

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 771 451**

51 Int. Cl.:

**A61M 13/00** (2006.01)

**A61M 11/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.03.2014 E 14158037 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.12.2019 EP 2774644**

54 Título: **Aplicador para dispensado de un fluido y unas partículas**

30 Prioridad:

**06.03.2013 US 201313786901**

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

**06.07.2020**

73 Titular/es:

**NORDSON CORPORATION (100.0%)  
28601 Clemens Road  
Westlake, OH 44145-1119, US**

72 Inventor/es:

**HOGENAKKER, JON E.;  
LOU, HUADONG y  
ROBB, BRADLEY D.**

74 Agente/Representante:

**ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María**

ES 2 771 451 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**

Aplicador para dispensado de un fluido y unas partículas

**5 Campo técnico**

La presente invención se refiere en general a una punta de mezcla para dispensado de un fluido y unas partículas desde una cánula y, más particularmente, a una punta de mezcla configurada para dispensar un gas y unas partículas para su uso en un procedimiento médico.

10

**Antecedentes**

En general, Es bien conocido el dispensado de unas partículas con un fluido para su uso en procedimientos médicos. De manera más específica, las partículas y el fluido se reciben por separado dentro de una cámara de fluidificación para fluidificar las partículas en el interior del fluido. Una vez fluidificadas las partículas, las partículas fluidificadas y el fluido se fuerzan inicialmente desde la cámara de fluidificación con un flujo normalmente turbulento bajo la influencia de la presión y finalmente se dispersan para afectar beneficiosamente al resultado del procedimiento médico. Por ejemplo, unas partículas, tales como unas partículas coagulantes pueden fluidificarse con un fluido, tal como un gas y aplicarse sobre un sitio anatómico para reducir el flujo de sangre mediante coagulación hemostática.

15

20

Tradicionalmente, las partículas de coagulante fluidificadas y el gas son forzados a lo largo de un canal de fluido de un aplicador para entregar el coagulante fluidificado al sitio anatómico. Aunque el canal de flujo es útil para dirigir las partículas de coagulante fluidificadas durante una aplicación tópica, el canal de flujo puede ser especialmente útil para dirigir las partículas de coagulante fluidificado a un paciente durante una aplicación laparoscópica. Sin embargo, las partículas de coagulante fluidificadas tienden a estratificarse, o separarse, respecto al gas debido a un incremento del flujo laminar a lo largo del canal de flujo. Las partículas de coagulante, especialmente si son pesadas y/o viscosas, tienden a caer desde el flujo laminar y reunirse en un hilo de corriente en el fondo del canal de flujo. Por ello, el hilo de corriente gotea y/o chorrea desde el aplicador mientras se dispensa desde el aplicador, creando desperdicios y dispersión cerca del sitio anatómico.

25

30

Más aún, las partículas de coagulante fluidificadas dirigidas hacia el sitio anatómico contienen concentraciones variables de las partículas coagulantes debido a la estratificación. Por ejemplo, pueden surgir desde el aplicador altas concentraciones de partículas coagulantes, mientras que conjuntamente unas bajas concentraciones pueden no conseguir alcanzar el sitio anatómico. Las concentraciones variables de partículas coagulantes pueden conducir finalmente a partículas de coagulantes desperdiciadas y a un mayor tiempo de aplicación al sitio anatómico.

35

Los intentos tradicionales para mejorar la distribución de partículas de coagulantes fluidificadas para uniformizar densidad y concentración incluyen en general el incremento de la cantidad de gas a lo largo del canal de flujo con relación a las partículas de coagulante. Por ejemplo, puede añadirse otra cámara de fluidificación para refluidificar las partículas de coagulante justamente antes de ser descargadas desde el aplicador. Aunque esto puede crear efectivamente una densidad y concentración uniformes de partículas de coagulante dentro del gas, se reduce la densidad global de las partículas de coagulante. Por lo tanto, el uso de cámaras de fluidificación adicional diluye las partículas de coagulante y requiere tiempo y gastos adicionales para completarse.

40

45

El documento FR 2.282.946 A1 se refiere a un dispositivo para dispersar y atomizar líquidos mezclados con un gas comprimido. El dispositivo puede comprender un mezclador que incluye un tubo fijado a una boquilla. El tubo incluye una pluralidad de aletas curvadas formadas a partir de chapas rectangulares.

50

El documento US 1.893.210 A divulga un cabezal aspersor para proyectar una corriente de fluido e impartir un movimiento de rotación a la corriente de fluido. El aspersor incluye una cubierta y una boquilla dispuesta en él. La boquilla puede incluir roscas helicoidales dispuestas dentro de un orificio para proporcionar el efecto rotacional sobre el líquido que se dispensa.

55

El documento WO 2005/102429 A1 se refiere a un inhalador de polvo seco que comprende unas vías de aire 1 que se definen por un cilindro. Se forma una pluralidad de aletas helicoidales sobre la superficie interna del cilindro. Las aletas imparten una rotación al flujo de aire cuando pasa a lo largo del cilindro.

60

El documento WO 2007/073302 A1 divulga un dispositivo de suministro de polvo que incluye una inserción de boquilla y un medio de desplazamiento. La inserción de boquilla y el medio de desplazamiento se giran relativamente entre sí. Los elementos helicoidales, que se forman en el medio de desplazamiento, rotan con la inserción de la boquilla.

Existe una necesidad de una punta de mezcla y un método para dispensar un fluido y unas partículas, tal como un gas y unas partículas, que aborde los desafíos y características actuales tales como los anteriormente analizados.

**65 Sumario**

Una realización de ejemplo de un aplicador para dispensar una densidad generalmente uniforme de unas partículas y un fluido incluye una cánula y una punta de mezcla de acuerdo con la reivindicación 1. La cánula tiene una parte del extremo de cánula distal, una parte del extremo de cánula proximal y un canal de flujo que se extiende entre ambos. La punta de mezcla incluye una carcasa, una entrada y una salida. La entrada se sitúa en una parte del extremo proximal de la carcasa y se configura para fijarse a un aplicador y recibir unas partículas y fluido estratificados. La salida se posiciona en una parte del extremo distal de la carcasa. La punta de mezcla también incluye un canal de mezcla y una primera aleta. El canal de mezcla se extiende a través de la carcasa desde la entrada a la salida. La primera aleta se proyecta hacia el interior desde la carcasa dentro del canal de mezcla y tiene un perfil triangular que se extiende a lo largo de al menos una parte del canal de mezcla y en el que el perfil triangular incluye una cara de ataque y una cara de salida que se proyectan dentro del canal de mezcla hacia el borde de la aleta, en el que la cara de ataque es generalmente convexa y la cara de salida es generalmente cóncava. Además, la primera aleta se configura en una forma generalmente en espiral alrededor del canal de mezcla y se posiciona entre la entrada y la salida para mezclar y generar turbulencia en las partículas y el fluido. Como tal, la primera aleta distribuye las partículas en general uniformemente dentro del fluido para su descarga desde la salida.

En un aspecto, la punta de mezcla se conecta operativamente a la parte del extremo de cánula distal y la entrada se conecta para fluidos al canal de flujo para recibir las partículas y fluidos estratificados.

Durante el uso, la punta de mezcla dispensa una corriente de fluido y partículas desde la cánula durante un procedimiento médico. La corriente tiene una parte de partículas estratificadas que tiene una concentración más alta de partículas que el resto de la corriente. El método incluye dirigir la corriente dentro del canal de mezcla a la punta de mezcla. El método también incluye rotar la corriente a lo largo de un fluido dentro del canal de mezcla para incrementar la turbulencia y mezclar la parte de partículas estratificada de la corriente con el resto de la corriente para formar una corriente mezclada. La corriente mezclada se mezcla de modo que las partículas tengan una densidad en general uniforme a todo lo largo de la corriente mezclada del fluido y partículas. Adicionalmente, el método incluye descargar la corriente mezclada desde la punta de mezcla.

Se apreciarán diversos objetivos, ventajas y características adicionales de la invención a partir de una revisión de la descripción detallada que sigue de las realizaciones ilustrativas tomadas en conjunto con los dibujos adjuntos.

### Breve descripción de los dibujos

Los dibujos adjuntos, que están incorporados en la presente memoria descriptiva y forman parte de la misma, ilustran las realizaciones de la invención y, junto con una descripción general de la invención dada anteriormente y la descripción detallada dada a continuación sirven para explicar la invención.

La FIG. 1 es una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo para dispensar una densidad uniforme de unas partículas y un fluido.

La FIG. 2 es una vista en sección transversal de la FIG. 1 tomada a lo largo de la línea de sección 2-2.

La figura 2A es una vista en sección transversal de otra realización del dispositivo para dispensar la densidad uniforme de las partículas y el fluido que tiene una cánula con un tubo distal moldeable.

La FIG. 3 es una vista en perspectiva frontal de una punta de mezcla de acuerdo con la FIG. 1.

La FIG. 4 es una vista en perspectiva posterior de la punta de mezcla mostrada en la FIG. 3.

La FIG. 5 es una vista en sección de la FIG. 3 tomada a lo largo de la línea de sección 5-5.

La FIG. 6 es otra vista en perspectiva posterior de un canal de mezcla dentro de la punta de mezcla mostrada en la FIG. 3.

### Descripción detallada

Con referencia a la FIG. 1, una realización de un dispositivo 10 para dispensado de una densidad uniforme de unas partículas y un fluido, particularmente con respecto a unas partículas y un gas usado en procedimientos médicos. El dispositivo 10 incluye un aplicador 12 que tiene una punta de mezcla 14. El aplicador 12 tiene una cánula 15 y un concentrador 16, que incluye un orificio de fluido 18 y un orificio de partículas 20. El dispositivo 10 incluye también la fuente de fluido 22 y una fuente de partículas 24.

El orificio de fluido 18 se conecta operativamente a la fuente de fluido 22, que contiene el fluido, mientras el orificio de partículas 20 se conecta operativamente a la fuente de partículas 24, que contiene las partículas. En este sentido, el orificio de fluido 18 y el orificio de partículas 20 reciben respectivamente el fluido y las partículas desde la fuente de fluido 22 y la fuente de partículas 24. El concentrador 16 incluye adicionalmente un orificio de salida 26 conectado a la cánula 15.

La punta de mezcla 14 incluye una salida 28 y se conecta también a la cánula 15 para descargar y dispensar el fluido y las partículas sobre un sitio anatómico, que puede localizarse en cualquier lugar sobre o dentro de un paciente. De manera más particular, el fluido está presurizado en la fuente de fluido 22, lo que fuerza al fluido y a las partículas a lo largo de la cánula 15 y a través de la punta de mezcla 14. De acuerdo con una realización de ejemplo, el fluido desde la fuente de fluido 22 es un gas y las partículas son unas partículas de coagulante para dispensado sobre el sitio anatómico. Sin embargo, el aplicador 12 no se pretende que esté limitado a la realización de ejemplo descrita en el presente documento. Mientras que la realización de ejemplo del aplicador 12 recibe gas y partículas para su mezcla, descarga y dispensado, se apreciará que puede usarse cualquier fluido, tal como un líquido o gas, y partículas, de acuerdo con la invención durante un procedimiento médico. En este sentido, la fuente de fluido 22 puede ser una fuente de gas o una fuente de líquido. De manera más particular, la punta de mezcla 14, el aplicador 12, el gas y las partículas de coagulante pueden usarse en un procedimiento quirúrgico, tal como cirugía laparoscópica o tópica, para mejora de la coagulación hemostática durante el procedimiento.

La FIG. 2 muestra una sección transversal de la punta de mezcla 14 conectada para fluidos al aplicador 12. De acuerdo con la realización de ejemplo, el concentrador 16 incluye adicionalmente un canal de partículas 30, un canal de fluido 32 y una cámara de fluidificación 33. El canal de partículas 30 se extiende desde el orificio de partículas 20 a la cámara de fluidificación 33. De manera similar, el canal de fluido 32 se extiende desde el orificio de fluido 18 a la cámara de fluidificación 33. Como tal, el gas presurizado se mueve desde el orificio de fluido 18, a lo largo del canal de fluido 32 y dentro de la cámara de fluidificación 33 para arrastrar las partículas recibidas por el orificio de partículas 20. Las partículas se mueven entonces a lo largo del canal de partículas 30 y dentro de la cámara de fluidificación 33. Sin embargo, el canal de partículas 30 incluye también una válvula antirretorno 34 de partículas para impedir que las partículas inviertan su dirección de vuelta hacia el orificio de partículas 20. El canal de fluido 32 incluye también una válvula antirretorno 35 de fluidos para impedir de modo similar que el fluido invierta su dirección de vuelta hacia el orificio de fluido 18. Por consiguiente, las partículas se fluidifican con el gas turbulento en la cámara de fluidificación 33 y las partículas y el gas fluyen hacia el orificio de salida 26. Debido a la turbulencia relativamente alta del gas dentro de la cámara de fluidificación 33, el gas y las partículas se mezclan en general uniformemente en la cámara de fluidificación 33. Es decir, las partículas tienen una densidad y concentración relativamente uniformes a todo lo largo del gas cuando la mezcla sale de la cámara de fluidificación 33 para el orificio de salida 26.

La cánula 15 recibe el gas y las partículas desde el orificio de salida 26 como la mezcla. De manera más particular, la cánula 15 tiene una parte del extremo de cánula proximal 36 y una parte del extremo de cánula distal 38 e incluye un tubo exterior 40 y una entubación 42. La entubación 42 está soportada concéntricamente dentro del tubo exterior 40 por los conectores proximal y distal 44, 46 situados respectivamente en las partes del extremo de cánula aguas arriba y distal 36, 38. Un agujero de venteo 39 se extiende también a través del tubo exterior 40. Específicamente, el agujero de venteo 39 se posiciona entre los conectores proximal y distal 36, 38 para mejorar la esterilización dentro del tubo exterior 40. Además, la entubación 42 define un canal de flujo 48 dentro de la cánula 15. La cánula 15 se fija y sella dentro del concentrador 16 de modo que el orificio de salida 26 y el canal de flujo 48 estén en comunicación para fluidos para recibir el flujo relativamente turbulento de partículas fluidificadas y gas.

El canal de flujo 48 se extiende a través de la entubación 42 desde la parte del extremo de cánula proximal 36 hacia la parte del extremo de cánula distal 38, que se configura para conectarse a la punta de mezcla 14. En general, la punta de mezcla 14 incluye una entrada 50, la salida 28 y un canal de mezcla 52 extendido entre ellas. Para acoplar la punta de mezcla 14 a la cánula 15, el tubo exterior 40 se extiende alejándose de la entubación 42. De esta manera, la punta de mezcla 14 se inserta dentro del tubo exterior 40 y la entubación 42 se inserta dentro de la entrada 50 de la punta de mezcla 14.

Cuando las partículas fluidificadas y el gas se mueven a lo largo del canal de flujo 48 y hacia la punta de mezcla 14, la turbulencia del flujo puede disminuir de turbulenta a laminar, especialmente dentro de la corriente de gas y partículas inmediatamente adyacente a la entubación 42. El flujo relativamente menos turbulento y el flujo laminar de las partículas fluidificadas provoca que las partículas caigan respecto al gas y se reúnan en un hilo de corriente que se mueve hacia la parte del extremo de cánula distal 38 de la cánula 15. Sin embargo, la punta de mezcla 14 se configura para mezclar las partículas con el gas y crear un flujo turbulento para refluidificar las partículas dentro del gas. De esta manera, las partículas se distribuyen en general uniformemente a todo lo largo de la descarga de gas con densidad y concentración en general uniformes para su aplicación sobre el sitio anatómico.

La FIG. 2A es otra realización de un aplicador 12a para su uso con la punta de mezcla 14 en la que números iguales indican iguales características a las de la realización previa. El aplicador 12a incluye concretamente una cánula 15a que tiene un tubo distal moldeable 38a, un tubo exterior 40a y una entubación 42a. La entubación 42a se posiciona dentro del tubo exterior 40a y se conecta a la parte del extremo proximal 36 del concentrador 16 como se ha descrito anteriormente. Sin embargo, el tubo exterior 40a tiene una parte del extremo del tubo 41a que se conecta a una parte del extremo moldeable 41b del tubo distal moldeable 38a. Como tal, el tubo distal moldeable 38a y la entubación 42a definen colectivamente el canal de flujo 48. Además, el tubo distal moldeable 38a se conecta a la punta de mezcla 14 de modo que el canal de mezcla 52 y el canal de flujo 48 estén en comunicación para fluidos.

El tubo distal moldeable 38a puede usarse para posicionar la punta de mezcla 14 para dirigir la corriente de descarga de las partículas fluidificadas. Por ejemplo, la cirugía laparoscópica puede requerir el uso de un trócar para acceder al

sitio anatómico dentro del paciente. Dado el espacio limitado dentro del paciente, acceder al sitio anatómico puede ser difícil. Sin embargo, el acceso al sitio atómico puede mejorarse doblando el tubo distal moldeable 38a para posicionar la salida 28 de la punta de mezcla 14 tras la inserción dentro del trócar. Por ejemplo, un profesional sanitario, tal como un médico o enfermero, puede insertar la punta de mezcla 14 y una parte del tubo distal moldeable 38a en un trócar y doblar el tubo distal moldeable 38a con un fórceps para dirigirlo al sitio anatómico. El operador puede doblar el tubo distal moldeable 38a en cualquier forma deseable. Por supuesto, cuando el profesional sanitario libera el fórceps, el tubo distal moldeable 38a mantiene la forma deseada. De manera similar, el doblado del tubo distal moldeable 38a para dirigir la punta de mezcla 14 puede reducir también la necesidad de o bien mover el aplicador 12a entre varios trócares o resituar al paciente para mejorar la dirección de la punta de mezcla 14 al sitio anatómico. Mientras que el doblado del tubo distal moldeable 38a puede provocar que partículas adicionales caigan dentro del gas y se estratifiquen, la punta de mezcla 14 conectada al tubo distal moldeable 38a fluidifica las partículas adicionales caídas para su uso en el sitio anatómico. De ese modo, la descarga de partículas fluidificadas desde la punta de mezcla 14 puede dirigirse sobre un sitio anatómico de otra forma inalcanzable o difícil de alcanzar con la ayuda del tubo distal moldeable 38a.

El tubo distal moldeable 38a es generalmente también transparente para mejorar la visualización del polvo que pasa a través de él. Por ejemplo, la visión del procedimiento laparoscópico puede ser difícil dados los obstáculos inherentes a una operación dentro del paciente. Como tal, el profesional sanitario puede carecer de visibilidad de la punta de mezcla 14 o de partes del sitio anatómico durante el procedimiento. Sin embargo, el profesional sanitario puede ver pasar las partículas a través del tubo distal moldeable 38a transparente para asegurar que las partículas están siendo aplicadas al sitio anatómico. Finalmente, con respecto a las FIGS. 2-4, la punta de mezcla 14 para su uso con ambos aplicadores 14, 14a es radiopaca para confirmar la posición de la punta de mezcla 14 dentro del paciente a través de rayos X. Dicha confirmación puede ser particularmente beneficiosa cuando se realiza el procedimiento médico con aplicaciones robóticas.

La punta de mezcla de ejemplo 14 incluye una carcasa generalmente cilíndrica 56 que tiene una parte del extremo proximal 58 y una parte de extremo distal 60. La parte del extremo distal 60 incluye una cara frontal 62 que tiene la salida 28 y la parte del extremo proximal 58 incluye una cara posterior 64 que tiene la entrada 50. Como se ha descrito anteriormente, la punta de mezcla 14 se configura para su inserción dentro del tubo exterior 40 mostrado en la FIG. 2. Por consiguiente, la parte del extremo proximal 58 de la carcasa 56 se dimensiona para su inserción dentro del tubo exterior 40. De manera similar, la entrada 50 se dimensiona para la recepción de la entubación 42 en ella. Sin embargo, la parte del extremo distal 60 incluye un labio 66 colocado contra el tubo exterior 40, lo que es indicativo de la inserción, o instalación, apropiada, dentro de la cánula 15. Aunque la realización de ejemplo muestra la parte del extremo proximal 58 y la entrada 50 acopladas por fricción en el tubo exterior 40 y la entubación 42 respectivos, se apreciará que la punta de mezcla 14 puede conectarse de modo similar a, y sellarse contra, la cánula 15 usando luer-locks, fijadores, pinzas, adhesivo o cualquier otra estructura para sellar y conectar para fluidos el canal de mezcla 52 al canal de flujo 48. Adicionalmente, la punta de mezcla 14 puede conectarse de modo extraíble a la cánula 15 de modo que pueden usarse diversas otras puntas, tales como otras puntas de mezcla, con el mismo aplicador 12 o incluso durante el mismo procedimiento médico.

Las FIGS. 3-6 muestran la punta de mezcla 14 configurada para mezclar las partículas fluidificadas y el gas. De manera más particular, la punta de mezcla 14 incluye una realización de ejemplo de primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c proyectándose cada una al interior desde la carcasa 56 y dentro del canal de mezcla 52. Adicionalmente, la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c se extienden cada una a lo largo del canal de mezcla 52 entre la entrada 50 y la salida 28. De acuerdo con la realización de ejemplo, la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c se extienden continuamente a lo largo en general de toda la longitud del canal de mezcla 52. Sin embargo, se apreciará que la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c pueden, alternativamente, extenderse a lo largo de la parte del canal de mezcla 52 entre la entrada 50 y la salida 28. De manera similar, la una o más de entre la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c pueden, alternativamente, extenderse de modo discontinuo a lo largo en general de todo el canal de mezcla 52 o extenderse de modo discontinuo a lo largo de una parte del canal de mezcla 52. En este sentido, las aletas 68a, 68b, 68c no se pretende que estén limitadas a la realización de ejemplo y la extensión y/o continuidad de las aletas 68a, 68b, 68c puede variar de acuerdo con la invención descrita en el presente documento.

Cada una de la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c se posiciona simétricamente a lo largo del canal de mezcla 52 y se mueven gradualmente en espiral alrededor del canal de mezcla 52 en una forma en general de espiral para generar turbulencia dentro de las partículas fluidificadas y el gas que pasa a través de ellas. De acuerdo con la realización de ejemplo, cada una de la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c se mueven en espiral aproximadamente 120 grados desde la entrada 50 hacia la salida 28. Sin embargo, se apreciará que el movimiento en espiral deseado puede usarse para generar más o menos turbulencia dependiendo de la aplicación y los tipos de fluido y partículas mezclados de acuerdo con los principios de la invención descrita en el presente documento. Adicionalmente, la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c definen primera, segunda y tercera ranuras 70a, 70b, 70c que giran en espiral adyacentes a cada una de las aletas 68a, 68b, 68c. En general, las ranuras 70a, 70b, 70c trabajan en coordinación con las aletas 68a, 68b, 68c para rotar y/o agitar de modo similar la corriente de partículas fluidificadas y gas para crear turbulencia adicional.

Con respecto a la FIG. 5, cada una de la primera, segunda y tercera aletas 68a, 68b, 68c tienen un perfil triangular 72 que se extiende a lo largo del canal de mezcla 52. El perfil triangular 72 incluye una cara de ataque 74 y una cara de salida 76 que se proyecta dentro del canal de mezcla 52 hacia un borde de aleta 78. La cara de ataque 74 es generalmente convexa y la cara de salida 76 es generalmente cóncava, de acuerdo con la presente invención. Sin embargo, de acuerdo con ejemplos comparativos, las aletas 68a, 68b, 68c pueden en general tener cualquier forma adaptada para crear turbulencia en las partículas fluidificadas y el gas. También se crea turbulencia adicional mediante el estrechamiento del canal de mezcla 52 desde la entrada 50 hacia la salida 28. Mediante el estrechamiento del canal de mezcla 52, disminuye el volumen del canal de mezcla 52 desde la entrada 50 hacia la salida 28, lo que incrementa la velocidad de las partículas fluidificadas y el gas que pasa a través de él. De esta manera, la velocidad incrementada crea turbulencia adicional para la mezcla de las partículas fluidificadas y el gas. Por ejemplo, la salida 28 tiene un diámetro de 2 milímetros y la entrada 50 tiene un diámetro de más de 2 milímetros, p. ej., entre 2 milímetros y 3 milímetros. Sin embargo, se apreciará que la entrada 50 y la salida 28 pueden variar de tamaño para dispensar las partículas y el gas o cualquier partícula o fluido usado en un procedimiento médico.

La FIG. 6 muestra la corriente de partículas y gas, indicada por primera, segunda y tercera flechas 80a, 80b, 80c, entrando en la entrada 50, moviéndose a lo largo del canal de mezcla 52 y descargando desde la salida 28. Tal como se ha descrito brevemente antes, las partículas fluidificadas y el gas pueden estratificarse en un hilo de densidad de partículas relativamente alta que fluye dentro del canal de mezcla 52 representado por la tercera flecha 80c. De manera similar, la segunda flecha 80b puede ser indicativa de una concentración de partículas fluidificadas relativamente baja dentro del gas que tiene un flujo relativamente turbulento. Finalmente, la tercera flecha 80c puede ser indicativa de un flujo relativamente laminar de relativamente baja concentración de partículas fluidificadas dentro del gas. Cuando la corriente de partículas fluidificadas y gas representada por la primera, segunda y tercera flechas 80a, 80b, 80c es forzada bajo presión dentro del canal de mezcla 52, las aletas 68a, 68b, 68c y ranuras 70a, 70b, 70c mueven en espiral la corriente para generar turbulencia dentro de la punta de mezcla 14. Se crea turbulencia adicional cuando el canal de mezcla 52 se estrecha y la corriente de partículas y gas incrementa su velocidad. Finalmente, el hilo en la tercera flecha 80c es guiado y elevado a lo largo de la tercera ranura 70c y dirigido al interior de la turbulencia de la corriente. Por ejemplo, en el caso en el que las partículas son partículas coagulantes, las partículas coagulantes se refluidifican en una distribución generalmente uniforme de mezcla de partículas de coagulante fluidificadas y gas.

Por consiguiente, el médico dirige y descarga las partículas de coagulante con una densidad y concentración generalmente uniformes sobre el sitio anatómico. En el sitio anatómico, el polvo coagulante promueve la coagulación de la sangre para mejorar el resultado del procedimiento médico para el paciente.

Se apreciará que la forma y número de aletas y ranuras puede variar para adaptarse a fluidos, partículas o procedimientos médicos variados. Por ejemplo, la punta de mezcla 14 puede alojar partículas de densidad más alta o más baja incrementando o disminuyendo el tamaño del canal de mezcla 52. De manera similar, el incremento de la longitud y/o número de aletas puede incrementar la turbulencia, mientras que reducir la longitud y/o número de aletas puede disminuir la probabilidad de atasco en el canal de mezcla 52. De acuerdo con la realización de ejemplo, la salida 28 es generalmente circular y por ello, produce una pluma generalmente cónica de partículas fluidificadas y gas. Sin embargo, la forma de la salida 28 puede cambiarse para crear una pluma en general plana o rectangular. Por ejemplo, la pluma plana o rectangular puede usarse para cirugía tópica y la pluma cónica puede usarse para cirugía laparoscópica.

Un aplicador y un método para dispensar una corriente de unas partículas y un fluido desde una cánula y una punta de mezcla. La punta de mezcla incluye una carcasa que tiene una entrada, una salida y canal de mezcla extendido entre ellas. Se posiciona una aleta dentro de la carcasa y se extiende a lo largo de al menos una parte del canal de mezcla. La aleta se mueve en espiral alrededor del canal de mezcla desde la entrada hacia la salida para mezclar y distribuir las partículas en general uniformemente dentro del fluido. La corriente es dirigida dentro del canal de mezcla de la punta de mezcla y movida en espiral a lo largo de la aleta dentro del canal de mezcla. El movimiento en espiral incrementa la turbulencia y mezcla la corriente en una corriente mezclada de partículas y fluido. La corriente mezclada se descarga desde la punta de mezcla para ser dispensada sobre un sitio anatómico.

Aunque la presente invención se ha ilustrado mediante la descripción de una o más realizaciones de la misma, y aunque las realizaciones se han descrito con detalle considerable, no se pretenden restrictivas ni que de ninguna forma limiten el alcance de las reivindicaciones adjuntas a dichos detalles. Las diversas características mostradas y descritas en el presente documento pueden usarse solas o en cualquier combinación. Les surgirán fácilmente a los expertos en la materia ventajas y modificaciones adicionales. La invención en sus aspectos más amplios, por lo tanto, no se limita a los detalles específicos, aparatos representativos y ejemplos ilustrativos mostrados y descritos. Por consiguiente, pueden desviarse de dichos detalles sin apartarse del alcance del concepto inventivo general. Lo que se reivindica es:

## REIVINDICACIONES

1. Una punta de mezcla (14) para generar una densidad generalmente uniforme de unas partículas y un fluido desde un aplicador (12) para su uso en un procedimiento médico, comprendiendo la punta de mezcla (14);  
 5 una carcasa (56) que tiene una parte del extremo proximal (58) y una parte del extremo distal (60); una entrada (50) situada en la parte del extremo proximal (58) de la carcasa (56), configurada la entrada (50) para fijarse al aplicador (12) y recibir unas partículas y fluido estratificados; una salida (28) posicionada en la parte del extremo distal (60) de la carcasa (56);  
 10 un canal de mezcla (52) que se extiende a través de la carcasa (56) desde la entrada (50) a la salida (28); y una primera aleta (68a) que se proyecta al interior desde la carcasa (56) dentro del canal de mezcla (52) y que tiene un perfil triangular (72) que se extiende a lo largo de al menos una parte del canal de mezcla (52), incluyendo el perfil triangular una cara de ataque (74) y una cara de salida (76) que se proyecta dentro del canal de mezcla (52) hacia un borde de aleta (78), en el que la cara de ataque (74) es generalmente convexa y la cara de salida (76) es generalmente cóncava y la primera aleta (68a) se configura en una forma generalmente en espiral alrededor del canal de mezcla (52) y se posiciona entre la entrada (50) y la salida (28) para mezclar y generar turbulencia en las partículas y el fluido y distribuir las partículas de modo generalmente uniforme dentro del fluido para su descarga desde la salida (28).
2. La punta de mezcla de la reivindicación 1 que comprende adicionalmente una segunda aleta (68b), posicionada la segunda aleta (68b) dentro de la carcasa (56) y extendiéndose a lo largo de al menos una parte del canal de mezcla (52), configurada la segunda aleta (68b) en la forma generalmente en espiral alrededor del canal de mezcla (52) y posicionada entre la entrada (50) y la salida (28) para mezclar las partículas y el fluido y distribuir las partículas en general uniformemente dentro del fluido para su descarga desde la salida.
3. La punta de mezcla de la reivindicación 2 que comprende una tercera aleta (68c), posicionada la tercera aleta (68c) dentro de la carcasa (56) y extendiéndose a lo largo de al menos una parte del canal de mezcla (52), configurada la tercera aleta (68c) en la forma generalmente en espiral alrededor del canal de mezcla (52) y posicionada entre la entrada (50) y la salida (28) para mezclar las partículas y el fluido y distribuir las partículas en general uniformemente dentro del fluido para su descarga desde la salida (28),  
 25 en el que la primera, segunda y tercera aletas (68a, 68b, 68c) se mueven en espiral aproximadamente 120 grados alrededor del canal de mezcla (52) desde la entrada (50) hacia la salida (28).
4. La punta de mezcla de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la primera aleta (68a) se extiende a lo largo en general de toda la longitud del canal de mezcla (52) desde la entrada (50) a la salida (28).
5. La punta de mezcla de la reivindicación 1 en la que la primera aleta (68a) define al menos una ranura (70a) dentro del canal de mezcla (52), moviéndose en espiral la ranura (70a) alrededor del canal de mezcla (52) adyacente a la primera aleta (68a) para recibir un hilo fluyente laminar de partículas estratificadas y dirigir el hilo fluyente laminar a un flujo turbulento de fluido, en el que el hilo fluyente laminar se mezcla con el flujo turbulento de fluido para distribuir las partículas de modo generalmente uniforme dentro del fluido.
6. Un aplicador para dispensar una densidad generalmente uniforme de unas partículas y un fluido para su uso durante un procedimiento médico, comprendiendo el dispositivo;  
 una cánula (15), teniendo la cánula (15) una parte del extremo de cánula distal (38) y un canal de flujo que se extiende entre ellas;  
 45 una punta de mezcla (14) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-5, conectada operativamente la punta de mezcla (14) a la parte del extremo de cánula distal (38).
7. El aplicador de la reivindicación 6 que comprende adicionalmente:  
 un concentrador (16) que tiene un orificio de entrada de fluido (18) y un orificio de entrada de partículas (20), extendiéndose el orificio de entrada de fluido (18) y el orificio de entrada de partículas (20) a través del concentrador (16) a una cámara de fluidificación para recibir el fluido y las partículas; y  
 teniendo la cánula (15) una parte del extremo de cánula proximal (36), extendiéndose el canal de flujo (48) desde la parte del extremo de cánula proximal (36) a la parte del extremo de cánula distal (38), conectada la parte del extremo de cánula proximal (36) al concentrador (16) y conectada para fluidos a la cámara de fluidificación para recibir unas partículas fluidificadas y fluido.
8. El aplicador de la reivindicación 6 en el que la cánula incluye además un tubo distal moldeable (38a), conectada la punta de mezcla (14) para fluidos al tubo distal moldeable (38a) para doblar el tubo distal moldeable (38a) y dirigir la punta de mezcla (14).





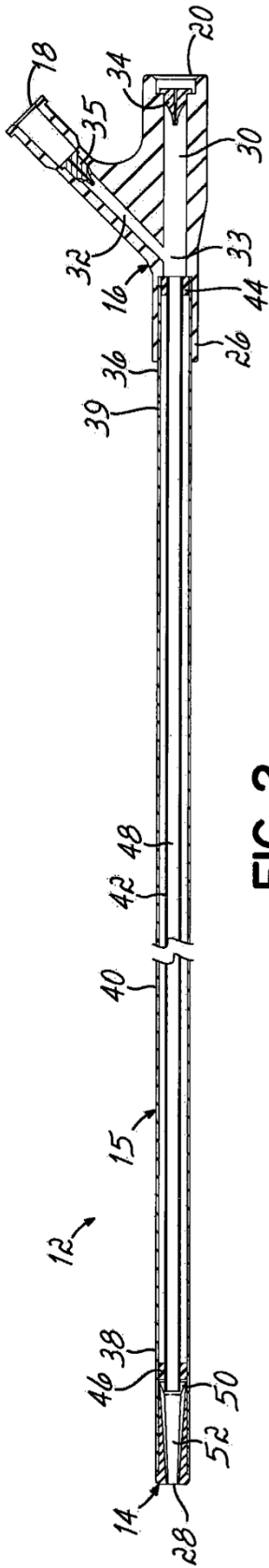


FIG. 2

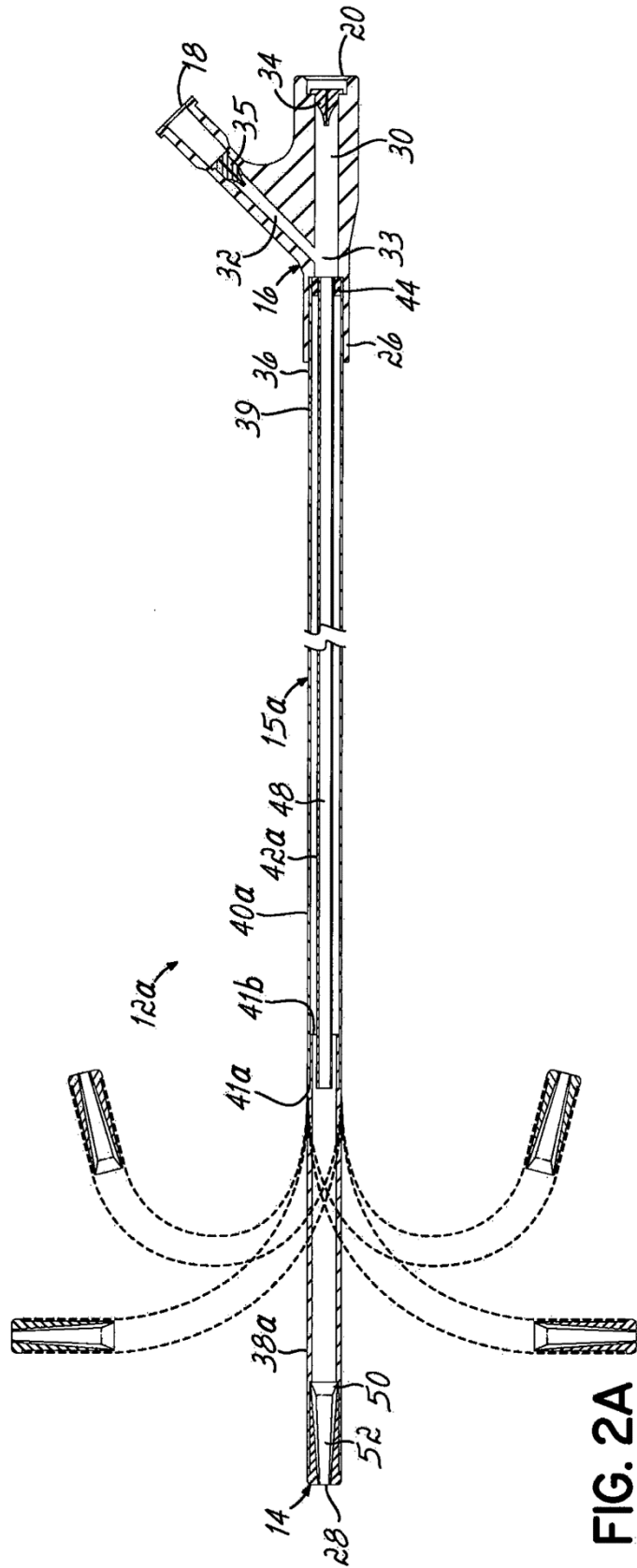
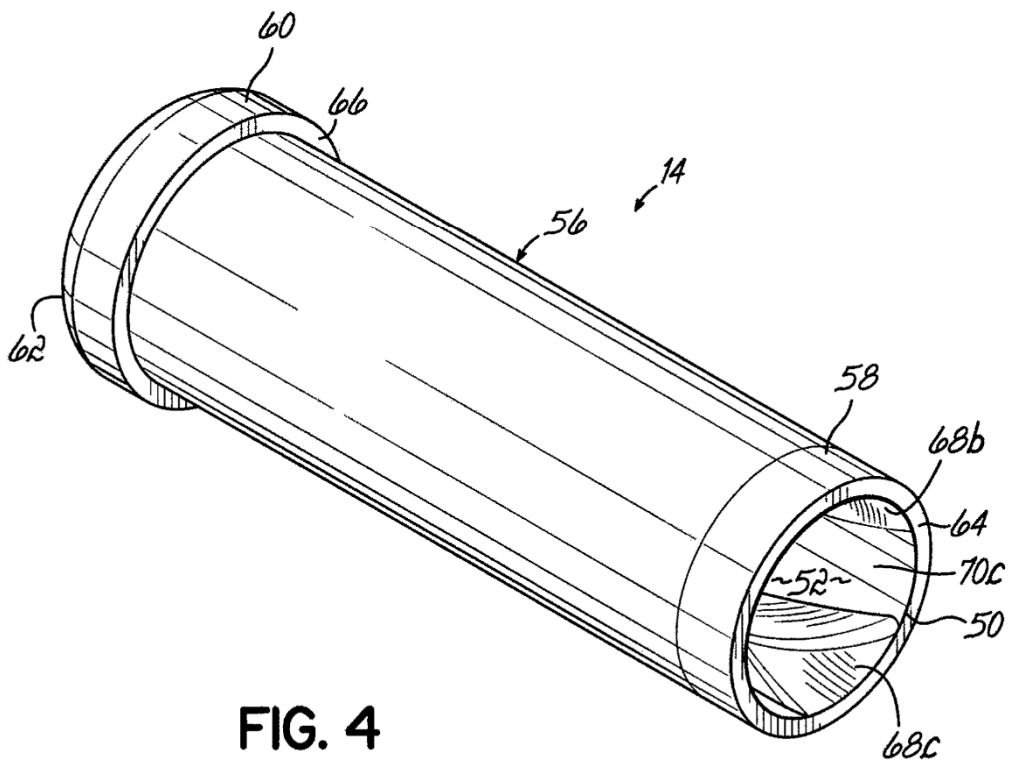
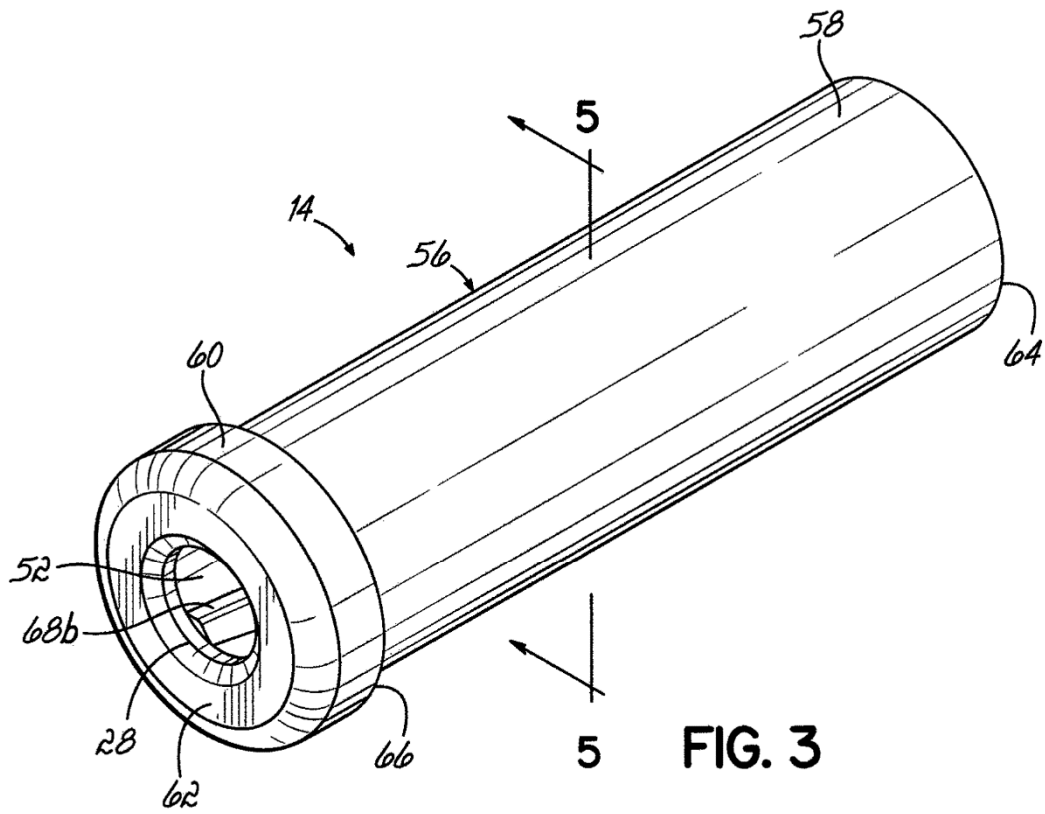


FIG. 2A



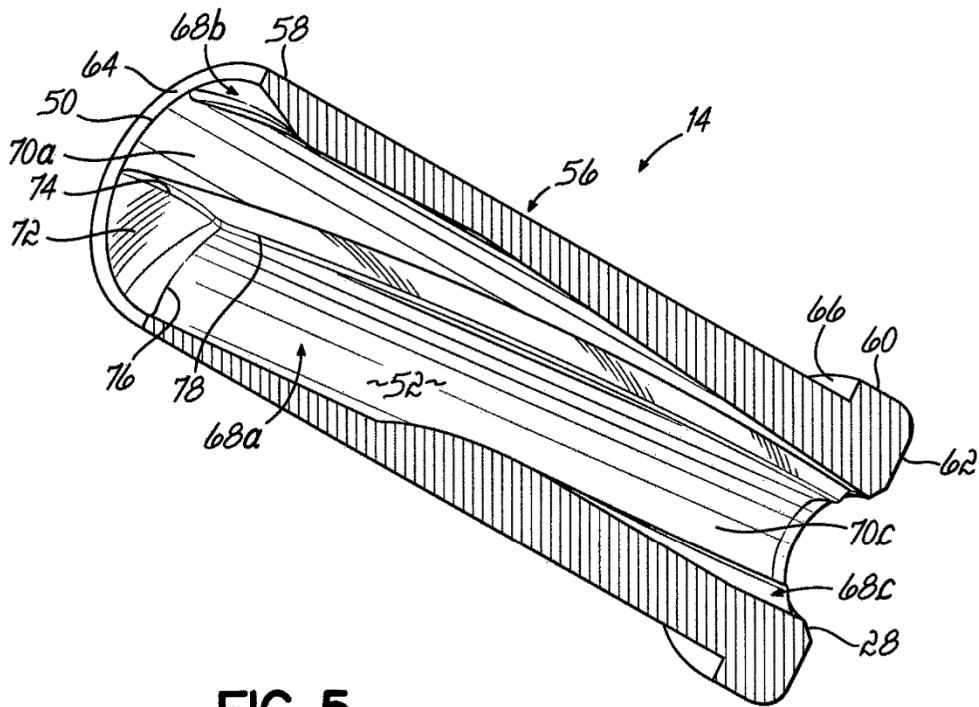


FIG. 5

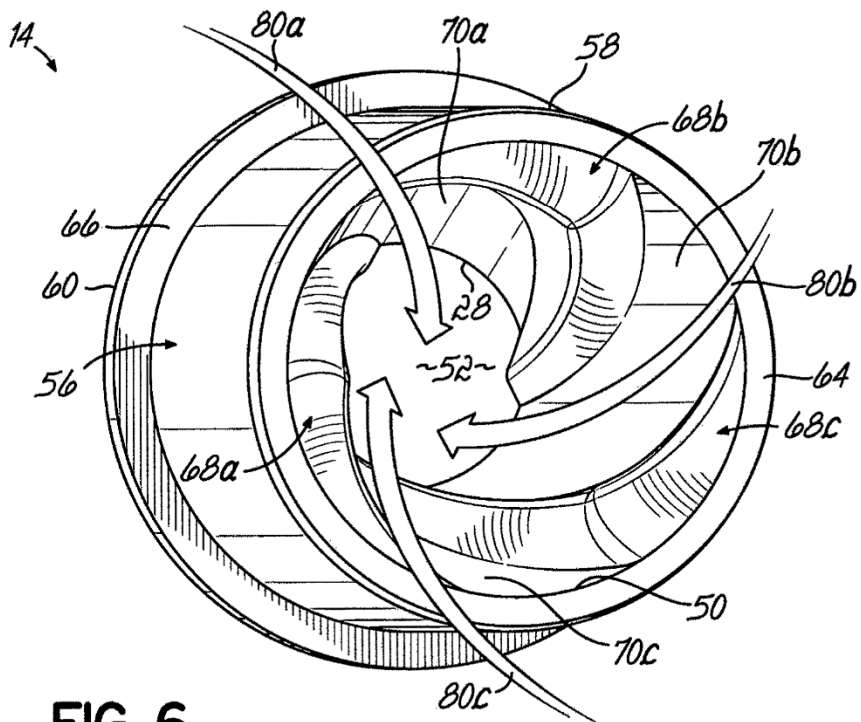


FIG. 6