen demandas para desarrollar un nebulizador que pueda satisfacer estas demandas.

Un objeto de la presente invención es proporcionar un nebulizador que pueda aumentar una tasa de flujo del gas de oxígeno y ajustar la concentración de gas de oxígeno en un amplio intervalo, y también logra la formación de un aerosol fino independiente de un cambio en la tasa de flujo del gas de oxígeno.

Medios para resolver los problemas

Con el fin de resolver los problemas anteriormente mencionados, se proporciona un nebulizador según la reivindicación 1.

El nebulizador comprende: un elemento de boquilla para descargar un gas de oxígeno desde un orificio; un elemento de formación de aerosol que se dispone en una posición correspondiente al orificio del elemento de boquilla, que incluye un poro de succión y un paso formado de manera continua a lo largo del poro de succión para absorber agua mediante el flujo de gas de oxígeno descargado desde el orificio, y un deflector formado en una posición separada del poro de succión y opuesto al orificio del elemento de boquilla para permitir que el agua absorbida colisione con el mismo para formar aerosol fino; y un poro de succión de aire que absorbe aire en respuesta a la descarga del gas de oxígeno desde el orificio del elemento de boquilla, en el que el elemento de boquilla incluye el orificio que descarga el gas de oxígeno hacia el elemento de formación de aerosol a lo largo de un núcleo axial del elemento de boquilla. El nebulizador comprende, además: un poro de flujo de salida del gas de oxígeno que se forma en una pared lateral del elemento de boquilla; y una válvula, dispuesta en una parte periférica del elemento de boquilla en una posición opuesta al poro de flujo de salida, que cierra el poro de flujo de salida en un estado en el que no se suministra gas de oxígeno al elemento de boquilla, y se abre el poro de flujo de salida en respuesta a una presión del gas de oxígeno suministrado al elemento de boquilla; en el que cuando la presión del gas de oxígeno suministrado al elemento de boquilla es menor que un valor predeterminado, el gas de oxígeno se descarga solo desde el orificio, y cuando la presión del gas de oxígeno suministrado al elemento de boquilla es mayor que el valor predeterminado, el gas de oxígeno se descarga desde el orificio, al tiempo que también se permite que fluya fuera del poro de flujo de salida para mezclarse con el aerosol.

Efecto de la invención

En el nebulizador según la presente invención, una unidad de flujo de salida de oxígeno que, en respuesta a una presión de un gas de oxígeno suministrado a la misma, permite que el gas de oxígeno fluya fuera, se forma en el elemento de boquilla, además del orificio; por tanto, en el caso en el que la presión del gas de oxígeno suministrado es más baja que una presión predeterminada, el gas de oxígeno se descarga solo desde el orificio. Al mantener el diámetro del orificio, el diámetro del poro de succión de agua en el elemento de formación de aerosol, la forma del deflector y similares para presentar una relación tal como para formar aerosol fino (por ejemplo, la relación de un nebulizador que se utiliza actualmente), se permite que un gas mezclado de agua y un gas de oxígeno colisione con el deflector de modo que puede formarse aerosol fino.

Cuando la presión del gas de oxígeno suministrado al elemento de boquilla aumenta para superar un valor predeterminado, también se permite que el gas de oxígeno fluya fuera desde el poro de flujo de salida de modo que la tasa de flujo del gas de oxígeno aumenta. En este momento, dado que no existen grandes cambios en la tasa de flujo y la velocidad de flujo del gas de oxígeno que va a descargarse desde el orificio, puede mantenerse un estado de formación de aerosol fino.

Dado que se dispone una válvula que cierra el poro de flujo de salida en un estado en el que no se suministra gas de oxígeno al elemento de boquilla, y se abre el poro de flujo de salida en respuesta a la presión del gas de oxígeno suministrado al elemento de boquilla, en una parte periférica del elemento de boquilla en una posición opuesta al poro de flujo de salida, el poro de flujo de salida se abre cuando el gas de oxígeno suministrado al elemento de boquilla se vuelve más elevada que una presión por la que se activa la válvula, el poro de flujo de salida se abre de modo que el gas de oxígeno suministrado puede suministrarse a través del orificio y el poro de flujo de salida.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista en sección transversal que explica una estructura de un nebulizador.

La figura 2 es una vista ampliada que explica una estructura de una parte periférica de un elemento de boquilla.

La figura 3 es un dibujo explicativo que explica un dial usado para ajustar una concentración de oxígeno de un gas que va a suministrarse a un paciente.

Explicación de números de referencia

A nebulizador

1 botella

2 tapón

3 saliente erguido

3a, 3b saliente

3c muesca

3d placa superior

3e manguito

4 saliente horizontal

5 dial de ajuste

5a marca

6 elemento de indicación

6a unidad de indicación

7a tuerca de tapón

7b terminal

8 espacio encerrado

9 ventana

10 hendidura

11 elemento de boquilla

11a poro de circulación

11b orificio

11c poro de flujo de salida

11d, 11e muesca

11f, 11g pestaña

11h poro

12 elemento de formación de aerosol

12a poro de succión

12b paso

13 difusor

14 tubo

15 junta tórica

17 deflector

18 tubo

Mejor modo de llevar a cabo la invención

Haciendo referencia a dibujos, la siguiente descripción explicará una estructura de un nebulizador. La figura 1 es una vista en sección transversal que muestra la estructura del nebulizador. La figura 2 es un dibujo ampliado que explica la estructura de una parte periférica de un elemento de boquilla. La figura 3 es un dibujo explicativo que explica un dial usado para ajustar una concentración de oxígeno de un gas que va a suministrarse a un paciente.

Un nebulizador A, mostrado en los dibujos, está diseñado para suministrar a un paciente un gas que tiene una elevada concentración de oxígeno y se humidifica mediante aerosol fino. Este nebulizador A incluye una botella 1 en la que se contiene agua, un sistema de suministro para un gas de oxígeno, y un tapón 2 en el que se ensambla un sistema para alimentar un gas humedecido con una elevada concentración de oxígeno a un paciente. El tapón 2 está unido de manera extraíble al extremo superior de la botella 1 por medio de acoplamiento por tornillos.

Un saliente 3 erguido cilíndrico está formado en el tapón 2 en una dirección (dirección vertical) correspondiente a una dirección longitudinal con respecto al nebulizador A colocado erguido, y un sistema de suministro de gas de oxígeno se forma en el saliente 3 erguido. Además, en el lado separado del saliente 3 erguido del tapón 2, se forma un saliente 4 horizontal cilíndrico en una dirección (dirección horizontal) correspondiente a una dirección lateral con respecto al nebulizador A colocado erguido, y se realiza una disposición para enviar y administrar un gas mezclado de aire, gas de oxígeno y aerosol a un paciente desde este saliente 4 horizontal.

El saliente 3 erguido está compuesto por dos salientes cilíndricos, y entre un saliente 3a interior y un saliente 3b exterior, se forma una muesca 3c de modo que un dial 5 de ajuste se encaja entre los mismos para pivotar en los mismos. Además, la parte superior del saliente 3a interior se sella de manera estanca por una placa 3d superior. Por tanto, un espacio 8 encerrado, formado por el saliente 3a y la placa 3d superior, se coloca en el interior del saliente 3a interior formando el saliente 3 erguido.

En el centro de la placa 3d superior, se forma un manguito 3e, y un elemento 6 de indicación, que indica la posición de pivotado del dial 5 de ajuste, se fija sobre la placa 3d superior. Además, un terminal 7b al que se une una tuerca 7a de tapón se fija en el manguito 3d, y la tuerca 7a de tapón se conecta a la salida de un caudalímetro de oxígeno, no mostrado, de modo que se suministra gas de oxígeno.

Tal como se muestra en la figura 3, se forma una ventana 9 en la cara lateral del dial 5 de ajuste. Esta ventana 9 tiene un lado (lado izquierdo de la ventana 9) que tiene una forma virtualmente rectangular y está diseñado para formar una forma virtualmente triangular desde la forma rectangular hacia el otro lado (lado derecho de la ventana 9). Es decir, la ventana 9 se forma para que su área cambie de un lado hacia el otro lado. Además, una hendidura 10 que tiene una anchura predeterminada se forma en la cara lateral del saliente 3a interior en una posición opuesta a la ventana 9. Por tanto, una abertura, formada por la ventana 9 y la hendidura 10, funciona como un poro de succión de aire.

Por tanto, al permitir el pivotado del dial 5 de ajuste de modo que se hace que la ventana 9 esté enfrentada con la hendidura 10, se forma una abertura que tiene un área compuesta por la dimensión longitudinal de la ventana 9 y la dimensión de anchura de la hendidura 10, y que se comunica con el espacio 8 encerrado. Es decir, al ajustar la posición de pivotado del dial 5 de ajuste, la zona de apertura con respecto al espacio 8 encerrado se ajusta de modo que puede ajustarse la cantidad de aire que se introduce.

Además, se forma una unidad 6a de indicación en el elemento 6 de indicación, y una marca 5a que indica la tasa de flujo y la concentración del gas de oxígeno se visualiza en la superficie exterior del dial 5 de ajuste. Es decir, al permitir el pivotado del dial 5 de ajuste de modo que se hace que la marca 5a coincida con la unidad 6a de indicación, ajustándose la tasa de flujo del gas de oxígeno al valor indicado por la marca 5a, la concentración de oxígeno indicada por la marca 5a está disponible.

Un elemento 11 de boquilla se encaja en la parte de extremo del terminal 7b en el lado 1 de la botella. Además, un elemento 12 de formación de aerosol se coloca cerca del elemento 11 de boquilla. Dado que el elemento 11 de boquilla y el elemento 12 de formación de aerosol tienen diferentes funciones, estos elementos pueden prepararse como dos elementos diferentes, y estos dos elementos pueden combinarse entre sí para formar la estructura correspondiente.

En este caso, sin embargo, dado que la relación de posición entre el flujo de gas de oxígeno descargado desde la boquilla y el poro de succión para absorber agua, así como la relación de posición entre el orificio y el deflector, el elemento 11 de boquilla y el elemento 12 de formación de aerosol se forman, preferiblemente, en una unidad solidaria. En la presente realización, el elemento 11 de boquilla y el elemento 12 de formación de aerosol están diseñados de manera solidaria como un elemento.

Un extremo del saliente 3a formado en el tapón 2 se extiende hacia el lado interior del tapón 2, y un difusor 13 con forma de boquilla se dispone en esta parte extendida. El difusor 13 no se forma en una forma delta, sino en una forma cónica siendo su parte de punta superior más estrecha, y una parte por debajo de la parte con forma cónica se conforma para dar una forma de tubo recto. Además, el elemento 11 de boquilla se dispone en la porción con forma cónica del difusor 13.

En el elemento 11 de boquilla y el difusor 13, así dispuestos, dado que se permite que un gas de oxígeno, descargado desde el elemento 11 de boquilla, pase a través del difusor 13 a una velocidad elevada, el aire ubicado en el espacio 8 encerrado se absorbe, y se permite que fluya hacia el lado del difusor 13. En este momento, el aire se absorbe según la zona de la abertura, compuesta por la ventana 9 y la hendidura 10, que se ha formado en asociación con la posición de pivotado del dial 5 de ajuste, y se permite que pase a través del difusor 13.

En el elemento 11 de boquilla, un poro 11a de circulación a través del que se permite que fluya el gas de oxígeno se forma en su parte central, y un orificio 11b que se comunica con el poro 11a de circulación también se forma en su punta, formándose un poro 11c de flujo de salida en su cara lateral. Además, en la superficie exterior del elemento 11 de boquilla, se forman muescas 11d y 11e, teniendo cada una una forma de anillo, en una posición correspondiente al poro 11c de flujo de salida, así como en una posición de lado de punta, y se forman pestañas 11f y 11g entre estas muescas 11d y 11e, así como en una posición de lado de punta de la muesca 11e. Una pluralidad de poros a través de los que se permite que fluya gas de oxígeno se forman en la pestaña 11g.

Un tubo 14, que forma una válvula, se encaja en la superficie periférica del elemento 11 de boquilla. El tubo 14 está realizado a partir de un material que tiene una elasticidad y flexibilidad adecuadas, y está diseñado de modo que su diámetro interior se hace virtualmente igual al diámetro exterior de cada una de las pestañas 11f y 11g del elemento 11 de boquilla. Una junta 15 tórica se une al lado de punta superior del tubo 14 encajado en el elemento 11 de boquilla, y estando la junta 15 tórica unida al mismo, se impiden un flujo de salida hacia la parte superior y vibraciones del tubo.

El poro 11c de flujo de salida, las muescas 11d, 11e, las pestañas 11f, 11g y el tubo 14 anteriormente mencionados son adecuados para formar una unidad de flujo de salida de oxígeno.

El tubo 14, que forma una válvula tal como se describió anteriormente, tiene tales funciones que, en un estado en el que no se suministra gas de oxígeno al poro 11a de circulación del elemento 11 de boquilla, el poro 11c de flujo de salida se cierra, y que, en respuesta a la presión de un gas de oxígeno suministrado al poro 11a de circulación, el poro 11c de flujo de salida se abre.

De esta manera, en la presente realización, no se prepara una estructura en la que el tubo 14 cierra directamente el poro 11c de flujo de salida, sino una estructura en la que la muesca 11d que va a usarse para abrir el poro 11c de flujo de salida pueda cerrarse. Es decir, en la presente invención, incluso una estructura de este tipo que no abre ni cierra directamente el poro 11c de flujo de salida está diseñada para servir como válvula, siempre y cuando pueda llevar a cabo sustancialmente las operaciones de apertura y cierre del poro 11c de flujo de salida.

La presión que va a usarse tras la apertura del poro 11c de flujo de salida formado en el elemento 11 de boquilla no se limita particularmente, y en el caso en el que la cantidad de un gas de oxígeno que va a suministrarse a un paciente sea mayor que la tasa de flujo crítica del gas de oxígeno que va a descargarse desde el orificio 11b, el poro 11c de flujo de salida se abre, preferiblemente, para permitir que la parte que supera la tasa de flujo crítica fluya hacia fuera.

En particular, en el caso de un sistema de entubado de oxígeno en un hospital, la presión del gas de oxígeno que va a suministrarse al entubado de oxígeno se regula legalmente (aproximadamente de 0,39 MPa (4 Kg/cm^2)); por tanto, la tasa de flujo del gas de oxígeno y la presión del gas de oxígeno en el poro 11a de circulación del elemento 11 de boquilla están correlacionadas entre sí. Por tanto, al usar un tubo 14 que tiene una elasticidad (constante de resorte) y flexibilidad adecuadas, el tubo 14 se deforma de modo que el poro 11c de flujo de salida se abre, cuando la presión del gas de oxígeno en el poro 11a de circulación de la boquilla 11 supera una presión predeterminada.

En la presente realización, el poro de flujo de salida está diseñado para liberar oxígeno a una tasa de flujo en un intervalo desde 12 litros por minuto hasta 15 litros por minuto. La presión en el interior del poro 11a de circulación del elemento 11 de boquilla al que se suministra oxígeno a esa tasa de flujo se configura de aproximadamente 0,11 MPa a 0,13 MPa. Por este motivo, como el tubo 14, se usa un tubo realizado a partir de caucho de silicona que está diseñado para deformarse a la presión anteriormente mencionada.

Además, debido a la estructura de la válvula, no se requiere necesariamente el uso del tubo 14 de la presente realización, y un elemento de válvula que pueda abrirse y cerrarse puede colocarse fuera del poro 11c de flujo de salida de modo que este elemento de válvula puede presionarse hacia el lado de poro 11c de flujo de salida mediante un elemento elástico tal como un resorte, y caucho para proporcionar la estructura correspondiente. En este caso, al configurar la constante de resorte del resorte o caucho según demanda, puede configurarse una presión requerida para la apertura del poro 11c de flujo de salida.

El elemento 12 de formación de aerosol tiene una estructura en la que un poro 12a de succión de agua se forma cerca del orificio 11b del elemento 11 de boquilla, y un paso 12b usado para absorber agua se forma de manera continua a lo largo del poro 12a de succión. Además, un deflector 17 se forma en una posición separada del poro 12a de absorción. Este deflector 17 se forma en tal posición opuesta al orificio 11b del elemento 11 de boquilla que se permite que el agua absorbida colisione con el mismo en un estado con una velocidad suficiente de modo que puede formarse aerosol fino.

Un tubo 18 se encaja a una parte inferior del elemento 12 de formación de aerosol para conectarse al paso 12b. Este tubo 18 se dispone en tal posición que su parte de extremo se lleva próxima a la superficie inferior de la botella 1 de modo que agua el contenida en la botella 1 puede absorberse de manera eficaz.

La siguiente descripción explicará la función del nebulizador A que tiene la estructura anteriormente mencionada. Una cantidad predeterminada de agua está contenida en la botella 1, y una tuerca 7a de tapón se conecta a un caudalímetro de oxígeno, no mostrado, estando el saliente 4 horizontal conectado con un tubo al que se une una máscara de oxígeno, no mostrado.

El dial 5 de ajuste se hace rotar en respuesta a una concentración de oxígeno que va a suministrarse a un paciente de modo que se hace que una marca 5a (por ejemplo, el 90% de concentración y 35 l de tasa de flujo) correspondiente a una concentración designada esté enfrentada con la unidad 6a de indicación del elemento 6 de indicación. Mediante esta rotación del dial 5 de ajuste, se hace que la ventana 9 formada en el dial 5 de ajuste de pivotado esté enfrentada con la hendidura 10 de modo que se forma una abertura que tiene un área compuesta por la dimensión de la ventana 9 en una dirección longitudinal y la dirección de anchura de la hendidura 10.

A continuación, al hacer funcionar el caudalímetro de oxígeno, la tasa de flujo se configura a 35 l. Mediante este ajuste, un gas de oxígeno de 35 litros por minuto se suministra al elemento 11 de boquilla. El gas de oxígeno suministrado, por tanto, tiene una de sus partes descargadas desde el orificio 11b a través del poro 11a de circulación, al tiempo que el agua se absorbe desde el poro 12a de succión formado en el elemento 12 de formación de aerosol, y se mezcla en el gas de oxígeno. Además, se permite que el gas mezclado del gas de oxígeno y el agua colisionen con el deflector 17 de modo que se forma aerosol fino, y se permite que un gas mezclado del gas de oxígeno y el aerosol pase a través del difusor 13.

Además, dado que la presión interior del poro 11a de circulación al que se ha suministrado el gas de oxígeno a 35 litros por minuto es mayor que la tasa anteriormente mencionada de 0,13 MPa, la presión se ejerce sobre el tubo 14 taponando la muesca 11d, y el tubo 14 se deforma posteriormente para expandirse. La deformación del tubo 14 forma un hueco entre la pestaña 11f y el tubo 14 de modo que se permite que el gas de oxígeno fluya hacia el lado de muesca 11e a través del hueco. Entonces, se permite que el gas de oxígeno que fluye a través de la muesca 11e pase a través del poro 11h para fluir hacia el lado de difusor 13.

Es decir, el gas de oxígeno fluye simultáneamente hacia el lado de difusor 13 a través del orificio 11b que sirve de elemento 11 de boquilla y el poro 11c de flujo de salida de modo que la tasa de flujo puede aumentar. Además, a medida que el gas de oxígeno aumenta en tasa de flujo tal como se describió anteriormente y el aerosol pasa a través del difusor 13, se permite que el aire fluya hacia el interior del espacio 8 encerrado desde la abertura compuesta por la ventana 9 y la hendidura 10. Se permite que el aire de entrada fluya hacia el lado de difusor 13 para formar un gas mezclado del gas de oxígeno y aerosol de modo que el gas resultante se suministra a una máscara de un paciente a través del saliente 4 horizontal.

De esta manera, el gas que tiene una elevada concentración de oxígeno puede administrarse al paciente con un estado humidificado deseado que se mantiene.

Además, en el caso en el que se suministra un gas que tiene una baja concentración de oxígeno con una baja tasa de flujo de oxígeno (12 litros por minuto o menos) a un paciente, es decir, por ejemplo, en el caso de una tasa de flujo de oxígeno de aproximadamente 10 litros por minuto, el dial 5 de ajuste se hace rotar para hacer que la marca correspondiente a una tasa de flujo de 10 l esté enfrentada con la unidad 6a de indicación del elemento 6 de indicación, haciéndose funcionar el caudalímetro de oxígeno, de modo que la tasa de flujo de oxígeno se ajusta a 10 litros por minuto.

Por tanto, el gas de oxígeno cuya tasa de flujo se ajusta a 10 litros por minuto se suministra al poro 11a de circulación del elemento 11 de boquilla, y la presión interior del poro 11a de circulación se baja posteriormente a una presión de aproximadamente 0,11 MPa o menos. Esta presión se ejerce sobre el tubo 14 desde el poro 11a de

circulación a través de la muesca 11d. Cuando se somete a la presión, el tubo 14 se deforma según la presión ejercida sobre el mismo; sin embargo, una deformación de este tipo como para formar el hueco con respecto a la pestaña 11f no se realiza de modo que el gas de oxígeno se descarga solo desde el orificio 11b.

Se garantiza que el gas de oxígeno, descargado desde el orificio 11b del elemento 11 de boquilla, tenga una tasa de flujo suficiente, y el agua se absorbe desde el poro 12a de absorción del elemento 12 de formación de aerosol, y se permite que colisione con el deflector 17 de modo que pueda formarse un aerosol deseado.

De esta manera, dado que la tasa de flujo del gas de oxígeno descargado desde el orificio se mantiene a un nivel suficientemente elevado, es posible formar un aerosol deseado incluso en el caso de una baja tasa de flujo del gas de oxígeno. Es decir, aunque se expanda el intervalo de ajuste de la tasa de flujo de gas de oxígeno, es posible formar aerosol de manera estable, y posteriormente suministrar un gas deseado en un estado preferiblemente humidificado a un paciente.

Aplicabilidad industrial

El nebulizador de la presente invención hace posible expandir suficientemente el intervalo de una tasa de flujo de gas de oxígeno en comparación con el nebulizador convencional, y, por consiguiente, formar un aerosol deseado en el intervalo expandido. Por este motivo, el nebulizador puede aplicarse a un gran número de pacientes que presenten diferentes síntomas.

REIVINDICACIONES

1. Nebulizador que comprende:

un elemento (11) de boquilla para descargar un gas de oxígeno desde un orificio (11b);

un elemento (12) de formación de aerosol que se dispone en una posición correspondiente al orificio (11b) del elemento (11) de boquilla, que incluye un poro (12a) de succión y un paso (12b) formado de manera continua a lo largo del poro (12a) de succión para absorber agua mediante el flujo de gas de oxígeno descargado desde el orificio (11b), y un deflector (17) formado en una posición separada del poro (12a) de succión y opuesto al orificio (11b) del elemento (11) de boquilla para permitir que el agua absorbida colisione con el mismo para formar aerosol fino; y

un poro (9, 10) de succión de aire que absorbe aire en respuesta a la descarga del gas de oxígeno desde el orificio (11b) del elemento (11) de boquilla,

en el que el elemento (11) de boquilla incluye el orificio (11b) que descarga el gas de oxígeno hacia el elemento (12) de formación de aerosol a lo largo de un núcleo axial del elemento (11) de boquilla,

caracterizado porque un poro (11c) de flujo de salida del gas de oxígeno se forma en una pared lateral del elemento (11) de boquilla,

porque una válvula (14), dispuesta en una parte periférica del elemento (11) de boquilla en una posición opuesta al poro (11c) de flujo de salida, cierra el poro (11c) de flujo de salida en un estado en el que no se suministra gas de oxígeno al elemento (11) de boquilla, y abre el poro (11c) de flujo de salida en respuesta a una presión del gas de oxígeno suministrado al elemento (11) de boquilla, y

porque cuando la presión del gas de oxígeno suministrado al elemento (11) de boquilla es menor que un valor predeterminado, el gas de oxígeno se descarga solo desde el orificio (11b), y cuando la presión del gas de oxígeno suministrado al elemento (11) de boquilla es mayor que el valor predeterminado, el gas de oxígeno se descarga desde el orificio (11b), al tiempo que también se permite que fluya fuera del poro (11c) de flujo de salida para mezclarse con el aerosol.

2. Nebulizador según la reivindicación 1, en el que en una superficie exterior del elemento (11) de boquilla, se forma una primera muesca (11d) que tiene una forma de anillo en una posición correspondiente al poro (11c) de flujo de salida, y se forma una segunda muesca (11e) que tiene una forma de anillo en una posición de lado de punta del poro (11c) de flujo de salida, en el que una primera pestaña (11f) se forma entre las muescas (11d, 11e) y una segunda pestaña (11g) se forma en una posición de lado de punta de la segunda muesca (11e), se forma una pluralidad de poros (11h) a través de los que se permite que fluya el gas de oxígeno desde la segunda muesca (11e) en la segunda pestaña (11g), la válvula (14) está formada por un tubo (14) que está realizado de un material que tiene una elasticidad y flexibilidad adecuadas, estando el tubo (14) diseñado de modo que se hace que su diámetro interior sea virtualmente igual al diámetro exterior de cada una de las pestañas (11f, 11g) primera y segunda del elemento (11) de boquilla y el tubo (14) se encaja en la parte periférica del elemento (11) de boquilla, fijándose un extremo del tubo (14) a la pared lateral del elemento (11) de boquilla, y alcanzando el otro extremo del tubo (14) la segunda pestaña (11g).

FIG. 1

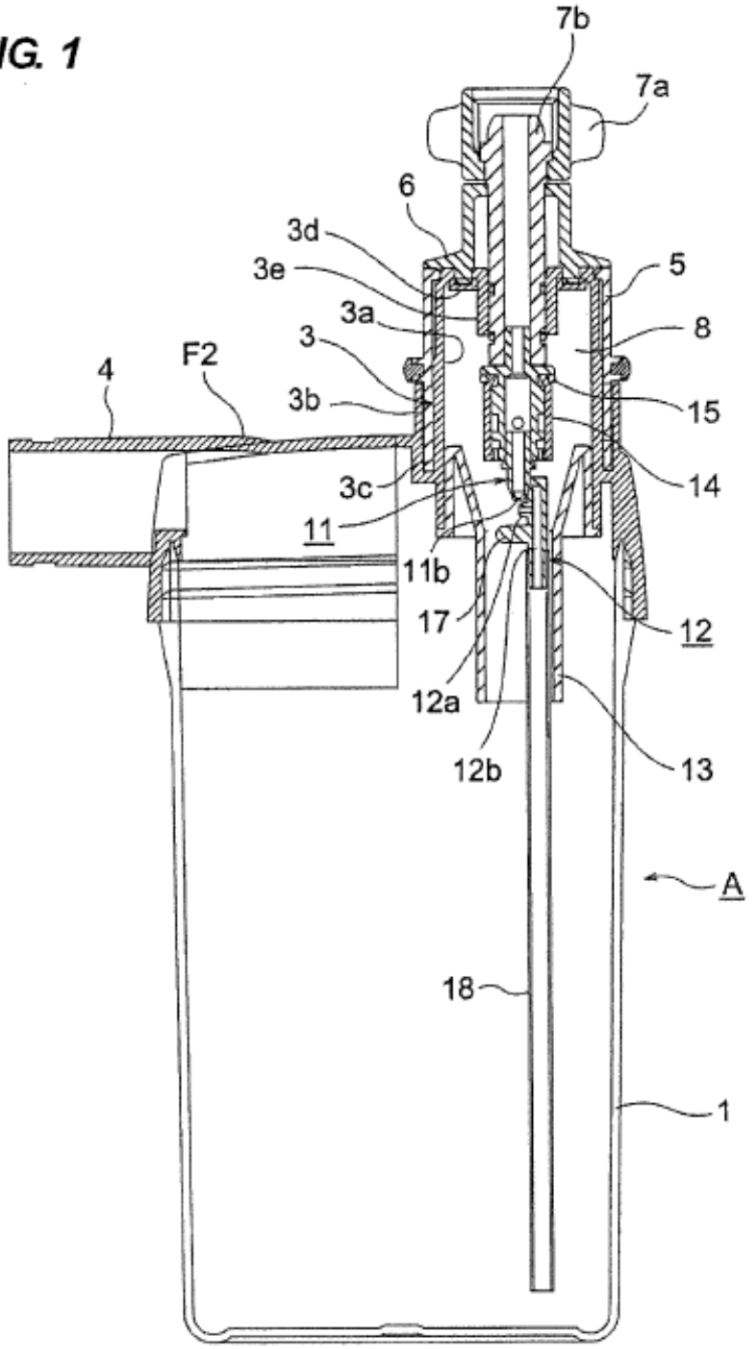


FIG. 2

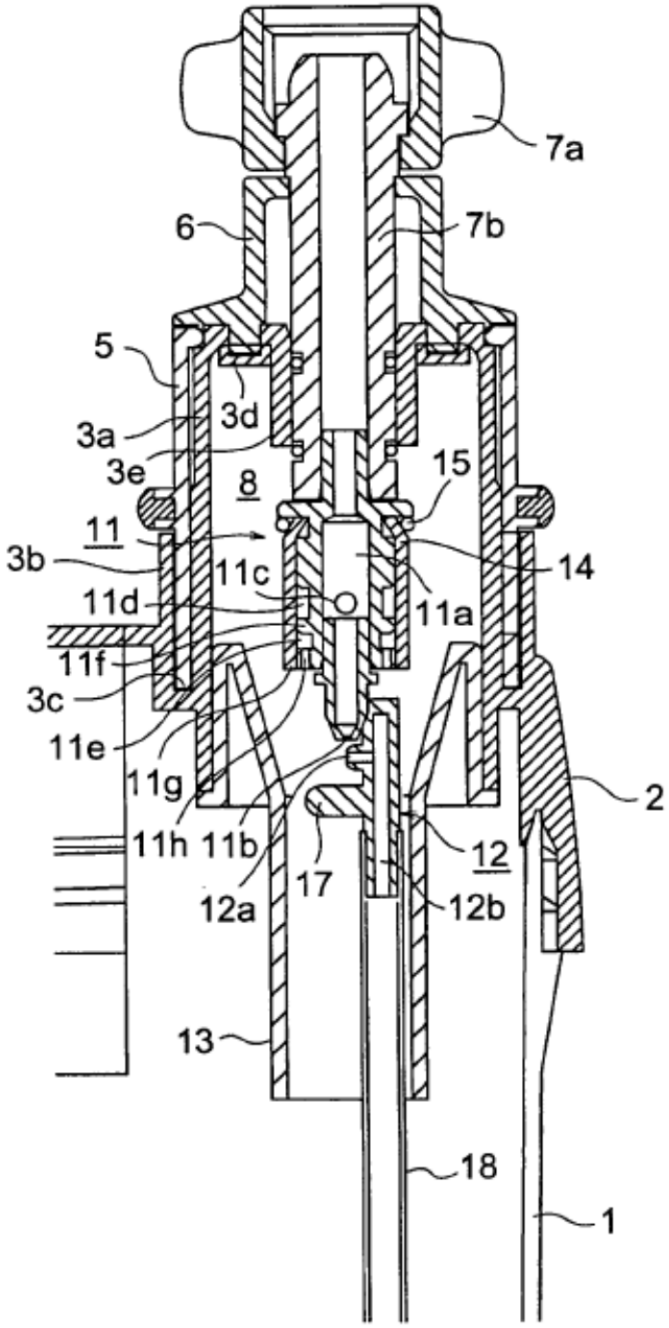
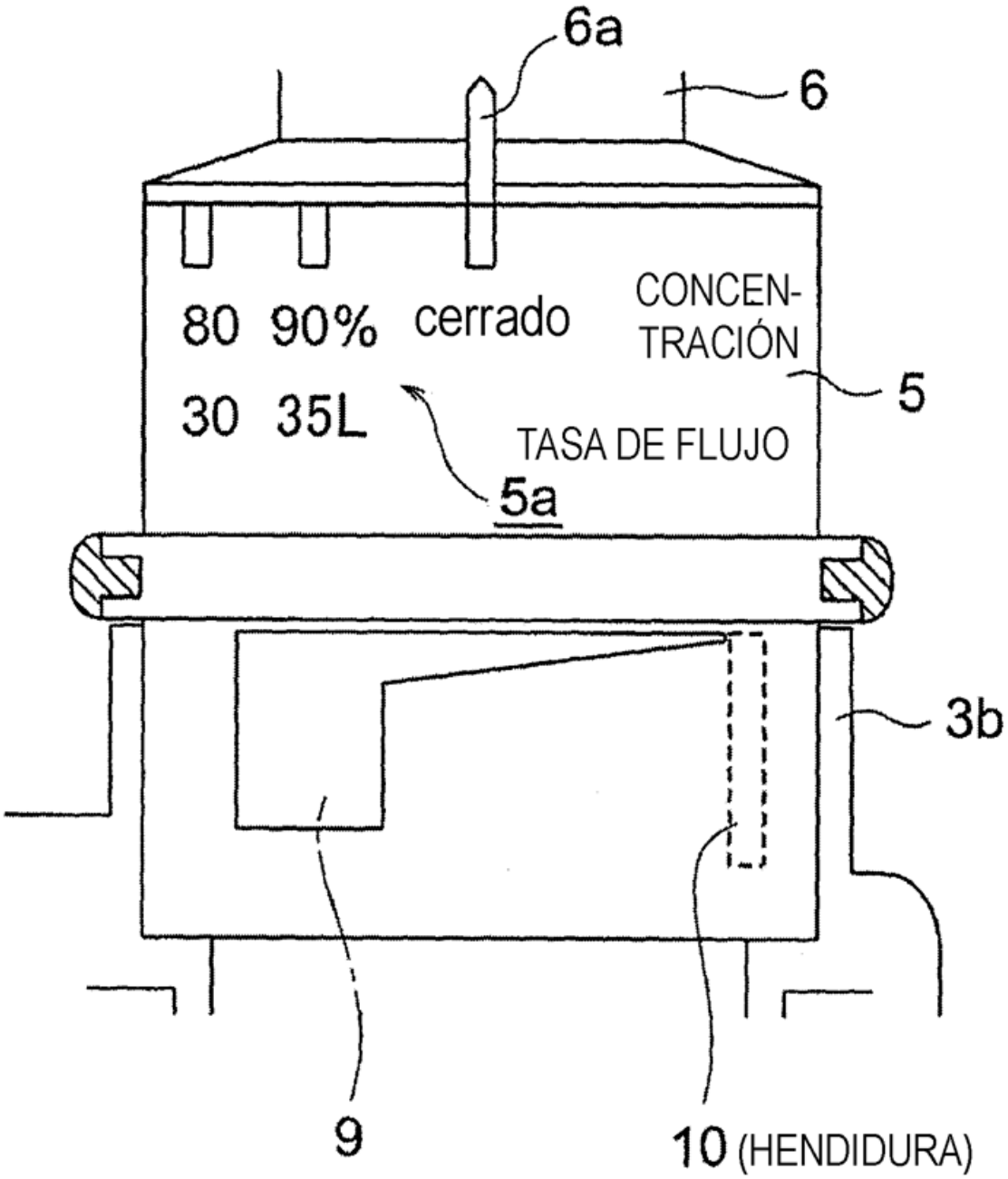

7a
6
7b
5
3d
3a
3e
8
15
11
3b
11c
14
11d
11a
11f
3c
11e
11g
2
11h
11b
12
17
12a
12b
13
18
1

FIG. 3


6a
6
80 90% cerrado
CONCEN-
TRACIÓN
5
30 35L
TASA DE FLUJO
5a
3b
9
10 (HENDIDURA)