

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 568 604**

51 Int. Cl.:

A61M 16/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.02.2003 E 14150364 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.04.2016 EP 2799103**

54 Título: **Aparato de respiración asistida**

30 Prioridad:

04.02.2002 NZ 51703102

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
03.05.2016

73 Titular/es:

**FISHER & PAYKEL HEALTHCARE LIMITED
(100.0%)
P.O. Box 14348, Panmure, 15 Maurice Paykel
Place
1741 East Tamaki, Auckland, NZ**

72 Inventor/es:

**MACKIE, SCOTT ROBERT;
WHITE, CRAIG KARL y
FOREMAN, MARK**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 568 604 T3

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

DESCRIPCIÓN

Aparato de respiración asistida

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere en particular, aunque no solamente, a la administración de oxígeno y/o aire presurizado humidificado de alto flujo mediante una cánula nasal de gran calibre a un paciente con necesidad de soporte respiratorio.

10

Sumario de la técnica anterior

15

Hay dos métodos habituales para administrar oxígeno a un paciente. El método más sencillo es mediante una máscara Venturi. Este método tiene la ventaja de administrar, de forma precisa y constante, el nivel deseado de oxígeno, o una fracción de oxígeno inspirado (FiO₂), siempre y cuando la FiO₂ sea inferior al 50 %. El funcionamiento de una máscara Venturi está basado en el principio de Bernoulli. Un cien por cien del oxígeno que fluye a través del estrecho orificio da lugar a una corriente de alta velocidad que arrastra aire ambiente a través de múltiples accesos laterales abiertos en la base de la máscara o encima de un humidificador. La cantidad de aire ambiente arrastrada para diluir el oxígeno depende del tamaño del orificio. La máscara Venturi puede proporcionar niveles de FiO₂ a partir del 24-50 % con gran precisión.

20

25

El otro método de administración de oxígeno es la cánula nasal de diente doble. La cánula nasal consiste generalmente en un tubo de entrada, bien simétrico o de una sola cara que se extiende a lo largo del labio superior. Sobresaliendo de este tubo hay dientes abiertos que se prolongan al interior de las fosas nasales del paciente para administrar oxígeno, por ejemplo, véase el documento US-A-3513844. La cánula nasal tiene la ventaja de ser más cómoda y aceptable que una máscara facial para la mayoría de los pacientes. Sin embargo, al utilizar la cánula nasal, la FiO₂ no puede controlarse con precisión porque está afectada por la vía de inhalación (nariz o boca), la geometría de las vías respiratorias altas y el patrón respiratorio.

30

Cuando se requiere una FiO₂ superior al 50 % se utilizan otros métodos de administración de oxígeno menos populares. Una máscara de no reinhalación con depósito y válvula unidireccional puede administrar una FiO₂ de hasta el 90 %, siempre y cuando se hayan eliminado las fugas alrededor de la máscara mediante juntas herméticas. Estas máscaras raramente se utilizan porque los pacientes no las aceptan fácilmente y conllevan un riesgo importante de que el paciente vuelva a inhalar aire espirado. La reinhalación de aire espirado no es conveniente debido a que este aire contiene niveles elevados de dióxido de carbono.

35

40

Puesto que el oxígeno se administra como un gas seco, en la técnica se conoce bien el calentamiento y/o la humidificación de los gases antes de administrarlos para su respiración por parte de un paciente. En particular, cuando se administra oxígeno, o una mezcla de oxígeno / aire, ha resultado beneficioso humidificar los gases primero. En el documento WO 01/41854 de VapoTherm, Inc. se desvela un sistema que permite la administración de oxígeno humidificado a través de una cánula nasal. Este sistema utiliza un conducto de calibre estrecho y una cánula nasal con una elevada resistencia a los flujos de gas, por lo que necesita que el oxígeno sea de alta presión. El aire, así como el oxígeno, también puede pasar por el conducto y la cánula nasal y también debe ser de alta presión. Este sistema permite la administración de altos flujos de aire enriquecido con oxígeno al paciente, pero es limitado en los flujos alcanzables debido al calibre estrecho de la cánula, lo que da lugar a un flujo de gas de elevada resistencia y una velocidad y ruido excesivos cuando sale de la cánula. Además, la estrechez de la cánula nasal en este sistema permite una fácil espiración de gases entre los dientes y las fosas nasales y, por tanto, no genera ninguna presión positiva en las vías respiratorias.

45

50

55

Innomed Technologies, Inc. fabrica un dispositivo de cánula nasal denominado NASALAIRE™. En este dispositivo el aire u oxígeno desciende por un conducto de gran calibre a la cánula nasal. NASALAIRE™ crea una junta física entre las fosas nasales y sí mismo, y se basa en la ausencia de fugas a su alrededor y alrededor de las fosas nasales para administrar presión proporcionada mediante un soplador de presión positiva continua en las vías respiratorias (CPAP) a las vías respiratorias del usuario. El usuario tiene que coger y soltar aire del NASALAIRE™, reinhalando así parte del aire exhalado desde los pulmones. NASALAIRE™ no está diseñado para administrar gases humidificados al paciente, ya que no se calienta y no tiene ningún tipo de aislamiento.

60

Sumario de la invención

65

Es un objeto de la presente invención proporcionar un aparato de respiración asistida orientado a superar de algún modo las desventajas mencionadas anteriormente o que al menos ofrezca al público una opción útil. La invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

Para los expertos en la materia a la que se refiere la invención, los numerosos cambios en la construcción

y las muy diversas realizaciones y aplicaciones de la invención se pondrán de manifiesto sin apartarse del alcance de la invención según se define en las reivindicaciones adjuntas. Las divulgaciones y las descripciones del presente documento son meramente ilustrativas y no pretenden ser limitativas en ningún sentido.

5

Breve descripción de los dibujos

Una forma preferida de la presente invención se describirá ahora haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que;

10

La Figura 1 es una ilustración de un sistema humidificador respiratorio que puede utilizarse con la cánula nasal de la presente invención,

La Figura 2 es una ilustración de la base del humidificador del sistema humidificador respiratorio de la Figura 1,

15

La Figura 3 es una vista lateral de la cánula nasal de la presente invención durante el funcionamiento por parte de un paciente,

La Figura 4 es una vista en perspectiva delantera de la cánula nasal de la presente invención,

La Figura 5 es una vista en perspectiva posterior de la cánula nasal de la presente invención,

La Figura 6 es otra vista en perspectiva posterior de la cánula nasal de la presente invención, y

20

La Figura 7 es una vista en perspectiva lateral de otra realización de la cánula nasal de la presente invención.

La Figura 8 es una vista lateral de dientes nasales que muestra detalles ocultos y una realización de una cánula con válvula de alivio de presión.

25

La Figura 9 es una vista lateral transversal de la válvula de alivio de presión como se muestra en la Figura 8 cuando está en funcionamiento.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

30

Tanto si se utiliza en un entorno hospitalario o en un entorno casero, la cánula nasal de la presente invención generalmente tendrá asociadas tres piezas de aparato principales. En primer lugar, un humidificador activo que controla la temperatura de una placa térmica que calienta un cuerpo de agua para conseguir una temperatura y humedad deseadas de los gases que se están humidificando. En segundo lugar, también es necesario un conducto de transporte desde el humidificador al paciente, que se calienta preferentemente para reducir la condensación, o "concentración". En tercer lugar, una cánula diseñada para encajar en la cavidad nasal y administrar gases presurizados y humidificados.

35

Haciendo referencia a la Figura 1 se muestra un aparato humidificador como el que puede utilizarse en un hospital generalmente referenciado 1. El aparato comprende un cuerpo 2 que contiene un medio de calentamiento que comprende una placa térmica 20 que tiene un elemento térmico eléctrico en su interior o en contacto térmico con la misma y un medio de control, por ejemplo, circuitería electrónica que puede incluir un microprocesador para controlar el suministro de energía al elemento térmico. El cuerpo 2 se engrana de forma desmontable con una cámara humidificadora 3 que contiene agua para humidificar los gases.

40

Haciendo referencia a la Figura 2, que muestra el aparato humidificador con más detalle, la cámara humidificadora 3 tiene bordes, que se engranan con el cuello 24 en el aparato humidificador. Los gases que van a humidificarse pueden ser una mezcla de aire, oxígeno y anestésico, por ejemplo, que se administran a la cámara a través de la entrada de gas 4. Este puede estar conectado a un ventilador, fuente de oxígeno presurizado, generador de flujo, o compresor de aire. También se proporciona una salida de gases 5 y la salida de gases 5 se conecta al conducto 6 (Figura 1), que transporta gases humidificados al paciente en el extremo 7 del conducto. El extremo 7 del conducto tiene una cánula (30, en la Figura 3) conectada a la nariz del paciente para administrar gases humidificados al usuario. La placa térmica 20 del humidificador tiene un transductor de temperatura 8 que está en conexión eléctrica con la circuitería de control electrónico en el cuerpo 2 del aparato para que el medio de control monitorice la temperatura de la placa térmica.

45

50

55

Se proporciona un elemento térmico 10 dentro del conducto 6 para ayudar a evitar la condensación de los gases humidificados dentro del conducto. Dicha condensación se debe a que la temperatura de las paredes del conducto está cerca de la temperatura ambiente, (que es la temperatura de la atmósfera circundante) que habitualmente es inferior a la temperatura de los gases humidificados dentro del conducto. El elemento térmico sustituye de forma eficaz la energía perdida de los gases mediante conducción y convección durante el tránsito a través del conducto. De esta forma, el elemento térmico del conducto garantiza que los gases administrados están a una temperatura y humedad óptimas.

60

65

Cánula nasal

La cánula nasal 30 de la presente invención se muestra en la vista lateral en la Figura 3 cuando se coloca

dentro de las fosas nasales 31 de un paciente. Un extremo del tubo de entrada 32 se sujeta al extremo 7 del conducto 6 (véase la Figura 1) y admite el flujo de gases desde la fuente presurizada que administra gases y el humidificador. El otro extremo del tubo 32 termina en una conexión en y en la que cada uno de los brazos de la Y son tubos 32, 33. Estos tubos se conectan a los dos dientes nasales de la cánula. El diámetro del tubo de entrada 32 y los tubos 33, 34 son tan grandes como sea posible para garantizar una pérdida de presión mínima en los gases antes de la administración al paciente.

Haciendo referencia a las Figuras 3 a 6, sujetos de forma operativa a un cuerpo 44 se encuentran dos dientes nasales 40, 41. Los gases fluyen desde el tubo de entrada 32 que se bifurca, en una conexión en y, en dos tubos 32, 33 y estos tubos se sujetan de forma operativa a los dientes nasales 40, 41. Cada uno de los dientes 40, 41 se prolonga al interior de una correspondiente fosa nasal del paciente. Los dientes 40, 41 y cuerpo 44 se sujetan a la cara del paciente mediante una tira 43. La tira 43 se sujeta al cuerpo por medios de unión adecuados, por ejemplo, VELCRO™, que puede ajustarse para adaptarse al tamaño de la cabeza del paciente y garantiza que los dientes 40, 41 permanecen dentro de las fosas nasales del paciente y el cuerpo 44 se adapta cómodamente contra la cara del paciente.

Haciendo referencia a las Figuras 5 y 6, los dientes 40, 41 se inclinan hacia dentro en dirección al tabique de la nariz, lo que significa que los dientes son anatómicamente correctos y siguen la cavidad nasal hacia la parte posterior (como puede verse también en la Figura 3).

Los propios dientes 40, 41 son de forma redonda o elíptica o pueden conformarse para corresponder a las dimensiones interiores de la cavidad nasal. El diámetro de cada una de las cánulas se elige para que el paciente pueda expulsar los gases exhalados a través de cada uno de los dientes, tal como indican las flechas A y B en la Figura 3, donde la flecha A muestra la dirección de los gases inhalados y la flecha B muestra la dirección de los gases exhalados.

En la realización en la que los dientes 40, 41 siguen la forma interior de los orificios nasales del paciente, se consigue un flujo de gases más eficiente dentro de los pulmones del paciente. Con la cánula conformada de este modo, los flujos de gases se dirigen hacia el orificio nasal principal de forma más precisa. En particular, cada uno de los dientes 40, 41 se curva hacia el plano sagital (medial), es decir, hacia el tabique de la nariz. Además, la parte superior 45, 46 de cada cánula apunta, durante el funcionamiento, hacia la parte posterior de la cabeza del paciente.

El conjunto completo de la cánula nasal, incluida la cánula, el cuerpo y los dientes que sujetan la cánula a la cara y las fosas nasales del paciente, se moldea con silicona u otro material flexible que se conozca en la técnica para la construcción de cánulas.

En otra realización de la presente invención, como se muestra en la Figura 7, la entrada a la cánula 70 se proporciona a través de un tubo. Aquí, los gases fluyen desde el tubo de entrada 71 a cada uno de los dientes 72, 73 y al interior de las correspondientes fosas nasales del paciente. La cánula de esta realización también se sujeta a una sección de cuerpo 74 que se conforma para adaptarse a los contornos de la cara del paciente. La cánula y el cuerpo se mantienen contra la cara del paciente nuevamente mediante una tira para la cabeza 75.

La cánula de la presente invención de acuerdo con una realización comprende una cánula de gran calibre para minimizar la resistencia al flujo y la velocidad de entrada. Para los adultos, ha resultado adecuado un diámetro de fosas nasales aproximado de 6 mm (el diámetro real depende de la forma de la cánula), en comparación con los 2-3 mm en la técnica anterior. Esto permite que la presente invención administre más de 30 l/min de gases enriquecidos con oxígeno, mientras que los sistemas de la técnica anterior con cánulas de pequeño calibre solamente pueden administrar un máximo absoluto de 6 l/min de gas seco o 20 l/min de gas humidificado, por los siguientes motivos:

a) Los flujos superiores a 20 l/min a través de la cánula existente (es decir, el sistema VAPOTHERM™) son ruidosos debido a la creación de un flujo de gas turbulento.

b) La cánula existente (es decir, el sistema VAPOTHERM™) tiene una elevada resistencia al flujo de gas, necesitando el uso de un suministro de gas con una presión superior a 50 cmH₂O.

c) Los flujos superiores a 20 l/min a través de la cánula de calibre estrecho existente (es decir, el sistema VAPOTHERM™) generan un chorro de gas al salir de la cánula que se vuelve irritante para las vías respiratorias durante cortos períodos de tiempo.

La espiración de gases por parte del paciente contra el elevado flujo entrante proporciona una presión positiva al final de la espiración (PEEP). La PEEP evita que las vías respiratorias y los alveolos se colapsen al final de la espiración y puede reabrir las vías respiratorias y los alveolos que ya se han colapsado. Esto mejora el intercambio de gases (disminución de shunt intrapulmonar), reduce la resistencia al flujo de aire (resistencia pulmonar), y reduce la rigidez de los pulmones (aumento de la

distensibilidad pulmonar). Los niveles de oxígeno y dióxido de carbono pueden mejorar, reduciendo la necesidad de oxígeno suplementario y la sensación de falta de aire. La PEEP también puede mejorar el rendimiento cardíaco aumentando la presión intratorácica media. La PEEP es especialmente ventajosa para ayudar en el tratamiento de enfermedades pulmonares obstructivas y la insuficiencia cardíaca, incluyendo enfisema, bronquiectasia, bronquitis crónica, fibrosis quística y edema pulmonar.

La cánula de gran calibre de la presente invención también permite el suministro de gases al paciente por encima del flujo inspiratorio máximo del paciente. En consecuencia, también se genera una pequeña cantidad de presión positiva durante la fase inspiratoria. Esto generará una presión inspiratoria positiva en las vías respiratorias (IPAP) que, al igual que la PEEP, evita que las vías respiratorias y los alveolos se colapsen y reduce el esfuerzo de inhalar. La IPAP es especialmente ventajosa para pacientes que sienten falta de aire durante la insuficiencia respiratoria.

La capacidad de la cánula de la presente invención de proporcionar estas formas de soporte de presión también permite que la cánula administre oscilaciones de presión al paciente. Se sabe que las oscilaciones de presión mejoran la eliminación de esputo desde los pulmones y el intercambio de gases respiratorios entre la sangre y el aire alveolar.

La cánula de la presente invención no crea una junta contra las fosas nasales y, por tanto, permite una filtración continua de gas fuera de la nariz entre la cánula y las fosas nasales. En el caso de un ajuste incorrecto que provoque que los dientes se sellen contra las fosas nasales, se proporciona una realización de la cánula nasal de la presente invención con una válvula de alivio de presión. Esta válvula garantizará que no se cause un barotrauma al paciente. Este alivio de presión podría ser similar en forma a una válvula CPAP como se conoce en la técnica o podría construirse integralmente dentro del moldeado de la cánula nasal como se muestra en la Figura 8. El flujo continuo alrededor de las fosas nasales que permite el dispositivo no sellante elimina además la necesidad de una salida de flujo oblicuo tal como la incorporada en el NASALAIRE™ fabricado por Innomed Inc.

Haciendo referencia ahora a las Figuras 8 y 9, se muestra una realización de cánula nasal con dientes 80 (sin tiras para la cabeza adicionales y similares) que tiene una válvula de alivio de presión 81. La válvula de alivio de presión 81 es una solapa desmontable que se coloca frente al colector 82 de la cánula. La válvula de alivio 81 se fabrica preferentemente de un material flexible blando, tal como silicona. El colector 82 tiene tres rebajes 83, 84, 85 situados dentro. Durante el funcionamiento, el rebaje intermedio 84 de estos rebajes tiene situado dentro un saliente 86 en forma de flecha que forma parte de la válvula de alivio 81. El saliente 86, que está fabricado de un material flexible blando puede empujarse a través del rebaje 84, con el fin de colocar la válvula 81 en el colector. La forma del saliente es tal que es necesaria una gran fuerza de tracción sobre la válvula 81 antes de poder extraer el saliente 84 del colector 82. Dado que los extremos 87, 88 de la solapa 81 están fabricados de un material elástico, son capaces de ser empujados hacia fuera (como se muestra en la Figura 9), cuando la cánula está en funcionamiento y cuando existe una presión excesiva en el colector o los dientes, para permitir que los gases se liberen a través de los rebajes 83, 85 laterales en el colector.

Hay que tener en cuenta que las Figuras 8 y 9 muestran simplemente una realización de cánula nasal con una válvula de alivio de presión. Están previstas otras realizaciones con válvulas de alivio de presión, por ejemplo, realizaciones que incluyen válvulas de alivio de presión en el medio de humidificación, el medio de transporte de gases humidificados u otro lugar en la cánula nasal.

La cánula de la presente invención no requiere la reinhalación de los gases espirados; más bien, la cánula reduce el espacio muerto anatómico llenando la faringe con gases respiratorios frescos. Además, la cánula nasal de la presente invención no administra presión positiva continua en las vías respiratorias, sino que administra una forma de presión positiva en las vías respiratorias de dos niveles en la que la PEEP es mayor que la IPAP.

Otra consecuencia que proporciona la cánula nasal al permitir que se supere el flujo inspiratorio máximo es que todos los gases que está respirando el paciente se administran desde la cánula y no contienen ninguna parte de aire ambiente como en la técnica anterior. Esto permite que el porcentaje de oxígeno en la respiración del paciente se controle en toda la medida (hasta el 100 %) a conocer. Antes esto solamente ha sido posible con una máscara, que es mucho más claustrofóbica y restrictiva para el paciente y que dificulta seriamente la capacidad de hablar o comer del paciente. Por lo tanto, la cánula incorpora las ventajas de la máscara Venturi, la cánula nasal, y la máscara de no reinhalación manifestadas anteriormente sin las desventajas de incomodidad (máscara Venturi), una FiO2 irregular (cánula nasal de la técnica anterior), la necesidad de una junta hermética entre máscara y paciente (máscara de no reinhalación), y la posibilidad de reinhalar gases espirados (máscara de no reinhalación).

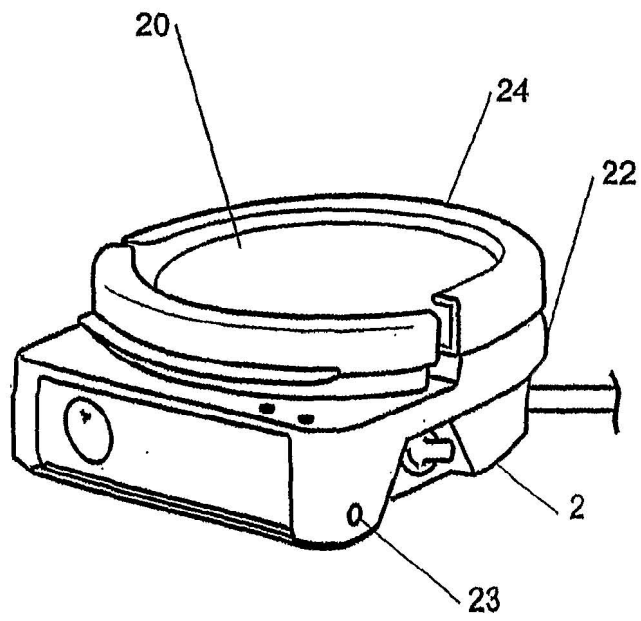
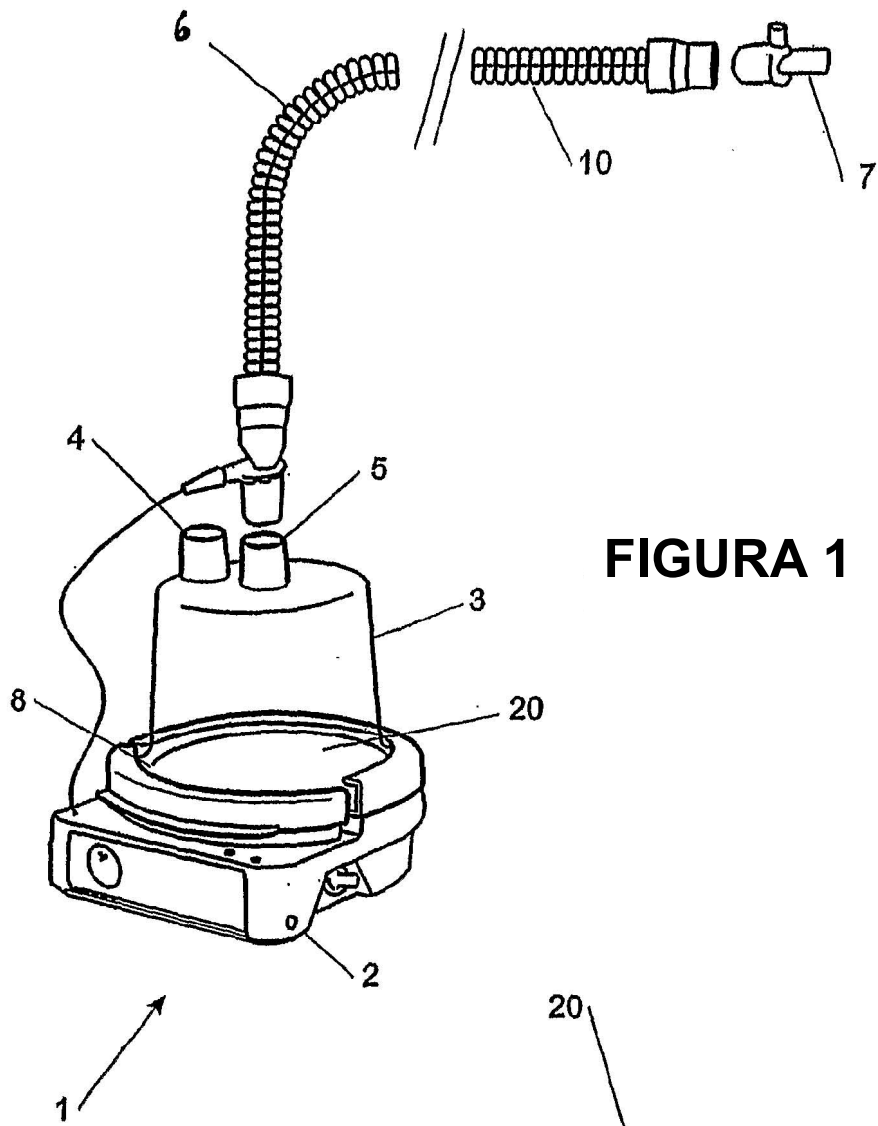
Por último, en resumen, la cánula nasal de la presente invención permite la administración de aire humidificado (tanto si el aire está mezclado con o sin oxígeno) a un paciente a flujos superiores a 30 l/min que ofrece los siguientes beneficios con respecto a la cánula tradicional.

ES 2 568 604 T3

- 1) Una elevada FiO₂ (fracción de oxígeno inspirado), donde una cánula normal proporciona menos del 32 %.
 - 2) Una FiO₂ conocida que es equivalente a una máscara facial.
 - 3) Una PEEP (presión positiva al final de la espiración) provocada por espirar contra el flujo de gases hacia dentro.
 - 4) Una IPAP (presión inspiratoria positiva en las vías respiratorias) en la que el flujo administrado es mayor que el flujo inspiratorio máximo.
 - 5) Administra oscilaciones de presión.
 - 6) Reduce la falta de aire.
- 10 Exposición de las realizaciones
1. Un aparato de respiración asistida que comprende:
 - una fuente presurizada de gases, un medio de humidificación adaptado para, durante el funcionamiento, estar en comunicación fluida con dicha fuente de gases y adaptado para, durante el funcionamiento, humidificar dichos gases, un medio de transporte de gases humidificados adaptado para, durante el funcionamiento, estar en comunicación fluida con dicho medio de humidificación y adaptado para, durante el funcionamiento, transportar dichos gases humidificados, un medio de calentamiento dispuesto dentro de dicho medio de transporte y adaptado para, durante el funcionamiento, calentar dichos gases a medida que atraviesan dicho medio de transporte, y una cánula nasal, que se adapta para administrar dichos gases humidificados a dicho paciente, incluyendo dicha cánula nasal al menos un conducto de gran calibre que permite una administración de alto flujo de dichos gases humidificados y genera presión positiva en las vías respiratorias de dicho paciente, estando dicha cánula nasal adaptada para, durante el funcionamiento, estar en comunicación fluida con dicho medio de transporte.
 - 2. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con la cláusula 1 en el que se proporciona dicha cánula con dos dientes nasales que no se sellan dentro de las fosas nasales de dicho paciente.
 - 3. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con la cláusula 2 en el que dichos dientes nasales se conforman para que sean anatómicamente correctos para el orificio nasal de dicho paciente.
 - 4. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con cualquiera de las cláusulas 2 o 3, en el que dichos dientes nasales se inclinan hacia dentro en dirección del tabique de la nariz y son de forma redonda o elíptica, o de una forma que corresponde a las dimensiones del interior de las fosas nasales de dicho paciente.
 - 5. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con cualquiera de las cláusulas 2 a 4, en el que cada uno de dichos dientes nasales dirige el flujo de gases hacia la parte posterior de la cabeza del paciente, de forma que los gases fluyen directamente a través de los orificios nasales de dicho paciente.
 - 6. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que uno de dicho medio de humidificación, dicho medio de transporte de gases humidificados y dicha cánula nasal incluye una válvula de alivio de presión para garantizar que la presión de los gases puede liberarse tras un ajuste incorrecto de dichos dientes o el sellado de dichos dientes dentro de las fosas nasales de dicho paciente.
 - 7. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con cualquiera de las cláusulas 1 a 6, en el que una parte importante de dichos gases comprende gas oxígeno.
 - 8. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con la cláusula 7 en el que dicha parte es superior al 21 %.
 - 9. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con la cláusula 1 en el que dicho medio de calentamiento comprende un cable calentador dispuesto en su interior, a lo largo o alrededor de dicho medio de transporte.
 - 10. Un aparato de respiración asistida de acuerdo con cualquiera de las cláusulas 1 o 9 en el que dicho medio de calentamiento se adapta para mantener dichos gases a una temperatura por encima del punto de saturación.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una cánula nasal (30, 70) que comprende:
- 10 un único orificio de entrada provisto de un tubo de entrada (71) adaptado para, durante el funcionamiento, estar en comunicación fluida con una fuente presurizada de gases, y dientes nasales (40, 41; 72, 73) adaptados para, durante el funcionamiento, estar en comunicación fluida con dicho tubo de entrada (71) y adaptados para, durante el funcionamiento, administrar dichos gases a un paciente, en el que dicho tubo de entrada (71) se adapta para, durante el funcionamiento, permitir que dichos gases fluyan a través de dichos dientes nasales (40, 41; 72, 73) y dentro de las correspondientes fosas nasales del paciente y,
- 15 dicha cánula nasal (30, 70) sujeta a una sección de cuerpo (44, 74), en la que dicha cánula nasal (70) y dicha sección de cuerpo (44, 74) se mantienen contra la cara del paciente mediante una tira para la cabeza (75), conformándose dicha sección de cuerpo (44, 74) para adaptarse a los contornos de la cara del paciente, caracterizada por que dichos dientes nasales se inclinan, durante el funcionamiento, hacia dentro en dirección del tabique de la nariz y se curvan hacia el plano sagital (medial) y,
- 20 en la que dichos dientes nasales, durante el funcionamiento, siguen la cavidad nasal hacia la parte posterior y siguen la forma interior de los orificios nasales del paciente y,
- 25 en la que la parte superior (45, 46) de dichos dientes nasales apunta, durante el funcionamiento, hacia la parte posterior de la cabeza del paciente.
2. Una cánula nasal, como se reivindica en la reivindicación 1, en la que dichos dientes nasales (40, 41; 72, 73) se sujetan a dicho tubo de entrada (71).
3. Una cánula nasal como se reivindica en la reivindicación 1 o reivindicación 2, en la que dicho tubo de entrada (71) se prolonga a un lado de dicha cánula nasal (30, 70).
- 30 4. Una cánula nasal como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en la que dichos dientes nasales (40, 41; 72, 73) no crean una junta contra las fosas nasales de la nariz del paciente.
5. Una cánula nasal como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en la que dicha cánula nasal (30, 70) comprende una válvula de alivio de presión (81).
- 35 6. Una cánula nasal como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en la que un conjunto completo de la cánula nasal, incluida la cánula nasal (7), la sección de cuerpo (74) y los dientes nasales (40, 41; 72, 73) que sujetan la cánula nasal (30, 70) a la cara y las fosas nasales del paciente, se moldean con silicona u otro material flexible.
- 40 7. Un aparato de respiración asistida que comprende:
- una fuente presurizada de gases,
- un medio de humidificación (1) adaptado para, durante el funcionamiento, estar en comunicación fluida con dicha fuente presurizada de gases y adaptado para, durante el funcionamiento, humidificar dichos gases,
- 45 un medio de transporte de gases (6) adaptado para, durante el funcionamiento, estar en comunicación fluida con dicho medio de humidificación (1) y adaptado para, durante el funcionamiento, transportar dichos gases,
- un medio térmico (10) dispuesto dentro de dicho medio de transporte (6) y adaptado para, durante el funcionamiento, calentar dichos gases a medida que atraviesan dicho medio de transporte (6), y
- 50 una cánula nasal (30, 70) como se define en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en la que, durante el funcionamiento, dicha cánula nasal permite que dichos gases fluyan a través de dichos dientes nasales (40, 41; 72, 73) y dentro de las correspondientes fosas nasales del paciente.



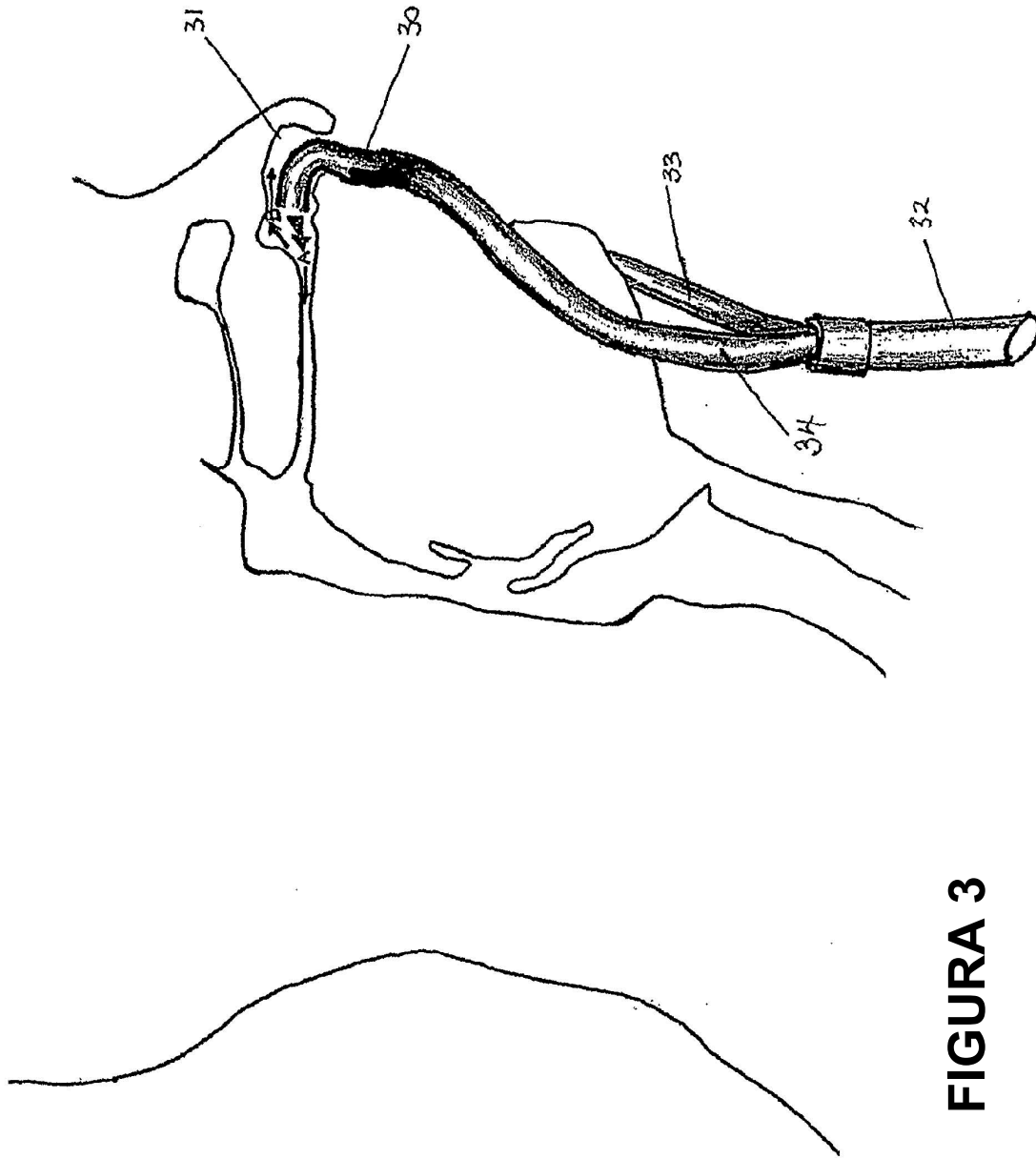


FIGURA 3

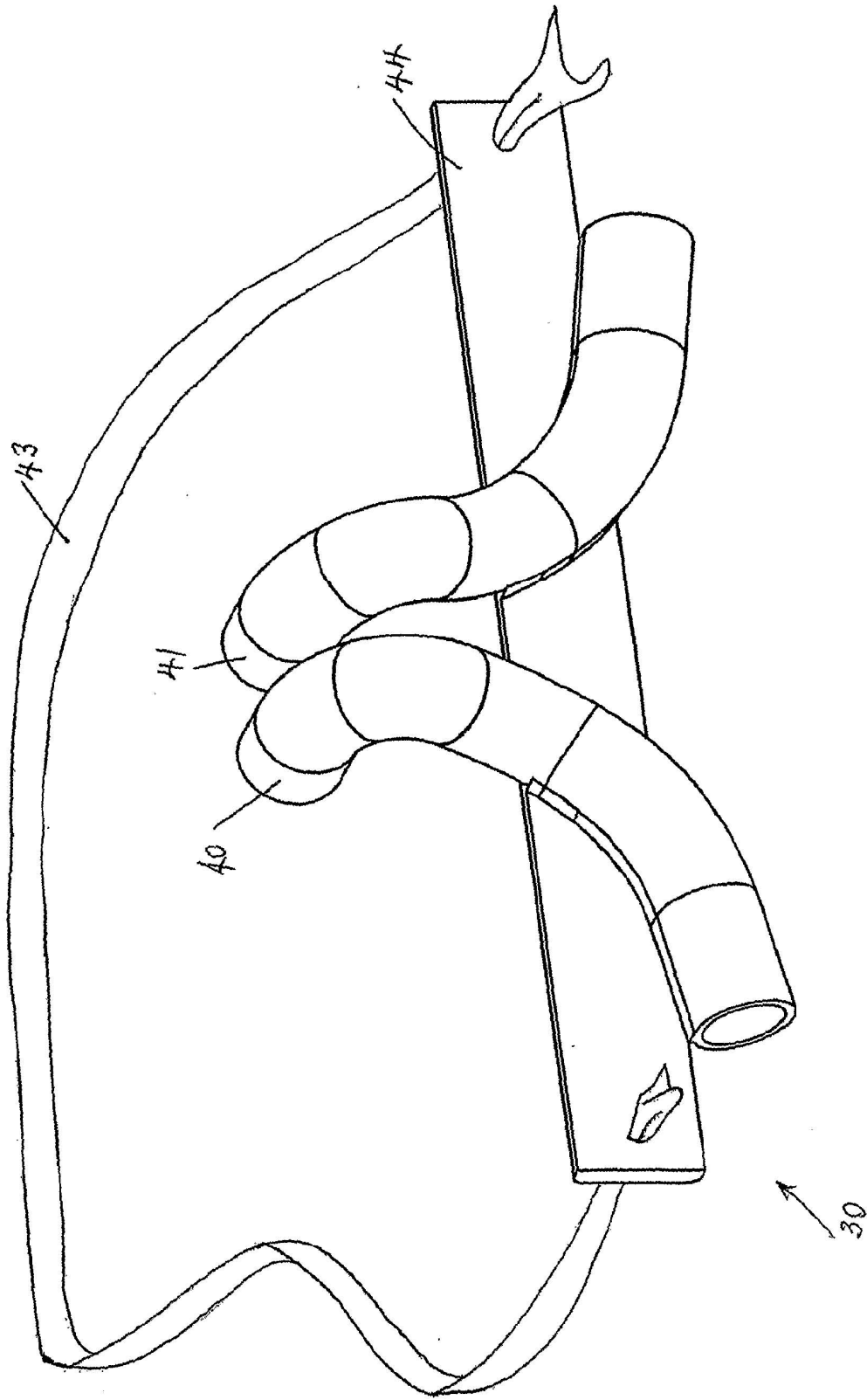


FIGURA 4

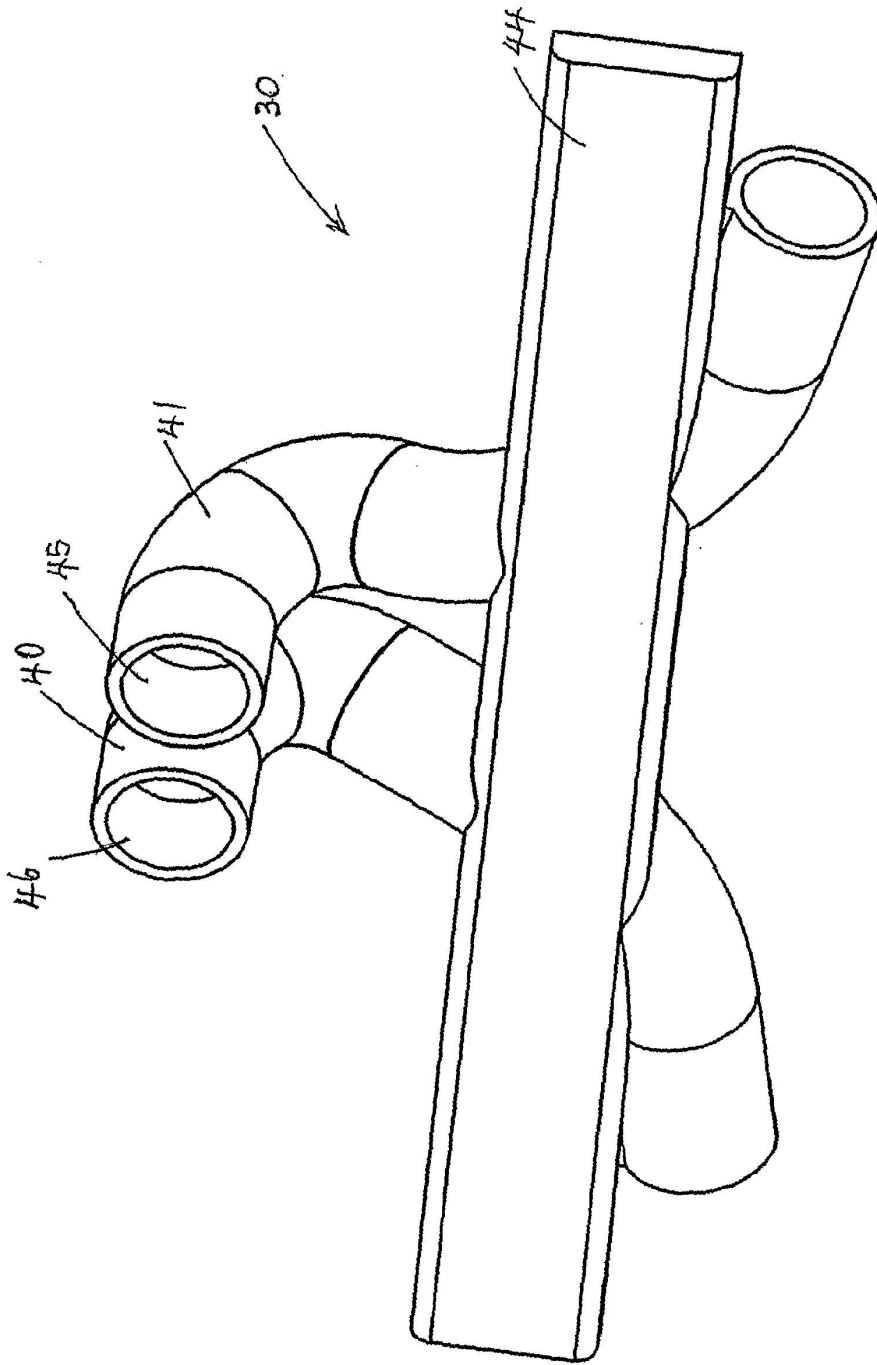


FIGURA 5

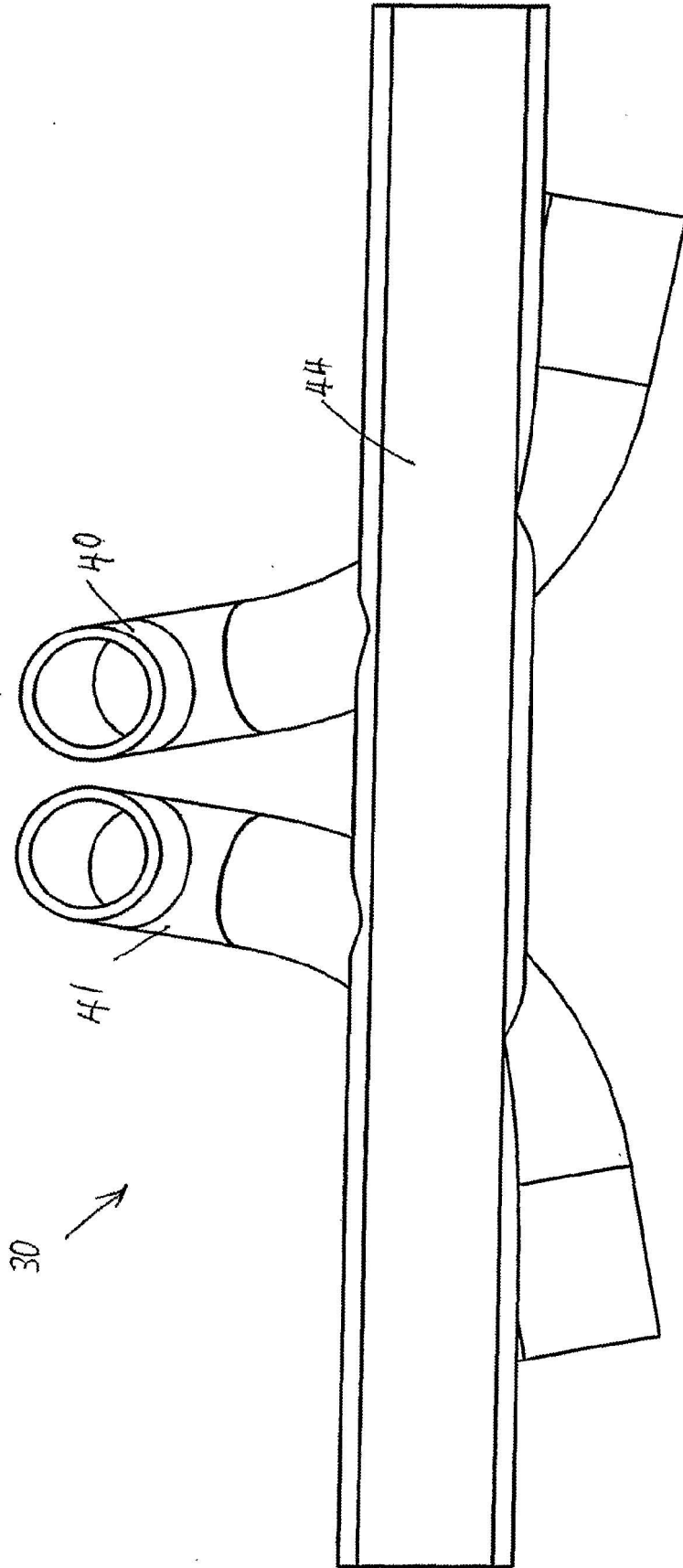


FIGURA 6

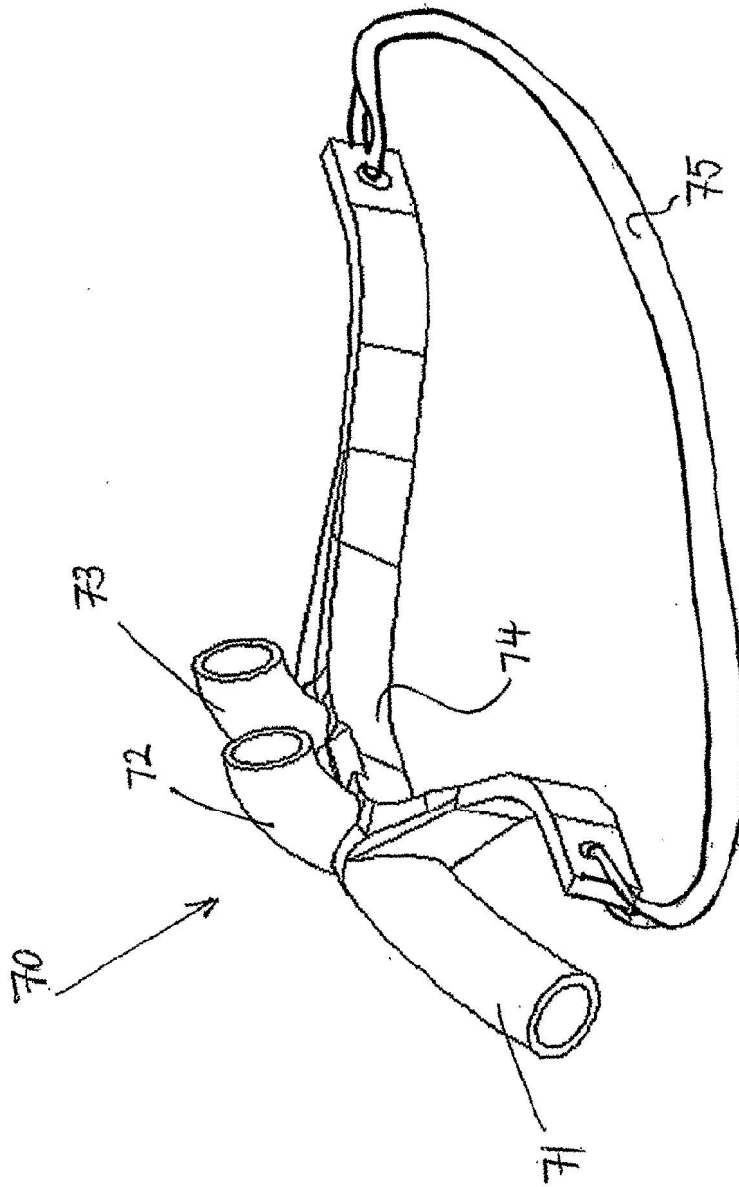


FIGURA 7

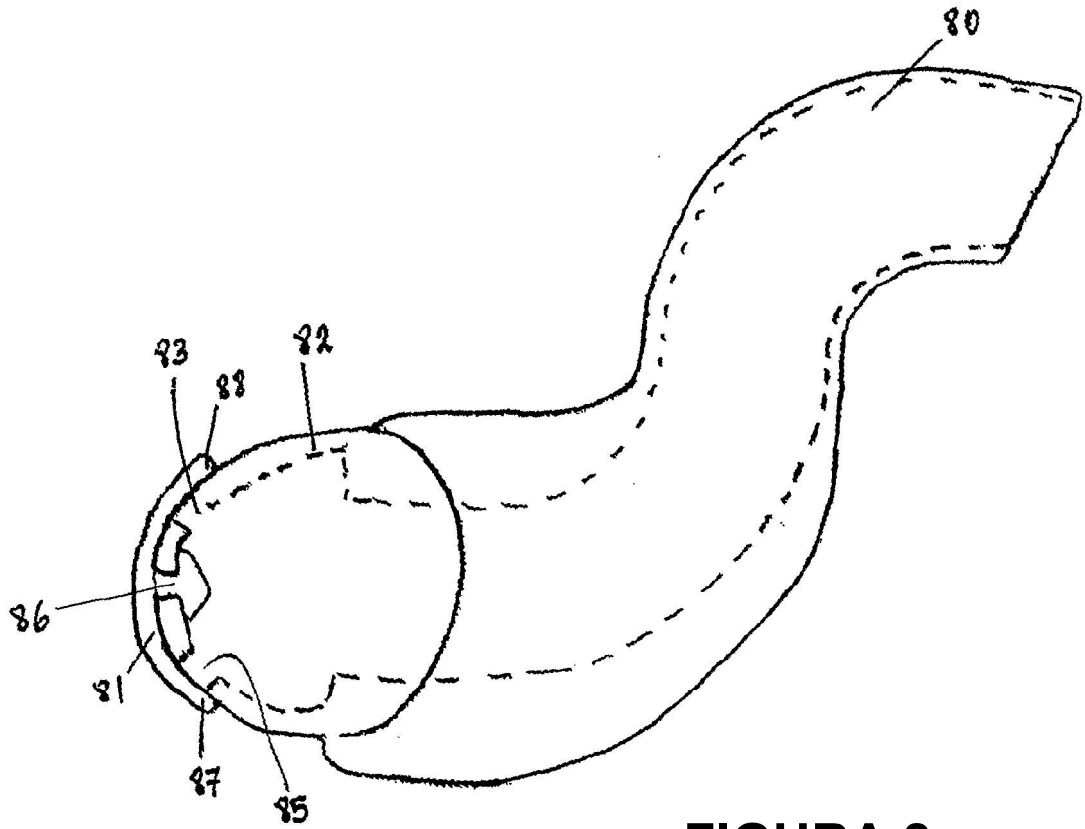


FIGURA 8

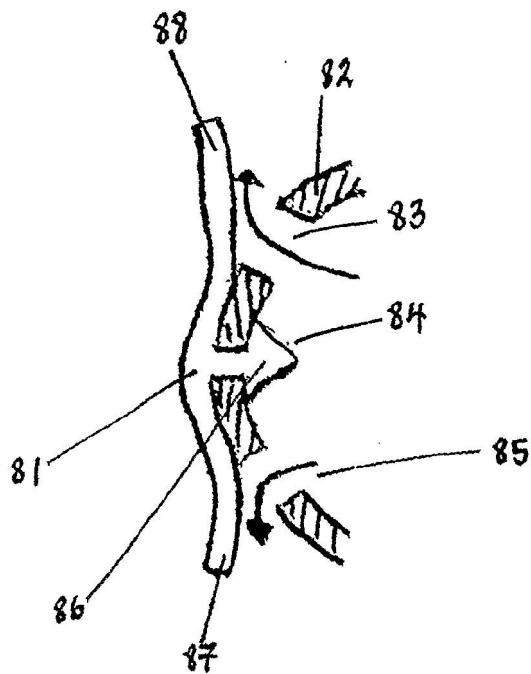


FIGURA 9