

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 784 382**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/12 (2006.01)
A61M 16/14 (2006.01)
A61M 16/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.03.2008** **E 17155101 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.01.2020** **EP 3181174**

54 Título: **Elemento de inversión de corriente de gas**

30 Prioridad:

16.03.2007 DE 102007013385

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

24.09.2020

73 Titular/es:

**VENTINOVA TECHNOLOGIES B.V. (100.0%)
Meerenakkerplein 7
5652 BJ Eindhoven, NL**

72 Inventor/es:

ENK, DIETMAR

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 784 382 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

Elemento de inversión de corriente de gas

El objeto de la presente invención se refiere a un elemento de inversión de corriente de gas y a un procedimiento para generar opcionalmente una corriente de gas desde o hacia un conector de línea para el intercambio de gas en espacios cerrados o solo parcialmente ventilados. Una aplicación es la conexión de dicho elemento de inversión de corriente de gas a un catéter o a una cánula que puede insertarse en las vías respiratorias de un paciente.

En la respiración asistida a un paciente, normalmente se utiliza una máscara o tubo, a través de los cuales se suministra a baja presión un gas o una mezcla de gases, en particular oxígeno y aire, a las vías respiratorias obturadas al exterior. Alternativamente, sin embargo, dicho gas o mezcla de gases puede inyectarse a sacudidas a alta presión y alto flujo a través de un catéter delgado, sin bloquear a las vías respiratorias abiertas al exterior (la llamada ventilación por chorro). Este procedimiento se usa hoy particularmente en intervenciones de diagnóstico y terapéuticas en las vías respiratorias altas o los pulmones. Sin embargo, mediante este procedimiento, un paciente también puede recibir oxígeno a través de un catéter o una cánula insertados a través de la piel directamente en la tráquea colocada de esta manera (la llamada ventilación por chorro transtraqueal). Este procedimiento especial es parte de los algoritmos actualmente válidos para manejar vías respiratorias con complicaciones y, en particular, la situación en la que no puede aplicarse la respiración artificial a un paciente o no puede ser intubado convencionalmente (situación llamada "imposibilidad de ventilar, imposibilidad de intubar").

En condiciones desfavorables, sin embargo, la ventilación por chorro transtraqueal también puede ser potencialmente mortal. Si las vías respiratorias del paciente están bloqueadas en gran medida o incluso por completo, por ejemplo debido a hinchazón o hemorragia, el pulmón del paciente se hincha cada vez más cuando se inyecta oxígeno. A este respecto existe la amenaza de un desgarro pulmonar (llamada barotraumatismo). Además, el aumento de la presión en el tórax puede conducir a un trastorno circulatorio que no es menos peligroso para el paciente o a un colapso circulatorio, ya que la sangre ya no puede retornar al corazón en un grado suficiente.

Se conoce desde hace algún tiempo el modulador de flujo de oxígeno "*oxygen flow modulator*", que en la situación crítica descrita se convierte en un conducto de aire bidireccional. Esto se describe, por ejemplo, en un folleto "*Products for the difficult airway*" publicado en 2004 en la página 10 por la empresa Cook Medical Incorporated.

Al cerrar y abrir intermitentemente varias aberturas, este instrumento no solo permite controlar de manera muy fácil el flujo de oxígeno al paciente, sino también aliviar la presión en el tórax. Con este instrumento, es posible asegurar el suministro de oxígeno de un paciente al menos brevemente, incluso en el caso de vías respiratorias superiores completamente obstruidas, por medio de un catéter introducido o una cánula punzonada en la tráquea.

Aproximadamente 3,5 litros de aire respirable, pasivo en esta situación en caso de una distensibilidad media del tórax y una resistencia normal de las vías respiratorias por minuto, es decir, solo debido al ligero exceso de presión en el tórax, a través de un catéter con un diámetro interno de 2,0 mm a través del instrumento. pueden salir también de nuevo del pulmón hinchado pero son insuficientes para una respiración artificial adecuada de un adulto (llamada hiperventilación). El dióxido de carbono se retiene y, como resultado, se desarrolla rápidamente una hiperacidificación de la sangre (la llamada acidosis respiratoria).

El modulador de flujo de oxígeno rinde mucho más que los medios convencionales con los que solo se puede "inflar" al paciente. Sin embargo, no resuelve el problema de que los pacientes adultos no pueden ser ventilados lo suficiente a través de un catéter o una cánula con una sección transversal pequeña. Además de los riesgos mencionados, esta limitación en particular ha llevado recientemente a una discusión sobre la importancia de la ventilación de chorro en caso de emergencia en revistas especializadas.

El documento DE 20213420 U1 describe un ventilador, en particular para la respiración artificial transtraqueal de emergencia, con una fuente de gas comprimido controlable, un tubo ramificado para suministrar y descargar el gas respiratorio hacia y desde el paciente, empleándose una boquilla Venturi para respaldar la espiración. Este ventilador está construido más como un dispositivo de succión para secreciones pulmonares y similares, siendo importante la alta presión de succión, pero no el mayor volumen de flujo posible durante la succión. Según la literatura especializada, con este ventilador puede aumentarse la ventilación por minuto en aproximadamente 1 litro / minuto utilizando un catéter con un diámetro interno de 2,0 mm. Sin embargo, la ventilación por minuto resultante generalmente todavía no es suficiente para la ventilación normal de un adulto. El diseño tampoco prevé ninguna posibilidad de controlar con una mano la sobrepresión o presión negativa efectiva hacia el paciente.

El documento US 5 271 388 A divulga un ventilador de oscilación en el que se realiza una corriente de gas hacia y desde el paciente mediante una boquilla giratoria.

Del documento US 3 581 742 A se conoce un ventilador de alta presión, a través del cual se puede suministrarse aire al paciente incluso contra una fuerte resistencia.

Se conoce un dispositivo nebulizador por el documento US 2004/154617 A1, que se usa para suministrar medicamentos o similares.

A partir del documento FR 2 287 247 A se conoce un dispositivo para mostrar la actividad respiratoria de un paciente.

El documento FR1 499 477 A se dirige a un dispositivo en el que se aplica respiración artificial a un paciente a través de una máscara. A este respecto el dispositivo debe adaptarse automáticamente al ritmo respiratorio del paciente.

5 Partiendo de esto, la presente invención se basa en el objetivo de crear un dispositivo sencillo y un procedimiento con los que se pueda suministrar oxígeno a los pulmones, por un lado, pero por otro lado también pueda expulsarse activamente de los pulmones dióxido de carbono o el aire respiratorio usado en un grado suficiente.

Este objetivo se logra mediante un elemento de inversión de corriente de gas con las características de la reivindicación 1. Desarrollos y configuraciones ventajosas del elemento de inversión de corriente de gas y del procedimiento son objeto de las reivindicaciones dependientes en cada caso.

10 El elemento de inversión de corriente de gas según la invención sirve para aprovechar un suministro de gas bajo sobrepresión, en particular oxígeno, para generar selectivamente una corriente de gas desde o hacia un conector de línea, en particular para la conexión a un catéter o cánula que puede insertarse en las vías respiratorias de un paciente. Está configurado como una pieza principal con una pieza de ramificación, en donde la pieza principal une un conector de presión para la conexión al suministro de gas con al menos una abertura de salida que puede cerrarse y la pieza
15 de ramificación conduce desde la pieza principal a un conector de línea. A este respecto, una boquilla, en particular una boquilla de inyector, está diseñada y dispuesta en la pieza principal de manera que en la pieza de ramificación mediante un corriente de gas que fluye desde el conector de presión a través de la boquilla hasta la abertura de salida también puede generarse una corriente de gas en la dirección de la abertura de salida, presentando la pieza principal desde pieza de ramificación hasta la abertura de salida una sección transversal de flujo sustancialmente constante o
20 creciente en la dirección de la abertura de salida. En principio, puede seleccionarse cualquier principio de diseño para la boquilla que genere un efecto de succión por medio de una corriente de gas.

Sin embargo, en este caso preferentemente se aplica el principio de una bomba de chorro de gas. En particular con vistas a la aspiración de volúmenes de gas mayores, es importante a este respecto renunciar en la medida de lo posible a una constricción de la sección transversal en la pieza principal entre la pieza de ramificación y la abertura de
25 salida.

Hay distintas posibilidades de lograr un buen funcionamiento del elemento de inversión de corriente de gas. Los experimentos han demostrado que hay dimensiones de la boquilla y el canal de mezcla que muestran buenos resultados a una velocidad subsónica, pero también pueden utilizarse dimensiones para una velocidad de salida de la boquilla en el rango supersónico.

30 Los experimentos han demostrado que en una forma de realización de la invención, la propagación de la corriente de gas después de salir de la boquilla a un canal de mezcla puede dividirse en tres áreas características, el área de expansión, el área de remolino y el área de movimiento uniforme. El área de expansión comienza inmediatamente en la salida de la boquilla. En este punto, la corriente de aire no puede seguir el borde afilado de la boquilla y se expande en una longitud que se corresponde con aproximadamente de 3 a 5 veces el diámetro de la boquilla. Al área de expansión se une el área de remolino en la cual se configura un flujo turbulento en la corriente de gas. En esta área,
35 el gas entrante se mezcla con el gas ubicado en la pieza principal y se transporta junto con este en la dirección de la abertura de salida. El área de remolino generalmente se configura en una longitud que se corresponde con aproximadamente de 5 a 7 veces el diámetro de la boquilla. Al área de remolino se une el área de movimiento uniforme, en la cual el gas entrante se mezcla homogéneamente con el gas previamente ubicado en la pieza principal. En este caso, casi no ocurren flujos turbulentos, sino que el gas o la mezcla de gases se mueve uniformemente en la dirección de la abertura de salida. Por lo tanto, el canal de mezcla debería presentar al menos una longitud que se corresponda con 8 veces el diámetro de la boquilla. Se prefieren longitudes del canal de mezcla que se corresponden con de 5 a
40 30 veces el diámetro de la boquilla.

En el diámetro, el lumen de la pieza de ramificación y de la pieza principal entre la boquilla y la abertura de salida no es convenientemente más pequeño que el lumen del catéter o de la cánula que puede introducirse en las vías respiratorias de un paciente (por ejemplo, al menos 2 mm cuando se usa un catéter con un diámetro interno de 2 mm), ya que de lo contrario, especialmente para la salida o succión del gas desde los pulmones se crea una resistencia adicional molesta. Una abertura o aberturas significativamente más grandes hacia la pieza de ramificación llevan nuevamente al problema estructural de acomodarlas en el lumen más pequeño de la pieza principal. Además, esto
45 como también un lumen significativamente mayor de la pieza de ramificación, no tiene ningún efecto relevante sobre la resistencia al flujo, que se determina entonces principalmente por el catéter o la cánula que puede insertarse en las vías respiratorias de un paciente.
50

La forma de realización descrita no solo permite que un gas o mezcla de gases se suministre bajo presión excesiva a un catéter o una cánula y, por lo tanto, cause una corriente de gas hacia el paciente, sino que también permite usar una corriente de gas o de mezcla de gases para generar presión negativa y, con ello una corriente de gas en un catéter o una cánula lejos del paciente. Esto puede suceder alternativamente abriendo y cerrando la abertura de salida, aunque al elemento de inversión de la corriente de gas solo se suministre de sobrepresión.
55

Para la seguridad del paciente, es importante que no se ejerza ningún tipo de influencia en las vías respiratorias en

5 caso de una manipulación por descuido del elemento de inversión de corriente de gas. Por lo tanto, es ventajoso si existe preferentemente al menos una abertura de seguridad en la pieza de ramificación. Preferentemente, incluso deberían existir dos, de manera particularmente preferente, dos aberturas de seguridad una al lado de la otra o enfrentadas entre sí. A este respecto, estas aberturas de seguridad sirven al mismo tiempo para controlar la sobrepresión o presión negativa en la dirección del paciente. En la liberación, también actúan como aberturas de compensación de presión y permiten la compensación de una sobrepresión o presión negativa intratorácica si la respiración artificial por chorro se detiene brevemente. Esto permite que la presión en los pulmones pueda equilibrarse con la presión externa. Esto es particularmente importante cuando se tienen unas vías respiratorias completamente obstruidas y no sabe si los pulmones del paciente están actualmente demasiado inflados o vaciados.

10 Cuando el conector de presión del elemento de inversión de corriente de gas está conectado a una fuente de gas comprimido, el gas circula a través de la boquilla hacia la abertura de salida, lo que sin aberturas de seguridad conduce directamente a una presión negativa en el conector de línea y, por lo tanto, posiblemente también en las vías respiratorias. Esto se evita mediante las aberturas de seguridad aún abiertas, que deberían tener una sección transversal suficientemente grande para este propósito, ya que la presión negativa se compensa con el aire ambiente que entra allí. Solo cuando todas las aberturas de seguridad se cierran de manera encauzada, por ejemplo con los
15 dedos de un operador, se desarrolla una presión negativa en la conexión de la línea.

20 Al cerrar adicionalmente la abertura de salida, también se puede dirigir un gas o mezcla de gases hacia las vías respiratorias. En cambio, cuando se liberan las aberturas de seguridad, por otro lado, el gas o la mezcla de gases escapa inmediatamente cuantitativamente al aire ambiente. Una respiración artificial efectiva se logra abriendo y cerrando alternativamente la abertura de salida con las aberturas de seguridad cerradas. La abertura de salida está conformada preferentemente como un embudo que se abre hacia afuera que no puede cerrarse accidentalmente de forma tan fácil como una pequeña abertura de salida.

25 Particularmente en el caso de un suministro de emergencia, es ventajoso, de acuerdo con una realización preferida de la invención, disponer la abertura de salida y las aberturas de seguridad de manera que puedan cerrarse total o parcialmente, individualmente o juntas, preferentemente con los pulpejos de la mano y / o los dedos de una sola mano de un ayudante u operador. Así, un ayudante puede llevar a cabo la respiración artificial con una mano, interrumpirla o regularla según sea necesario cerrando parcialmente las aberturas, pero aún tiene la otra mano libre para otras medidas o actividades (por ejemplo, asegurar el catéter o la cánula).

30 El conector de presión del elemento de inversión de corriente de gas está diseñado preferentemente para establecer una conexión con una fuente de gas comprimido, preferentemente una botella de presión de oxígeno. La mayoría de las ambulancias de emergencia o urgencias tienen al menos una pequeña botella a presión de oxígeno (por ejemplo, 2 litros) con la cual el elemento de inversión de la corriente de gas puede funcionar durante un período de al menos 20 minutos.

35 Puede ser necesario agregar medicamentos al gas o la mezcla de gases. Para este propósito, puede estar dispuesto un acceso lateral que puede cerrarse de manera particularmente ventajosa en la pieza de ramificación, preferentemente entre las aberturas de seguridad y el conector de línea. Por ejemplo, la adrenalina, los anestésicos locales, los secretolíticos y similares pueden pulverizarse finamente hacia el paciente mediante el gas o la mezcla de gases que fluyen rápidamente. Esto significa que un medicamento puede distribuirse en los bronquios eficazmente y sobre un área grande y, por lo tanto, se absorbe cuantitativamente más rápido. Además, el acceso lateral ofrece una
40 posibilidad de conexión para una línea de capnometría, a través de la cual puede extraerse del aire respiratorio aspirado una pequeña muestra para medir la concentración de dióxido de carbono. De esta manera, la efectividad de la respiración artificial puede estimarse en su evolución (la ventilación disminuye o aumenta con el tiempo). La conexión directa o indirecta de un dispositivo de medición de presión o de flujo de gas también es concebible.

45 Según la invención, la pieza principal y la pieza de ramificación forman en conjunto preferentemente una pieza en T con la pieza principal como barra transversal. Esto hace que la estructura sea particularmente clara y la construcción de la boquilla muy simple.

50 Alternativamente, se propone un elemento de inversión de corriente de gas según la invención, en el que la pieza principal y la pieza de ramificación forman juntas aproximadamente una pieza en Y, formando la abertura de salida la base de la Y. Una disposición en la que la pieza de ramificación forma un ángulo entre 10 ° y 90 ° con respecto a una pieza principal recta también puede ser ventajosa para la guía de flujo.

Para simplificar la producción, el elemento de inversión de corriente de gas según la invención está compuesto preferentemente por varios subelementos, en particular atornillados. Esto permite el uso de componentes estándar para una parte de la disposición.

55 El conector de presión y / o el conector de línea y, dado el caso, el acceso lateral también están realizados preferentemente como una conexión llamada "conexión de Luer" para permitir la unión resistente a la presión y estanca a la presión con componentes estándar.

Por razones de seguridad, parece razonable encapsular la parte de alta presión del elemento de inversión de corriente de gas, incluida la toma de la manguera de conexión.

En general, según la invención, el elemento de inversión de la corriente de gas debe estar hecho esencialmente de plástico, constando la boquilla de plástico o un inserto metálico.

5 Algunos de los procedimientos según la invención para hacer funcionar un elemento de inversión de corriente de gas se explican a continuación. El procedimiento consiste principalmente en aplicar una presión de gas esencialmente constante, en particular presión de oxígeno, al conector de presión, cerrándose para generar sobrepresión en el conector de línea la abertura de salida, y dado el caso, todas las aberturas de seguridad y abriéndose para generar presión negativa la abertura de salida cuando las aberturas de seguridad están cerradas adicionalmente dado el caso.

10 Este principio de la aspiración de aire respiratorio través de un catéter o una cánula que puede insertarse en las vías respiratorias de un paciente hace posible combinar el elemento de inversión de corriente de gas con la ventilación de chorro convencional de una manera muy útil. No solo en una emergencia, puede aplicarse a un paciente la respiración artificial eficazmente a través de conductos con una pequeña sección transversal (por ejemplo, catéteres o cánulas insertadas en la tráquea por vía transcutánea, sino también los llamados cambiadores de tubos o canales de trabajo de fibra óptica flexible) (es decir, suministro suficiente de oxígeno con eliminación simultánea del dióxido de carbono resultante). Es irrelevante si las vías respiratorias superiores, como es esencial con la ventilación a chorro convencional, están abiertas o en cambio parcialmente, o sino completamente, obstruidas.

15 Para la utilización del elemento de inversión de corriente de gas según la invención es necesaria únicamente una botella de presión de oxígeno y una línea de conexión. El elemento de inversión de corriente de gas puede diseñarse de modo que en particular también pueda adaptarse o construirse para distintas presiones de las fuentes de oxígeno. Por ejemplo, las fuentes de oxígeno tienen una presión de muestreo de 3,5 bar en los Estados Unidos, pero de hasta 5 bar en Europa.

20 Una variable importante en el elemento de inversión de corriente de gas es la presión de radiación en la boquilla, por medio de la cual se genera una presión negativa en el conector de línea. La presión de radiación se correlaciona a este respecto directamente con el flujo y la velocidad de flujo resultante del gas o la mezcla de gases a través del elemento de inversión de corriente de gas y la velocidad del flujo del gas o la mezcla de gases a su vez con la presión negativa en el conector de línea. En vista de la alta potencia de succión deseada, se debe trabajar a velocidades de gas muy altas. Esto se puede lograr preferentemente a través de aberturas en la boquilla del inyector de 1 mm o menos. Con un flujo de gas a presión de 15 litros / minuto a través de dicha boquilla, pueden producirse velocidades de gas en el rango supersónico. También es importante que la presión negativa generada en la pieza de ramificación se pueda convertir en una corriente de gas relativamente alta, lo que se logra mejor si no hay constricciones de sección transversal en la pieza principal entre la pieza de ramificación y la abertura de salida que obstaculicen significativamente la corriente de gas.

25 El elemento de inversión de corriente de gas también puede combinarse con un medidor de flujo aguas arriba. Esto hace que sea muy fácil y rápido adaptarse al paciente (por ejemplo, así se aplica respiración artificial a niños con menos flujo de oxígeno, por lo tanto, menos presión de radiación en la boquilla y, por lo tanto, menos presión negativa en el conector de línea). A una reducción del flujo de (mezcla de) gas siempre le sigue una respiración artificial menos intensiva (reducción en la ventilación por minuto), pero a un aumento del flujo de (mezcla) gas le sigue una mayor respiración artificial (aumento en la ventilación por minuto).

30 Dado que un catéter o una cánula que se usa típicamente ofrece una resistencia al flujo considerable, la sobrepresión o presión negativa que actúa alternativamente en el conector de línea, se amortigua. Los cambios de presión en los pulmones de un paciente siempre se amortiguan primeramente por el volumen de gas que aún queda en los pulmones después de la exhalación normal (llamada capacidad residual funcional), y luego en forma secundaria por la pared elástica del tórax y el diafragma desplazable. Esto minimiza el riesgo de barotraumatismo. El barotraumatismo solo es posible si el usuario ha manejado el elemento de inversión de corriente de gas incorrectamente durante mucho tiempo. Por otro lado, el riesgo de colapso de segmento pulmonar (formación de la llamada atelectasia) en una aspiración larga e intensa de aire respiratorio desde los pulmones se compensa en cambio con un efecto circulatorio positivo, que es particularmente deseable en situaciones de emergencia, pues una presión baja en el tórax mejora el retorno de la sangre al corazón.

35 Las pruebas de respiración artificial en un modelo pulmonar con un flujo de oxígeno de 15 litros / minuto y una sobrepresión por encima de la presión ambiental de aproximadamente 1 bar utilizando un catéter transtraqueal de aproximadamente 10 cm de largo con un diámetro interno de 2 mm dio como resultado un volumen minuto respiratorio superior a la respiración artificial de un adulto. 6 litros / minuto medidos. Esto da como resultado entre el flujo volumétrico a través de la pieza de ramificación y el flujo volumétrico a través del conector de presión una relación de al menos 0,4: 1, preferentemente 0,6: 1 a 2: 1. También debe tenerse en cuenta en este caso que, en la ventilación por chorro, se elimina el espacio muerto anatómico a través de un catéter transtraqueal y, por lo tanto, fundamentalmente ya una ventilación por minuto más pequeña basta para una respiración artificial suficiente (la denominada respiración artificial normal) de un paciente.

40 Lo notable en los experimentos fue una relación más o menos fisiológica entre el tiempo de inspiración y de expiración (en este caso: tiempo de inyección de oxígeno y tiempo de succión del aire respirable). Esto minimiza los problemas circulatorios relacionados con la respiración artificial. En el caso de una salida pasiva de aire respirable a través de

dicho catéter transtraqueal, resulta en cambio una relación de inspiración / espiración grotesca con un tiempo de espiración que es mucho más largo que el momento de inspiración.

5 Es ventajoso limitar la presión negativa (presión relativa) a aproximadamente -0,3 bar, lo que se logró en los ensayos: Si el catéter o la cánula se encuentra en contacto con la membrana mucosa, no puede aspirar demasiado y, por lo tanto, puede dañar la membrana mucosa localmente. En principio, el catéter o la cánula también se aleja de la membrana mucosa con cada inyección.

10 La simple "conmutación" entre sobrepresión y presión negativa, aunque de buen funcionamiento y casi exenta de peligro para el paciente y usuario con inversión de flujo o de presión cíclica en el elemento de inversión de corriente de gas abre nuevas posibilidades, especialmente para respiración artificial de emergencia. La falta de cualquier tipo de mecánica o piezas móviles no solo hace que el dispositivo relativamente pequeño no requiera mantenimiento, sino que también sea fácil de entender y seguro de usar. Algo (en circunstancias muy desfavorables) que potencialmente peligroso solo puede ocurrir a través de la manipulación consciente del usuario, pero no a través de la conexión del elemento de inversión de corriente de gas como tal o al desenroscar una fuente de gas comprimido conectada.

15 El área de aplicación va mucho más allá de la situación "imposible ventilar, imposible intubar". Sin ninguna duda un paciente con una vías respiratorias superiores obstruidas parcial o temporalmente puede beneficiarse de este principio de respiración artificial, ya que la exhalación asistida por succión crea una vías respiratorias libres virtualmente más grandes. Incluso en pacientes con vías respiratorias superiores abiertas puede esperarse que debido a un intercambio de gases más efectivo o una mayor conversión de gases en los pulmones, la oxigenación será más rápida y al mismo tiempo la eliminación de dióxido de carbono será más efectiva.

20 También existe la posibilidad de ventilación por chorro simple: Para este propósito, solo la abertura de salida y las aberturas de seguridad deben cerrarse y liberarse nuevamente al mismo tiempo, es decir, la exhalación asistida por succión es solo una opción que puede usarse, pero no es obligatoria.

25 Es deseable implementar este principio en los ventiladores de chorro convencionales. Todos los dispositivos de hoy requieren que el paciente tenga unas vías respiratorias superiores suficientemente grandes y libres. En caso de obstrucción extensa o completa de las vías respiratorias (p. ej. mediante instrumentación), estos dispositivos se detienen tan pronto como se mida una presión excesiva en las vías respiratorias, con el resultado de que el paciente ya no está ventilado. Basándose en la presente invención, pueden construirse ventiladores de chorro que, independientemente de la sección transversal de las vías respiratorias libre e incluso con una obstrucción completa de las vías respiratorias, no solo pueden aplicar respiración artificial a un paciente lo suficiente, sino también de manera muy segura y efectiva.

30 Partiendo del principio funcional del elemento de inversión de corriente de gas, podría lograrse un control muy preciso de la relación inspiración / espiración y la frecuencia de respiración artificial mediante un disco perforado o una rueda perforada que gira sobre la abertura de salida. Mediante muescas adecuadas en este disco perforado o en esta rueda perforada también deberían establecerse tiempos de inspiración y de espiración para que el volumen de (mezcla) gas inyectado (mezcla) se extraiga a continuación nuevamente. Con un disco perforado que gira rápidamente o una rueda perforada, las frecuencias de respiración artificial en el sentido de respiración artificial de alta frecuencia (por ejemplo, para la respiración artificial con protección pulmonar de pacientes críticos) podrían lograrse de manera relativamente fácil, lo que técnicamente requiere mucho más esfuerzo en dispositivos convencionales. Esto abriría posibilidades completamente nuevas para intervenciones diagnósticas y terapéuticas.

40 Los ejemplos de realización de la invención, a los que sin embargo esta no está limitada se explican con más detalle a continuación con referencia al dibujo y muestran en particular:

45 figura 1 una sección longitudinal a través de un elemento de inversión de corriente de gas según la invención con dispositivos periféricos ilustrados esquemáticamente,
 figuras 2 y 3 configuraciones alternativas de boquilla y pieza principal,
 figura 4 esquemáticamente las proporciones de partes individuales del elemento de inversión de corriente de gas
 y
 figura 5 un elemento de inversión de corriente de gas con carcasa de forma ergonómica.

50 La figura 1 muestra un elemento de inversión de corriente de gas 1 con una pieza principal 2, que conecta un conector de presión 4 a una abertura de salida 5. El conector de presión 4 puede conectarse a través de una línea de conexión 13 a un suministro de gas 14 bajo sobrepresión en una fuente de gas comprimido 11. En general una botella de presión de oxígeno generalmente está disponible para el abastecimiento de emergencia de pacientes. Una pieza de ramificación 3 se bifurca de la pieza principal 2 y conduce a un conector de línea 6. En la pieza principal 2, está configurada una boquilla 7, a través de la cual el gas puede circular desde el conector de presión 4 hacia la abertura de salida 5, estando situada esta boquilla 7 cerca de la pieza de ramificación 3, de modo que el gas que circula a través de la boquilla 7 hacia la abertura de salida 5 crea una presión negativa en la pieza de ramificación 3. En este caso se aplica el principio de una bomba de chorro de gas. Sin embargo, puede seleccionarse cualquier disposición que pueda generar un efecto de succión por medio de una corriente de gas. Para este propósito, en particular no es necesario que la pieza de ramificación 3, como se muestra en el ejemplo de realización, forme un ángulo recto α (alfa)

con respecto a la pieza principal 2. Además, la pieza de ramificación 3 presenta una primera abertura de seguridad 8 y una segunda 9. Mientras estas dos aberturas de seguridad 8, 9 no se cierran de manera específica, el dispositivo no tiene influencia en las vías respiratorias del paciente, incluso cuando circula el gas. Solo cuando estas aberturas de seguridad 8, 9 se cierran se forma una presión negativa en la pieza de ramificación 3 siempre que la abertura de salida 5 esté abierta, y una sobrepresión cuando la abertura de salida 5 se cierra. Preferiblemente, todas las aberturas deberían estar dispuestas de tal manera que un operador pueda cerrarlas conscientemente con una mano, pero apenas sea posible accidentalmente. Al menos, la abertura de salida 5 debería cerrarse con un dedo, ya que debe abrirse y cerrarse alternativamente durante la respiración artificial. Con el fin de evitar en este caso una activación involuntaria en la medida de lo posible, la pieza principal 2 puede ensancharse en forma de embudo ante la abertura de salida 5. Como se indica esquemáticamente, también un disco perforado 16 giratorio con orificios de diferentes tamaños también puede estar dispuesto ante la abertura de salida 5, que luego puede ser girado a la posición deseada por un operador. La pieza de ramificación 3 además presenta un acceso lateral 12 que se puede cerrar a través del cual pueden añadirse medicamentos o pueden insertarse sondas. Puede conectarse un catéter 10 o una cánula al conector de línea 6. Cada uno de los conectores está configurado preferentemente como una conexión llamada "conexión de Luer". La disposición completa está fabricada preferentemente de plástico, pudiendo utilizarse la boquilla 7 también como parte metálica según sea necesario.

Las figuras 2 y 3 muestran configuraciones alternativas de la pieza principal 2 y la boquilla 7. La figura 2 muestra una configuración de la pieza principal 2 como una boquilla Venturi, en la desemboca que en el punto de la máxima velocidad y con ello de la presión mínima la pieza de ramificación 3. En ambas figuras 2 y 3, la pieza principal 2 detrás de la pieza de ramificación 3 forma un canal 15 que se ensancha cónicamente con un ángulo de apertura β (beta), por ejemplo de 1° a 7° .

La figura 4 muestra una ilustración esquemática adicional de una forma de realización del elemento de inversión de corriente de gas 1 con la pieza principal 2 y pieza de ramificación 3. D1 indica el diámetro interno de la boquilla 7, D2 el diámetro interno del canal de mezcla 17 y D3 el diámetro interno de la pieza de ramificación 3. L1 denota la longitud de la boquilla 7, L2 la longitud del canal de mezcla 17. En una disposición de prueba funcional preferida, el diámetro interno D1 de la boquilla 7 estaba entre 0,5 y 2 mm, preferentemente en 1 mm, el diámetro interno D2 del canal de mezcla 17 entre 1 y 5 mm, preferentemente 2 a 3 mm, en particular 2,5 mm. El diámetro interno D3 de la pieza de ramificación 3 era del mismo orden de magnitud que el diámetro interno D2 del canal de mezcla 17. La longitud L1 de la boquilla 7 era de 5 a 20 mm, preferentemente de 15 mm. La longitud L2 del canal de mezcla era de 10 a 40 mm, preferentemente de 20 a 30 mm, en donde la relación de la longitud L2 del canal de mezcla 17 y del diámetro interno D1 de la boquilla 7 estaba entre 2: 1 y 100: 1, preferentemente entre 5: 1 y 50: 1.

La figura 5 muestra una configuración adicional del elemento de inversión de corriente de gas 1, en la que el elemento de inversión de corriente de gas 1 está dispuesto en una carcasa 18 de forma ergonómica. La carcasa 18 a este respecto tiene una forma que se adapta a la mano humana. Las aberturas de seguridad 8, 9 pueden cerrarse con los dedos, la abertura de salida 5 puede cerrarse total o parcialmente con el pulgar. No importa si la abertura de salida 5, las aberturas de seguridad 8, 9, el conector de presión 4 y / o el conector de línea 6 están instalados directamente en la pared exterior de carcasa o si la unión respectiva entre abertura o conector y la pared exterior de carcasa se realiza mediante una pieza de línea, por ejemplo, una línea de conexión 13. Dicha configuración permite que el elemento de inversión de corriente de gas 1 se maneje con una sola mano de un asistente. Solo puede preverse una abertura de seguridad 8 para un manejo más sencillo. La carcasa 18 y el elemento de inversión de corriente de gas 1 pueden ensamblarse o fabricarse de manera comunicante de varias formas. Es importante que se forme un dispositivo de manejo manual sencillo que pueda sostenerse con una mano, pudiendo cerrarse la abertura de salida 5 y las aberturas de seguridad 8, 9 con los dedos u otras partes de esta mano.

La presente invención permite una respiración artificial efectiva de un paciente. En condiciones de emergencia, además de un catéter 10 o una cánula que puede insertarse en las vías respiratorias de un paciente y una línea de conexión 13, solo es necesaria una fuente de gas comprimido 11, por ejemplo una botella de presión de oxígeno. Esta técnica de respiración artificial garantiza un alto nivel de seguridad para el paciente y el ayudante. También es posible una utilización como ayuda respiratoria para respaldar la respiración propia de un paciente que respira espontáneamente.

REIVINDICACIONES

1. Elemento de inversión de corriente de gas (1) para utilizar un suministro de gas (14) bajo sobrepresión, en particular oxígeno, para generar opcionalmente una corriente de gas desde o hacia un conector de línea (6), que puede conectarse en particular a las vías respiratorias de un paciente, configurado como una pieza principal (2) con pieza de ramificación (3), en donde la pieza principal (2) une un conector de presión (4) para la conexión al suministro de gas (14) a través de un canal de mezcla (17) con al menos una abertura de salida (5) que puede cerrarse y la pieza de ramificación (3) une la pieza principal (2) con el conector de línea (6), **caracterizado porque** en la pieza principal (2), el canal de mezcla (17) y una boquilla (7), en particular una boquilla de inyector, están diseñados y dispuestos de manera que mediante una corriente de gas que circula desde el conector de presión (4) a través de la boquilla (7) y a través del canal de mezcla (17) hacia la abertura de salida (5) **en el conector de línea (6) se forma una presión negativa y** en la pieza principal (2) con la abertura de salida (5) abierta, también puede generarse una corriente de gas en la pieza de ramificación (3) en la dirección de la abertura de salida (5), y concretamente con un flujo volumétrico que asciende en 1 a 5 bar de sobrepresión por encima de la presión ambiente en el conector de presión (4) a al menos 8 litros / minuto; **en donde cuando la abertura de salida (5) está cerrada, se forma una sobrepresión en el conector de línea (6) y puede provocarse una corriente de gas en la dirección del paciente.**
2. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según la reivindicación 1, **caracterizado porque** el flujo volumétrico en la pieza de ramificación (3) asciende a al menos 0,4 veces, preferentemente de 0,6 a 2 veces, el flujo volumétrico a través del conector de presión (4) en caso de una sobrepresión de 1 a 5 bar en el conector de presión (4).
3. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** la longitud (L2) del canal de mezcla (17) y el diámetro interno (D1) de la boquilla (7) tienen una relación entre 2: 1 y 100: 1, preferentemente entre 5: 1 y 50: 1.
4. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado porque** la relación (D2: D3) del diámetro interno (D2) del canal de mezcla (17) y del diámetro interno (D3) de la pieza de ramificación (3) se sitúa entre 1,5 y 0,5, preferentemente 1.
5. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado porque** al menos una abertura de seguridad (8, 9) está presente en la pieza principal (2) y / o en la pieza de ramificación (3), pero en particular están presentes dos, preferentemente dos aberturas de seguridad (8, 9) situadas una al lado de la otra o enfrentadas una a la otra.
6. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según la reivindicación 5, **caracterizado porque** la abertura de salida (5) y la (s) abertura (s) de seguridad (8, 9) están dispuestas de manera que pueden cerrarse manualmente, preferentemente con los pulpejos de la mano y/o los dedos solo con una mano de un ayudante opcionalmente de forma individual o conjuntamente total o parcialmente.
7. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado porque** el elemento de inversión de corriente de gas (1) está dispuesto en una carcasa de forma ergonómica que está adaptada a la mano de una persona, en donde la abertura de salida (5) y la al menos una abertura de seguridad (8, 9) están dispuestas de modo que pueden cerrarse manualmente, preferentemente con los pulpejos de la mano y / o los dedos de una sola mano de un ayudante opcionalmente de forma individual o conjuntamente total o parcialmente.
8. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** la abertura de salida (5) se cierra y se libera por completo o en parte alternativamente mediante un disco perforado (16).
9. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el conector de presión (4) está diseñado para establecer una conexión con una fuente de gas a presión (11), preferentemente una botella de presión de oxígeno.
10. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** la pieza de ramificación (3) presenta un acceso lateral (12) que puede cerrarse, preferentemente entre la o las aberturas de seguridad (8, 9) y el conector de línea (6).
11. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** la pieza principal (2) y la pieza de ramificación (3) juntas forman aproximadamente una pieza en T con la pieza principal (2) como barra transversal.
12. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** la pieza principal (2) y la pieza de ramificación (3) juntas forman aproximadamente una pieza en Y, en donde la abertura de salida (5) forma la base de la Y.
13. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el elemento de inversión de corriente de gas (1) está compuesto por varios elementos parciales, en particular, está atornillado.

14. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el conector de presión (4) y / o el conector de línea (6) y dado el caso el acceso lateral (12) están realizados como una conexión llamada "conexión de Luer".

5 15. Elemento de inversión de corriente de gas (1) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el elemento de inversión de corriente de gas (1) está hecho esencialmente de plástico, en donde la boquilla (7) consta de plástico o de un inserto metálico y la pieza principal (2) incluyendo el conector de presión (4) está encapsulada.

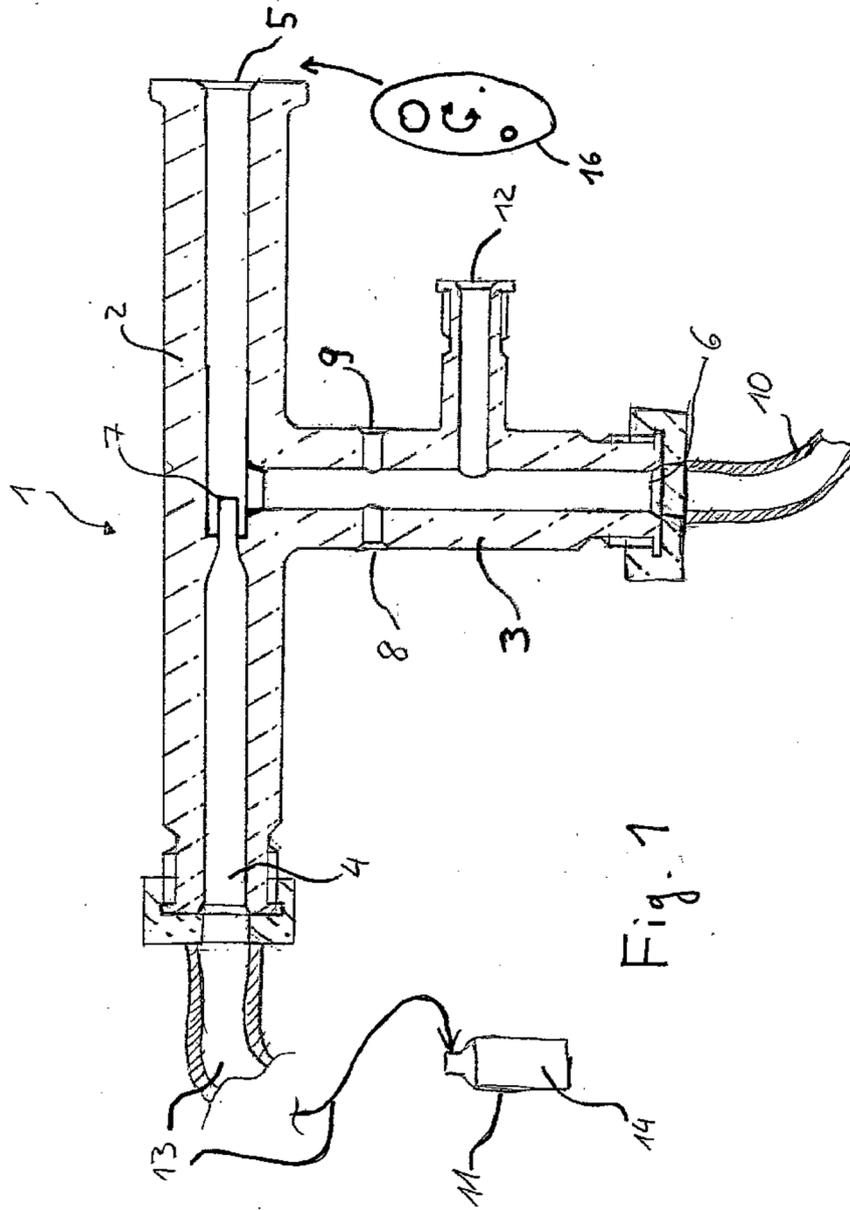


Fig. 1

Fig. 2

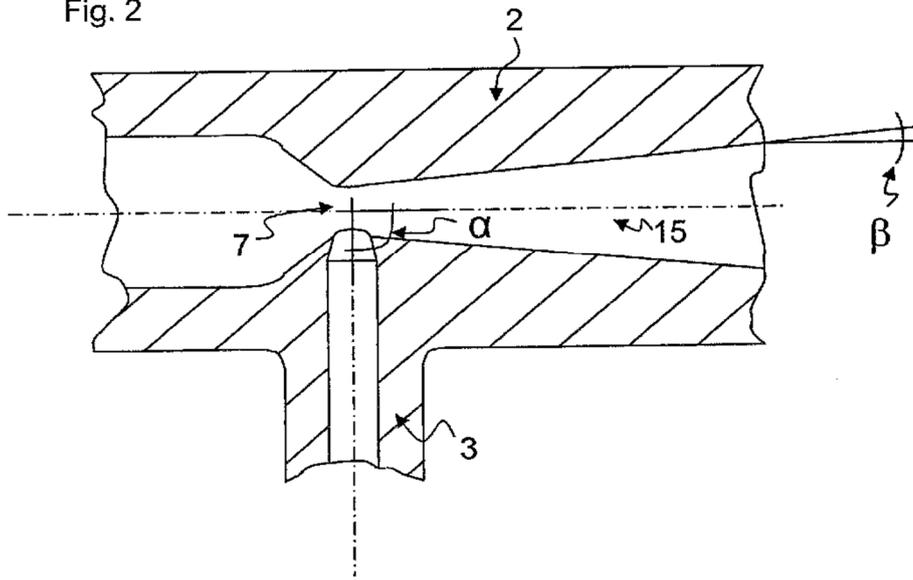
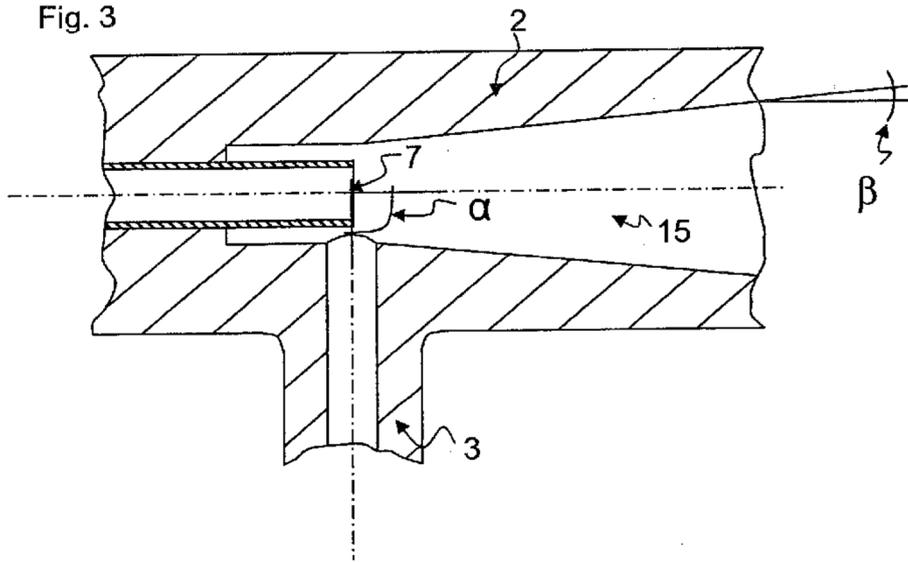


Fig. 3



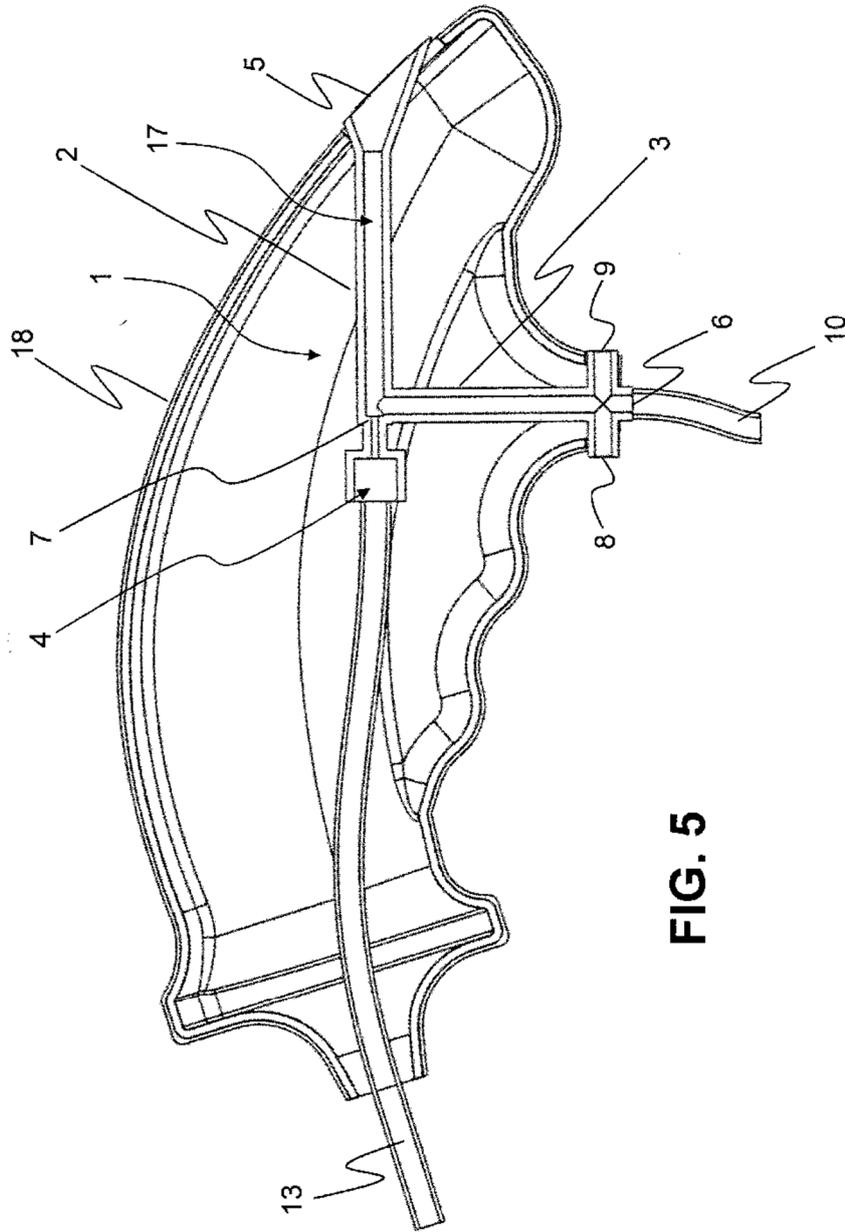


FIG. 5