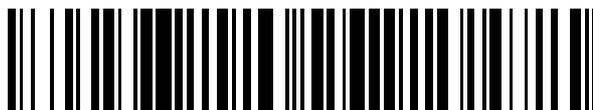


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 462 168**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/04** (2006.01)

**A61M 16/06** (2006.01)

**A61M 16/12** (2006.01)

**A61M 16/08** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.04.2011 E 11716636 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.04.2014 EP 2560718**

54 Título: **Mejoras relacionadas con un aparato respiratorio**

30 Prioridad:

**19.04.2010 GB 201006480**

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

**22.05.2014**

73 Titular/es:

**INTERSURGICAL AG (100.0%)  
Landstrasse 11  
Vaduz, LI**

72 Inventor/es:

**MILLER, ANDREW**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 462 168 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

Mejoras relacionadas con un aparato respiratorio

Esta invención está relacionada con un aparato respiratorio, y en particular con mejoras relacionadas con la administración de gases a un paciente.

5 Cuando se desea administrar gas a un paciente, típicamente se utiliza alguna forma de dispositivo de interfaz. El dispositivo de interfaz puede ser invasivo, es decir que se extiende en las vías aéreas de un paciente. Los dispositivos adaptados para esta finalidad incluyen tubos endotraqueales, vías aéreas laríngeas de máscara y otras vías aéreas supraglóticas. Como alternativa, el dispositivo de interfaz puede ser no invasivo, es decir que no se  
10 extiende en las vías aéreas de un paciente, unos ejemplos de los mismos incluyen las máscaras respiratorias, las cánulas nasales y las almohadas nasales. También es común que el gas suplementario sea administrado a un paciente a través de dispositivos de vías aéreas invasivos que principalmente se utilizan para proporcionar una respiración sin obstrucciones en un paciente.

15 Los dispositivos respiratorios invasivos incluyen típicamente un conducto de gases que se extiende desde un extremo proximal del dispositivo ubicado en la boca o la nariz del paciente, a un extremo distal del dispositivo ubicado dentro de una vía aérea del paciente, tal como la laringe o la tráquea. Estos dispositivos pueden adaptarse para la conexión en su extremo proximal al aparato para administrar gases de inhalación al paciente, y posiblemente también para la retirada de los gases de exhalación del paciente. Como alternativa, los dispositivos respiratorios pueden adaptarse para estar abiertos a la atmósfera en su extremo proximal.

20 Cuando se va a administrar un gas terapéutico, tal como oxígeno, a un paciente, es usual administrar el gas terapéutico en el extremo proximal del dispositivo, ya sea a lo largo del conducto principal de gases o a través de una entrada adicional. Una desventaja de esta disposición es que los gases dentro del resto del dispositivo, es decir entre el extremo proximal y el distal, serán inhalados antes de que se inhale gas terapéutico. La concentración de gas terapéutico inhalado por el paciente es por lo tanto relativamente baja.

25 Una disposición convencional para mitigar este problema implica introducir un catéter en el conducto de gases del dispositivo, de tal manera que el extremo distal del catéter esté en la región del extremo distal del dispositivo de vías aéreas. El catéter se utiliza luego para administrar un gas terapéutico al paciente. Sin embargo, esta solución no es enteramente satisfactoria porque el catéter obstruye parcialmente el conducto de gases del dispositivo, y puede causar un traumatismo en las vías aéreas del paciente durante el uso.

30 Otras tentativas para mitigar este problema incluyen las disposiciones descritas en los documentos US 5.036.847 y US 6.516.801. Estas disposiciones implican proporcionar unos conductos de gas dentro de las paredes del dispositivo de vías aéreas, que entrega chorros a alta velocidad de un gas al extremo distal del dispositivo de vías aéreas. Sin embargo, estas disposiciones son mucho más complejas que los dispositivos convencionales de interfaz y de vías aéreas, y por tanto son costosos de fabricar.

35 Además, las disposiciones descritas en los documento US 5.036.847 y US 6.516.801 se han utilizado para generar una presión positiva continua en las vías aéreas (CPAP, *continuous positive airway pressure*), por ejemplo en la entrada de gas de una máscara respiratoria. En particular, la turbulencia generada por los chorros a alta velocidad de gas genera una presión en las vías aéreas, que puede eliminar la necesidad de unas válvulas adicionales. Sin embargo, estas disposiciones también son mucho más complejas que los dispositivos convencionales de interfaz y de vías aéreas, y por tanto son costosos de fabricar.

40 Otros ejemplos de dispositivos se describen en los documentos US4265237 y US4029093, en donde el último describe un aparato que tiene unas características como en los preámbulos de las reivindicaciones adjuntas 1 y 2. Se han ideado unos conectores y dispositivos respiratorios para administrar gas a un paciente, que superan substancialmente o mitigan algunas o todas las susodichas desventajas y/u otras asociadas con la técnica anterior.

Según un primer aspecto de la invención, se proporciona un dispositivo respiratorio según la reivindicación 1.

45 Los dispositivos respiratorios según la presente invención son ventajosos principalmente porque se ha encontrado que el gas dirigido por una superficie interior del dispositivo, de tal manera que el gas siga un recorrido generalmente helicoidal hacia el extremo distal del conducto de gases, viajará una distancia mayor por el conducto de gases antes de mezclarse con los otros gases dentro del conducto de gases, con respeto a las disposiciones de la técnica anterior. La presente invención por lo tanto permite introducir un gas en una región proximal del conducto de gases,  
50 el gas se mezcla con los otros gases en el conducto de gases cuando llega a una región distal del conducto de gases.

La presente invención es por lo tanto particularmente adecuada para el uso con dispositivos respiratorios invasivos. En particular, el dispositivo respiratorio invasivo puede estar provisto de una entrada de gas suplementario en una región del dispositivo que se ubica externamente del paciente durante el uso, y la entrada de gas suplementario  
55 puede adaptarse para dirigir el gas por el conducto de gases de tal manera que el gas siga un recorrido

generalmente helicoidal hacia el extremo distal del conducto de gases, y se mezcla con los otros gases dentro del conducto de gases en una región del dispositivo que se ubica internamente del paciente durante el uso.

5 La presente invención es por lo tanto adecuada para el uso con dispositivos respiratorios invasivos adaptados para actuar como dispositivos de interfaz, es decir las interfaces entre un aparato respiratorio y el paciente, como tubos endotraqueales, vías aéreas laríngeas de máscara y vías aéreas supraglóticas. La presente invención también es adecuada para el uso con dispositivos respiratorios invasivos que principalmente se adaptan para proporcionar la respiración sin obstrucciones en un paciente, es decir dispositivos de vías aéreas, tales como tubos de traqueotomía y vías aéreas Guedel.

10 Por lo tanto puede aumentarse la concentración del gas introducido a través de la entrada de gas suplementario que es inhalado por el paciente, en particular puede reducirse el llamado "espacio muerto" dentro del dispositivo respiratorio. Por otra parte, el dispositivo respiratorio según la presente invención no requiere dispositivos adicionales, tales como catéteres, que han de introducirse en el conducto de gases, ni requiere disposiciones complejas tales como conductos de gas en la pared del dispositivo de vías aéreas, como en las disposiciones de la técnica anterior.

15 La presente invención también es adecuada para el uso con dispositivos respiratorios no invasivos en los que es ventajoso proporcionar la mezcla de gases en una región del conducto de gases que está a distancia de la entrada de gas suplementario. En particular, el gas introducido a través de la entrada de gas suplementario puede adaptarse para mezclarse con los otros gases dentro del conducto de gases en una región del dispositivo en la que no es posible, ni deseable, proporcionar una entrada de gas. Además, como se menciona con detalle más adelante, la presente invención puede utilizarse en un dispositivo respiratorio no invasivo con el fin de proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP, *Positive End Expiratory Pressure*) y/o la Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Unos ejemplos de dispositivos respiratorios no invasivos son las máscaras respiratorias, las cánulas nasales y las almohadas nasales.

25 Se cree que la combinación del momento del gas, introducido a través de la entrada de gas suplementario, y la fuerza centrípeta, aplicada por la superficie interior del dispositivo de vías aéreas, actúa para mantener el flujo de gas en una región radialmente exterior del conducto de gases, hasta que el momento del gas se reduce suficientemente como para que el flujo de gas se vuelva turbulento en una región radialmente interior del conducto de gases, provocando con ello la mezcla del gas con los otros gases en el conducto de gases.

30 Los "otros gases en el conducto de gases" serán típicamente los gases que se suministran a través del extremo proximal del conducto de gases, o del aparato respiratorio al que se conecta el dispositivo o desde la atmósfera, y los gases que son exhalados por el paciente. Se cree que éstos "otros gases" forman un flujo principal en una región interior del conducto de gases, con el gas introducido a través de la entrada de gas suplementario fluyendo en una región radialmente exterior del conducto de gases, hasta que se produce la mezcla.

35 El dispositivo respiratorio según la presente invención es particularmente adecuado para el uso en la terapia con oxígeno. En particular, la entrada de gas suplementario puede conectarse a un suministro de oxígeno, de tal manera que un flujo de oxígeno sigue un recorrido helicoidal hacia el extremo distal del conducto de gases, durante el uso. El oxígeno por lo tanto puede mezclarse con los otros gases dentro del conducto de gases en una región distal del conducto de gases, aumentando de ese modo la concentración de oxígeno inhalado por el paciente con respeto a los dispositivos de la técnica anterior.

40 El dispositivo respiratorio puede adaptarse para la conexión a un circuito de respiración en el extremo proximal del conducto de gases. Como alternativa, el conducto de gases puede adaptarse para estar abierto a la atmósfera en su extremo proximal, tal como en el caso de un dispositivo de vías aéreas. En estas realizaciones, la entrada de gas suplementario puede cerrarse cuando el dispositivo respiratorio se conecta a un circuito de respiración, tal como un circuito anestésico de respiración, o el dispositivo respiratorio se abre a la atmósfera en su extremo proximal. Sin embargo, cuando se desea proporcionar al paciente un gas terapéutico, tal como oxígeno, un suministro de ese gas puede conectarse a la entrada de gas suplementario y administrarse al paciente, como se ha descrito antes. Por ejemplo, tales dispositivos son particularmente adecuados para una terapia posoperatoria con oxígeno.

45 Dado que el dispositivo respiratorio según la invención puede utilizarse para proporcionar una región turbulenta de un gas, tal como oxígeno, con una concentración relativamente alta en una región distal del conducto de gases, el dispositivo de vías aéreas también es particularmente ventajoso para el uso en la oxigenación pasiva. En particular, cuando un paciente no respira, puede conectarse un suministro de oxígeno a la entrada de gas suplementario del dispositivo respiratorio según la invención, y administrarse al paciente. Se ha encontrado que un flujo turbulento de oxígeno en una región distal del conducto de gases, como se proporciona con la presente invención, puede promover el intercambio de gas entre el dispositivo de vías aéreas y los pulmones del paciente de manera más eficaz que la simple difusión browniana de gas. Esto puede ser particularmente ventajoso en la resucitación.

También se ha encontrado que cuando se suministran altos caudales de gas, tal como oxígeno, a la entrada de gas suplementario, el flujo turbulento generado cuando el gas se mezcla con los otros gases en el conducto de gases proporciona una resistencia a la exhalación y/o a la inhalación del paciente, y por lo tanto puede proporcionar

Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas. Ciertamente, la presente invención proporciona una disposición para generar PEEP/CPAP que es mucho más simple, y por tanto menos costosa de fabricar, que las disposiciones de la técnica anterior.

Se ha encontrado que puede generarse PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas suplementario es lo suficientemente alto, para un tamaño dado de orificio de salida de la entrada de gas suplementario. Esto significa que un dispositivo respiratorio particular puede proporcionar PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas es superior a un valor umbral. En particular, se ha encontrado que cuando el orificio de salida tiene un diámetro de aproximadamente 0,8 mm, se puede proporcionar PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas suplementario es aproximadamente 15 litros por minuto o más. Por tanto, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto.

La entrada de gas suplementario comprende preferiblemente un extremo proximal adaptado para conectarse a un suministro de gas, y un extremo distal en comunicación de fluidos con un orificio de salida en la pared lateral del conducto de gases. La entrada de gas suplementario se adapta preferiblemente para suministrar gas al orificio de salida, de tal manera que un chorro de gas se dirige por una superficie interior del conducto de gases. El área del orificio de salida es preferiblemente menor que el área del extremo proximal de la entrada de gas suplementario, de tal manera que la entrada de gas suplementario aumenta la velocidad del gas que fluye a través del orificio de salida.

La entrada de gas suplementario dirige gas a una parte fuera del eje del conducto de gases, con un ángulo oblicuo al eje longitudinal del conducto de gases, para generar un flujo helicoidal dentro del conducto de gases. La entrada de gas suplementario dirige preferiblemente gas al conducto de gases con un ángulo respecto al eje longitudinal del conducto de gases de entre 10° y 80°, más preferiblemente entre 30° y 60°, por ejemplo aproximadamente 45°.

La entrada de gas suplementario se proyecta preferiblemente desde la pared lateral del conducto de gases, en una dirección que es paralela, pero desplazada, a un plano axial de la parte del conducto de gases en la que se forma la entrada de gas suplementario. La entrada de gas suplementario preferiblemente también se proyecta desde el conducto de gases con un ángulo oblicuo a la parte del conducto de gases en la que se forma la entrada de gas suplementario, en la dirección del extremo proximal del conducto de gases. Según un aspecto adicional de la invención, se proporciona un dispositivo respiratorio para administrar gas a un paciente, el dispositivo comprende un conducto de gases que tiene un extremo proximal y uno distal, y una entrada de gas suplementario en una pared lateral del conducto de gases, en donde la entrada de gas suplementario se proyecta desde la pared lateral del conducto de gases, en una dirección que es paralela, pero desplazada, a un plano axial de la parte del conducto de gases en la que se forma la entrada de gas suplementario, y la entrada de gas suplementario también se proyecta desde el conducto de gases con un ángulo oblicuo a la parte del conducto de gases en la que se forma la entrada de gas suplementario, en la dirección del extremo proximal del conducto de gases.

El área del orificio de salida es preferiblemente bastante más pequeña que el área en sección transversal interna del conducto de gases. En particular, el diámetro del orificio de salida está preferiblemente en el intervalo de 0,2 a 3 mm, más preferiblemente en el intervalo de 0,4 a 2 mm, y más preferiblemente en el intervalo de 0,6 a 1,2 mm. El diámetro interno del conducto de gases estará típicamente en el intervalo de 10-25 mm, p. ej. aproximadamente 15 mm.

El tamaño del orificio de salida se selecciona preferiblemente para conseguir el intervalo deseado del flujo helicoidal dentro del conducto de gases, que también será determinado por el diámetro interno del conducto de gases y el caudal de gas a través del orificio de salida. En particular, se ha encontrado que un orificio de salida de entre 0,6 y 1,2 mm sería adecuado cuando el diámetro interno del conducto de gases es aproximadamente de 15 mm, y el caudal de gas está en el intervalo de 5-15 l·m<sup>-1</sup>.

Cuando el dispositivo respiratorio es un dispositivo invasivo de interfaz, tal como una vía aérea laríngea de máscara o un tubo endotraqueal, el extremo distal del conducto de gases se adapta preferiblemente para tener un acoplamiento sellado con una vía aérea del paciente, tal como la entrada laríngea o la tráquea. Por tanto, en estas realizaciones, el dispositivo respiratorio incluye preferiblemente un miembro sellador en su extremo distal, que tiene una forma exterior que es fácilmente deformable hasta una forma que coincida con la de la superficie interna de la vía aérea del paciente con la que se acopla el miembro sellador. Por ejemplo, cuando el dispositivo respiratorio de interfaz es un tubo endotraqueal, la superficie exterior del miembro sellador tiene preferiblemente una forma en sección transversal substancialmente circular o elíptica, antes del uso. Tal miembro sellador se denomina comúnmente como "banda" (*cuff*).

El extremo proximal del conducto de gases puede adaptarse simplemente para estar en comunicación de fluidos con la atmósfera, de tal manera que aire atmosférico sea inhalado por el paciente, y los gases de exhalación del paciente pasan a la atmósfera, durante el uso. Sin embargo, cuando el dispositivo respiratorio es un dispositivo de interfaz, el extremo proximal del conducto de gases se adapta para conectarse al aparato respiratorio, tal como un circuito de respiración. Por tanto, en estas realizaciones, el dispositivo respiratorio incluye preferiblemente un

conector en el extremo proximal del conducto de gases. Lo más preferiblemente, la entrada de gas suplementario se forma integralmente con el conector, es decir el conector y la entrada de gas suplementario pueden formarse como un componente unitario, p. ej. mediante moldeo por inyección de un solo tiro.

5 El conducto de gases tiene preferiblemente una forma adecuada para mantener el flujo helicoidal de gas la distancia deseada. En particular, el conducto de gases tiene preferiblemente una sección transversal generalmente circular, y tiene preferiblemente una sección transversal generalmente constante, por lo menos a lo largo de esa parte del conducto de gases en la que se desea mantener un flujo helicoidal de gas desde la entrada de gas suplementario, durante el uso. Preferiblemente la superficie interior del conducto de gases es substancialmente lisa. Sin embargo, la superficie interior del conducto de gases puede incluir unas formaciones que promueven el flujo turbulento en una región distal del conducto de gases, si se desea, que pueden adoptar la forma de proyecciones y/o rebajes en la superficie interior.

10 Cuando el dispositivo respiratorio es invasivo, preferiblemente el conducto de gases del dispositivo respiratorio es lo suficientemente deformable como para facilitar la inserción en la vía aérea de un paciente. Sin embargo, en estas realizaciones, el dispositivo respiratorio incluye preferiblemente un conector en el extremo proximal del conducto de gases, con la entrada de gas suplementario proyectándose desde una pared lateral del mismo. El conector por lo tanto puede formarse de un material más rígido que el resto del conducto de gases, con el fin de facilitar la conexión a un circuito de respiración y/o a una fuente de gas.

15 Ciertamente, para el uso con dispositivos respiratorios convencionales puede suministrarse por separado un conector para un aparato respiratorio que incluye una entrada de gas suplementario que se proyecta desde una pared lateral.

20 Según un aspecto adicional de la invención, se proporciona un adaptador según la reivindicación 2.

25 El dispositivo respiratorio puede ser cualquiera de los tipos de dispositivos respiratorios mencionados antes en relación con los aspectos anteriores de la invención. El adaptador comprende preferiblemente un conector tubular adaptado para el acoplamiento con el extremo proximal del dispositivo de vías aéreas, y preferiblemente también un conector tubular adaptado para la conexión al aparato respiratorio. Los conductos de gases del adaptador y del dispositivo respiratorio son preferiblemente coaxiales, es decir alineados, y tienen preferiblemente la misma forma en sección transversal y las mismas dimensiones. En particular, el conducto de gases del dispositivo respiratorio puede incluir un rebaje adaptado para albergar al conector tubular del adaptador, de tal manera que la superficie interior de la disposición combinada de dispositivo respiratorio y adaptador sea lo suficientemente lisa como para no afectar al flujo helicoidal de gas durante el uso. Como alternativa, el conector tubular del adaptador puede ser un conector hembra, en cuyo caso el conducto de gases del adaptador puede incluir un rebaje adaptado para albergar al conector tubular del dispositivo respiratorio.

30 El adaptador se forma preferiblemente como un componente unitario, p. ej. mediante moldeo por inyección de un solo tiro.

35 Por "recorrido generalmente helicoidal" se entiende un recorrido que tiene un componente generalmente circular y un componente generalmente axial. En particular, el ángulo del recorrido con respecto al eje del conducto de gases variará dependiendo del flujo de otros gases dentro del conducto de gases, así como del momento del propio flujo de gas, como se ilustra en relación con las realizaciones específicas descritas más adelante.

40 El dispositivo respiratorio y el adaptador mencionados antes se forman preferiblemente de material plástico. El adaptador se forma preferiblemente como un componente unitario. Similarmente, el dispositivo respiratorio incluye preferiblemente un conector, que se forma como un componente unitario. El dispositivo respiratorio puede incluir otros componentes, tal como un componente de conducto de gases, que puede formarse de un material diferente al conector, por ejemplo un material más blando para reducir el riesgo de traumatismo en el paciente.

45 Ahora se describirá con más detalle una realización preferida de la invención, solo a modo de ejemplo, y haciendo referencia a los dibujos acompañantes, en los que

La Figura 1 es una vista en sección transversal de una primera realización de un tubo endotraqueal según la invención;

La Figura 2a es una vista fragmentaria en sección transversal de una segunda realización de un tubo endotraqueal según la invención, que incluye una ilustración esquemática de flujo de aire dentro del dispositivo durante el uso;

50 La Figura 2b es una vista similar a la Figura 2a, que incluye una ilustración esquemática de flujo de aire dentro del tubo endotraqueal durante la inhalación;

La Figura 2c es una vista similar a la Figura 2a, que incluye una ilustración esquemática de flujo de aire dentro del tubo endotraqueal durante la exhalación;

La Figura 3 es una vista esquemática de un tubo de traqueotomía según la invención;

La Figura 4a muestra una vista de perspectiva de una máscara respiratoria según la invención;

La Figura 4b muestra una vista lateral de la máscara respiratoria de la Figura 4a, que incluye una ilustración esquemática del flujo de aire dentro del dispositivo durante el uso;

La Figura 5a es una vista en perspectiva de una vía aérea Guedel según la invención;

5 La Figura 5b es una vista frontal de la vía aérea Guedel de la Figura 5a;

La Figura 5c es una vista en sección transversal de la vía aérea Guedel de la Figura 5a;

La Figura 6a es una vista en perspectiva de un dispositivo de oxigenación según la invención;

La Figura 6b es una vista en perspectiva del dispositivo de oxigenación de la Figura 6a, conectado a una vía aérea supraglótica;

10 La Figura 6c es una vista en sección transversal del dispositivo de oxigenación de la Figura 6a, conectado a una vía supraglótica y a una bolsa;

La Figura 7 es una vista en sección transversal de una vía aérea laríngea de máscara según la invención;

La Figura 8 es una vista lateral de un dispositivo de vías aéreas supraglóticas según la invención;

La Figura 9 es una vista frontal del dispositivo de vías aéreas supraglóticas de la Figura 8;

15 La Figura 10 es una vista en sección transversal del dispositivo de vías aéreas supraglóticas a lo largo de la línea III-III de la Figura 9;

La Figura 11 es una vista en sección transversal del dispositivo de vías aéreas supraglóticas a lo largo de la línea III-III de la Figura 9, que incluye una ilustración esquemática del flujo de aire dentro del dispositivo durante el uso;

20 La Figura 12 es una ilustración esquemática de la orientación de una entrada de oxígeno y un conducto de gases para el dispositivo de vías aéreas supraglóticas de las Figuras 8-11; y

La Figura 13 es una vista en sección transversal de un adaptador según la invención.

25 La Figura 1 muestra una primera realización de un tubo endotraqueal según la invención, que se designa generalmente 10. El tubo endotraqueal 10 comprende un componente de conexión 20, un tubo 30 de vía aérea y un miembro sellador 40. El tubo endotraqueal 10 se adapta para insertarse en las vías aéreas de un paciente, por la boca, de tal manera que el componente de conexión 20 se proyecta desde la boca del paciente, y el miembro sellador 40 se alberga dentro de la tráquea del paciente.

30 El tubo 30 de vía aérea es un tubo generalmente flexible, que define un conducto de gases de sección transversal circular substancialmente constante, que se acopla con el componente de conexión 20 en su extremo proximal. El miembro sellador 40 rodea una parte del tubo 30 de vía aérea, cerca de su extremo distal. Los diámetros interno y externo del tubo 30 de vía aérea se eligen correspondiente al tamaño del paciente, p. ej. adulto o pediátrico.

35 El componente de conexión 20 comprende un conector tubular macho 22 adecuado para la conexión a un circuito convencional de respiración, y un miembro coaxial de acoplamiento 26 que es recibido dentro del extremo proximal del tubo 30 de vía aérea con un encaje estrecho. El conector 22 y el miembro de acoplamiento 26 definen juntos un conducto de gases de sección transversal circular substancialmente constante. Entre el conector 22 y el miembro de acoplamiento 26 se proporciona un reborde de soporte 24 que se proyecta hacia fuera, que topa con el extremo del tubo 30 de vía aérea.

El miembro sellador 40 tiene un tamaño y forma para corresponder a la tráquea de un paciente. Durante el uso, el extremo distal del tubo de vía aérea se inserta en la boca de un paciente y en la tráquea. El miembro sellador se adapta para formar un sello eficaz con la tráquea del paciente.

40 El componente de conexión 20 se forma de un material substancialmente rígido, tal como polipropileno. El tubo 30 de vía aérea, sin embargo, se forma integralmente de un material que es más blando y más deformable, con el fin de reducir el riesgo de traumatismo al paciente, pero todavía lo suficientemente rígido como para impedir que el tubo 30 de vía aérea se aplaste durante el uso.

45 La entrada de oxígeno 50 tiene la forma de un tubo generalmente cilíndrico, que se proyecta desde el componente de conexión 20, y se adapta para la conexión a un suministro de oxígeno. En particular, la entrada de oxígeno 50 se proyecta desde la pared del conector 20, desde una posición adyacente al reborde de soporte 24, y desplazada de un plano medio del dispositivo. La entrada de oxígeno 50 se extiende con un ángulo de aproximadamente 45° con el conector 22, en la dirección del extremo proximal del conector 22.

5 El interior de la entrada de oxígeno 50 forma un conducto de gases con una sección transversal substancialmente constante, pero cuyo diámetro se reduce a medida que se acerca a la pared del conector 22 y termina un pequeño orificio de salida 52. En particular, el orificio de salida 52 tiene un diámetro de aproximadamente 0,8 mm, que se ha encontrado que es eficaz para un conducto de gases a través del dispositivo de aproximadamente 15 mm de diámetro. La entrada del oxígeno 50 tiene un exterior ligeramente estrechado que facilita la conexión al suministro de oxígeno.

10 La entrada del oxígeno 50 se adapta para dirigir un chorro de oxígeno a través del orificio de salida 52, al conducto de gases del tubo endotraqueal 10. El chorro de oxígeno se dirige circunferencialmente por la superficie interna del componente de conexión 20, pero también con un ángulo de aproximadamente 45° con la dirección principal del flujo a través del conducto de gases del tubo endotraqueal provocando de ese modo que el chorro de oxígeno siga un recorrido helicoidal por el conducto de gases hacia el extremo distal.

15 La orientación de la entrada de oxígeno 50 y el tamaño del orificio de salida 52 hacen que el oxígeno sea introducido en el conducto de gases del dispositivo 10 de una manera que proporciona substanciales ventajas sobre la técnica anterior. En particular, se ha encontrado que el oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 50 se mezcla con los otros gases en el conducto de gases del dispositivo aún más a lo largo del conducto de gases, y en particular más cerca del extremo distal del conducto de gases, que en las disposiciones de la técnica anterior.

Actualmente se cree que el flujo de oxígeno, durante el uso, en el tubo endotraqueal 10 se produce a lo largo de las líneas ilustradas esquemáticamente en las Figuras 2a a 2c en relación con una segunda realización de un tubo endotraqueal según la invención, y que se describe con detalle más adelante.

20 Las Figuras 2a a 2c muestran una parte extrema proximal de una segunda realización de un tubo endotraqueal según la invención, que se designa generalmente 110, así como unas ilustraciones esquemáticas del flujo de oxígeno que se cree que se produce cuando se introduce el oxígeno a través de la entrada de oxígeno 150 durante el uso.

25 El tubo endotraqueal 110 mostrado en las Figuras 2a a 2c comprende un conector 122 en su extremo proximal, y un tubo 130 de vía aérea que se extiende en la tráquea de un paciente durante el uso. El conector 122 tiene la misma forma que el conector 120 descrito antes en relación con la Figura 1. En particular, el conector incluye una entrada de oxígeno 150. La entrada de oxígeno 150 se adapta para introducir un chorro de oxígeno en el tubo endotraqueal 110, de tal manera que el chorro de oxígeno se dirige por la superficie interior del tubo endotraqueal 110 de otro modo convencional.

30 La Figura 2a muestra una ilustración esquemática del flujo del oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 150 en el conducto de gases del tubo endotraqueal 110, desde la entrada como un chorro 160 a través del orificio de salida 152 a la salida eventual a través del conector 122 del tubo endotraqueal 110. En particular, el flujo de oxígeno mostrado en la Figura 2a es el flujo que se espera cuando no hay flujo general de otros gases a través del conducto de gases del tubo endotraqueal 110.

35 Como se muestra en la Figura 2a, un chorro de oxígeno 160 se dirige a través de la entrada de oxígeno 150 por la superficie interior del tubo endotraqueal 110, con un ángulo de aproximadamente 45° con el eje central del conducto de gases. El chorro de oxígeno 160 tiene inicialmente un recorrido lineal, pero la superficie interior del tubo endotraqueal 110 imparte una fuerza centrípeta, que hace que el chorro de oxígeno 160 se desplace a lo largo de un recorrido generalmente helicoidal. Se cree que la combinación del momento del chorro de oxígeno 160, introducido a través de la entrada de gas 150, y la fuerza centrípeta, aplicada por la superficie interior del tubo endotraqueal 110, actúa para mantener el flujo helicoidal de oxígeno en una región radialmente exterior del conducto de gases.

40 A medida que el chorro de oxígeno 160 se desplaza por el conducto de gases del tubo endotraqueal 110, pierde gradualmente el momento hasta que su momento ya no es suficiente para mantener el flujo helicoidal de oxígeno en una región radialmente exterior del conducto de gases. El flujo de oxígeno entonces llegará a ser turbulento en una región radialmente interior del conducto de gases, provocando de ese modo la mezcla del oxígeno con los otros gases en el conducto de gases en una región de flujo turbulento 162. El oxígeno se llevará entonces afuera del tubo endotraqueal 110, por el tubo 130 de vía aérea y el conector 122 en el extremo proximal, con los otros gases en el conducto de gases, debido a la mayor presión generada por la introducción de oxígeno a través de la entrada de oxígeno 150.

45 La Figura 2b muestra una ilustración esquemática del flujo del oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 150, en el tubo endotraqueal 110, durante la inhalación. En particular, el flujo de otros gases de inhalación hacia el paciente, a través del conducto de gases del tubo endotraqueal 110, hará que el oxígeno pierda el momento menos rápidamente, y por tanto mantiene un flujo helicoidal del oxígeno una mayor distancia a lo largo del conducto de gases. Por tanto, el flujo de oxígeno no llegará a ser turbulento hasta que esté más cerca del paciente durante la inhalación.

50 La Figura 2c muestra una ilustración esquemática del flujo del oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 150, en el tubo endotraqueal 110, durante la exhalación. En particular, el flujo de gases de exhalación lejos del paciente, a través del conducto de gases del tubo endotraqueal 110, hará que el oxígeno pierda el momento

significativamente más rápido. El flujo de oxígeno por lo tanto llegará a ser turbulento en una región radialmente interior del conducto de gases que está mucho más cerca del extremo proximal del tubo endotraqueal 110 que durante la inhalación (Figura 2b) o en condiciones constantes (Figura 2a).

5 También se ha encontrado que cuando se suministran altos caudales de oxígeno a la entrada de gas 150, el flujo turbulento generado cuando el gas se mezcla con los otros gases en el conducto de gases proporciona una resistencia a la exhalación del paciente, y por lo tanto puede proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas.

10 Cuando el caudal a través de la entrada de gas 150 es suficientemente alto se genera PEEP/CPAP, para un tamaño dado de orificio de salida 152. Esto significa que este tubo endotraqueal 110 proporcionará PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas 150 sea superior a un valor de umbral. En particular, este tubo endotraqueal 110 tiene un orificio de salida 152 de aproximadamente 0,8 mm de diámetro, y se ha encontrado que se proporciona PEEP/CPAP cuando el caudal es aproximadamente 15 litros por minuto y más. Por tango, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto.

15 La Figura 3 muestra un tubo de traqueotomía según la invención, que se designa generalmente 210. El tubo de traqueotomía 210 comprende un conducto de gases 230, que tiene forma arcuada. El conducto de gases 230 incluye un conector 220 en un extremo que se adapta para conectar el tubo de traqueotomía 210 a un circuito de respiración. El tubo de traqueotomía 210 también incluye un reborde alargado 224, que se dispone adyacente al conector 220. El reborde 224 incluye una abertura 225 en cada extremo para el acoplamiento con una correa 226, que asegura el tubo de traqueotomía 210 en el paciente.

20 En el otro extremo del conducto tubular 230, una banda inflable 240 rodea una parte del conducto de gases 230. La banda inflable 240 tiene una sección transversal circular, y una superficie externa que tiene generalmente forma convexa a lo largo de su eje longitudinal. La banda inflable 240 se conecta a una bomba de mano 244 mediante un tubo de conexión 242.

25 El tubo de traqueotomía 210 se utiliza generalmente como una medida de emergencia cuando un paciente no puede respirar. Entonces se hace una incisión en la tráquea del paciente, en la que se inserta el extremo distal del tubo de traqueotomía 210. Una vez que el extremo distal está ubicado en la tráquea, se hace funcionar la bomba de mano 244 para introducir aire en la banda inflable 240 para inflarla con el fin de asegurar un buen sellado entre el conducto de gases 230 y la pared interior de la tráquea. La correa 226 puede atarse alrededor del cuello del paciente para estabilizar el tubo 210.

30 A diferencia de un tubo convencional de traqueotomía, el tubo de traqueotomía 210 también incluye una entrada de oxígeno 250, que tiene una disposición similar a las entradas de oxígeno 50, 150 de los tubos endotraqueales 10, 110 descritos antes. En particular, la entrada de oxígeno 250 se adapta para dirigir un chorro de oxígeno al conducto de gases 230 del tubo de traqueotomía 210. El chorro de oxígeno se dirige circunferencialmente por la superficie interna del conector 220, pero también con un ángulo de aproximadamente 45° con la dirección principal del flujo a través del conducto de gases 230 del tubo de traqueotomía 310 provocando de ese modo que el chorro de oxígeno siga un recorrido helicoidal por el conducto de gases 230 hacia el extremo distal.

35 La disposición de la entrada de oxígeno 250 hace que el oxígeno sea introducido en el conducto de gases 230 del tubo de traqueotomía 210 de una manera que proporciona ventajas substanciales sobre la técnica anterior. En particular, se ha encontrado que el oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 250 se mezcla con los otros gases en el conducto de gases del tubo de traqueotomía 210 aún más a lo largo del conducto de gases 230, y en particular más cerca del extremo distal del conducto de gases 230, que en las disposiciones de la técnica anterior.

40 Por ejemplo, la Figura 3 incluye una ilustración esquemática del flujo de oxígeno que se cree que se produce cuando se introduce oxígeno a través de la entrada de oxígeno 250 durante el uso. En particular, la Figura 3 ilustra el flujo del oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 250 en el conducto de gases del tubo de traqueotomía 210, desde la entrada como un chorro 260 a una salida eventual a través del conector 220 del tubo de traqueotomía 210.

45 Además, el flujo helicoidal de oxígeno llegará a ser turbulento en un extremo distal del conducto de gases 230 del tubo de traqueotomía 210, provocando de ese modo la mezcla del oxígeno con otros gases en el conducto de gases 230. Se ha encontrado que esta mezcla turbulenta del oxígeno con los otros gases en el conducto de gases puede proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas.

50 Cuando el caudal a través de la entrada de gas 250 es suficientemente alto se genera PEEP/CPAP para un tamaño dado de orificio de salida. Esto significa que este tubo de traqueotomía 210 proporcionará PEEP/CPAP cuando el

caudal a través de la entrada de gas 250 sea superior a un valor de umbral. En particular, este tubo de traqueotomía 210 tiene un orificio de salida de aproximadamente 0,8 mm de diámetro, y se ha encontrado que se proporciona PEEP/CPAP cuando el caudal es aproximadamente 15 litros por minuto y más. Por tango, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto.

5 Las Figuras 4a y 4b muestran una máscara respiratoria según la invención, que se designa generalmente 310. La máscara respiratoria 310 comprende un cuerpo 312 de máscara para cubrir la boca y la nariz del paciente, y que define una cavidad desde la que inhala el paciente. El cuerpo de máscara se forma del material relativamente rígido de plásticos, tal como polipropileno, pero incluye a un miembro sellador más flexible 314 en su periferia para contactar con la cara del paciente, cuando se coloca. Un conducto de gases 330 se proyecta desde el cuerpo 312 de máscara desde una posición cercana a su centro. El conducto de gases 330 comprende un tubo inflexible generalmente corto de sección transversal substancialmente circular. En un extremo, el conducto de gases 330 está en comunicación de fluidos con el interior del cuerpo 312 de máscara. En el otro extremo, el conducto de gases 330 se adapta para la conexión a un circuito convencional de respiración.

15 A diferencia de una máscara respiratoria convencional, el conducto de gases 330 también incluye una entrada de oxígeno 330 en forma de un tubo generalmente cilíndrico, que se proyecta desde la pared del conducto de gases 330 de una manera similar a la manera en la que las entradas de oxígeno 50, 150, 250 se proyectan desde las paredes de los conectores 20, 120, 220 en los tubos endotraqueales y el tubo de traqueotomía descritos antes.

20 La entrada de oxígeno 350 se adapta para dirigir un chorro de oxígeno a través de un orificio de salida 352, al conducto de gases 330. El chorro de oxígeno se dirige circunferencialmente por la superficie interna del conducto de gases 330, pero también con un ángulo de aproximadamente 45° con la dirección principal del flujo a través del conducto de gases 330 provocando de ese modo que el chorro de oxígeno siga un recorrido helicoidal por el conducto de gases 330 hacia el extremo distal.

25 Durante el uso, la máscara respiratoria 310 se coloca sobre la nariz y la boca de un paciente. La Figura 4b incluye una ilustración esquemática del flujo de oxígeno que se cree que se produce cuando se introduce oxígeno a través de la entrada de oxígeno 350 durante el uso. En particular, la Figura 4b ilustra el flujo del oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 350 en el conducto de gases 330 de la máscara respiratoria 310, desde la entrada como un chorro 360 a una salida eventual a través del extremo abierto del conducto de gases 330. En particular, cuando se conecta un suministro de oxígeno a la entrada de gas 350, se forma un chorro de gas que sigue un recorrido generalmente helicoidal (como se ha descrito antes en relación con los tubos endotraqueales y el tubo de traqueotomía según la invención). Además, como se ha descrito antes, este flujo llegará a ser turbulento en un extremo distal del conducto de gases 330, provocando de ese modo la mezcla del oxígeno con otros gases en el conducto de gases 330.

35 Se ha encontrado que esta mezcla turbulenta del oxígeno con los otros gases en el conducto de gases 330 puede proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas.

40 Cuando el caudal a través de la entrada de gas 350 es suficientemente alto se genera PEEP/CPAP, para un tamaño dado de orificio de salida 352. Esto significa que esta máscara respiratoria 310 proporcionará PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas 350 es superior a un valor de umbral. En particular, esta máscara respiratoria 310 tiene un orificio de salida 352 de aproximadamente 0,8 mm de diámetro, y se ha encontrado que se proporciona PEEP/CPAP cuando el caudal es aproximadamente 15 litros por minuto y más. Por tango, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto.

45 La Figura 5 muestra tres vistas diferentes ((a), (b) y (c)) de una vía aérea Guedel según la invención, que se designa generalmente 410. La vía aérea Guedel comprende un conducto curvado de gases 430 de sección transversal substancialmente elíptica, con un reborde periférico 422 formado en un extremo proximal. El conducto de gases 430 se abre en sus extremos proximal y distal, estos extremos están orientados generalmente perpendiculares entre sí. Además, una parte extrema proximal de la vía aérea Guedel 410 se forma con un mayor grosor de pared, dicha parte se adapta para ubicarse entre los dientes del paciente, durante el uso.

50 A diferencia de una vía aérea Guedel convencional, dentro de la parte extrema proximal de la vía aérea Guedel 410 se proporciona un conducto auxiliar de gases 420. En particular, el conducto auxiliar de gases 420 tiene forma tubular, con una sección transversal circular, y se proyecta desde el extremo proximal de la vía aérea Guedel 410 en un extremo, y termina dentro de la parte extrema proximal del conducto principal de gases 430 de la vía aérea Guedel 310 en el otro extremo. Una pared lateral del conducto auxiliar de gases 420 se adhiere a una superficie interior de la parte extrema proximal del conducto principal de gases 430 en un ápice de la forma ovalada, y el conducto auxiliar de gases 420 se extiende paralelo al conducto principal de gases 430.

El conducto auxiliar de gases 420 también incluye una entrada de oxígeno 450 en forma de un tubo generalmente cilíndrico, que se proyecta desde la pared del conducto auxiliar de gases 420 de una manera similar a la manera en

la que las entradas de oxígeno 50, 150, 250, 350 se proyectan desde las paredes de los conectores 20, 120, 220 o el conducto de gases 330 en los tubos endotraqueales 10, 110, el tubo de traqueotomía 210 y la máscara respiratoria 310 descritos antes. En particular, la entrada de oxígeno 450 se adapta para dirigir un chorro de oxígeno a través de un orificio de salida 452, al conducto auxiliar de gases 420. El chorro de oxígeno se dirige circunferencialmente por la superficie interna del conducto auxiliar de gases 420, pero también con un ángulo de aproximadamente 45° con la dirección principal del flujo a través del conducto de gases 420 provocando de ese modo que el chorro de oxígeno siga un recorrido helicoidal por el conducto auxiliar de gases 420 hacia el extremo distal ubicado dentro de la parte extrema proximal del conducto principal de gases 430 de la vía aérea Guedel 410.

Durante el uso, la vía aérea Guedel 410 se inserta en la boca de un paciente entrando primero el extremo del extremo distal del conducto de gases 430. La vía aérea Guedel 410 se inserta con una orientación invertida para que, una vez insertada una cierta distancia, el conducto de gases 430 se curve hacia la superficie superior de la vía aérea superior del paciente. La vía aérea Guedel 410 se hace rotar entonces 180° y se inserta más adentro de la boca del paciente de modo que el conducto de gases 430 se curve hacia abajo adentro de la orofaringe. La vía aérea Guedel 10 se coloca de modo que los dientes del paciente descansen en el exterior de la parte extrema proximal del conducto de gases 430 y el reborde 422 se ubique externamente de los dientes del paciente. El reborde 422 impide que la vía aérea Guedel 410 se resbale más adentro de la vía aérea del paciente.

Cuando se conecta un suministro de oxígeno a la entrada de oxígeno 450, se forma un chorro de gas que sigue un recorrido generalmente helicoidal (como se ha descrito antes en relación con los tubos endotraqueales, el tubo de traqueotomía y la máscara respiratoria) a lo largo del conducto auxiliar de gases 420. Este flujo llegará a ser turbulento en un extremo distal del conducto auxiliar de gases 420 (dentro de la parte extrema proximal del conducto principal de gases 430), provocando de ese modo la mezcla del oxígeno con otros gases en el conducto auxiliar de gases 420.

Se ha encontrado que esta mezcla turbulenta del oxígeno con los otros gases en el conducto auxiliar de gases 420 puede proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas.

Cuando el caudal a través de la entrada de gas 450 es suficientemente alto se genera PEEP/CPAP, para un tamaño dado de orificio de salida 452. Esto significa que esta vía aérea Guedel 410 proporcionará PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas 450 sea superior a un valor de umbral. En particular, esta vía aérea 410 tiene un orificio de salida 452 de aproximadamente 0,8 mm de diámetro, y se ha encontrado que se proporciona PEEP/CPAP cuando el caudal es aproximadamente 15 litros por minuto y más. Por tango, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto.

Las Figuras 6a a 6c muestran un dispositivo de oxigenación según la invención, que se designa generalmente 510. Como puede verse en la Figura 6a, el dispositivo de oxigenación 510 tiene un conducto de gases 530 de sección transversal circular. Un extremo proximal del conducto de gases 530, que se designa 522, está abierto a la atmósfera. Un extremo distal del conducto de gases 530 tiene un extremo abierto, y una falda coaxial adaptada para acoplar la entrada a un dispositivo de vía aérea, tal como una vía aérea supraglótica 570 (véanse las Figuras 6b y 6c), de tal manera que el conducto de gases 530 del dispositivo de oxigenación 510 está en comunicación de fluidos sellada con el dispositivo de vías aéreas. Además, como se muestra en la Figura 6c, el extremo distal del conducto de gases 522 puede conectarse a una bolsa 580 con una abertura de exhalación, o incluso simplemente unas tiras de material tal como plástico o tela, de tal manera que los gases exhalados desde el paciente hacen que la bolsa 580 o las tiras de material se muevan, proporcionando de este modo una indicación visible y/o audible de que el paciente está respirando.

El dispositivo de oxigenación 510 también incluye una entrada de oxígeno 550, que tiene una disposición similar a las entradas de oxígeno 50, 150, 250, 350, 450 de los dispositivos respiratorios 10, 110, 210, 310, 410 descritos antes. En particular, la entrada de oxígeno 550 se adapta para dirigir un chorro de oxígeno al conducto de gases 530 del dispositivo de oxigenación 510. El chorro de oxígeno se dirige circunferencialmente por la superficie interna del conducto de gases 530, pero también con un ángulo de aproximadamente 45° con la dirección principal del flujo a través del conducto de gases 530 del dispositivo de oxigenación 510 provocando de ese modo que el chorro de oxígeno siga un recorrido helicoidal por el conducto de gases 530 hacia el extremo distal. Por otra parte, el chorro de oxígeno a partir de ese momento sigue un recorrido helicoidal por la superficie interior del conducto de gases del dispositivo conectado de vía aérea, p. ej. la vía aérea supraglótica 570, hacia el extremo distal de ese dispositivo 570.

La disposición de la entrada de oxígeno 550 hace que el oxígeno sea introducido en el conducto de gases del dispositivo conectado de vía aérea, p. ej. la vía supraglótica 570, de una manera que proporciona ventajas substanciales sobre la técnica anterior. En particular, se ha encontrado que el oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 550 se mezcla con los otros gases en el conducto de gases del dispositivo conectado de vía aérea, p. ej. la vía aérea supraglótica 570, aún más a lo largo del conducto de gases, y en particular más cerca del extremo distal del conducto de gases, que en las disposiciones de la técnica anterior.

Además, el flujo helicoidal de oxígeno llegará a ser turbulento en un extremo distal del conducto de gases del dispositivo de vía aérea, p. ej. la vía aérea supraglótica 570, provocando de ese modo la mezcla del oxígeno con otros gases en el conducto de gases. Se ha encontrado que esta mezcla turbulenta del oxígeno con los otros gases en el conducto de gases puede proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas.

Cuando el caudal a través de la entrada de gas 550 es suficientemente alto se genera PEEP/CPAP para un tamaño dado de orificio de salida. Esto significa que este dispositivo de oxigenación 510 proporcionará PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas 550 sea superior a un valor de umbral. En particular, este dispositivo de oxigenación 510 tiene un orificio de salida de aproximadamente 0,8 mm de diámetro, y se ha encontrado que se proporciona PEEP/CPAP cuando el caudal es aproximadamente 15 litros por minuto y más. Por tango, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto.

La Figura 7 muestra una vía aérea laríngea de máscara según la invención, que se designa generalmente 610. La vía aérea laríngea de máscara 610 comprende un componente de conexión 620, un conducto de gases 630 y una banda inflable 640. La vía aérea laríngea de máscara 610 se adapta para insertarse en la vía aérea de un paciente, por la boca, de tal manera que el componente de conexión 220 se proyecta desde la boca del paciente, y la banda inflable 640 se alberga dentro de la región de entrada laríngea del paciente.

El conducto de gases 630 es un tubo generalmente flexible de sección transversal circular substancialmente constante, que se acopla con el componente de conexión 620 en su extremo proximal y se conecta a la banda inflable 640 en su extremo distal mediante un refuerzo ensanchado de conexión 632.

La banda inflable 640 en un extremo del conducto de gases 630 tiene una forma generalmente elíptica, y se adapta para formar un sello con la entrada laríngea del paciente, durante el uso. La banda inflable 640 define una entrada a la vía aérea 610 de máscara laríngea, de tal manera que la entrada laríngea del paciente está en comunicación de fluidos con el conducto de gases 630 de la vía aérea 610 de máscara laríngea a través del refuerzo ensanchado 632.

El componente de conexión 620 en el otro extremo del conducto de gases 630 tiene la misma forma que el componente de conexión 20 del tubo endotraqueal 10 de la Figura 1, que se describe antes, y tiene una entrada de oxígeno 650 dispuesta similarmente. En particular, la entrada de oxígeno 650 se adapta para dirigir un chorro de oxígeno a través de un orificio de salida 652, al conducto de gases 630. El chorro de oxígeno se dirige circunferencialmente por la superficie interna del conducto de gases 630, pero también con un ángulo de aproximadamente 45° con la dirección principal del flujo a través del conducto de gases 630 provocando de ese modo que el chorro de oxígeno siga un recorrido helicoidal por el conducto de gases 630 hacia el extremo distal.

La disposición de la entrada de oxígeno 650 hace que el oxígeno sea introducido en el conducto de gases 630 de la vía aérea 610 de máscara laríngea, de una manera que proporciona ventajas substanciales sobre la técnica anterior. En particular, se ha encontrado que el oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 650 se mezcla con los otros gases en el conducto de gases 630 de la vía aérea 610 de máscara laríngea aún más a lo largo del conducto de gases 630, y en particular más cerca del extremo distal del conducto de gases 630, que en las disposiciones de la técnica anterior.

Además, el flujo helicoidal de oxígeno llegará a ser turbulento en un extremo distal del conducto de gases 630 de la vía aérea laríngea de máscara 610, provocando de ese modo la mezcla del oxígeno con otros gases en el conducto de gases 630. Se ha encontrado que esta mezcla turbulenta del oxígeno con los otros gases en el conducto de gases 630 puede proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas.

Cuando el caudal a través de la entrada de gas 650 es suficientemente alto se genera PEEP/CPAP, para un tamaño dado de orificio de salida 652. Esto significa que esta vía aérea de máscara laríngea 610 proporcionará PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas 650 sea superior a un valor de umbral. En particular, esta vía aérea de máscara laríngea 610 tiene un orificio de salida 652 de aproximadamente 0,8 mm de diámetro, y se ha encontrado que se proporciona PEEP/CPAP cuando el caudal es aproximadamente 15 litros por minuto y más. Por tango, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto.

Las Figuras 8 a 10 muestran un dispositivo de vía aérea supraglótica según la invención, que se designa generalmente 710. El dispositivo de vía aérea supraglótica 710 comprende un componente de conexión 720, un tubo 730 de vía aérea y un banda 740. El dispositivo de vía aérea supraglótica 710 se adapta para insertarse en las vías aéreas de un paciente, por la boca, de tal manera que el componente de conexión 720 se proyecta desde la boca del paciente, y la banda 740 se alberga dentro de la región de entrada laríngea del paciente.

El tubo 730 de vía aérea es un tubo generalmente flexible, que define un conducto de gases de sección transversal circular substancialmente constante, que se acopla con el componente de conexión 720 en su extremo proximal y se forma integralmente con la banda 740 en su extremo distal. El diámetro interno y el externo del tubo 730 de vía aérea se escogen para corresponder al tamaño del paciente, p. ej. adulto o pediátrico, y también para albergar dispositivos auxiliares asociados, tales como tubos endotraqueales.

El componente de conexión 720 comprende un conector tubular macho 722 adecuado para la conexión a un circuito convencional de respiración, y un miembro coaxial de acoplamiento 726 que es recibido dentro del extremo proximal del tubo 730 de vía aérea con un encaje estrecho. El conector 722 y el miembro de acoplamiento 726 definen juntos un conducto de gases de sección transversal circular substancialmente constante. El tubo 730 de vía aérea incluye un rebaje circunferencial en su superficie interior, en su extremo proximal, que se adapta para recibir al miembro de acoplamiento 726, de tal manera que haya una transición suave entre las superficies interiores del componente de conexión 720 y el tubo 730 de vía aérea. Además, entre el conector 722 y el miembro de acoplamiento 726 se proporciona un reborde de soporte 724 que se proyecta hacia fuera, que topa con el extremo del tubo 730 de vía aérea.

La banda 740 tiene un tamaño y una forma para corresponder a la región de entrada laríngea de un paciente, y se adapta para cubrir y formar un sello con la entrada laríngea del paciente, durante el uso. La banda 740 comprende un miembro sellador 742 que define una cara delantera de la banda 740, y se extiende alrededor de una abertura 744 en la banda 740. El miembro sellador 742 se adapta para proporcionar un sellado eficaz alrededor de la entrada laríngea del paciente, durante el uso, y también incluye un descanso epiglótico 746 ubicado en el extremo proximal de la banda 740. Este descanso epiglótico 746 tiene un tamaño y una forma para colocarse anatómicamente contra la epiglotis, para asegurar un sellado apropiado con la entrada laríngea del paciente, y para evitar que la epiglotis se doble hacia abajo hacia la entrada laríngea, durante el uso, que puede causar una obstrucción al flujo de aire.

La banda 740 también incluye un conducto de gases, que se extiende desde el tubo 730 de vía aérea en un extremo proximal de la banda 740, a la abertura 744 en un extremo distal de la banda 740. Los conductos de gases del componente de conexión 720, el tubo 730 de vía aérea y la abertura 744 de la banda 740, permiten por lo tanto la comunicación de fluidos entre el conector 722 en un extremo del dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710, y la abertura 744 de la banda 740 en el otro extremo del dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710.

El componente de conexión 720 se forma de un material substancialmente rígido, tal como polipropileno, de tal manera que un paciente pueda morder el componente de conexión 720 sin que se aplaste, durante el uso. El tubo 730 de vía aérea y la banda 740, sin embargo, se forman integralmente de un material que es más blando y más deformable, con el fin de reducir el riesgo de traumatismo al paciente, pero todavía lo suficientemente rígido como para impedir que el tubo 730 de vía aérea y la banda 740 se aplasten durante el uso. En particular, en esta realización, el tubo 730 de vía aérea y la banda 740 se forman integralmente de Estireno Etileno Butileno Estireno (SEBS, *Styrene Ethylene Butylene Styrene*) que incluye aceite blanco de parafina como agente plastificante. El miembro sellador 742 de la banda 740 también se forma de SEBS, pero tiene una mayor concentración de agente plastificante, con respeto al resto de la banda 740 y el tubo 730 de vía aérea. El miembro sellador 742 por lo tanto es más deformable que el resto de la banda 740, con el fin de mejorar sus propiedades de sellado.

El dispositivo de vía aérea supraglótica 710 mostrado en las Figuras 8 a 10 corresponde generalmente en forma al dispositivo de vía aérea supraglótica descrito en el documento WO 2005/016427 A2. Sin embargo, el dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710 mostrado en las Figuras 8 a 10 incluye una entrada de oxígeno 750, como parte del componente de conexión 720, que no se describe en el documento WO 2005/016427 A2. Esta entrada de oxígeno 750 tiene una disposición similar a las entradas de oxígeno 50, 150, 250, 350, 450, 550, 650 descritas antes con relación con los otros dispositivos respiratorios 10, 110, 210, 310, 410, 510, 610 que se describen específicamente.

En particular, la entrada de oxígeno 750 tiene la forma de un tubo generalmente cilíndrico, que se proyecta desde el componente de conexión 720, y se adapta para la conexión a un suministro de oxígeno. En particular, la entrada de oxígeno 750 se proyecta desde la pared del conector 720, desde una posición adyacente al reborde de soporte 724, y desplazada de un plano medio del dispositivo (designado 712 en la Figura 2). La entrada de oxígeno 750 se extiende con un ángulo de aproximadamente 45° con el conector 722, en la dirección del extremo proximal del conector 722.

El interior de la entrada de oxígeno 750 forma un conducto de gases con una sección transversal substancialmente constante, pero cuyo diámetro se reduce a medida que se acerca a la pared del conector 722 y termina en un pequeño orificio de salida 752 (véase las Figuras 10-12). En particular, el orificio de salida 752 tiene un diámetro de aproximadamente 0,8 mm, que se ha encontrado que es eficaz para un conducto de gases a través del dispositivo de aproximadamente 15 mm de diámetro. La entrada del oxígeno 750 tiene un exterior ligeramente estrechado que facilita la conexión al suministro de oxígeno.

La entrada de oxígeno 750 se adapta para dirigir un chorro de oxígeno a través del orificio de salida 752, al conducto de gases del dispositivo 710. El chorro de oxígeno se dirige circunferencialmente por la superficie interna del componente de conexión 720, como se muestra en la Figura 12, pero también con un ángulo de aproximadamente

45° con la dirección principal del flujo a través del conducto de gases del dispositivo 710, provocando de ese modo que el chorro de oxígeno siga un recorrido helicoidal por el conducto de gases hacia el extremo distal.

5 La orientación de la entrada de oxígeno 750 y el tamaño del orificio de salida 752 hacen que el oxígeno sea introducido en el conducto de gases del dispositivo 710 de una manera que proporciona substanciales ventajas sobre la técnica anterior. En particular, se ha encontrado que el oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 750 se mezcla con los otros gases en el conducto de gases del dispositivo aún más a lo largo del conducto de gases, y en particular más cerca del extremo distal del conducto de gases, que en las disposiciones de la técnica anterior.

10 Actualmente se cree que el flujo de oxígeno, durante el uso, en el dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710 se produce a lo largo de las líneas ilustradas esquemáticamente en la Figura 11. En particular, la Figura 11 muestra una ilustración esquemática del flujo del oxígeno introducido a través de la entrada de oxígeno 750 en el conducto de gases del dispositivo 710, desde la entrada como un chorro 760 a través del orificio de salida 752 a la salida eventual a través del conector 722 del dispositivo 710. En particular, un chorro de oxígeno 760 se dirige a través de la entrada de oxígeno 750 a lo largo de la superficie interior del dispositivo 10, con un ángulo de aproximadamente 15 45° con las direcciones principales de flujo a través del conducto de gases. El chorro de oxígeno 760 tiene inicialmente un recorrido lineal, pero la superficie interior del dispositivo 710 imparte una fuerza centrípeta, que hace que el chorro de oxígeno 760 se desplace a lo largo de un recorrido generalmente helicoidal. Se cree que la combinación del momento del chorro de oxígeno 760, introducido a través de la entrada de gas 750, y la fuerza centrípeta, aplicada por la superficie interior del dispositivo 710, actúa para mantener el flujo helicoidal de oxígeno en una región radialmente exterior del conducto de gases. 20

A medida que el chorro de oxígeno 760 se desplaza por el conducto de gases del dispositivo 710, pierde gradualmente el momento hasta que su momento ya no es suficiente para mantener el flujo helicoidal de oxígeno en una región radialmente exterior del conducto de gases. El flujo de oxígeno entonces llegará a ser turbulento en una región radialmente interior del conducto de gases, provocando de ese modo la mezcla del oxígeno con los otros gases en el conducto de gases. Esta región de flujo turbulento 762 se muestra en la Figura 11 como que se produce adyacente a la banda 740 del dispositivo 710, cerca de la abertura 744 y por tanto la entrada laríngea del paciente. 25

La presente invención por lo tanto permite que se proporcione una entrada de oxígeno 750 en un extremo proximal de un dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710, p. ej. externamente de un paciente, de tal manera que el oxígeno introducido en el dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710 sólo se mezcla con los otros gases que serán inhalados por el paciente en un extremo distal del dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710, p. ej. cerca de la entrada laríngea del paciente. Esta invención por lo tanto aumenta la concentración de oxígeno que es inhalado por un paciente con respeto a las disposiciones en las que se suministra oxígeno en el extremo proximal de un dispositivo de vías aéreas supraglóticas, y se mezcla con los otros gases en el conducto de gases del dispositivo en ese extremo. 30

También se ha encontrado que cuando se suministran altos caudales de oxígeno a la entrada de gas 750, el flujo turbulento generado cuando el gas se mezcla con los otros gases en el conducto de gases proporciona una resistencia a la exhalación del paciente, y por lo tanto puede proporcionar Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP) y/o Presión Positiva Continua en las Vías Aéreas (CPAP). Esta PEEP/CPAP puede ser relativamente baja, pero puede adaptarse para ser suficiente para mantener los pulmones del paciente por lo menos parcialmente inflados, y también aumentan la eficiencia del intercambio de gas. 35 40

Cuando el caudal a través de la entrada de gas 750 es suficientemente alto se genera PEEP/CPAP, para un tamaño dado de orificio de salida 752. Esto significa que este dispositivo de vía aérea supraglótica 710 proporcionará PEEP/CPAP cuando el caudal a través de la entrada de gas 750 sea superior a un valor de umbral. En particular, este dispositivo de vía aérea supraglótica 710 tiene un orificio de salida 752 de aproximadamente 0,8 mm de diámetro, y se ha encontrado que se proporciona PEEP/CPAP cuando el caudal es aproximadamente 15 litros por minuto y más. Por tango, cuando no se necesita PEEP/CPAP, el caudal puede reducirse, por ejemplo a aproximadamente 10 litros por minuto. 45

Además, dado que el dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710 puede utilizarse para proporcionar una región turbulenta de oxígeno, con una concentración relativamente alta, y en una región distal del conducto de gases, el dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710 también es particularmente ventajoso para el uso en la oxigenación pasiva. En particular, cuando un paciente no está respirando, puede conectarse un suministro de oxígeno a la entrada de gas 750 del dispositivo de vías aéreas supraglóticas 710, con el conector 722 abierto a la atmósfera. Se ha encontrado que un flujo turbulento de oxígeno en una región distal del conducto de gases, como se proporciona con esta disposición del dispositivo supraglótico 710 de vías aéreas, puede promover el intercambio de gas entre el dispositivo supraglótico 710 de vías aéreas y los pulmones del paciente de manera más eficaz que la simple difusión browniana de gas. Esto puede ser particularmente ventajoso en la resucitación. 50 55

Por último, la Figura 13 muestra un adaptador según la invención, que se designa generalmente 810. El adaptador 810 comprende un conector tubular macho 822 y un conector tubular hembra 826, que definen juntos un conducto

de gases a través del adaptador 810. Además, entre los conectores 822, 826 se proporciona un reborde de soporte 824 que se proyecta hacia fuera.

5 El adaptador 810 incluye una entrada de oxígeno 850 que es idéntica a las entradas de oxígeno de los dispositivos respiratorios descritos antes, y se configura similarmente con respecto al conector 822 desde el que se proyecta la entrada de oxígeno 850.

10 El adaptador 810 se adapta para acoplarse a un dispositivo respiratorio convencional, tal como una vía aérea laríngea de máscara, y proporcionar una entrada de oxígeno 850 como se ha descrito antes en relación con los dispositivos respiratorios según la invención. En particular, el conector tubular hembra 826 se adapta para recibir un correspondiente conector macho de un dispositivo respiratorio convencional, de tal manera que el chorro de oxígeno proporcionado a través de la entrada de oxígeno 850 se dirija por la superficie interior del conducto de gases del dispositivo respiratorio de otro modo convencional. El chorro de oxígeno fluirá entonces por el conducto de gases del dispositivo respiratorio conectado de la misma manera que la descrita antes en relación con las otras realizaciones específicas de la invención, siempre que la superficie interior del conducto de gases del dispositivo respiratorio sea lo suficientemente lisa como para mantener el flujo helicoidal.

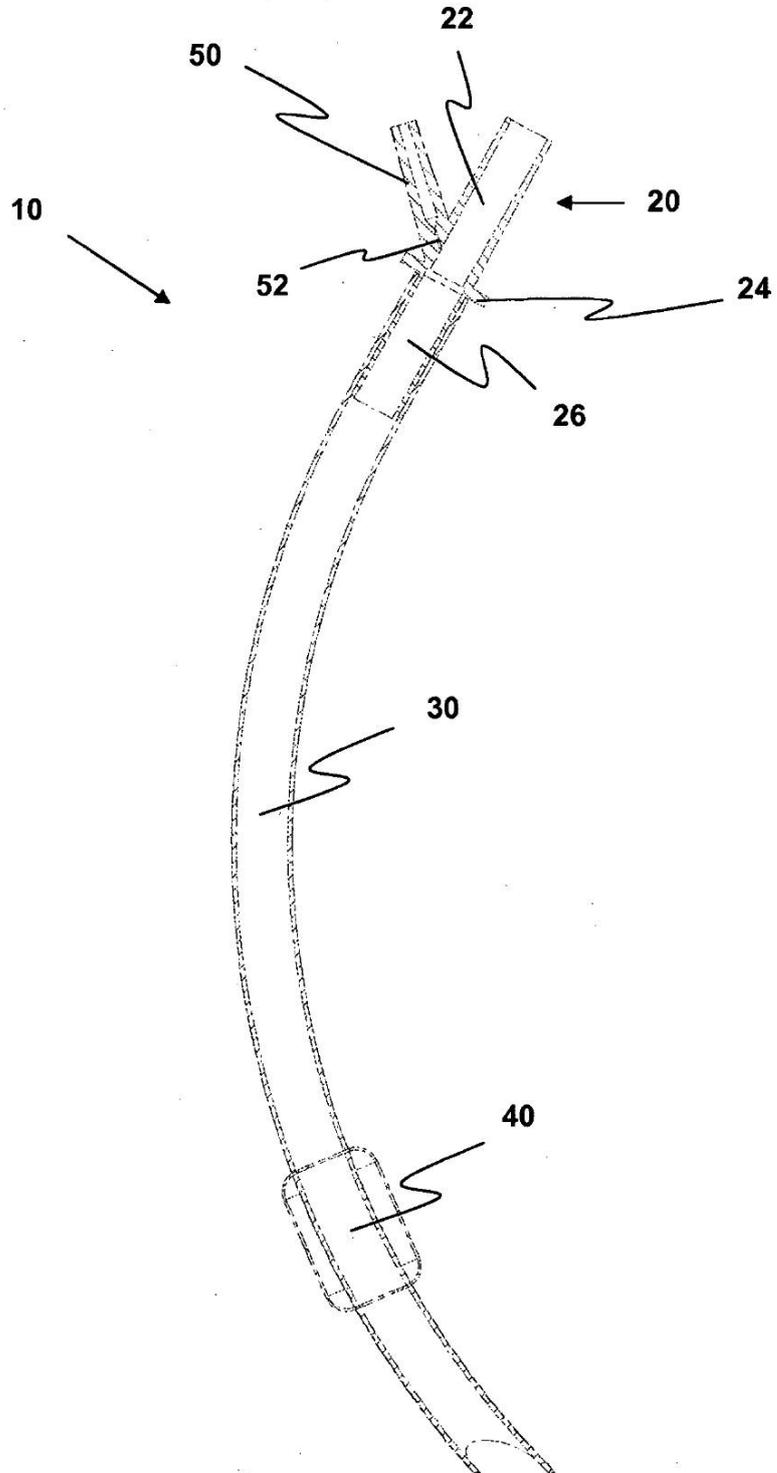
15 El adaptador 810 por lo tanto puede conectarse al extremo proximal de un dispositivo respiratorio convencional, y proporciona las ventajas de la presente invención como se ha descrito antes.

## REIVINDICACIONES

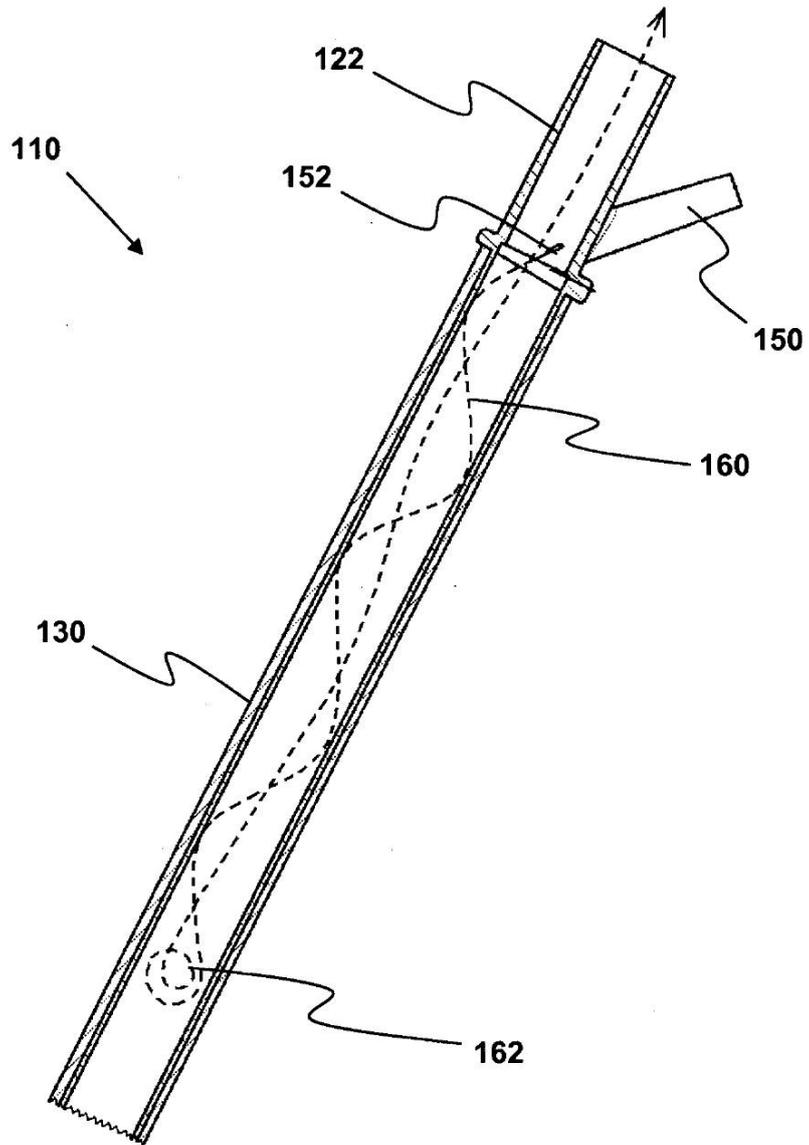
1. Un dispositivo respiratorio (10) para administrar gas a un paciente, el dispositivo (10) comprende un conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130) que tiene un extremo proximal y uno distal, y una entrada (50) de gas suplementario en una pared lateral del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130), la entrada (50) de gas suplementario está configurada para dirigir gas por una superficie interior del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130), de tal manera que el gas sigue un recorrido generalmente helicoidal, caracterizado porque la entrada (50) de gas suplementario se configura además para dirigir el gas a una parte fuera del eje del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826), con un ángulo oblicuo respecto al eje longitudinal del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826), con el fin de generar un flujo helicoidal dentro del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826) hacia el extremo distal del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130).
2. Un adaptador (20) para el uso con un dispositivo respiratorio para administrar gas a un paciente, el adaptador (20) comprende un conducto de gases (22, 26, 822, 826) adaptado para la conexión a un extremo proximal de un conducto de gases (30) del dispositivo respiratorio, y una entrada (50) de gas suplementario en una pared lateral del conducto de gases (22, 26, 822, 826) del adaptador, la entrada (50) de gas suplementario se configura para dirigir gas por una superficie interior del conducto de gases (22, 26, 822, 826) del adaptador (20) y/o del dispositivo respiratorio (30), de tal manera que el gas siga un recorrido generalmente helicoidal, caracterizado porque la entrada (50) de gas suplementario se configura para dirigir gas por una superficie interior del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130), de tal manera que el gas siga un recorrido generalmente helicoidal, caracterizado porque la entrada (50) de gas suplementario se configura además para dirigir gas en una parte fuera del eje del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826), con un ángulo oblicuo respecto al eje longitudinal del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826), con el fin de generar un flujo helicoidal dentro del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826) hacia un extremo distal del conducto de gases (30) del dispositivo respiratorio.
3. Un dispositivo respiratorio (10) según la reivindicación 1 o un adaptador (20) según la reivindicación 2, en donde la entrada (50) de gas suplementario comprende un extremo proximal adaptado para conectarse a un suministro de gas, y un extremo distal está en comunicación de fluidos con un orificio de salida (52) en la pared lateral del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826) y en donde la entrada de gas suplementario se configura para suministrar gas al orificio de salida (52), de tal manera que se dirige un chorro de gas por una superficie interior del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826).
4. Un dispositivo respiratorio (10) según la reivindicación 1 o la reivindicación 3 o un adaptador (20) según la reivindicación 2 o la reivindicación 3, en donde el gas dirigido por una superficie interior del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130) a través de la entrada (50) de gas suplementario se mezcla, durante el uso, con los otros gases en el conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130), que se suministran a través del extremo proximal del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130).
5. Un dispositivo respiratorio (10) o un adaptador (20) según la reivindicación 3 o la reivindicación 4, en donde el área del orificio de salida (52) es menor que el área del extremo proximal de la entrada (50) de gas suplementario.
6. Un dispositivo respiratorio (10) o un adaptador (20) según cualquier reivindicación precedente, en donde la entrada (50) de gas suplementario se proyecta desde la pared lateral del conducto de gases (22, 26, 30, 30, 122, 130, 822, 826), en una dirección que es paralela, pero desplazada, a un plano axial de la parte del conducto de gases (22, 26, 30, 30, 122, 130, 822, 826) en el que se forma la entrada de gas suplementario.
7. Un dispositivo respiratorio (10) o un adaptador (20) según cualquier reivindicación precedente, en donde la entrada (50) de gas suplementario se proyecta desde el conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826) con un ángulo con la parte del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826) en la que se forma la entrada (50) de gas suplementario, en la dirección del extremo proximal del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826).
8. Un dispositivo respiratorio (10) o un adaptador (20) según cualquier reivindicación precedente, en donde la entrada (50) de gas suplementario tiene un orificio de salida (52) con un área que es significativamente menor que el área en sección transversal del conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826).
9. Un dispositivo respiratorio (10) o un adaptador (20) según la reivindicación 8, en donde el diámetro del orificio de salida (52) está en el intervalo de 0,2 a 3 mm.
10. Un dispositivo respiratorio (10) o un adaptador (20) según cualquier reivindicación precedente, en donde el conducto de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826) tiene una sección transversal generalmente circular.
11. Un adaptador (20) según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 10, en donde el adaptador (20) se forma como un componente unitario.
12. Un adaptador (20) según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 11, en donde el adaptador (20) comprende un conector tubular (26) adaptado para el acoplamiento con el extremo proximal del dispositivo (30) de vías aéreas, y un conector tubular (26) adaptado para la conexión al aparato respiratorio (30).

13. Un adaptador (20) según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 12, en donde los conductos de gases (22, 26, 30, 122, 130, 822, 826) del adaptador (20) y el dispositivo respiratorio (10) están alineados.

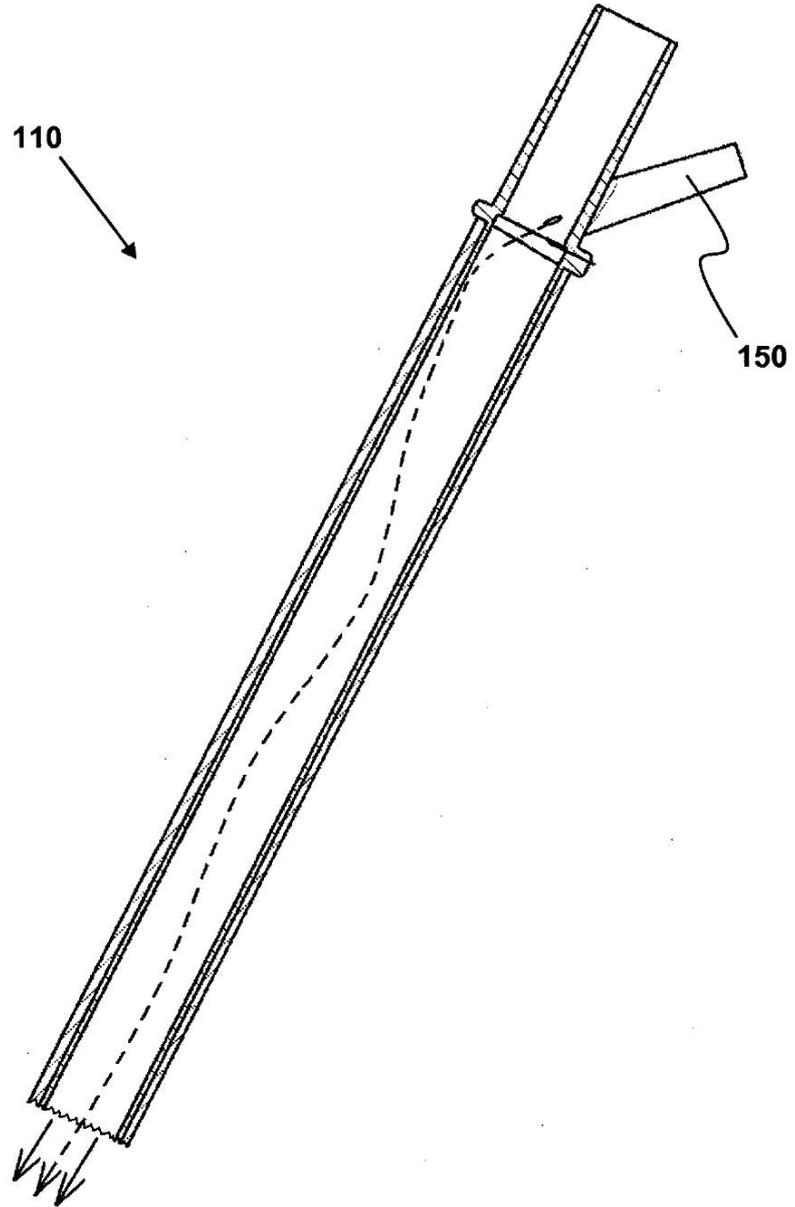
**Figura 1**



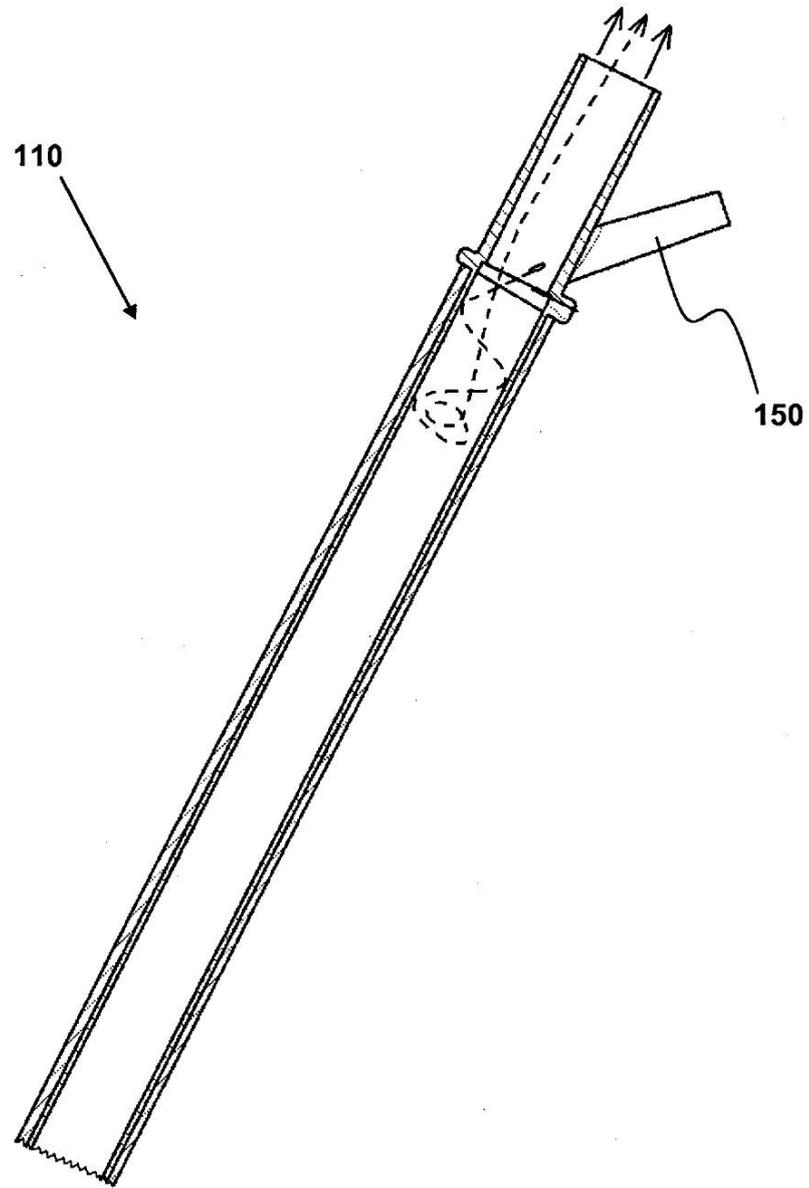
**Figura 2a**



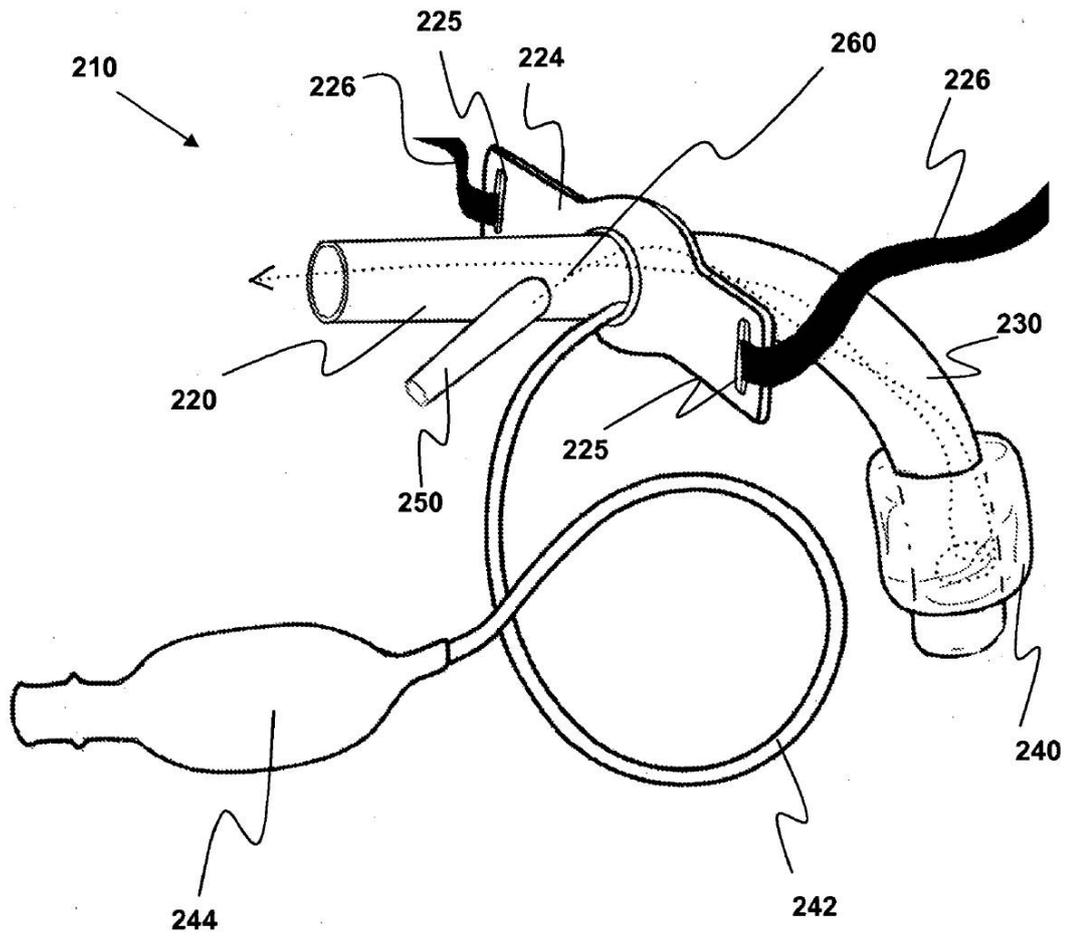
**Figura 2b**



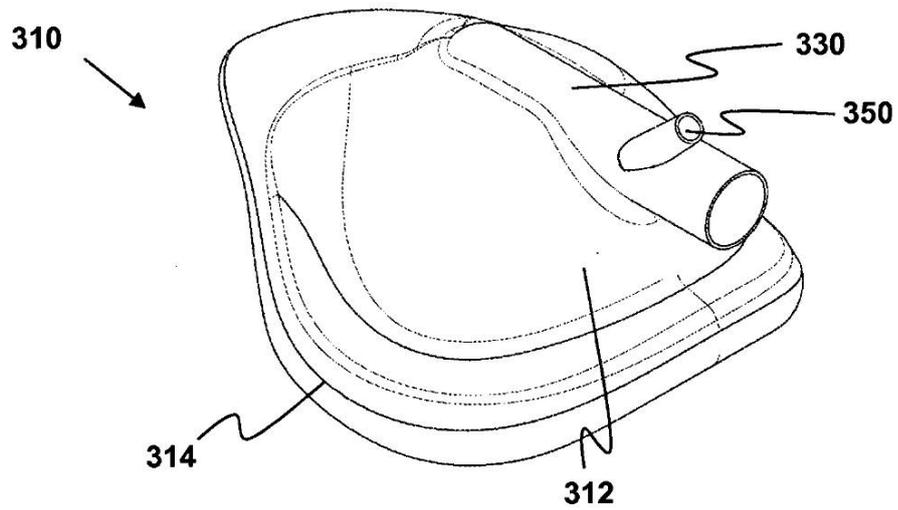
**Figura 2c**



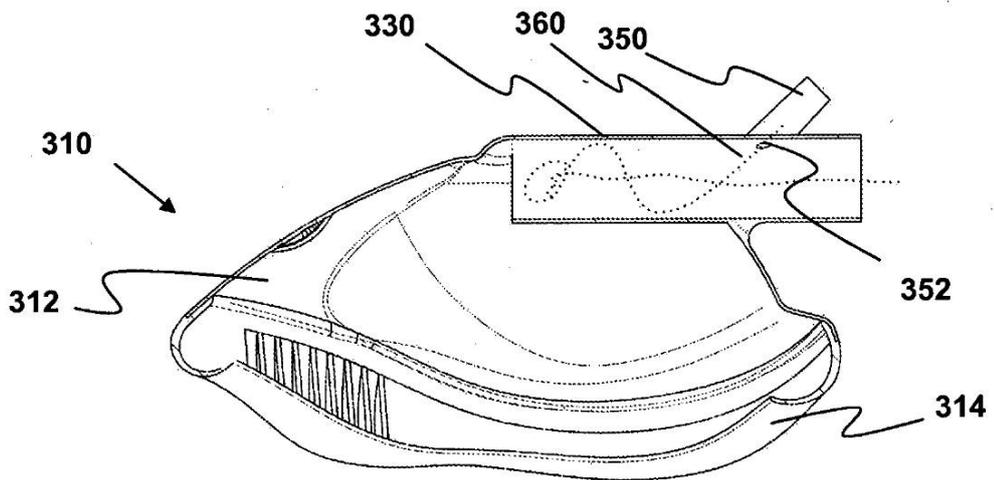
**Figura 3**



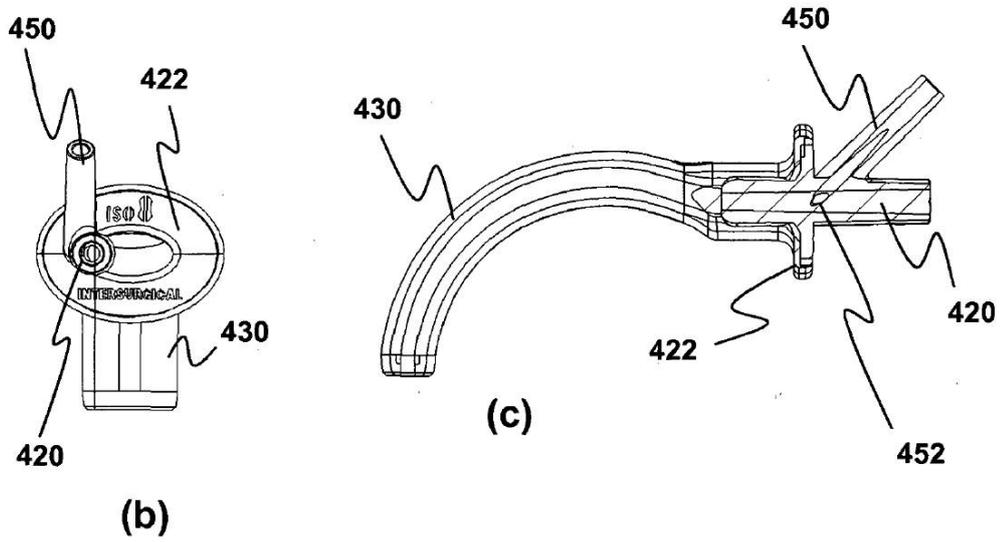
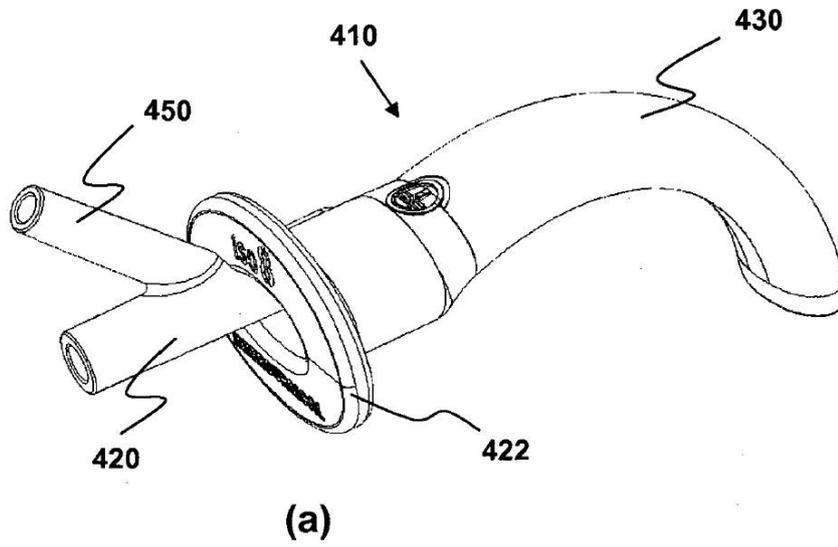
**Figura 4a**



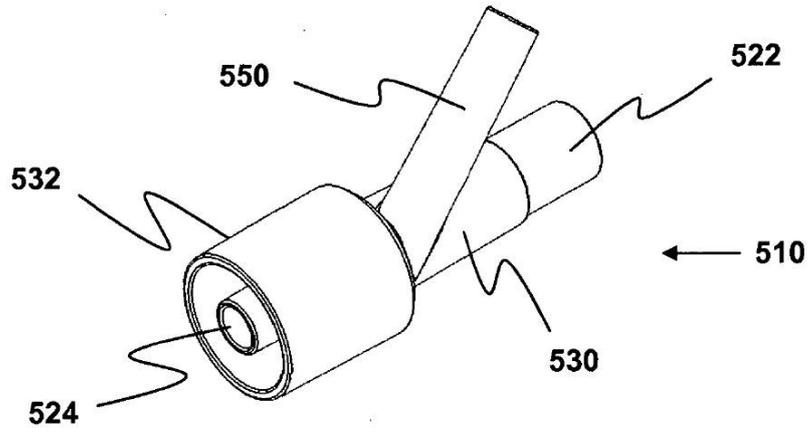
**Figura 4b**



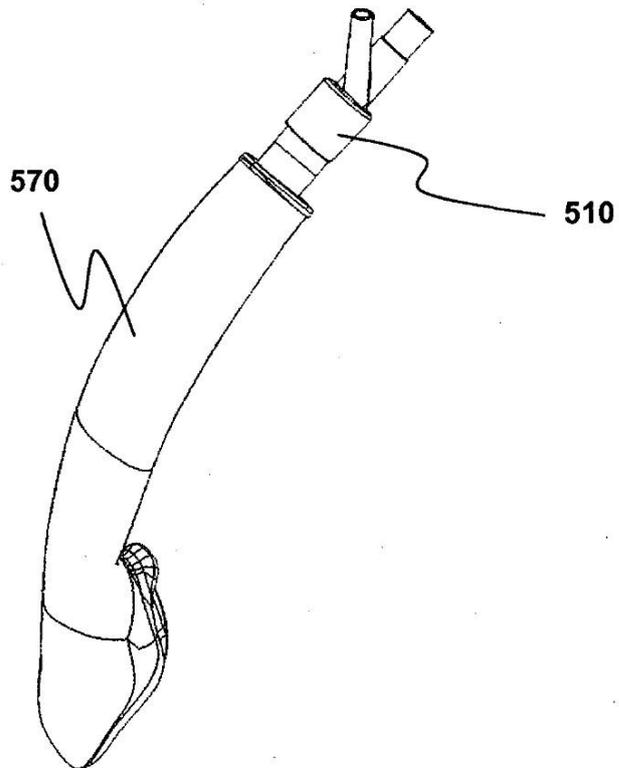
**Figura 5**



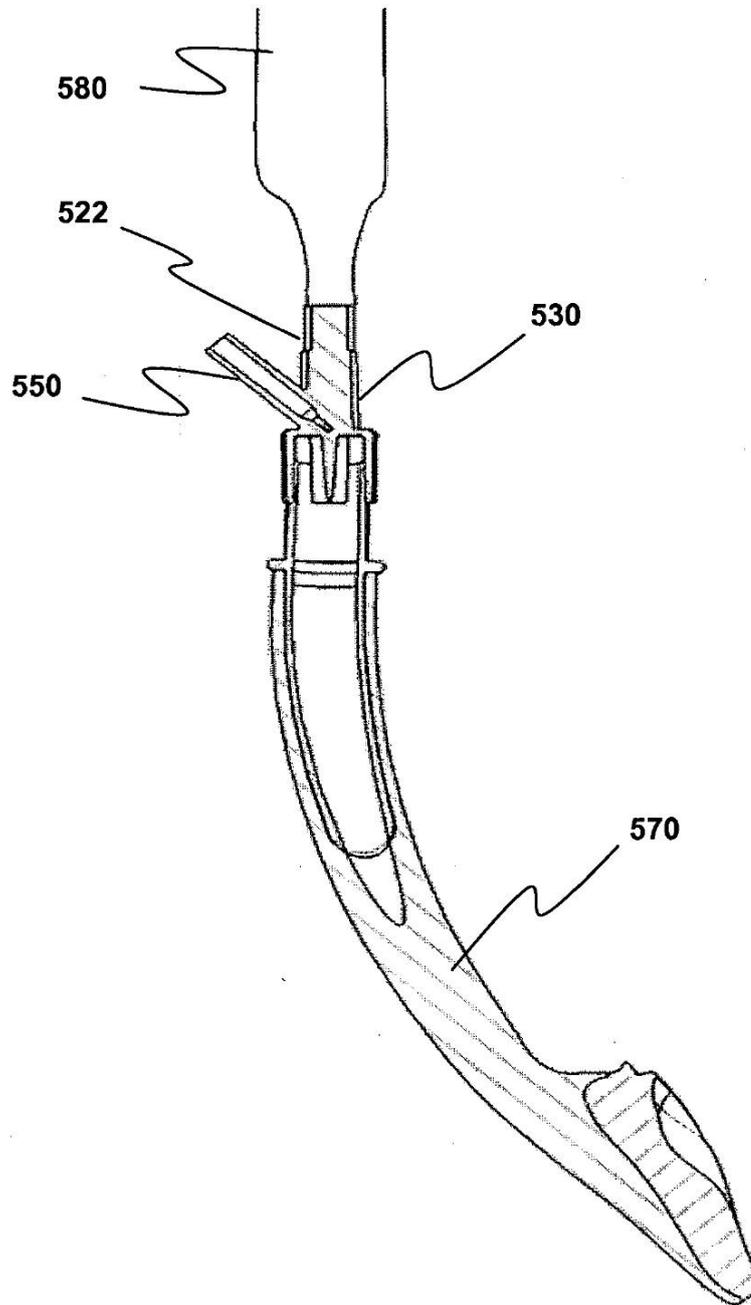
**Figura 6a**



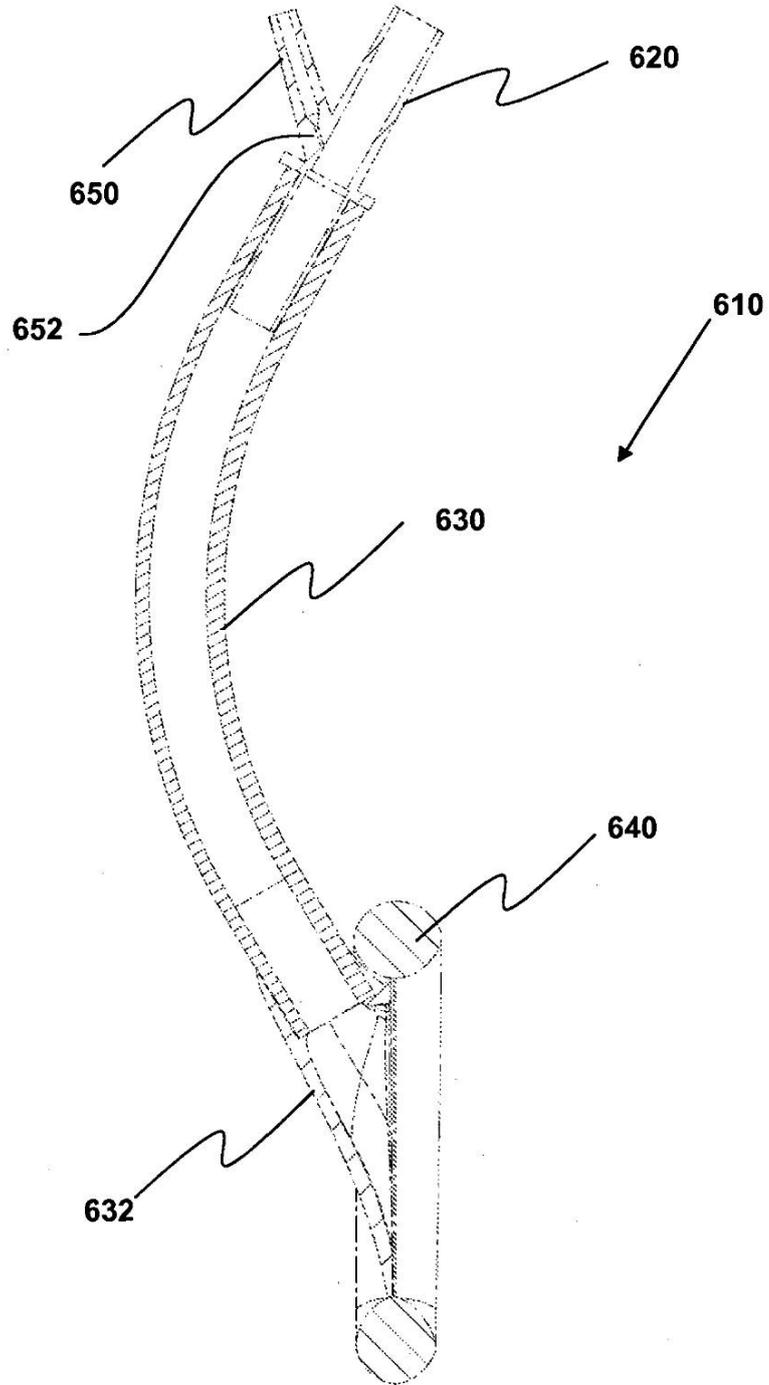
**Figura 6b**



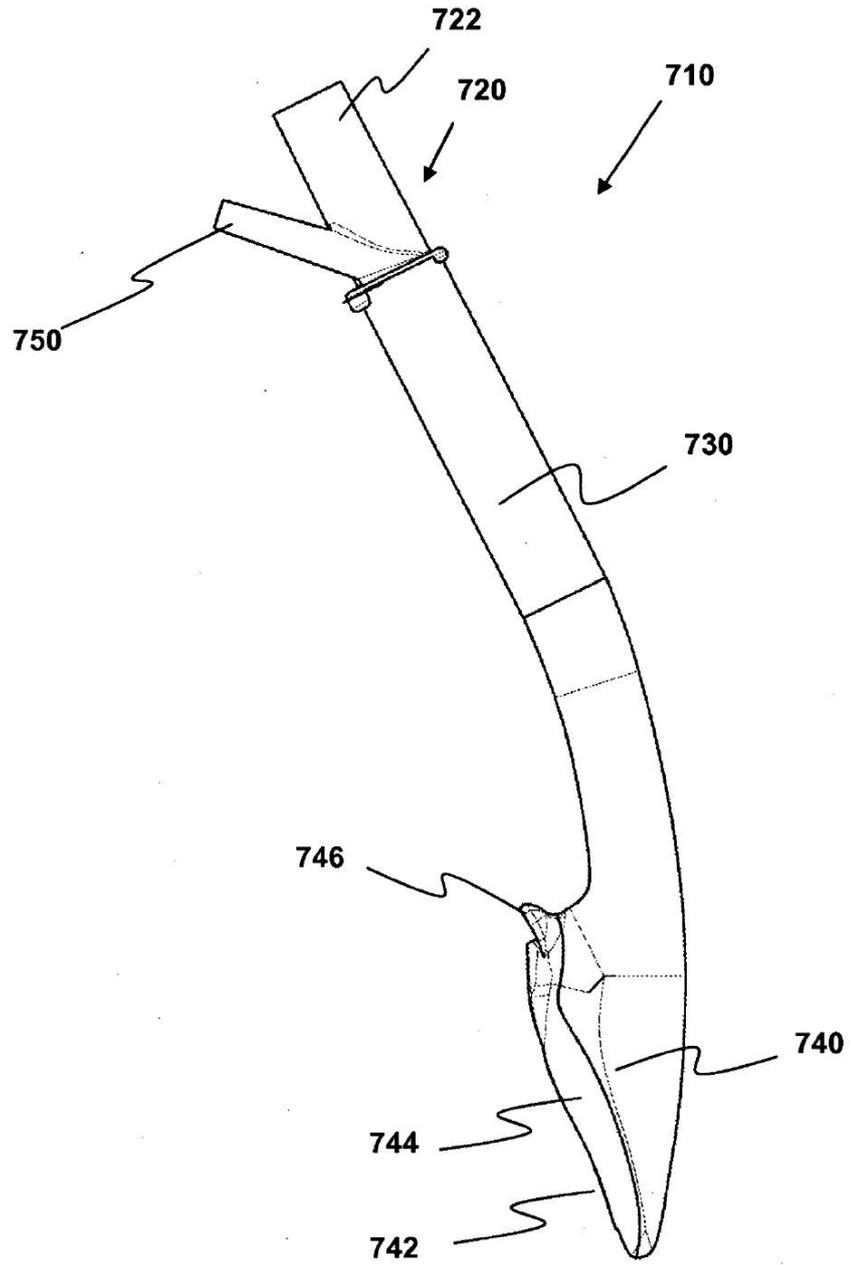
**Figura 6c**



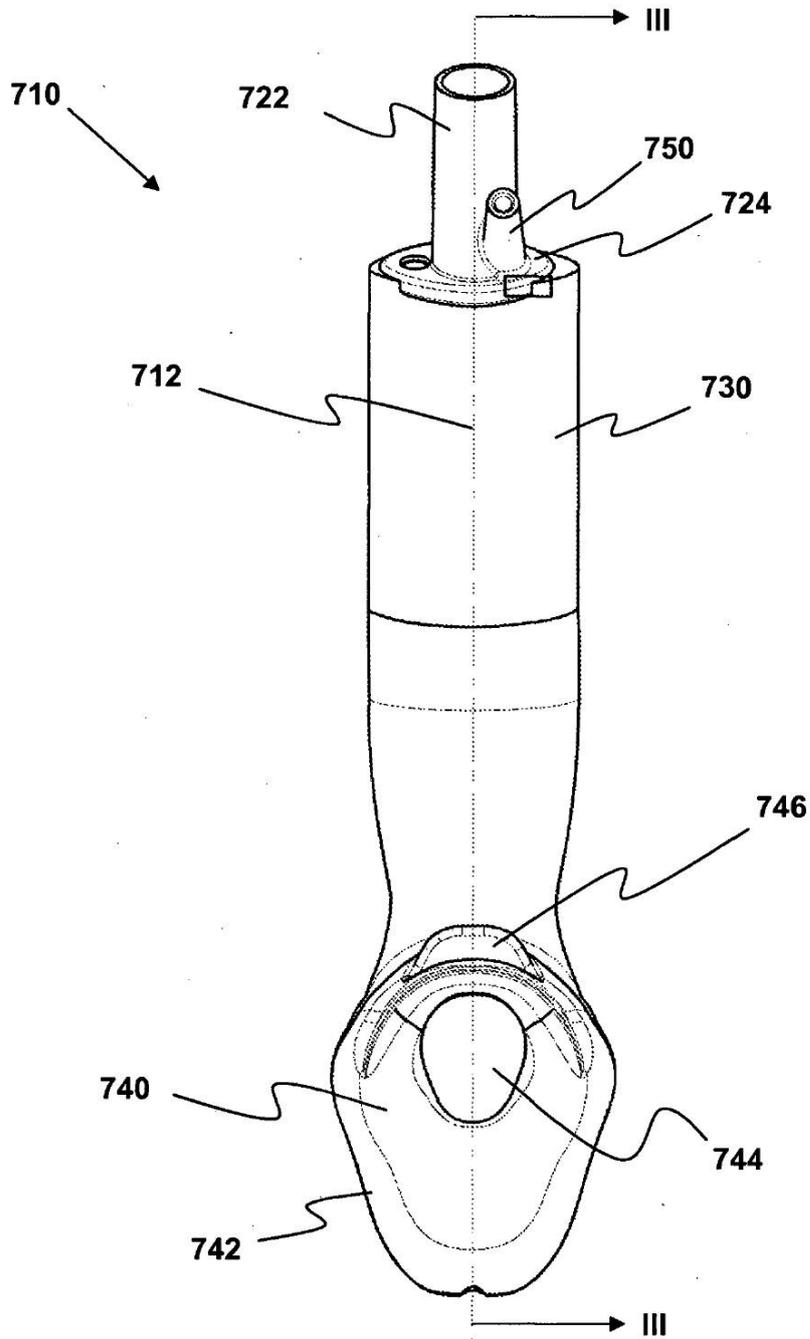
**Figura 7**



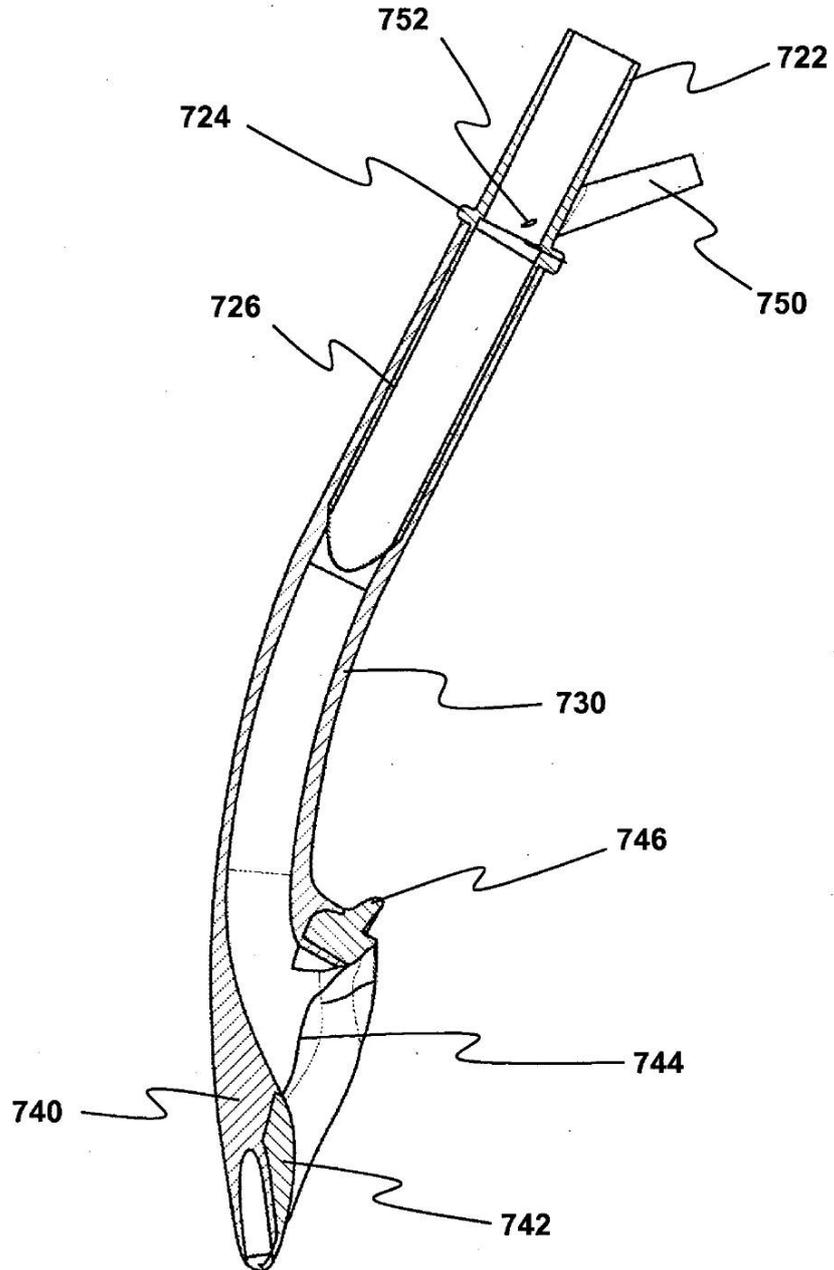
**Figura 8**



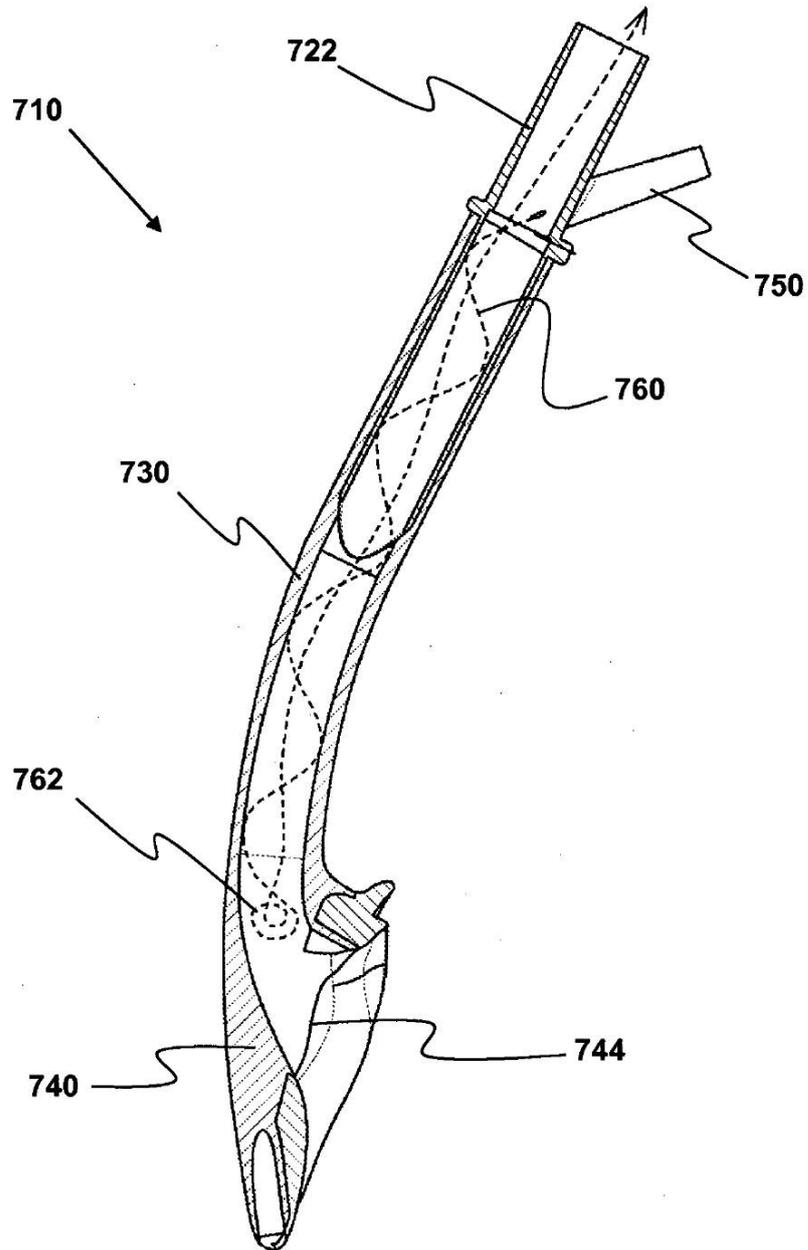
**Figura 9**



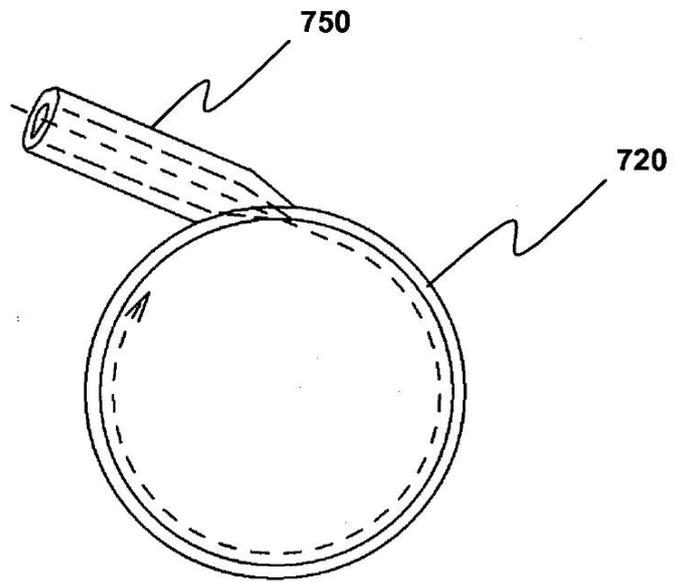
**Figura 10**



**Figura 11**



**Figura 12**



**Figura 13**

