

OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS
ESPAÑA



(11) Número de publicación: **2 369 963**

(51) Int. Cl.:
A61B 17/00 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Número de solicitud europea: **09172289 .2**

(96) Fecha de presentación: **06.10.2009**

(97) Número de publicación de la solicitud: **2174597**

(97) Fecha de publicación de la solicitud: **14.04.2010**

(54) Título: **DISTRIBUIDOR DE FLUIDO ADHESIVO NEWTONIANO.**

(30) Prioridad:
10.10.2008 IT PR20080063

(73) Titular/es:
**GEM S.R.L.
VIA DEI CAMPI, 2
55049 VIAREGGIO (LUCCA), IT**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
09.12.2011

(72) Inventor/es:
Branchetti, Lodovico

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
09.12.2011

(74) Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 369 963 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

Distribuidor de fluido adhesivo newtoniano.

La presente invención se refiere a un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano.

Como es bien sabido, un fluido viene definido como newtoniano si su viscosidad es constante independientemente del esfuerzo cortante que se le aplica. En particular, la presente invención halla aplicación en el sector médico, en la distribución de aglutinantes o materiales adhesivos biológicamente compatibles. Normalmente tales adhesivos vienen aplicados sobre superficies biológicas durante operaciones de cirugía abierta o laparoscópica.

En un fluido newtoniano (es decir monómeros cianoacrilatos médicos), la relación entre el esfuerzo cortante y la velocidad de elongación es lineal (el coeficiente de linealidad siendo la "viscosidad") e independiente de otros factores, exceptuando la temperatura. En un fluido no newtoniano, la relación entre el esfuerzo cortante y la velocidad de elongación no es lineal e incluso puede ser dependiente del tiempo, con lo cual no es posible definir un coeficiente de viscosidad constante. Por ejemplo, la fibrina es un fluido no newtoniano, y más exactamente es un fluido tixotrópico puesto que su viscosidad decrece con la duración del esfuerzo.

Las actuales técnicas quirúrgicas más avanzadas (por ejemplo en cirugía general, vascular, torácica y urológica) emplean adhesivos de origen sintético, por ejemplo cianoacrilatos. Estos últimos vienen formados condensando formaldehído con éster cianoacético, tales como n-butilo o 2-octilo. Los cianoacrilatos están en condiciones de polimerizar en contacto con bases débiles, por ejemplo agua o superficies tisulares. Asimismo, tales adhesivos son bien tolerados y sus efectos colaterales son despreciables.

Se conocen técnicas para aplicar aglutinantes o adhesivos de cianoacrilatos por medio de distribuidores goteros portátiles. Los distribuidores que actualmente están en el mercado distribuyen el aglutinante gota a gota o con forma de flujo continuo a través de una cánula.

También se conocen distribuidores aerosol en condiciones de rociar el aglutinante sobre áreas más anchas en comparación con los distribuidores goteros. El funcionamiento de los distribuidores aerosol se basa en la suspensión química de agentes adhesivos individuales en flujos de gas separados de manera de originar una misma cantidad de chorros o rocios que se mezclen entre sí en el aire o directamente en la superficie tisular.

Por ejemplo, el distribuidor portátil descrito en el documento US 4.359.049 comprende dos jeringas para distribuir dos agentes adhesivos no newtonianos que luego vienen mezclados y distribuidos a través de una aguja. Los agentes adhesivos vienen distribuidos inyectando dos flujos de gas presurizado. De este modo, los adhesivos suministrados pueden alcanzar una superficie situada a una distancia de aproximadamente 20 cm de la aguja y adherirse a la misma, formando una película. Dicho distribuidor, sin embargo, no presenta ninguna ventaja aplicativa para fluidos newtonianos.

La principal desventaja del distribuidor descrito en el documento US 4.359.049 reside en el hecho que la mezcla de los dos agentes adhesivos tiene lugar fuera de las jeringas, directamente en la aguja, demostrándose así ineficaz. En efecto, la mezcla final asume una consistencia no uniforme y, por ende, proporciona una fuerza adhesiva y cohesiva insuficiente para ser usada en operaciones quirúrgicas.

Además, los gases empleados son los que generalmente hay en una sala operatoria, tales como CO₂. Tales gases manifiestan grandes fluctuaciones de presión que introducen una falta de uniformidad significativa en las pulverizaciones.

Asimismo, otra desventaja del distribuidor descrito está relacionada con la enorme rapidez de polimerización de los compuestos adhesivos en las superficies impactadas. En efecto, el tiempo de polimerización típicamente está comprendido entre aproximadamente 5 y 20 segundos. Debido a esta característica (que para operaciones quirúrgicas podría ser ventajosa), la cánula de distribución se ocuye con facilidad y, por ende, se deteriora la calidad de las pulverizaciones sucesivas.

Otra solución, presentada en el documento US 5.116.315, ilustra un distribuidor aerosol para dos agentes adhesivos provisto de orificios de pulverización que pueden ser reemplazados directamente por el usuario en el caso de obstrucción. Sin embargo, el reemplazo de dichos orificios implica una interrupción de la operación quirúrgica que se está llevando a cabo e indeseadas pérdidas de tiempo. Además, el reemplazo puede resultar difícil para el usuario.

El documento US 6.432.084 describe otro método de distribución aerosol. Sin embargo, esta solución se refiere exclusivamente a fluidos no newtonianos. En particular, dicha solución emplea un tipo de punta en la cual vienen mezclados los agentes adhesivos antes de su impacto con los gases portadores. Esto impide que el compuesto polimerice y obstruya la cánula antes de ser suministrado.

Sin embargo, también esta solución presenta desventajas de consideración. La principal desventaja reside en el uso

de gases presentes en la sala operatoria como gases propelentes de adhesivos. Como ya se ha explicado con anterioridad, tales gases manifiestan grandes fluctuaciones de presión que introducen una falta de uniformidad significativa en las pulverizaciones. Por consiguiente, con esos distribuidores no es posible obtener depósitos finos de adhesivos.

- 5 Otra solución, dada a conocer en el documento US 5.154.320, describe el empleo de cianoacrilatos englobados en un contenedor de vidrio protector del tipo aerosol.

Sin embargo, el dispositivo descrito no está en condiciones de suministrar fluidos a distancias compatibles con la cirugía laparoscópica.

Además, también en este caso, el orificio de salida es sujeto a frecuentes oclusiones.

- 10 Asimismo, puesto que no es posible esterilizar el envase externo del distribuidor, el mismo no puede ser empleado como un dispositivo médico de clase III.

Otra desventaja de esta solución está relacionada con la imposibilidad de controlar la cantidad de fluido suministrado.

- 15 Otra solución, dada a conocer en el documento US 2002/0.198.564, consiste en un dispositivo de pulverización alimentado con gas adecuado para suministrar mezclas de uno o dos componentes. Sin embargo, dicho dispositivo no es adecuado para distribuir cianoacrilatos.

En el documento US 6.179.862 se da a conocer un distribuidor para cianoacrilatos médicos de conformidad con el preámbulo de la reivindicación 1.

- 20 En este contexto, el cometido técnico que constituye el fundamento de la presente invención es el de proponer un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano que no presente las restricciones mencionadas con anterioridad pertenecientes a la técnica conocida.

En particular, un objeto de la presente invención es el de proporcionar un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano según la reivindicación 1, tal que el fluido distribuido polimerice para formar una delgada película uniforme sobre la superficie de interés.

- 25 Otro objetivo de la presente invención es el de proponer un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano de modo tal que la boquilla o cánula de distribución de fluido no venga ocluida por la polimerización del fluido.

Otro objetivo de la presente invención es el de proporcionar un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano con el cual sea posible controlar tanto la cantidad de fluido suministrado como el área cubierta por el mismo fluido.

- 30 Otro objetivo de la presente invención es el de proporcionar un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano que tenga una estructura simplificada comparada con los dispositivos que existen en el mercado.

Otro objetivo de la presente invención es el de proporcionar un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano que sea fácil de utilizar.

Otro objetivo de la presente invención es el de proponer un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano que pueda ser utilizado en el sector médico, por ejemplo en operaciones de cirugía abierta o laparoscópica.

- 35 El cometido técnico definido y los objetivos especificados se logran substancialmente mediante un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano que presenta las características técnicas descritas en una o varias de las reivindicaciones que están más adelante.

Otras ventajas y características de la presente invención se pondrán aún más de manifiesto a partir de la siguiente descripción exemplificadora y, por ende, no restrictiva, de una ejecución preferente, pero no exclusiva, de un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano según se ilustra en los dibujos anexos, en los cuales:

- la figura 1 es una vista lateral de un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano, según la presente invención;
- las figuras 2, 3 y 4 son vistas laterales de diferentes partes del distribuidor de la figura 1.

Haciendo referencia a las figuras, con el número 1 ha sido indicado un distribuidor de fluido adhesivo newtoniano. En particular, el distribuidor (1) halla aplicación en el sector médico, preferentemente en cirugía abierta o laparoscópica.

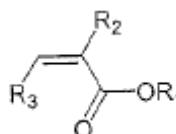
- 45 Preferentemente, el distribuidor (1) es portátil. Por ejemplo, por motivos sanitarios el distribuidor (1) viene empleado como un instrumento desecharable.

En este contexto, el fluido adhesivo newtoniano se compone de un aglutinante o adhesivo biológicamente

compatible. En particular, el fluido adhesivo newtoniano comprende un componente bioabsorbible. Por ejemplo, el fluido adhesivo comprende un agente antibacteriano. Dicho fluido puede comprender un estabilizador de radicales libres (por ejemplo, hidroquinona, hidroxianisol butilatado o hidroxitolueno butilatado) o un estabilizador aniónico (por ejemplo, dióxido de azufre o ácido carbónico).

5 Preferentemente, el fluido adhesivo se compone de un monómero cianoacrilato médico. Alternativamente, dicho fluido comprende un cianoacrilato y un comonómero. Los cianoacrilatos poseen buenas propiedades hemostáticas y adhesivas y, una vez solidificados, crean una eficaz barrera antiséptica contra los agentes infectivos y patógenos más comunes en operaciones quirúrgicas.

10 En particular, el fluido adhesivo empleado se compone de un monómero en condiciones de polimerizar en contacto con una superficie húmeda, tal como un tejido corpóreo. Por ejemplo, el fluido adhesivo tiene la siguiente fórmula estructural:



15 donde R_1 es alquilo, alcoxialquilo o arilo, R_2 es un grupo aceptor de electrones, tal como CN, CO₂H, Cl, Br o F, mientras que R_3 es alquilo, alcoxialquilo o arilo.

Preferentemente, el fluido adhesivo comprende un modificador reológico o un plastificante. Preferentemente, el fluido adhesivo comprende agentes aditivos capaces de mejorar la biocompatibilidad eliminando o volviendo inocuos productos tóxicos (por ejemplo, formaldehído) que se derivan de la descomposición.

20 El distribuidor (1) posee un primer receptáculo (2) para el fluido adhesivo newtoniano, provisto de una primera abertura (4) para la salida del fluido. En la ejecución descrita en este documento, el primer receptáculo (2) se compone de al menos una jeringa (5) en cuyo interior se halla el fluido adhesivo. El pico de salida de la jeringa (5) define la primera abertura (4).

25 El distribuidor (1) también está provisto de una boca de entrada (27) para un gas propelente. En particular, el gas propelente es biocompatible y aprobado para uso médico. Preferentemente, el gas propelente es HFC134/a (1,1,1,2 tetrafluoroetano), es decir un compuesto atóxico, biocompatible y no inflamable.

30 Preferentemente, el distribuidor (1) comprende un segundo receptáculo (3) para el gas propelente conectado a la boca de entrada (27) del mismo gas. En particular, el segundo receptáculo (3) está provisto de una segunda abertura (6) para la salida del gas propelente y un conducto (29) para guiar el gas propelente de modo de conectar la segunda abertura (6) y la boca de entrada (27).

Preferentemente, dicho segundo receptáculo (3) se compone de un cilindro (7) en cuyo interior se halla el gas. Preferentemente, el cilindro (7) está hecho de acero o aluminio. En particular, las paredes internas del cilindro (7) están revestidas con un material inerte tal como, por ejemplo, una resina epoxídica. El gas que está en el cilindro (7) se halla bajo presión, por ende el cilindro (7) debe estar protegido contra fuentes de calor.

35 El distribuidor (1) está provisto de medios (28) para mezclar el fluido adhesivo que sale de la primera abertura (4) y el gas propelente que proviene de la boca de entrada (27) para obtener una mezcla suministrable sobre una superficie (por ejemplo, un tejido corpóreo).

40 De manera innovadora, los medios de mezclado (28) están conformados de manera que el mezclado del fluido adhesivo y del gas propelente tenga lugar en proximidad de una extremidad abierta (14a) de una cánula o catéter (14) del distribuidor (1).

De manera ventajosa, la mezcla viene atomizada desde la extremidad abierta (14a) de manera de alcanzar la superficie y depositarse sobre esta última.

45 El distribuidor (1) está provisto de medios de guía (8) del fluido adhesivo y del gas propelente. Dichos medios de guía (8) están conectados a la primera abertura (4) y a la boca de entrada (27) del gas de manera de recibir el fluido adhesivo y el gas propelente y guiarlos, por separado, hacia un elemento de confluencia (9).

De manera ventajosa, el elemento de confluencia (9) está dispuesto en correspondencia de la extremidad abierta (14a).

En la ejecución que se describe en este documento, los medios de guía (8) comprenden por lo menos un primer conducto (10) para el fluido adhesivo y por lo menos un segundo conducto (11) para el gas propelente.

En particular, el primer conducto (10) posee una entrada (10a) conectada a la primera abertura (4) y una boca de salida (10b) conectada al elemento de confluencia (9). Preferentemente, la entrada (10a) del primer conducto (10) está conectada a la primera abertura (4) por medio de un acoplamiento “luer”. El primer conducto (10) se compone de un tramo inicial (10c) conectado a la entrada (10a) y de un tramo final (10d) conectado a la boca de salida (10b). Preferentemente, el tramo final (10d) tiene un diámetro menor que el tramo inicial (10c).

5 Preferentemente, el primer conducto (10) está provisto de una válvula de no retorno (30) para impedir que el gas propelente entre dentro del primer receptáculo (2).

Preferentemente, el segundo conducto (11) tiene una entrada (11a) conectada a la boca de entrada (27) del gas propelente y una boca de salida (11b) conectada al elemento de confluencia (9).

10 De manera ventajosa, el conducto (29) para guiar el gas y el tramo inicial (10c) del primer conducto (10) están dispuestos de manera de converger en correspondencia de un embudo (13). El segundo conducto (11) y el tramo final (10d) del primer conducto (10) se ramifican desde dicho embudo (13). En particular, el segundo conducto (11) y el tramo final (10d) del primer conducto (10) están dispuestos substancialmente paralelos.

15 Preferentemente, el catéter (14) contiene por lo menos una porción del segundo conducto (11) y por lo menos el tramo final (10d) del primer conducto (10). En particular, el catéter (14) es flexible y tiene una longitud aproximada de 33 cm y un diámetro aproximado de 5 mm. Preferentemente, el catéter (14) está hecho de material plástico aprobado para uso médico, tal como, por ejemplo, polietileno, polipropileno o PTFE.

20 De manera innovadora, el elemento de confluencia (9) comprende una punta difusora (15) provista de un primer canal (15a) en la cual tiene lugar la reunión del fluido adhesivo y del gas propelente, y un segundo canal (15b) y un tercero canal (15c) que se ramifican desde dicho primer canal (15a). De manera ventajosa, el segundo canal (15b) y el tercero canal (15c) tienen un diámetro menor que el primer canal (15a) de modo de aumentar la presión de la mezcla. En particular, la punta difusora (15) está provista de una boquilla (17) a la cual son aferentes el segundo canal (15b) y el tercero canal (15c) de manera de atomizar la mezcla.

25 El distribuidor (1) está provisto de medios de accionamiento (22) del fluido adhesivo para producir la salida del mismo fluido de la primera abertura (4) hacia los medios de mezclado (28). Dichos medios de accionamiento (22) del fluido son manuales o automáticos. Por ejemplo, los medios de accionamiento (22) del fluido comprenden un émbolo (23) para empujar el fluido fuera de la jeringa (5) a través de la primera abertura (4).

30 El distribuidor (1), además, está provisto de medios de accionamiento (24) del gas propelente para producir la salida del mismo gas de la segunda abertura (6) hacia el conducto (29) para guiar el gas. Dichos medios de accionamiento (24) del gas son manuales o automáticos. En particular, en la ejecución descrita en este documento, los medios de accionamiento (24) del gas comprenden dos semicarcasas complementarias (25) dentro de las cuales está alojado el segundo receptáculo (3). En la ejecución presentada en este documento, el cilindro (7) está alojado entre una semicarcasa inferior (25a) y una semicarcasa superior (25b). Preferentemente, las semicarcasas (25) están hechas de material plástico, por ejemplo ABS (acrilonitrilo butadieno estireno). Dichas semicarcasas (25) pueden ser desplazadas de una posición de reposo, en la cual están separadas entre sí, a una posición operativa, donde están cerca de manera de engancharse entre sí.

35 Preferentemente, en la parte externa de la semicarcasa superior (25b) hay un alojamiento (12) para la jeringa (5).

40 Preferentemente, los medios de accionamiento (24) del gas comprenden un grifo (26) activo operativamente sobre el conducto de guía (29) del gas propelente. En particular, dicho grifo (26) puede desplazarse de una configuración de cierre, en la cual impide que el gas propelente siga hacia la boca de entrada (27) del gas, a una pluralidad de configuraciones de apertura, en las cuales permite que el gas propelente alcance la boca de entrada (27) en cantidades preestablecidas.

45 Alternativamente, de no existir el grifo (26), el gas que sale de la segunda abertura (6) se mueve con continuidad hacia la boca de entrada (27) del gas.

50 A continuación se brinda la descripción del funcionamiento del distribuidor de fluido adhesivo newtoniano, de conformidad con la presente invención.

El distribuidor (1) viene empuñado con una mano por el usuario. Preferentemente, el distribuidor (1) viene aferrado en correspondencia de las semicarcasas (25) de manera que el cilindro (7) que contiene el gas propelente quede en una posición inferior con respecto a la jeringa (5) y el catéter (14) esté dispuesto substancialmente horizontal. Preferentemente, la punta (15) está situada a una distancia comprendida entre 2 cm y 5 cm con respecto a la superficie a atomizar.

Con su mano ocupada, el usuario lleva las dos semicarcasas (25) de la posición de reposo a la posición operativa, provocando así que se enganchen entre sí. De este modo, el gas sale de la segunda abertura (6) hacia el conducto

de guía (29).

De no existir el grifo (26), entonces el gas sigue hacia la boca de entrada (27) del gas. En cambio, de existir el grifo (26), el usuario gira el grifo (26) de manera de llevarlo desde su configuración de cierre a una de sus configuraciones de apertura de manera de permitir que una cantidad predeterminada de gas llegue a la boca de entrada (27). Dicha cantidad predeterminada de gas, de este modo, llega al segundo conducto (11).

Luego el usuario presiona sobre el émbolo (23) de la jeringa (5) de manera de empujar el fluido hacia fuera de la primera abertura (4) hacia el tramo inicial (10c) del primer conducto (10). De este modo dicho fluido llega al tramo final (10d) del primer conducto (10).

El gas proveniente del segundo conducto (11) y el fluido proveniente del tramo final (10d) del primer conducto (10) vienen mezclados en la punta difusora (15) y atomizados a través de la boquilla (17).

Los parámetros de atomización variarán en función de la presión ejercida sobre el émbolo (23), de la configuración de apertura del grifo (26) y de la distancia (d) de la boquilla (17) con respecto a la superficie de suministro. En particular, el fluido suministrado define un perfil de atomización (31) que tiene una forma substancialmente de tronco de cono. La apertura de dicho perfil de atomización (31) es cuantificable por medio de un ángulo de apertura (a) o de un diámetro de atomización (D). La cantidad de moléculas de fluido suministrado presentes dentro del perfil de atomización (31) define una concentración (Q) de atomización. Por ejemplo, colocando la boquilla (17) a una distancia (d) con respecto a la superficie de aproximadamente 5 cm, en condiciones óptimas se obtendrá un diámetro de atomización (D) igual a aproximadamente 6 cm y un ángulo (a) de apertura de aproximadamente 60°.

Preferentemente, cuando termina la salida del fluido desde la primera abertura (4) (que sucede casi instantáneamente cuando viene interrumpida la presión sobre el émbolo (23)), es necesario esperar unos pocos segundos antes de llevar nuevamente el grifo (26) a su configuración de cierre. Esto brinda la posibilidad de limpiar la boquilla (17) mediante el paso del gas propelente.

A través de la descripción proporcionada es posible deducir con suma claridad las características, así como las ventajas, del distribuidor de fluido adhesivo newtoniano, de conformidad con la presente invención.

En particular, gracias a la configuración de la punta difusora, el gas propelente y el fluido adhesivo vienen mezclados uniformemente y viene impedida la polimerización prematura en la boquilla.

Asimismo, los tres canales de la punta difusora permiten que el fluido sea atomizado, es decir ser suministrado homogéneamente a través del espacio y así formar una delgada película sobre la superficie en cuestión. Además, el segundo y el tercer canal de la punta difusora, teniendo un diámetro menor que el primer canal, son útiles para reducir la contaminación del fluido atomizado por los polvos volátiles.

Asimismo, gracias al hecho que el gas sigue saliendo por unos pocos segundos después que dejó de salir fluido del primer receptáculo, se asegura la limpieza de la punta difusora, impidiendo así que se produzcan indeseadas occlusiones.

Además, puesto que el suministro del fluido tiene lugar en correspondencia de la extremidad abierta del catéter, el tiempo de respuesta al mando de distribución (es decir desde el momento en que viene presionado el émbolo) es prácticamente inmediato, permitiéndole al usuario un absoluto control de la cantidad de fluido a suministrar.

Asimismo, gracias al ajuste del grifo y a la posibilidad de variar la distancia (d) entre la boquilla y la superficie de suministro, es siempre posible mantener bajo control tanto la cantidad de fluido a suministrar (es decir la concentración (Q) de atomización) como el área cubierta (es decir, el ángulo de apertura (a) y el diámetro de atomización (D)).

Además, el distribuidor presenta una estructura muy simple, puesto que el fluido adhesivo está contenido en la jeringa y el gas propelente está dispuesto en el cilindro. El alojamiento de la jeringa arriba del cilindro, además, contribuye a que sea fácil y ergonómica la utilización del distribuidor.

Asimismo, gracias a la presencia de las dos semicarcasas que en su interior contienen el cilindro y a la utilización de un único émbolo para activar la salida del fluido el distribuidor es fácil de manejar. Además, la presencia del catéter, aparte de cumplir una importante función protectora para los medios de guía del fluido y del gas, contribuye a que el distribuidor sea más fácil de manejar.

Finalmente, puesto que el suministro del fluido tiene lugar por atomización, el distribuidor propuesto puede ser empleado en operaciones de cirugía abierta y laparoscópica.

REIVINDICACIONES

1.- Distribuidor (1) de cianoacrilato adhesivo médico que comprende:

- un primer receptáculo (2) que en su interior contiene cianoacrilato adhesivo médico, provisto de una primera abertura (4) para la salida de dicho cianoacrilato adhesivo médico;

5 - una boca de entrada (27) para un gas propelente;

- medios (28) para mezclar el cianoacrilato adhesivo médico que sale de la primera abertura (4) y el gas propelente que proviene de dicha boca de entrada (27) para obtener una mezcla suministrable sobre una superficie;

- medios de guía (8) para el cianoacrilato adhesivo médico y el gas propelente conectados a la primera abertura (4) y a la boca de entrada (27) del gas de manera de recibir el cianoacrilato adhesivo médico y el gas propelente,

10 donde dichos medios de mezclado (28) están configurados de manera que la mezcla del cianoacrilato adhesivo médico y del gas propelente tenga lugar en proximidad de una extremidad abierta (14a) de la cánula o catéter (14) del distribuidor (1), dicha mezcla siendo atomizada desde dicha extremidad abierta (14a) sobre la superficie,

15 caracterizado por el hecho que dichos medios de guía guían el cianoacrilato adhesivo médico y el gas propelente por separado hacia un elemento de confluencia (9) dispuesto en correspondencia de dicha extremidad abierta (14a) de la cánula o catéter (14) del distribuidor (1), y

por el hecho que dicho elemento de confluencia (9) comprende una punta difusora (15) provista de un primer canal (15a) en el cual tiene lugar la reunión del cianoacrilato adhesivo médico y del gas propelente, y un segundo canal (15b) y un tercer canal (15c) que se ramifican de dicho primer canal (15a) y que tienen un diámetro menor que dicho primer canal (15a) de manera de aumentar la presión de la mezcla.

20 2.-Distribuidor (1) según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho que comprende medios (22) de accionamiento del fluido adhesivo para producir la salida de dicho fluido adhesivo desde la primera abertura (4) hacia los medios de mezclado (28).

25 3.-Distribuidor (1) según la reivindicación 2, donde el primer receptáculo (2) se compone de al menos una jeringa (5) la cual contiene el fluido adhesivo y los medios de accionamiento (22) del fluido adhesivo comprenden un émbolo (23) para empujar el mismo fluido adhesivo fuera de dicha al menos una jeringa (5), el pico de salida de la jeringa (5) definiendo la primera abertura (4).

4.- Distribuidor (1) según una cualquiera de las precedentes reivindicaciones, caracterizado por el hecho que comprende un segundo receptáculo (3) para el gas propelente, conectado a dicha boca de entrada (27) del gas propelente.

30 5.- Distribuidor (1) según la reivindicación 4, caracterizado por el hecho que comprende medios (24) de accionamiento del gas propelente para producir la salida del mismo gas desde una segunda abertura (6) del segundo receptáculo (3) hacia un conducto (29) para guiar dicho gas propelente.

35 6.- Distribuidor (1) según la reivindicación 5, donde los medios de accionamiento (24) del gas comprenden un grifo (26) activo operativamente sobre el conducto de guía (29) y que puede ser desplazado desde una configuración de cierre, en la cual impide que el gas propelente siga hacia la boca de entrada (27) del gas, hasta una pluralidad de configuraciones de apertura, en las cuales permite que el gas propelente alcance dicha boca de entrada (27) en cantidades predeterminadas.

40 7.- Distribuidor (1) según la reivindicación 5 o 6, donde los medios de accionamiento (24) del gas comprenden dos semicarcasas (25) complementarias dentro de las cuales está alojado el segundo receptáculo (3), dichas semicarcasas (25) pudiendo ser desplazadas desde una posición de reposo, en la cual están distanciadas entre sí, hasta una posición operativa, donde están cerca de manera de engancharse entre sí

45 8.- Distribuidor (1) según la reivindicación 1, donde los medios de guía (8) comprenden por lo menos un primer conducto (10) para el fluido adhesivo y por lo menos un segundo conducto (11) para el gas propelente, dicho por lo menos un primer conducto (10) teniendo una entrada (10a) conectada a la primera abertura (4) y una boca de salida (10b) conectada al elemento de confluencia (9) y dicho por lo menos un segundo conducto (11) teniendo una entrada (11a) conectada a la boca de entrada (27) para el gas propelente y una boca de salida (11b) conectada al elemento de confluencia (9).

50 9.- Distribuidor (1) según la reivindicación 8, donde el primer conducto (10) se compone de un tramo inicial (10c) conectado a la entrada (10a) y de un tramo final (10d) conectado a la boca de salida (10b), el tramo final (10d) teniendo un diámetro menor que el tramo inicial (10c).

10.- Distribuidor (1) según la reivindicación 8 o 9, donde el primer conducto (10) está provisto de una válvula de no retorno (30) para impedir que el gas propelente entre dentro del primer receptáculo (2).

11.- Distribuidor (1) según la reivindicación 1, donde la punta difusora (15) está provista de una boquilla (17) a la cual son aferentes el segundo canal (15b) y el tercer canal (15c) de manera de atomizar la mezcla.

5 12.- Distribuidor (1) según una cualquiera de las precedentes reivindicaciones, donde el gas propelente es biocompatible y aprobado para empleo médico.

13.- Distribuidor (1) según una cualquiera de las precedentes reivindicaciones, donde el gas propelente es HFC134/a (1,1,1,2 tetrafluoroetano).

10 14.- Distribuidor (1) según una cualquiera de las precedentes reivindicaciones, donde el fluido suministrado define un perfil de atomización (31) que presenta una forma substancialmente de tronco de cono, en ciertas condiciones poniendo dicha boquilla (17) a una distancia (d) de aproximadamente 5 cm de dicha superficie, se obtienen un diámetro de atomización (D) de aproximadamente 6 cm y un ángulo de apertura (a) de aproximadamente 60°.

15.- Distribuidor (1) según una cualquiera de las precedentes reivindicaciones, donde dicho distribuidor es portátil.

FIG. 1

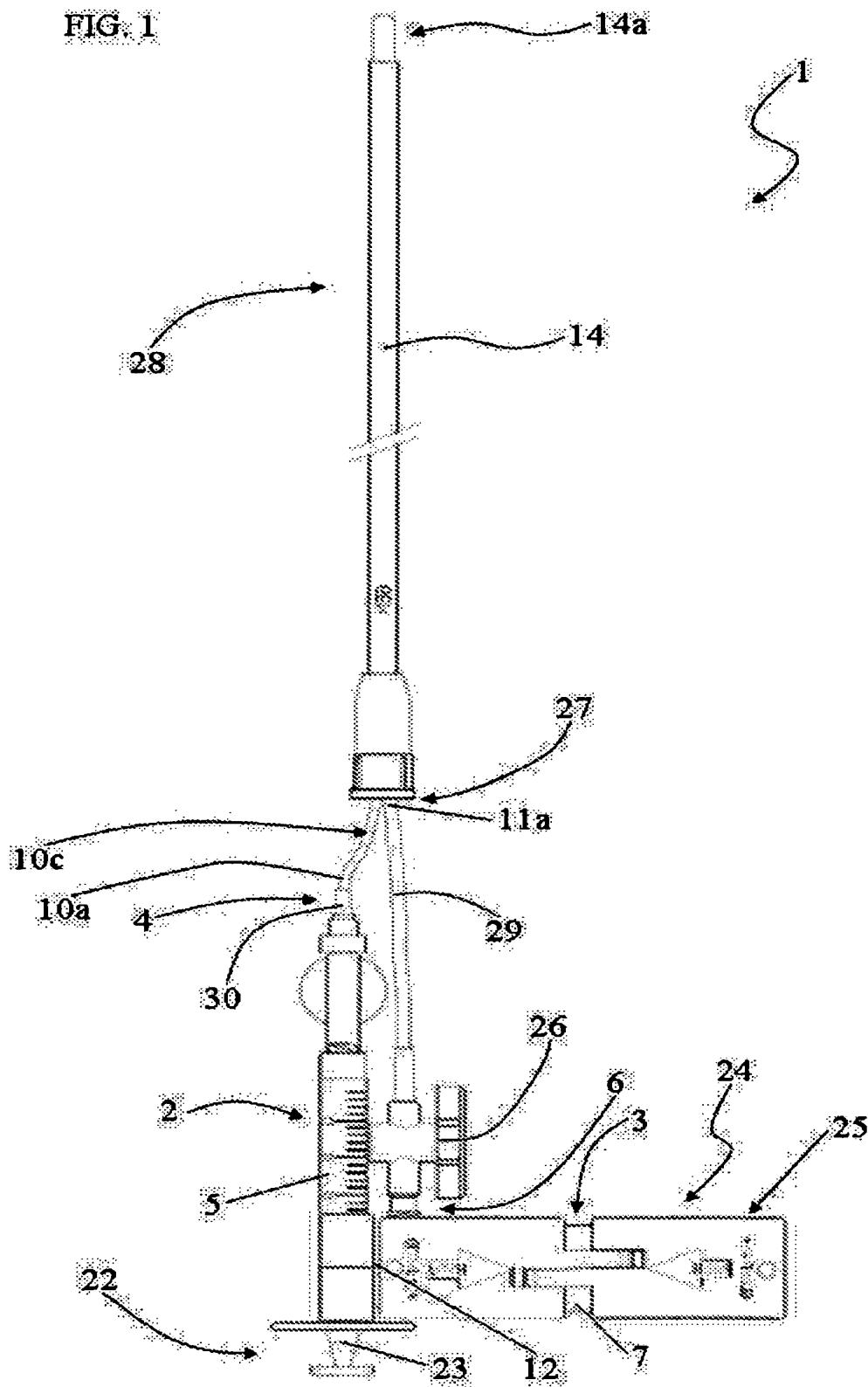


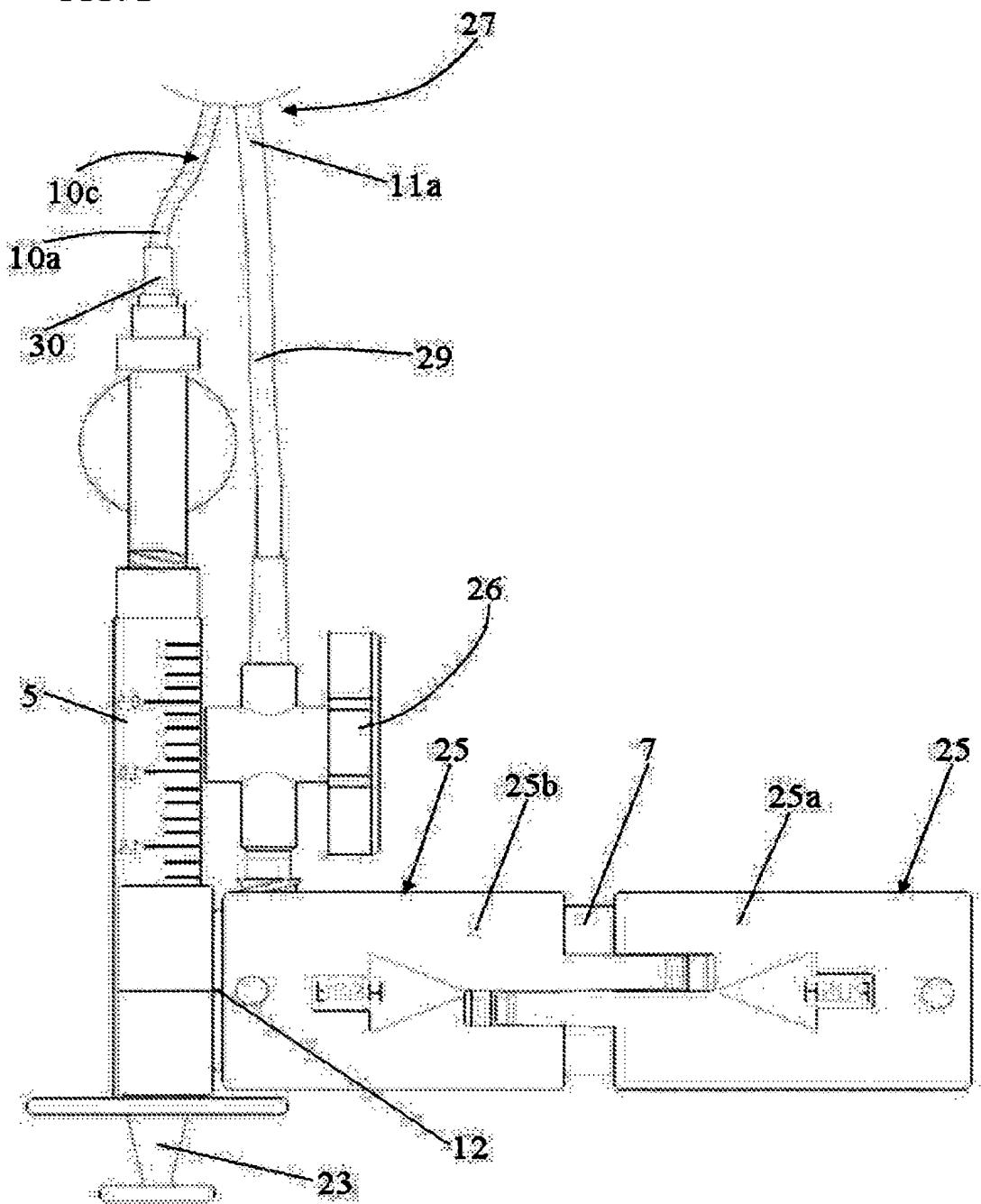
FIG. 2

FIG. 3

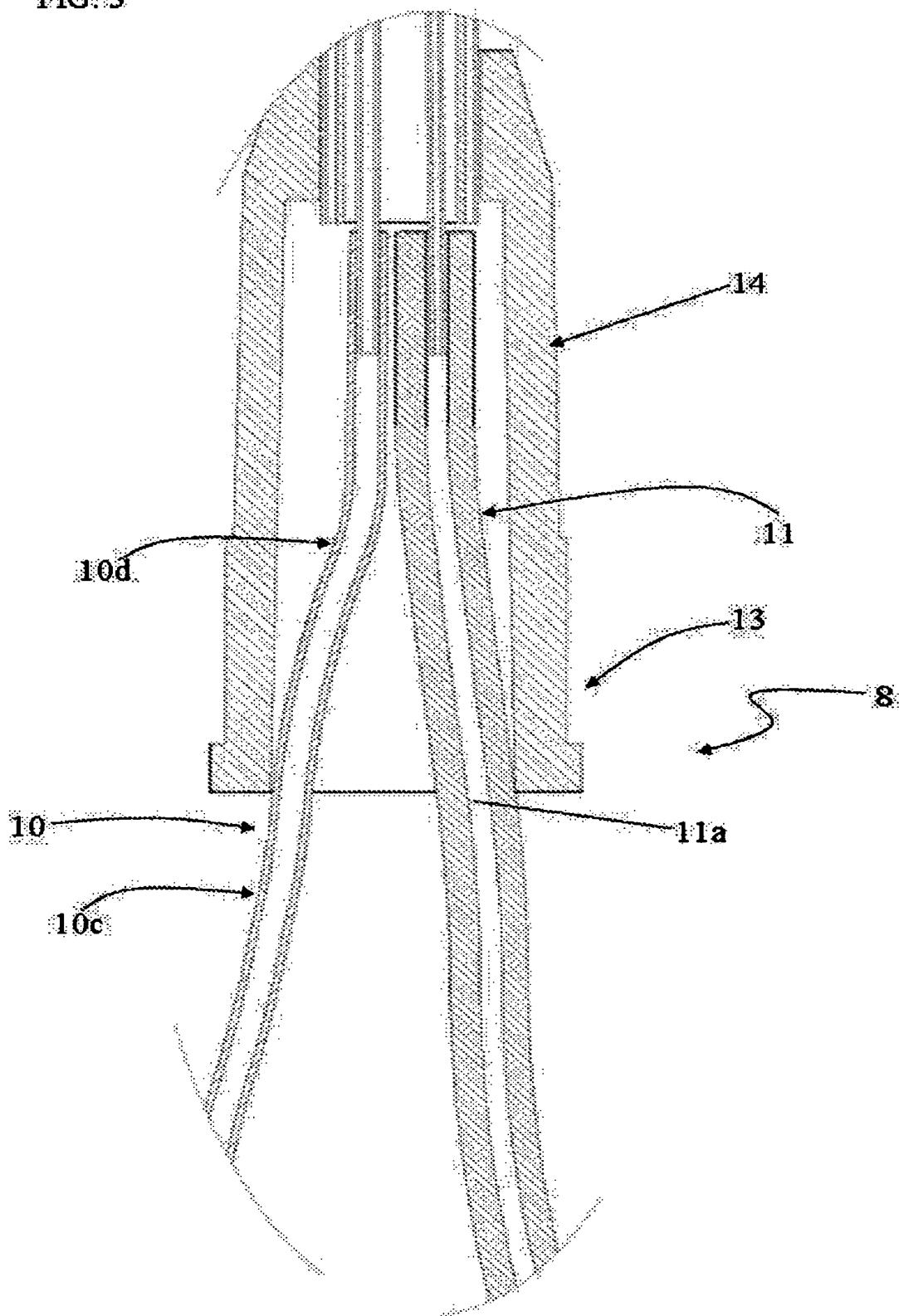


FIG. 4