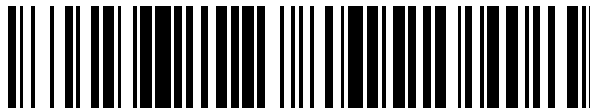


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 375 040**

51 Int. Cl.:
A61M 37/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04794264 .4**

96 Fecha de presentación: **07.10.2004**

97 Número de publicación de la solicitud: **1807147**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **18.07.2007**

54 Título: **APARATO PARA ADMINISTRAR UN AGENTE AL ABDOMEN.**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
24.02.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
24.02.2012

73 Titular/es:
**LEXION MEDICAL, LLC
5000 TOWNSHIP ROAD
ST. PAUL, MN 55110, US**

72 Inventor/es:
**OTT, Douglas, E.;
SPEARMAN, Patrick, R.;
GRAY, Robert, I. y
LLOYD, Duane, E.**

74 Agente: **Temño Cenicerros, Ignacio**

ES 2 375 040 T3

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

DESCRIPCIÓN

Aparato para administrar un agente al abdomen

5 CAMPO DE LA INVENCION

Esta invención se refiere al tratamiento de gases suministrados en cavidades corporales, espacios o superficies corporales de un animal. Más específicamente, se refiere a un dispositivo, y procedimiento, para tratar gases con uno o más agentes que se van a transportar por la corriente de gas a un animal.

10

TÉCNICA RELACIONADA

El suministro de gas en el cuerpo de un paciente es muy conocido para muchos propósitos. El gas se suministra hacia una cavidad corporal, tal como el abdomen, para distender una superficie flexible o crear presión para un propósito específico. La distensión del abdomen usando gas crea un neumoperitoneo que alcanza un espacio en el que se puede examinar, reparar, eliminar y manipular quirúrgicamente. El espacio creado por insuflación de gas es un componente básico de cirugía laparoscópica. Dentro del espacio corporal creado por el flujo de gas y presión, las superficies de tejido y órganos pueden visualizarse de manera segura y se pueden colocar instrumentos que se usan para propósitos terapéuticos y de diagnóstico. Los ejemplos de dichos usos incluyen, pero sin limitación, coagulación, incisión, captación, sujeción, sutura, engrapado, movimiento, retracción y fragmentación. La calidad de la corriente de gas puede modificarse y acondicionarse por filtración, calentamiento e hidratación. La Patente de Estados Unidos N° 5.411.474 y la solicitud de patente de Estados Unidos que se ha mencionado anteriormente describen procedimientos para acondicionar gas en esta materia.

15

20

25

El documento US 5.246.419 describe un aparato para suministrar gas de insuflación a altos caudales durante la cirugía laparoscópica que incluye algunas o todas de las siguientes características: al menos dos tubos de administración de gas; un transductor de detección de presión independiente del flujo de gas en cualquier tubo de administración de gas, estando conectado dicho detector de presión al sistema de administración de gas para disminuir el flujo de gas automáticamente si aparece sobrepresurización y para aumentar los caudales si aparece una baja presurización; una válvula automática para intercambiar al menos uno de dichos tubos de administración de gas a un tubo de succión si se detecta una grave sobre-presurización; controles manuales para la succión y los caudales con el fin de permitir al operario enjuagar rápidamente con gas de insuflación bajo la dirección del cirujano; dispositivos de control de la calidad del gas que incluyen medios de filtración, medios de humidificación, medios de control de la temperatura y medios para añadir medicación u otros productos medicinales a la corriente de gas de insuflación, típicamente con un nebulizador.

30

35

Existe la probabilidad de mejoras y avance adicionales. Durante un procedimiento que instila gas a una cavidad corporal, espacio corporal o superficie corporal, la adición de materiales inertes o farmacológicamente activos (orgánicos o inorgánicos) puede mejorar la curación del tejido, reducir la infección, reducir la formación de adhesiones, modificar la respuesta inmunológica, tratar neoplasma, tratar procesos de enfermedades específicas, reducir el dolor y ayudar en el diagnóstico. Es deseable proporcionar un aparato y un procedimiento adecuado para tratar gas de tal manera.

40

SUMARIO DE LA INVENCION

45

Brevemente, la presente invención se refiere a un procedimiento y un aparato para tratar gas con uno o más agentes para su administración a una cavidad corporal, espacio corporal o superficie corporal. El gas se recibe en el aparato desde una fuente de gas. El aparato comprende un alojamiento que define al menos una cámara que tiene un puerto de entrada y un puerto de salida, el puerto de entrada para recibir una corriente de gas de una fuente de gas. Una cantidad de uno o más agentes se libera en la cámara para mezclarse en la corriente de gas que se administra al animal mediante un dispositivo de administración. La corriente de gas se humecta y/o calienta opcionalmente en el alojamiento.

50

Lo anterior y otros objetivos y ventajas de la presente invención serán evidentes más fácilmente cuando se hace referencia a la siguiente descripción tomada junto con los dibujos adjuntos.

55

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 es una vista esquemática de un aparato de acuerdo con la presente invención.

60

La figura 2 es una vista en sección transversal del purificador de gas del aparato de acuerdo con la presente invención.

La figura 3 es un diagrama esquemático de un alojamiento del purificador de gas de acuerdo con una realización de la presente invención que comprende una pluralidad de distintas cámaras.

5 La figura 4 es una vista de frente del alojamiento del purificador de gas de acuerdo con la realización de la figura 3.

La figura 5 es una vista interna del alojamiento del purificador de gas de acuerdo con otra realización que representa uno o más miembros de bolsa dentro del alojamiento.

10 La figura 6 es una vista interna del alojamiento del purificador de gas de acuerdo con aún otra realización que presenta uno o más miembros de bolsa fuera del alojamiento.

15 La figura 7 es una vista interna del alojamiento del purificador de gas de acuerdo con aún otra realización que presenta un miembro de tubo colocado dentro del alojamiento y que tiene una abertura restrictiva en un extremo distal del mismo.

La figura 8 es una vista interna del alojamiento del purificador de gas de acuerdo con otra realización que presenta un miembro de tubo colocado dentro del alojamiento y que tiene una pluralidad de aberturas en una porción de la longitud del mismo.

20 La figura 9 es un diagrama esquemático de aún otra realización que presenta un cabezal de impresión de chorro de tinta que libera de manera controlable una cantidad de uno o más agentes en la cámara del alojamiento del purificador de gas.

25 La figura 10 es un diagrama esquemático de un elemento de calentamiento usado en el purificador de gas.

La figura 11 es una vista en sección transversal de la cámara del purificador de gas y que muestra la entrada y salida acanaladas de gas de la cámara.

30 La figura 12 es una vista interna de un alojamiento del purificador de gas que muestra un recipiente para liberar una cantidad de un agente en fase sólida en la cámara.

La figura 13 es una vista de un alojamiento del purificador de gas, similar a la figura 12, pero que muestra el recipiente colocado fuera de la cámara.

35 La figura 14 es un diagrama esquemático que muestra un circuito para controlar la temperatura del gas y para monitorear la humedad del gas.

La figura 15 es un diagrama esquemático que muestra un circuito para monitorear la humedad del gas de acuerdo con una realización alternativa.

40 La figura 16 es un diagrama esquemático de una realización alternativa de la presente invención que no está dentro del alcance de la invención, que puede administrar gas tratado o sin tratar y un agente hacia las cavidades, espacios o superficies corporales.

45 La figura 17 es un diagrama esquemático de una realización alternativa adicional de la presente invención que no está dentro del alcance de la invención, que puede administrar gas tratado o sin tratar y un agente hacia las cavidades, espacios o superficies corporales.

50 La figura 18 es un diagrama esquemático de una realización alternativa adicional de la presente invención que puede administrar gas tratado o sin tratar y un agente hacia las cavidades, espacios o superficies corporales.

La figura 19 es un diagrama esquemático de una realización alternativa adicional de la presente invención que puede administrar gas tratado o sin tratar y un agente hacia las cavidades, espacios o superficies corporales.

55 La figura 20 es un diagrama esquemático de una realización alternativa adicional de la presente invención que no está dentro del alcance de la invención, que puede administrar gas tratado o sin tratar y un agente hacia las cavidades, espacios o superficies corporales.

60 La figura 21 es una vista en alzado que muestra como un agente puede introducirse en la cámara de agente usada en algunas realizaciones de la invención.

La figura 22 es una vista en alzado que muestra otra manera en la cual puede introducirse un agente en una cámara de agente.

La figura 23 es una vista en alzado que muestra aún otra manera en la cual puede introducirse un agente en una cámara de agente.

5 La figura 24 es una vista en alzado que muestra aún otra manera en la cual puede introducirse un agente en una cámara de agente.

La figura 25 es una vista en alzado que muestra cómo puede usarse una jeringa como una cámara de agente en la presente invención.

10 La figura 26 es una vista en alzado que muestra cómo puede usarse una bomba como una cámara de agente en la presente invención.

15 La figura 27 es una vista en alzado que muestra cómo puede usarse una cámara presurizada como una cámara de agente en la presente invención.

La figura 28 es una vista en alzado que muestra cómo puede usarse una bolsa como una cámara de agente en la presente invención.

20 La figura 29 es una vista en alzado que muestra cómo puede usarse una cámara piezoeléctrica como una cámara de agente en la presente invención.

La figura 30 muestra una realización adicional de la presente invención.

25 La figura 31 es una vista en alzado de un trocar de dos entradas que forma parte de la presente invención.

La figura 32 es una modificación de la construcción mostrada en la figura 31.

La figura 33 es una modificación adicional de la construcción mostrada en la figura 31.

30 La figura 34 es un diagrama de flujo que muestra una serie de etapas que pueden usarse al poner en práctica diversas realizaciones de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERIDAS

35 DEFINICIONES

Como se usa en las reivindicaciones, "un/a" puede significar uno/a o más.

40 Como se usa en este documento, "una temperatura predeterminada" o "un intervalo de temperaturas predeterminado" es lo que se ha preestablecido o programado por el usuario durante un procedimiento. Por ejemplo, un intervalo de temperaturas deseable puede ser la temperatura corporal fisiológica, es decir, aproximadamente 35-40 °C. Como se explica en lo sucesivo en este documento, la temperatura del gas puede ajustarse por un ajuste de tipo "dial" u otro similar.

45 Como se usa en este documento, la expresión "solución humectante" significa agua, solución salina normal, solución de Ringer lactada, cualquier solución o líquido tamponado, una solución acuosa, una solución no basada en agua, una combinación de solución de agua o no basadas en agua y otras sustancias, o una sustancia en gel que contiene soluciones de agua o sin agua y otras sustancias.

50 Como se usa en este documento, el término "agente" significa cualquier sustancia orgánica, sustancia inorgánica, sustancia biológicamente activa o inerte de material farmacológico, que puede efectuar o mejorar la curación del tejido, reducir la infección, reducir la formación de adhesiones, modificar la respuesta inmunológica, tratar los procesos de enfermedad específica, reducir el dolor o usarse para cualquier propósito de diagnóstico o terapéutico. Este incluye materiales en fase sólida, líquida o gaseosa, y materiales que están basados en agua (acuosos), suspensiones coloidales y no coloidales, mezclas, soluciones, hidrogeles, materiales liofilizados, agentes hidrófobos, hidrófilos, aniónicos, catiónicos, tensioactivos, adyuvantes quirúrgicos, anticoagulantes, antibióticos, estimuladores inmunológicos, supresores inmunológicos, inhibidores del crecimiento, estimuladores del crecimiento, materiales de diagnóstico, agentes anestésicos, agentes analgésicos, y materiales por sí mismos o disueltos o basados en otros

55 materiales, tales como, pero sin limitación, alcoholes, éteres, ésteres, lípidos y disolventes. El agente puede estar seco, tal como en una forma de polvo. Cualquier material que puede transportarse por el flujo de gas hacia una cavidad corporal o sobre una superficie para propósitos de diagnóstico o terapéuticos puede administrarse de acuerdo con esta invención. No se pretende limitar la presente invención a los ejemplos de los agentes anteriores.

Además, la corriente de gas puede tratarse con cualquier tipo o combinación de agentes de acuerdo con la presente invención. Un ejemplo es tratar la corriente de gas con una solución humectante para hidratación para prevenir la desecación, un antibiótico para reducir la infección, un antiinflamatorio para reducir la inflamación y un anti-adhesivo para reducir adhesiones y mejorar la curación. Pueden usarse agentes, tales como los vendidos con las marcas comerciales Adept fabricado por ML Laboratories, Adcon fabricado por Gliatech y Atrisol fabricado por Atrix Laboratories para reducir las adhesiones.

Como se usa en este documento, el término "gas" incluye cualquier gas o combinación o mezcla de gases en cualquier proporción de origen natural o que pueda fabricarse o colocarse o crearse en un recipiente.

El término "tratar" usado junto con el tratamiento de la corriente de gas significa inyectar o liberar uno o más agentes en la corriente de gas de manera que la corriente de gas sea un humo o polvo en el caso de un agente de fase sólida, o una niebla o pulverización en el caso de un agente de fase líquida. En algunas realizaciones, tal como en las que el agente se encuentra en forma líquida, el agente se extrae o desaloja de un recipiente. En otros casos, el agente se inyecta o se libera en la corriente de gas. En general, la corriente de gas que se va a tratar con uno o más agentes también se humecta.

Los términos "cavidad" o "espacio" significan cualquier cavidad o espacio corporal incluyendo la cavidad intertorácica, el pericardio, la cavidad peritoneal o abdomen, cavidad pleural, espacio de la rodilla, espacio del hombro, globo ocular, estómago y pulmón.

El término "aerosol" significa una suspensión de partículas líquidas o sólidas en un gas.

El término "pulverización" significa un chorro de líquido dispersado por un pulverizador.

El término "niebla" significa líquido en la forma de partículas suspendidas en un gas.

El término "bruma" significa vapor condensado en partículas finas de líquido suspendido en un gas.

El término "vapor" significa una dispersión gaseosa de moléculas de una sustancia.

El principio básico de la presente invención es tratar una corriente de gas fluyente con uno o más agentes de manera que el(los) agente(s) activa o pasivamente se inyectan en la corriente de gas y se hacen parte de la corriente de gas como resultado de las dinámicas de flujo, presión de vapor y/o tasa de evaporación. La corriente de gas se modifica de este modo para contener aditivos que se determinan deseables por el usuario con el propósito de mejorar el resultado de un evento de administración de gas en relación con, por ejemplo, un tratamiento particular o procedimiento de diagnóstico o prevención.

La expresión "superficie corporal" significa cualquier superficie corporal, ya sea interna o externa, y si se expone de manera natural o por medio de procedimiento quirúrgico.

Haciendo referencia a la figura 1, el aparato para el tratamiento o acondicionamiento de gas se muestra en general con el numeral de referencia 100. El aparato 100 se adapta para recibir gas de un regulador de gas 10 (alta o baja presión, alto o bajo caudal), tal como un insuflador. El aparato comprende un purificador de gas 120, un filtro opcional 110 y un módulo de control opcional 140. Los tubos se proporcionan para conectar los diversos componentes del aparato entre sí. Específicamente, un primer segmento de tubo 160 conecta la salida del regulador de gas 10 a la tubería de entrada del filtro 110 a través de un bloqueo macho Luer 166 o cualquier adaptador apropiado compatible con el puerto de salida del insuflador. Un segundo segmento de tubo 162 conecta la salida del filtro 110 a la entrada del purificador de gas 120. Un tercer segmento de tubo 164 conecta la salida del purificador de gas 120 mediante un bloqueo macho Luer 168 (u otro adaptador de ajuste apropiado) a un dispositivo de administración de gas (no mostrado), tal como un trocar, aguja Veres, endoscopio o un tubo que entra hacia una cavidad o espacio corporal que administra el gas tratado al cuerpo de un animal. Como alternativa, si el gas se va a administrar a una superficie corporal, el dispositivo de administración de gas puede conformarse, formarse o de otra manera configurarse para dirigir o difundir el flujo de gas sobre una superficie.

La tubería de los segmentos de tubo 160, 162 y 164 es preferiblemente flexible y suficientemente larga para permitir que el regulador de gas 10 y el módulo de control 140 se coloquen a una distancia conveniente de un animal que experimenta el procedimiento que requiere la administración de gas. Para aplicaciones del aparato 100 en las que la temperatura de la corriente de gas debe estar dentro de un intervalo deseado cuando se administra, el purificador de gas 120 se coloca preferiblemente inmediatamente adyacente a esa ubicación en donde el gas se va a administrar.

El filtro 110 es un elemento opcional y consiste en un filtro hidrófobo de alta eficiencia (por ejemplo Gelman Sciences Metricel M5PU025, que tiene un tamaño de poro preferiblemente pequeño, lo suficiente para excluir todas las

partículas sólidas y agentes bacterianos o fúngicos que pueden haberse generado en un cilindro de suministro de gas o el regulador de gas 10 (es decir, 0,5 micrómetros o menos y preferiblemente aproximadamente 0,3 micrómetros). Un filtro preferido es un filtro hidrófobo, tal como un filtro de tipo fibra de vidrio, por ejemplo, Metrigard de Gelman Sciences o un Filtro Ultrafóbico de Medio Poroso, Modelo DDDF 4700 M02K-GB. Otros filtros adecuados incluyen polisulfona (Supor, HT Tuffrin, Gelman Sciences) y ésteres de celulosa mixtos (GN-6 Metricel, Gelman Sciences), por ejemplo. La disminución del tamaño de poro del filtro 110 por debajo de 0,1 micrómetros causa un aumento concomitante en la caída de presión del gas, y de esta manera se reduce significativamente el caudal. Si el procedimiento que se va a realizar requiere una presión y/o caudal relativamente altos de gas al animal, tal como laparoscopia, el tamaño de poro preferiblemente no debería disminuirse por debajo de 0,2 micrómetros. Se prefiere un filtro hidrófobo que uno hidrófilo, ya que un filtro hidrófobo es menos probable que se desgarrar por la presión de agua causada al succionar accidentalmente o sifonar fluidos peritoneales o de irrigación.

En algunas aplicaciones, es deseable que el purificador de gas 120 se conecte inmediatamente adyacente a un dispositivo de administración de gas de manera que el gas recorra una distancia mínima desde la salida del purificador de gas 120 hasta el conducto o conexión en el interior de un animal. El propósito de esta disposición es permitir que el gas se administre al animal mientras aún está a una temperatura y contenido de agua suficientemente cercana a la temperatura corporal interior fisiológica u otra superficie corporal. Es decir, para algunas aplicaciones, el aparato de acuerdo con la invención evita el enfriamiento termodinámico de los gases en tránsito al animal, debido a que proporciona una cámara de tratamiento altamente eficaz que, como resultado de su eficiencia, puede ser bastante compacta y por lo tanto situarse muy cerca del animal.

El módulo de control 140 se encuentra dentro de un alojamiento eléctrico 210 y se conecta al purificador de gas 120 por varios pares de alambre contenidos dentro de un cable eléctrico aislado 170. En particular, el cable 170 tiene un conector 172 en un extremo que se conecta eléctricamente a un conector de circuito 212 del alojamiento 210 para el módulo de control 140, y en el otro extremo se conecta eléctricamente al purificador de gas 120 por un canal de alimentación eléctrica sellado 174. El cable 170 se une al segmento de tubo 162 por un pasador o cinta de plástico 176. Como alternativa, el cable 170 se une al segmento de tubo 162 por sello térmico, extrusión, soldado ultrasónico, pegamento o se pasa a través del interior del segmento de tubo 162.

El módulo de control 140 y componentes asociados en el purificador de gas 120 se alimentan preferiblemente por un convertidor CA-CC 180. El convertidor CA-CC 180 tiene una salida que se conecta por un conector de enchufe 182 en un receptáculo de energía 214 del circuito dentro del módulo de control 140, y tiene un enchufe de salida de pared CA estándar 184 que puede conectarse en salidas de alimentación CA convencional. Por ejemplo, el convertidor CA-CC 180 se conecta en una tira de suministro de energía CA que se proporciona en otro equipo en un cuarto de operaciones. Como alternativa, la energía eléctrica para el aparato se proporciona por una batería o fuente fotovoltaica. Otra alternativa es proporcionar circuitería en el módulo de control 140 que opera en señales CA, como opuestas a las señales CC, en cuyo caso el módulo de control 140 podría alimentarse directamente por una salida CA. El módulo de control 140 y los componentes de calentamiento e hidratación dentro del purificador de gas 120 se describirán en más detalle en lo sucesivo en este documento.

En algunas realizaciones, el purificador de gas 120 tiene un puerto de carga 190 que es capaz de recibir un suministro de un agente y/o solución humectante. Por ejemplo, una jeringa 200 que contiene un volumen predeterminado de agente a base de líquido se introduce en el puerto de carga 190 para inyectarlo en el purificador de gas 120 para una carga inicial o recarga del mismo. El aparato 100 puede venderse con el purificador de gas 120 cargado previamente con un suministro de un agente y/o solución humectante de manera que no se requiera una carga inicial para su funcionamiento.

Volviendo a la figura 2, el purificador de gas 120 se describirá en mayor detalle. El purificador de gas 120 comprende un alojamiento 122 que tiene una entrada de gas (puerto de entrada) 124 y una salida de gas (puerto de salida) 126. El alojamiento 122 define una cámara 128 que contiene una subcámara de tratamiento para tratar el gas suministrado a través de la entrada con un agente, y en algunas realizaciones, contiene elementos para sustancialmente calentar e hidratar (humectar) de manera simultánea, así como medios 136 para detectar la temperatura del gas y los medios 138 para detectar la humedad relativa del gas según sale de la cámara 128.

Específicamente, en la realización de la figura 2, dentro de la cámara 128, se proporciona una subcámara que comprende una o más capas de material de esponja o almohadilla absorbente o de retención de líquido, mostrado con los números de referencia 130, 131 y 132. Debe entenderse que el número, espaciamiento y absorbencia de las capas de retención de líquido 130, 131 y 132 varían de acuerdo con las aplicaciones específicas. Como ejemplo se muestran tres capas. El material de las capas 130, 131 y 132 puede ser cualquier material absorbente o de retención de líquido deseable, tal como una tela formada de rayón/poliéster (por ejemplo, NU GAUZE™, fabricada y vendida por Johnson & Johnson Medical, Inc.). El tamaño de poro del material seleccionado debe seleccionarse de acuerdo con un equilibrio de las capacidades de retención de líquido y consideraciones de caída de baja presión. Cuando más grande sea el tamaño de poro, mayor será la capacidad de retención de líquido para el contacto de gas para

aerosolizar el gas.

Otras formas de la subcámara de tratamiento pueden consistir en una cámara vacía, un subrecipiente o subcámara de líquido dentro de la cámara 128 (sin capas absorbentes) que tiene una membrana semi-permeable en extremos opuestos para permitir que el gas pase a través. El agente en la cámara se calienta opcionalmente por una camisa calefactora colocada alrededor de la cámara.

Los medios de calentamiento en el purificador de gas 120 consisten en al menos un elemento de calentamiento 134 colocado en el alojamiento, tal como entre las capas absorbentes 130 y 131. El elemento de calentamiento 134 es un alambre eléctricamente resistivo, por ejemplo. El elemento de calentamiento 134 se coloca preferiblemente entre capas absorbentes o en mallas dentro de las capas de material (en la tela). El elemento de calentamiento 134 calienta el gas suministrado a través de la entrada, bajo control de una señal de control de calor suministrada por el módulo de control 140, sustancialmente de manera simultánea con el tratamiento del gas según el gas pasa a través de la cámara 128. Pueden disponerse elementos de calentamiento adicionales dentro de la cámara.

Con el fin de detectar la temperatura y humedad del gas según sale del purificador de gas 120, se proporcionan un detector de temperatura 136 y un detector de humedad relativa 138. El detector de temperatura 136 puede proporcionarse en cualquier parte dentro del flujo de gas en la cámara 128, pero se coloca preferiblemente en el lado corriente abajo del elemento de calentamiento 134 entre las capas retenedoras de líquido. El detector de temperatura 136 es un termistor (por ejemplo, termistor de chip Thermometrics Ma100 Seres, o Thermometrics Series BR23, Thermometrics, Inc., Edison, Nueva Jersey). Es preferible que el detector de temperatura 136 sea exacto en de aproximadamente 0,2 °C. En la presente invención, la temperatura del gas se detecta preferiblemente después de que el gas se ha tratado (y opcionalmente humectado) de manera que cualquier cambio en la temperatura del gas según se trata se corrige en ese punto en el aparato, compensando de este modo los cambios de entalpía.

El detector de humedad 138 se coloca en la trayectoria de flujo de gas que sale de la cámara 128, preferiblemente corriente abajo del elemento de calentamiento 134 entre las capas retenedoras de líquido o en el lado corriente abajo de las capas absorbentes, próximas al puerto de salida 126 del alojamiento 122. El detector de humedad 138 preferiblemente no está en contacto con una capa. La figura 2 muestra el detector de humedad 138 distal a las capas absorbentes, separadas de la capa retenedora de líquido 132 por una capa de malla porosa (plástico o metal) 133 que se extiende a través del interior del alojamiento 122. Generalmente, el detector de humedad 138 realmente no está en contacto con la capa de malla porosa 133, pero igualmente se encuentra separado. El detector de humedad 138 es, en una realización, un detector de capacitor sensible a la humedad, tal como el detector de humedad capacitivo fabricado por Philips Corporation, que cambia la capacitancia en respuesta a los cambios de humedad. El detector de humedad 138 mide la humedad relativa del gas según pasa a través de la cámara 128 para permitir el control de la humedad del gas, y para proporcionar una indicación de la cantidad de solución humectante restante en el purificador de gas 120, es decir, en las capas 130, 131 y 132. Como se explicará en lo sucesivo en este documento, en una realización, un circuito integrado (IC) temporizador/divisor 145 (figura 5), se conecta al detector de humedad 138 y se coloca preferiblemente dentro del alojamiento 122 junto y sustancialmente co-ubicado con el detector de humedad 138. Otros medios para determinar la humedad del gas se encuentran muy dentro del alcance de la presente invención.

Una manera de tratar una corriente de gas con uno o más agentes usando la realización del purificador de gas 120 mostrado en la figura 2 es inyectar desde una jeringa 200 un agente basado en líquido en la cámara 128 a través del puerto de carga 190 para su absorción sobre una de las capas 130-132. Cuando la corriente de gas fluye sobre las capas 130-132, la corriente de gas se tratará con el agente y de este modo transportará el agente fuera del purificador de gas 120 hacia un animal. Dependiendo de las dimensiones y tipo de almohadilla o almohadillas absorbentes usadas, existe una capacidad con respecto a la cantidad de agente que puede introducirse en la cámara 128. El tamaño de la cámara 128 puede aumentarse para permitir almohadillas más grandes, y por lo tanto mayor capacidad.

A continuación, se describirán varias realizaciones adicionales de la invención junto con las figuras 3-9, y 12-15. En estas realizaciones, otras configuraciones del alojamiento 122 del purificador de gas 120 se describen como útiles para tratar la corriente de gas que fluye a través del alojamiento del purificador de gas 122 con uno o más agentes. Estas realizaciones muestran diferentes tipos de recipientes para contener un agente y liberarlo en la corriente de gas en una cámara del purificador de gas 120.

Las figuras 3 y 4 ilustran una realización para el alojamiento del purificador de gas 122 que presenta múltiples cámaras, por ejemplo, tres cámaras 128A, 128B y 128C que se extienden una cierta porción de la longitud (no necesariamente toda) del alojamiento 122. Estas cámaras se separan por paredes o divisiones 202, 204 y 206. Asociado con cada cámara 128A, 128B y 128C se encuentra un puerto de carga 190A, 190B y 190C, respectivamente para recibir un suministro de agente de una fuente respectiva, tal como una bolsa externa, jeringa,

etc. El agente se administra a presión en una cámara a través de su puerto de carga respectivo, o se extrae de una abertura pequeña de una bolsa (figuras 5 y 6) colocada a través del puerto de carga en una cámara. Como alternativa, dentro de cada cámara 128A, 128B y 128C se encuentra una o más almohadillas absorbentes o capas similares a las mostradas en la figura 2, sobre las que se absorbe una cantidad de un agente. Aún una alternativa adicional es proporcionar una membrana semi-permeable separada en cada cámara llena con un agente diferente.

Cada una de las cámaras puede cargarse con un agente diferente. Por ejemplo, la cámara 128A puede cargarse con una solución humectante, la cámara 128B puede cargarse con el agente A y la cámara 128C puede cargarse con el agente B. Aunque no se muestra en las figuras 3 y 4, debe entenderse que los elementos de calentamiento, el detector de temperatura y el detector de humedad mostrados en la figura 2 pueden incluirse opcionalmente en sus diversas configuraciones en la realización del alojamiento mostrada en las figuras 3 y 4. En la realización de la figuras 3 y 4, cuando la corriente de gas fluye a través del alojamiento 122, la corriente de gas extrae o desaloja la solución humectante de la cámara 128A, se mezcla con agente A de la cámara 128B y se mezcla con agente B de la cámara 128C. De esta manera, la corriente de gas que sale del alojamiento 120 se hidrata y se trata con los agentes, para la administración a un animal.

Las figuras 5 y 6 ilustran otra realización en la que los agentes que se van a transportar por la corriente de gas se contienen dentro de bolsas. En la figura 5, existen, por ejemplo, dos bolsas 220 y 230 cada una de las cuales son para contener una cantidad de un agente. El aparato puede suministrarse con las bolsas 220 y 230 cargadas previamente o pre-cargarse con una cantidad de agentes, o pueden llenarse con una cantidad de agentes antes del uso. Las bolsas 220 y 230 se forman de material flexible tal como, polietileno u otro material similar. En una configuración, las bolsas 220 y 230 se forman de material de membrana semi-permeable de manera que el agente contenido en el mismo puede extraerse por la corriente de gas fluyente sobre la superficie de las bolsas a través del alojamiento 122. En otra configuración, en el extremo de cada bolsa 220 y 230 dentro del alojamiento 122 se encuentra un orificio restrictivo, boquilla u orificio 222 y 232, respectivamente, tal como un orificio pulverizador u orificio atomizador para permitir el contacto con la corriente de gas para mezclarse con la misma. En el otro extremo de cada bolsa 220 y 230 se encuentra un puerto de carga opcional 224 y 234, respectivamente, para permitir la introducción de una cantidad de un agente en las bolsas 220 y 230. Las aberturas se hacen en el alojamiento 122 para permitir que una longitud de las bolsas 220 y 230 pase a través de estas y hacia la cámara.

A medida que las bolsas se llenan, se expanden dentro de la cámara 128. La presión de la cantidad de agente en las bolsas 220 y 230 y/o la acción capilar en los orificios 222 y 232 fuerza el agente a escurrir fuera de los orificios 222 y 232 para extraerse o desalojarse por la corriente de gas fluyente a través de la cámara 128 y transportarse fuera del puerto de salida del alojamiento 122. En la configuración en la que las bolsas 220 y 230 se forman de un material de membrana semi-permeable, la presión de la cantidad de agente en las bolsas facilita la extracción del agente a través de la membrana. Las bolsas 220 y 230 se despliegan dentro de la cámara 128 de manera que cuando se llenan, se expanden y se confinan sustancialmente a una región predeterminada de la cámara para no interferir con el flujo de gas sobre la otra bolsa. Por ejemplo, una bobina térmica 124 o una almohadilla absorbente puede usarse para separar las bolsas 220 y 230 en la cámara 128.

La figura 5 muestra solamente dos bolsas 220 y 230, pero debe entenderse que una o cualquier número de bolsas puede ser adecuado dependiendo del número de agentes para transportarse por la corriente de gas.

La figura 6 muestra una variación de la realización de la figura 5 en la que las bolsas 220 y 230 se ubican en el exterior o fuera del alojamiento 122. En esta configuración, las aberturas se hacen en el alojamiento 122 y los orificios 222 y 232 de las bolsas se ubican justo dentro del alojamiento 122 en estas aberturas. Los agentes se burbujan fuera de los orificios 222 y 232 y se extraen o se desalojan por la corriente de gas fluyente a través de la cámara 128. Además, existirá una tendencia natural para el agente en las bolsas 220 y 230 a entrar a la corriente de gas fluyente de los orificios 222 y 232 debido al cambio en la presión de vapor. Debido a que la corriente de gas es relativamente seca y por contraste, el agente en las bolsas 220 y 230 puede tener algún grado de humedad, ocurre un mecanismo natural por el cual el agente humectante se extraerá de las bolsas en un intento por alcanzar un equilibrio en la presión de vapor. Cuanto mayor sea la velocidad de flujo de la corriente de gas, menor será el agente en las bolsas 220 y 230 que burbujeará en la corriente de gas. La misma teoría de operación se aplica a la realización de la figura 5.

Aún si se despliegan fuera del alojamiento 122, las bolsas 220 y 230 pueden llenarse a través de sus puertos de carga respectivos 224 y 234 de la misma manera que se describe en conjunto con la figura 5. El número de bolsas puede variar en una aplicación particular, y dos se muestran en las figuras 5 y 6 solamente como ejemplo. Todas las otras características concernientes al calentamiento, humectación y detección en el alojamiento 122 son aplicables a las realizaciones mostradas en las figuras 5 y 6.

Aún una variación adicional en las realizaciones de las figuras 5 y 6 es proporcionar el miembro de tubería opcional 250 que se extiende desde una bolsa a una almohadilla absorbente opcional 130 que se coloca dentro del

alojamiento 122.

Las realizaciones adicionales para desplegar uno o más agentes en la corriente de gas se muestran en las figuras 7 y 8. La figura 7 muestra un miembro de tubería alargado 300 que se dispone en la cámara 128 del alojamiento 122. El miembro de tubería 300 es extremadamente largo y se enrolla a lo largo de toda la cámara 128; la figura 7 se sobre-simplifica en este aspecto. El miembro de tubería 300 es, por ejemplo, un producto de tubería de poliamida fabricado por MicroLumen de Tampa, Florida. Las características importantes del material de tubería son que los lados o paredes del miembro de tubería 300 son tan delgados como sea posible de manera que se maximiza el volumen de agente que el miembro de tubería 300 puede transportar. En la punta o extremo del miembro de tubería 300 se encuentra un orificio o hueco restrictivo 310 a través del cual el agente puede burbujear y extraerse o desalojarse en la corriente de gas, después se proporcionan múltiples miembros de tubería, conteniendo cada uno un agente diferente. Un puerto de carga 312 también se proporciona en el extremo proximal del miembro de tubería 300 justo fuera del alojamiento 122 para suministrar una cantidad del agente en el miembro de tubería 300.

La figura 8 ilustra una variación de la realización mostrada en la figura 7, en la que se proporciona un miembro de tubería 400 que incluye uno o una pluralidad de orificios o perforaciones 410 a lo largo de la longitud del miembro de tubería 400 a través del cual se permite que el agente se libere en la cámara 128. La corriente de gas que fluye a través de la cámara 128 extraerá o desalojará el agente de los orificios 410 y transportará el agente en la corriente de gas. El miembro de tubería 400 tiene un puerto de carga 412 similar al puerto de carga 300 para el miembro de tubería 300. Además, pueden proporcionarse múltiples miembros de tubería 400 en la cámara para liberar múltiples tipos de agentes en la corriente de gas. La longitud de cada miembro de tubería 400 y la cantidad y tamaño de los orificios 410 en el mismo pueden seleccionarse para controlar la velocidad a la cual diferentes agentes de diferentes miembros de tubería 400 se extraen o desalojan por la corriente de gas que fluye a través de la cámara 128.

En las realizaciones mostradas en las figuras 2-8, el tamaño de la cámara 128 del alojamiento del purificador de gas 122 puede variar dependiendo del uso deseado, flujo de gas, tipo de agente, si y cómo se proporcionan muchas almohadillas absorbentes, etc. No existe límite, ya sea relativamente pequeño, o relativamente grande, al tamaño de la cámara para propósitos de realizar la presente invención.

Volviendo a la figura 9, se muestra aún otra realización en la que un cartucho de cabezal de impresión de chorro de tinta 500 se usa para liberar burbujas de vapor que contienen una cantidad de uno o más agentes en la cámara 128 del alojamiento 122. El cartucho de cabezal de impresión de chorro de tinta 500 puede ser uno de cualquiera de las cabezas impresoras de chorro de tinta conocidas, tales como las usadas en impresoras de chorro de tinta vendidas por Hewlett-Packard, Canon, etc.

Como se sabe bien en la técnica, un cartucho de cabezal de impresión de chorro de tinta, tal como el mostrado con el numeral de referencia 500, comprende un depósito 510, un cabezal de impresión 520 y una pluralidad de almohadillas de contacto 530. Las trazas conductoras en el cartucho 500 se terminan por las almohadillas de contacto 530. Las almohadillas de contacto se diseñan para interconectarse normalmente con una impresora de manera que las almohadillas de contacto 530 hagan contacto con los electrodos de la impresora que proporcionan señales de energización externamente generadas al cabezal de impresión 520 para pulverizar tinta sobre el papel. Los cabezales de impresión de chorro de tinta térmicos crean burbujas de vapor al elevar la temperatura de la tinta, en la superficie de una pluralidad de calentadores, a un límite súper caliente. Este mismo procedimiento puede usarse para crear burbujas de vapor de uno o más agentes. El cabezal de impresión 520 comprende una pluralidad de boquillas 522 desde las cuales las burbujas de vapor se liberan cuando los calentadores se energizan para calentar la cantidad de agente contenido en el recipiente.

De acuerdo con la presente invención, el cartucho de cabezal de impresión de chorro de tinta 500 se conecta a un circuito de control 600 por medio del conector 610 que tiene contactos para acoplar las almohadillas de contacto 530. El circuito de control 600 puede contenerse dentro del módulo de control 140 mostrado en la figura 1 y acoplarse al cartucho 500 por uno o más conductores eléctricos contenidos en el cable eléctrico 170. El recipiente 510 se llena con una cantidad o volumen de uno o más agentes a liberarse en la cámara 128. Por ejemplo, un cartucho de cabezal de impresión de chorro de tinta de color contiene múltiples cámaras o depósitos para cada uno de los tres colores de tinta. Usando este mismo tipo de dispositivo, un cartucho de cabezal de impresión de chorro de tinta puede contener una cantidad o volumen de varios agentes diferentes para administrarse por separado o de manera simultánea en la cámara en cantidades controladas. El circuito de control 600 genera señales de control apropiadas que se acoplan al cartucho 500 a través del conector 610 para accionar los calentadores en el cabezal de impresión 520 y liberar burbujas de vapor de uno o más agentes en la cámara desde las boquillas 522.

Cuando el uno o más agentes se liberan en la cámara 128, la corriente de gas fluye a través de la cámara y transporta el agente fuera del puerto de salida del alojamiento 122 y hacia el animal. Cada uno de los diferentes agentes puede liberarse en la cámara 128 a diferentes velocidades o volúmenes. Además, es posible que un cartucho de cabezal de impresión de chorro de tinta diferente se proporcione para cada una de las subcámaras

separadas dentro de la cámara 128 para evitar que los agentes se mezclen durante un periodo de tiempo antes de la administración al animal.

Haciendo referencia de nuevo a la figura 2, las conexiones eléctricas a los componentes dentro del alojamiento 122 del purificador de gas 120 son como se indica a continuación. Se proporciona un conductor terrestre o de referencia (no mostrado específicamente), que se conecta a cada uno del detector de temperatura 136, elemento de calentamiento 134 y detector de humedad 138 temporizador/divisor 145. Un alambre 175 (para un conductor positivo) eléctricamente se conecta al elemento auditivo 134 y un alambre 176 (para un conductor positivo) eléctricamente se conecta al detector de temperatura 136. Además, tres alambres 177A, 177B y 177C se conectan eléctricamente al detector de humedad 138-circuitería del temporizador/divisor, donde el alambre 177A lleva un voltaje CC al temporizador/divisor 145, el alambre 177B lleva una señal de validación al temporizador/divisor 145, y el alambre 177C lleva una señal de salida (datos) del temporizador/divisor 145. Todos los alambres se suministran desde el cable aislado 170 en el canal de alimentación 174 y a través de orificios pequeños en el alojamiento 122 en la cámara 128. El canal de alimentación 174 se sella en la abertura 178 alrededor del cable 170.

El puerto de carga 190 se une a una extensión lateral 139 del alojamiento 122. El puerto de carga 190 comprende un cuerpo cilíndrico 192 que contiene un miembro resellable 194. El miembro resellable 194 permite que una jeringa o dispositivo similar se inserte a través del mismo, pero se selle alrededor del exterior de la punta de la jeringa. Esto permite que un volumen de agente líquido o solución humectante se administre en la cámara 128 sin liberar el líquido ya contenido en la misma. El miembro sellable 194 es, por ejemplo, sitio de inyección 2N3379 Baxter InterLink™. Como alternativa, el puerto de carga puede incorporarse por una válvula de una vía, un puerto sellable, una tapa de rosca, una tapa con una hendidura para permitir la introducción de una jeringa u otro dispositivo, tal como un sitio de inyección Safeline™, número de pieza NF9100, fabricado por B. Braun Medical Inc., o cualquier otro material de cobertura o miembro capaz de permitir la introducción de una jeringa y prevenir el reflujo de líquido o gas contenido. El módulo de control 140 emitirá una advertencia cuando la humedad del gas que va a tratar por el purificador de gas 120 cae por debajo de una humedad relativa predeterminada o programable por el usuario, como se explica en lo sucesivo en este documento.

Como alternativa, o además de las características de detección y control que se han descrito anteriormente, se proporciona un recipiente de suministro de reserva o respaldo para el agente líquido y/o solución humectante. Refiriéndose de nuevo a la figura 1, una forma de un recipiente de suministro de respaldo es un recipiente 800 que cuelga libre del aparato 100 y se conecta con una tubería de acceso 810 al puerto de carga 190. El recipiente 800 es, por ejemplo, una bolsa tal como una bolsa de fluido intravenoso y la tubería de acceso 810 es una tubería tipo intravenosa.

Otra forma de un recipiente de suministro de respaldo es un recipiente 850 que se une a una porción del aparato 100. Por ejemplo, el recipiente 850 es un tubo de depósito, bolsa, jeringa o tanque que se une al segmento de tubería 162 o se fija o se sujeta al segmento de tubería 162 próximo al purificador de gas 120. Otra alternativa sería fijarlo o sujetarlo fuera del alojamiento 122 del purificador de gas 120. El recipiente 850 se conecta a una tubería de acceso 860 que se conecta en el puerto de carga 190, similar a la tubería de acceso 810 que se ha descrito anteriormente.

La tubería de acceso 810 y 860 tienen un miembro penetrante (no mostrado) en sus extremos distales para penetrar el puerto de carga 190 para obtener acceso a la cámara 128 del alojamiento del purificador de gas 122. Como alternativa, en lugar de la tubería de acceso 860, el recipiente 850 tiene en el extremo próximo al puerto de carga 190 un miembro de punta similar al de la jeringa 200 para penetrar y directamente acoplarse al puerto de carga 190.

Los recipientes 800 y 850 pueden cargarse previamente o cargarse antes de usarse de acuerdo con técnicas bien conocidas en la técnica. Por ejemplo, el recipiente 850 tiene un sitio de inyección 862 para permitir la inyección de líquido en el recipiente 850.

Preferiblemente, la tubería de acceso 810 u 860 de los recipientes de suministro de respaldo 800 y 850, respectivamente, (o la punta penetrante integral del recipiente 850) se extiende lo suficiente a través del puerto de carga 190 para hacer contacto con una de las capas 130-132 de manera que el líquido en las mismas se extraiga hacia una de las capas 130-132 debido a las fuerzas de capilaridad. Como alternativa, la tubería de acceso 810 u 860 (o punta penetrante integral del recipiente 850) detiene el corto de una de las capas 130-132, y la presión diferencial creada por la corriente de gas fluyente a través del alojamiento 122 extraerá el agente líquido y/o solución humectante desde el extremo de estos miembros para contribuir al tratamiento del gas.

Con referencia a la figura 2, otra variación es proporcionar un tubo de extensión 870 que conduce desde el puerto de carga 190 en el que la tubería de acceso 810 u 860 (o el miembro de punta penetrante integral del recipiente 850) termina, hasta la sub-cámara de tratamiento dentro de la cámara 128, es decir, para hacer contacto con una o más de las capas 130-132. El agente líquido y/o solución humectante se extrae continuamente desde el extremo del tubo

de extensión 870 sobre una de las capas 130-132.

En cualquier forma del recipiente de suministro de respaldo, el principio básico es el mismo. El recipiente de suministro de respaldo se proporciona acoplado a través del puerto de carga 190 a la subcámara de tratamiento dentro de la cámara 128 para reabastecer constantemente la subcámara de tratamiento, por ejemplo, una o más de las capas 130, 131 o 132. En consecuencia, la subcámara de tratamiento tendrá una cantidad inicial de agente líquido y/o solución humectante (cargada previamente o cargada antes de uso) y un suministro de respaldo del recipiente de suministro de respaldo se suministra constantemente a la subcámara de tratamiento para reabastecerla constantemente a medida que el gas fluye a través de la cámara. El tiempo total de suficiente tratamiento y/o humectación del gas se alarga de este modo a una duración que es adecuada para todas o casi todas las aplicaciones de suministro de gas. Como resultado, no es necesario preocuparse acerca de la disminución de humedad del gas administrado. El recipiente de suministro de respaldo actúa como un respaldo para proporcionar tratamiento y/o humectación de gas para un procedimiento completo. Por lo tanto, algunas formas del aparato 100 no necesitan incluir las características de detección y control de temperatura y humedad, o la alerta de recarga, descritas en este documento. Las características proporcionan otro tipo de respaldo que puede ser útil en ciertas aplicaciones, en lugar de, o además del recipiente de suministro de respaldo.

El diámetro y ancho deseables del purificador de gas depende de muchos factores, incluyendo el uso propuesto, la velocidad del flujo de gas de la fuente de gas y la presión deseada a mantenerse, que se afecta más por el diámetro de la cámara 128 que por su longitud. Un experto en la técnica, dadas las enseñanzas y ejemplos en este documento, puede determinar fácilmente las dimensiones adecuadas para la cámara 128 sin demasiada experimentación. Además, debe apreciarse, sin embargo, que tras la activación del aparato o el cambio de la demanda en el aparato (por ejemplo, caudal o presión), existe un lapso de tiempo de solamente varias décimas de segundos para detectar la temperatura del gas y ajustar el elemento auditivo para lograr la temperatura deseada o el gas apropiado. Tal tiempo de inicio rápido es extremadamente beneficioso.

Haciendo referencia a la figura 10, se muestra el elemento de calentamiento 134 en más detalle. El elemento de calentamiento 134 es un cable eléctricamente resistivo que se dispone en el alojamiento 128 en una configuración de bobina concéntrica que tiene varias vueltas, tales como 6-8 vueltas. Como alternativa, se proporciona un segundo elemento de calentamiento 134' que se dispone con respecto al elemento de calentamiento 134 de manera que sus bobinas se desplazan de las del primer elemento de calentamiento en relación con la dirección del flujo de gas a través de la cámara. Si se emplean dos o más elementos de calentamiento, se separan preferiblemente entre sí en la cámara del purificador de gas aproximadamente 3-4 mm. Los elementos de calentamiento, primero y segundo, 134 y 134' pueden estar bobinados en direcciones opuestas relativas entre sí. Esta disposición permite el contacto máximo del gas que fluye a través de la cámara con un elemento de calentamiento. También son adecuadas otras configuraciones no bobinadas del elemento de calentamiento 134.

Volviendo a la figura 11, se ilustra otra característica del purificador de gas 120. En la entrada y/o salida del alojamiento 122, las superficies acanaladas 123 pueden proporcionarse para facilitar la dispersión completa de gas a medida que se suministra al purificador de gas 120. Esto mejora la dinámica del flujo de gas a través de la cámara 128 para asegurar que el gas se calienta de manera uniforme y se humecta según fluye a través de la cámara 128.

Las figuras 12 y 13 ilustran realizaciones del aparato para tratar la corriente de gas con un agente de fase sólida. La figura 12 muestra un recipiente 700 de un agente de fase sólida, tal como en forma de polvo, que se coloca en la cámara 128 del alojamiento del purificador de gas 122. El recipiente 700 incluye una válvula de verificación 710 y un presurizador 720, tal como un cartucho de dióxido de carbono. Cuando el presurizador 720 se activa, hace que la presión dentro del recipiente 700 se eleve, de manera que la desviación de la válvula de verificación 710 se supera, liberando el agente en la cámara 128. Un botón 730 en el exterior del alojamiento 122 se acopla por un cable u otros medios al presurizador 720 para activarlo de manera remota.

La figura 13 muestra un recipiente 700 de agente en fase sólida colocado fuera del alojamiento 122. La válvula de verificación 710 del recipiente 700 se alimenta a través de una abertura en el alojamiento 122 en la cámara 128. El botón 730 para activar el presurizador se coloca opcionalmente en el exterior del recipiente 700. El funcionamiento de la configuración mostrada en la figura 13 es similar a la de la figura 12.

En la realización de las figuras 12 y 13, la velocidad a la que el agente en fase sólida se libera en la cámara 128 depende de la presión creada en el recipiente 700 por el presurizador 720 y el tamaño de la válvula de verificación 710. Puede ser deseable administrar descargas cortas del agente en fase sólida en la corriente de gas, o administrarlo en la corriente de gas sobre una base continua. Si es necesario, puede acoplarse una fuente de presión de respaldo, separada al recipiente 700 para proporcionar el tratamiento a largo plazo de la corriente de gas. En cualquier caso, la corriente de gas que fluye a través del alojamiento 122 llevará el agente en fase sólida a través del puerto de salida.

Haciendo referencia a la figura 14, se describirá el módulo de control 140 en detalle. El módulo de control 140 contiene circuitería de supervisión y circuitería de control para el aparato 100. Debe entenderse que algunas formas del aparato 100 no necesitan incluir las funciones de humedad (y calentamiento), detección, supervisión, control de temperatura y alerta de recarga. El módulo de control 140 comprende un regulador de tensión 141, un microcontrolador 142, un Convertidor A/C 143, un módulo amplificador operacional dual (de aquí en adelante "op-amp") 144, y un temporizador/divisor 145. La porción de circuito de supervisión del módulo de control 140 consiste en la combinación del microcontrolador 142 y el temporizador/divisor 145. La porción de circuito de control del módulo de control 140 consiste en el microcontrolador 142, el convertidor A/C 143 y módulo op-amp 144. El circuito de supervisión supervisa la humedad relativa de gas que sale de la cámara en base a la señal generada por el temporizador/divisor 145. El circuito de control supervisa la temperatura del gas que sale de la cámara y en respuesta, controla la energía eléctrica al elemento de calentamiento para regular la temperatura del gas a un intervalo de temperaturas o temperatura fija o programable por el usuario. Aunque la temperatura del gas que sale de la cámara se controla activamente, la humedad relativa del gas en la cámara no se controla activamente; preferiblemente se supervisa y se genera una alerta cuando cae por debajo de un umbral correspondiente de manera que pueda tomarse la acción apropiada, tal como reabastecer el purificador de gas 120 con agente líquido o solución humectante.

Las figura 14 muestra que varios componentes se ubican preferiblemente dentro del alojamiento eléctrico 210 (figura 1), mientras que otros componentes se ubican dentro del alojamiento del purificador de gas 120 (figura 2). En particular, el temporizador/divisor 145 y los resistores asociados R4 y R5 se ubican preferiblemente dentro del alojamiento 122 del purificador de gas 120, junto con el detector de humedad 138 en un paquete de circuito que incluye el detector de humedad 138 expuesto en una o más superficies del mismo. Más específicamente, el temporizador/divisor 145 se co-ubica con el detector de humedad 138. Esta configuración minimiza el error de temporización mediante inductancia y capacitancia de cableado parásito (el detector se mantiene próximo a los circuitos activos del temporizador/divisor 145). Además, al co-ubicar el temporizador/divisor 145 y el detector de humedad 138, se elimina la necesidad de interconectar cables, evitando de este modo la radiación de señal no deseada.

El regulador de tensión 141 recibe como entrada la salida CC del convertidor CA-CC 180 (figura 1), tal como por ejemplo, CC 9 V, que es adecuada para su uso por los componentes análogos del módulo de control. El regulador de tensión 141 regula esta tensión para generar una tensión inferior, tal como CC 5 V, para su uso por los componentes digitales del módulo de control. El capacitor C1 en la salida del regulador de tensión 141 sirve para filtrar cualquiera de los componentes CA, como se conoce bien en la técnica. Como alternativa, se proporciona una tensión CC adecuada por una batería o fuente fotovoltaica mostrada con el número de referencia 149.

El microcontrolador 142 es un microcontrolador de circuito integrado PIC16C84 que controla el funcionamiento del sistema. Se proporciona un resonador cerámico 146 (4 MHz) para suministrar una señal de reloj no procesada a las clavijas 15 y 16 del microcontrolador 142, que la usa para generar una señal de reloj para las funciones de procesamiento de señal explicadas en lo sucesivo en este documento.

El módulo op-amp 144 se acopla (por el cable 176) al detector de temperatura 136 (termistor) instalado en el alojamiento del purificador de gas. El módulo op-amp 144 es, por ejemplo, un circuito integrado del amplificador operacional de tensión de desplazamiento de baja entrada dual LTC1013 que incluye dos op-amps, denominados en lo sucesivo en este documento como op-amp A y op-amp B. La entrada sin inversión del op-amp A del módulo op-amp 144 es la clavija 3, y la clavija 2 es la entrada de inversión. La salida de op-amp A es la clavija 1. El op-amp A del módulo op-amp 144 se usa para moderar la tensión de salida del divisor de tensión formado por los resistores R1 y R2. El voltaje de salida modulado, denominado como V_x en la figura 5, se aplica a op-amp B en el módulo op-amp 144. Op-amp B se configura como un amplificador de no inversión con desplazamiento con una ganancia de 21,5, y también recibe como entrada la salida del detector de temperatura 136, ajustada por el resistor R3, mostrada como tensión V_y en el diagrama. La tensión de salida de op-amp B se encuentra en la clavija 7, denominada como V_o en la figura 5. La tensión de salida V_o es igual a $21,5V_y - 20,5V_x$, que es inversamente proporcional a la temperatura del gas en el alojamiento del purificador de gas. La tensión de salida V_o varía entre 0-5 V CC, dependiendo de la temperatura del gas en la cámara.

El convertidor A/C 143 es un convertidor analógico a digital de circuito integrado ADC 0831 que recibe como entrada en la clavija 2, la salida V_o del módulo op-amp 144. El convertidor A/C 143 genera una palabra digital de múltiples bits, que consiste en 8 bits por ejemplo, que representa la tensión de salida V_o , y se suministra como salida en la clavija 6, que a su vez se acopla a la clavija I/O 8 del microcontrolador 142. El microcontrolador 142 ordena al convertidor A/C 143 emitir la palabra digital al emitir una señal de control en la clavija I/O 10 que se acopla a la clavija 1 de selección de chip del convertidor A/C 143. Además, el microcontrolador 142 controla la velocidad a la que el convertidor A/C 143 emite la palabra digital suministrando una secuencia de impulsos en la clavija 9 aplicada a la clavija de entrada de reloj 7 del convertidor A/C 143. Los valores de "puente no balanceados" de los resistores R1, R2 y R3 se eligen para producir una salida CC 0-5 V sobre las temperaturas de gas de aproximadamente 20 °C

a aproximadamente 45 °C. Ya que el puente y la referencia para el convertidor A/C 143 se proporcionan por la misma fuente CC 5 V, se elimina el error debido a cualquier desplazamiento de tensión de referencia.

5 El temporizador/divisor 145 es, por ejemplo, un circuito integrado temporizador/divisor de precisión MC14541. El detector de humedad 138 se conecta a la clavija 2 y a los resistores R4 y R5 como se muestra. En respuesta a una
 10 señal de validación emitida por el microcontrolador 142 en la clavija 12 que se acopla al temporizador/divisor de la clavija 6, el temporizador/divisor 145 genera una señal de salida que oscila a una velocidad determinada por el valor del resistor R4, la capacitancia del detector de humedad 138 (que varía de acuerdo con la humedad relativa del gas dentro del alojamiento del purificador de gas) y una constante del divisor predeterminada. Por ejemplo, la constante
 15 de divisor es 256. Específicamente, la señal de salida del temporizador/divisor 145 es una onda cuadrada que oscila entre 0 V ("baja") y 5 V ("alta") a una frecuencia de aproximadamente $1/[256 \cdot 2,3 \cdot R_4 \cdot C_t]$ Hz, en la R_4 es, por ejemplo, 56 kOhms, y C_t es la capacitancia en algún tiempo (t) del detector de humedad relativa 138 dependiendo de la humedad relativa del gas en la cámara. Por ejemplo, el detector de humedad fabricado por Phillips Electronics, al que se ha hecho referencia anteriormente, puede medir entre el 10-90% de HR (humedad relativa), en el que C_t al 43% de HR es 122 pF (+/- 15%), con una sensibilidad de 0,4 +/- 0,5 pF por el 1% de HR. La señal de salida del temporizador/divisor 145 aparece en la clavija 8, que se acopla a la clavija I/O 13 del microcontrolador 142. Por lo tanto, el temporizador/divisor 145 es esencialmente un circuito oscilador conectado al detector de humedad que genera una señal de salida con una frecuencia dependiente de la capacitancia del detector de humedad. Cualquier circuito oscilador que puede generarse como una señal de salida cuya frecuencia depende de una capacitancia variable puede ser adecuado para el temporizador/divisor 145.

El microcontrolador 142 cuenta una medida de la humedad relativa del gas dentro del alojamiento del purificador de gas al temporizar o medir una característica de la señal de salida del temporizador/divisor 145. Específicamente, el
 25 microcontrolador mide la duración de tiempo de una de las fases de la señal de salida del temporizador/divisor 142, tal como la fase "alta" que es aproximadamente $1/2 \cdot [256 \cdot 2,3 \cdot R_4 \cdot C_t]$. Esta duración de tiempo es indicativa de la humedad relativa del gas en la cámara del purificador de gas, ya que la velocidad de la oscilación del temporizador/divisor depende de la capacitancia del detector de humedad 138, como se ha explicado anteriormente. Por ejemplo, para un cambio en la HR del 10-50% y/o del 50 al 90%, existe un 13% de cambio en la duración de la fase "alta" de la señal de salida del temporizador/divisor. El microcontrolador 142 supervisa la humedad relativa del gas que sale de la cámara en esta manera y cuando cae por debajo de un umbral de humedad relativa predeterminado (indicado por un cambio predeterminado correspondiente en la velocidad de oscilación del temporizador/divisor 145), el microcontrolador 142 genera una señal en la clavija 17, llamada una señal de recarga, que acciona el transistor Q3 para activar un dispositivo de alarma audible, tal como un zumbador 147. El zumbador 147 genera un sonido audible que indica que la humedad relativa del gas en el purificador de gas ha caído por
 35 debajo del umbral predeterminado y que es necesario recargar el purificador de gas con líquido. El umbral de la humedad relativa predeterminado corresponde a un nivel mínimo para un intervalo de humedad relativa deseable del gas que sale del purificador de gas, y puede ser del 40%, por ejemplo. El umbral de humedad relativa predeterminado es un parámetro programable o ajustable en el microcontrolador 142. Opcionalmente, el microcontrolador 142 puede generar otra señal de advertencia en la salida de la clavija 7 para iluminar un diodo emisor de luz (LED) 148A, proporcionado de este modo una indicación visual de la caída de humedad por debajo del umbral de humedad relativa predeterminado en el purificador de gas, y la necesidad de recargar el purificador de gas 120 con líquido. Además, el microcontrolador 142 genera una señal de advertencia o problemas emitida en la clavija 6 para accionar el LED 148B (de un color diferente que el LED 148A, por ejemplo) cuando existe ya sea un "fallo de código" en el microcontrolador 142 (una ocurrencia extremadamente improbable) o cuando la humedad
 45 relativa del gas en el purificador de gas es menor a un umbral de humedad relativa crítico (inferior al umbral de humedad relativa predeterminado), tal como el 10%. En cualquier caso, la energía en el elemento de calentamiento 134 se termina en respuesta a la señal de advertencia.

El microcontrolador 142 también controla el elemento de calentamiento 134 para regular la temperatura del gas dentro del purificador de gas. De acuerdo con lo anterior, el microcontrolador 142 procesa la palabra digital suministrada por el convertidor A/C 143 para determinar la temperatura del gas dentro del alojamiento del purificador de gas. En respuesta, el microcontrolador 142 genera una señal de control de calor en la clavija de salida 11 que acciona el transistor Q1, que a su vez acciona el transistor de energía MOSFET Q2, que suministra corriente al elemento de calentamiento 134. La temperatura del gas dentro del purificador de gas se regula por el
 55 microcontrolador 142 de manera que se encuentra dentro de un intervalo de temperaturas predeterminado a medida que sale del purificador de gas para administrarse al cuerpo de un paciente. El intervalo de temperaturas predeterminado al que el gas se regula es aproximadamente 35 °C-40 °C, pero preferiblemente es 37 °C. Como se ha mencionado anteriormente, cuando la humedad relativa dentro del purificador de gas cae por debajo de un umbral crítico como se determina por la porción de circuito de supervisión del módulo de control 140, la porción de circuito de control en respuesta termina la energía en el elemento de calentamiento 134 para evitar el suministro de gas caliente que es extremadamente seco.

La circuitería para supervisar la humedad relativa del gas puede incorporarse por otra circuitería bien conocida en la

técnica. Además, aunque el módulo de control 140 se ha descrito como que tiene un microcontrolador único 142 para supervisar señales que representan la temperatura y humedad relativa del gas que sale de la cámara, y para controlar el elemento de calentamiento para controlar la temperatura del gas, debe entenderse que dos o más microcontroladores podrían usarse dedicados a las funciones individuales. Además, las funciones del microcontrolador 142 podrían lograrse por otros circuitos, tal como un circuito integrado específico de aplicación (ASIC), circuitos lógicos digitales, un microprocesador, o un procesador de señal digital.

La figura 15 ilustra una realización alternativa para supervisar la humedad relativa del gas, en la que se usa un resistor sensible a la humedad, en lugar de un capacitor sensible a la humedad 138. El esquema de detección de humedad que emplea un detector de humedad resistivo no requiere el circuito temporizador/divisor 145 mostrado en la figura 14. El resistor sensible a la humedad 900 se ubica dentro del alojamiento del purificador de gas en una ubicación adecuada para detectar la humedad relativa de la corriente de gas que fluye a través del purificador de gas 120. Un resistor sensible a la humedad adecuado es un resistor modelo UPS600 de Ohmic, que al 45% de HR es de aproximadamente 30,7 kOhms. Un resistor R10 se acopla en una configuración de divisor de tensión con el resistor sensible a la humedad 900. Tres clavijas del microcontrolador 142 se acoplan al divisor de voltaje formado por el resistor R10 y el resistor sensible a la humedad 900.

La clavija 910 del microcontrolador 142 se acopla a una terminal del resistor R10, la clavija 912 se acopla a una terminal del resistor sensible a la humedad 900 y la clavija 914 se acopla a la terminal entre el resistor R10 y el resistor sensible a la humedad 900. El resistor sensible a la humedad 900 puede ser de un tipo que requiere excitación CA. Por consiguiente, el microcontrolador 142 excita el resistor sensible a la humedad 900 al aplicar un impulso alternante, tal como un impulso de 5 voltios, a las clavijas 910 y 912, de manera que la clavija 912 es "alta" por un periodo de tiempo y la clavija 910 es baja. Como resultado, la tensión de excitación media en el resistor sensible a humedad 900 es cero. Durante el periodo de tiempo cuando la clavija 910 es "alta", el microcontrolador 142 detecta la humedad del gas al determinar si la clavija de tensión de tomacorriente 914 es un "cero" lógico o un "uno" lógico. Si es un cero lógico (baja tensión), la resistencia del resistor sensible a humedad 900 es baja, indicando que la humedad relativa del gas es aún alta. Si es un uno lógico (tensión alta), entonces la resistencia del resistor sensible a la humedad 900 es alta, indicando que la humedad relativa del gas es baja. El valor del resistor R10 se elige para producir una transición en la clavija 914 en un umbral de la humedad deseada, tal como el 45% de HR, con una transición de 2,5 V de una baja tensión a alta tensión. Por ejemplo, el resistor R10 es un resistor de 30 kohm. En la realización que emplea un detector de humedad resistivo, un microcontrolador que es adecuado es un PIC 16C558 en lugar del modelo de microcontrolador al que se ha hecho referencia anteriormente junto con la figura 14. Este esquema de detección puede simplificarse aún más si se usa un detector de humedad relativa que permite la excitación CC. En este caso, solamente una clavija del microcontrolador 142 necesita asociarse con la detección de humedad.

Un detector de humedad resistivo tiene ciertas ventajas sobre un detector de humedad capacitivo. Se ha descubierto que el tipo específico de detector de humedad resistivo al que se ha hecho referencia anteriormente puede tolerar la inmersión en agua en el purificador de gas 120 si un usuario accidentalmente sobrecarga el purificador de gas 120. Además, el esquema de detección que usa un detector resistivo no requiere una señal de onda cuadrada de frecuencia relativamente alta, que puede ser indeseable en algunos ambientes en los que se use el aparato. Finalmente, el detector resistivo proporciona mejor exactitud para detección de la humedad relativa en algunas aplicaciones.

Son posibles otras variaciones o mejoras a la circuitería mostrada en la figura 14. El tipo de microcontrolador usado puede ser uno, tal como el PIC16C715, que incorpora las funciones del convertidor A/C 143. El microcontrolador PIC16C715 incorpora un convertidor A/C de múltiples canales. Además, un microcontrolador de este tipo con más características permitirá la adición de una pantalla, tal como una pantalla de de cristal líquido (LCD) o una pantalla LED. El microcontrolador podría generar información en una base periódica al mostrarse al usuario, tal como temperatura del gas y la humedad relativa. Además, el microcontrolador puede accionar directamente un dispositivo de alerta audible, en lugar de indirectamente accionarlo a través de un transistor como se muestra en la figura 14. Existen ejemplos de los tipos de modificaciones o variaciones que son posibles dependiendo del tipo de microcontrolador que se selecciona para usarse en el módulo de control 140.

Con referencia a las figuras, 1 y 2, se describirá la configuración y funcionamiento del aparato 100. El convertidor CA/CC 180 se conecta en una fuente de energía CA de 110 V, tal como una salida de pared o una regleta. El módulo de control 140 se conecta al convertidor CA/CC 180. Como alternativa, el aparato 100 puede alimentarse por una batería o fuente fotovoltaica. El conjunto de tubería calentadora/hidratante se instala entonces al unir un extremo del segmento de tubo 160 a la salida del insuflador 10 mediante la conexión Luer 166. Los segmentos de tubo 160, 162 y 164 pueden pre-unirse al filtro 110 y al purificador de gas 120 para distribución comercial del aparato 100. El cable 170 se instala en el alojamiento eléctrico 210 del módulo de control 140 por el conector 172.

El purificador de gas 120 se carga con un suministro de agente líquido y/o solución humectante por la jeringa 200.

ES 2 375 040 T3

La jeringa 200 se inserta entonces en el puerto de carga 190 de manera que una aguja o cánula de la jeringa 200 penetre el miembro resellable 194 (figura 2) y el líquido se inyecta en el purificador de gas 120 para absorberse por las capas absorbentes. Después, la jeringa 200 se retira del puerto de carga 190, y el puerto de carga 190 se sella por sí mismo. El extremo libre del segmento de tubo 164 se une a un dispositivo de administración de gas mediante la conexión Luer 168 u otro conector apropiado. Como alternativa, el purificador de gas 120 puede cargarse previamente con líquido, de esta manera no requiere una carga anterior a la operación.

Si se emplea la realización de la figura 5 o 6, entonces las bolsas 220 y 230 se cargan (al menos que se carguen previamente) con una cantidad de uno o más agentes. Del mismo modo, si se emplea la realización de la figura 7 u 8, el miembro de tubo 300 o el miembro de tubo 400 se carga (al menos que se cargue previamente) con una cantidad de uno o más agentes. Las boquillas 522 del cabezal de impresión 520 se colocan en alineación con una abertura en el alojamiento 122. Finalmente, si se emplea la realización de las figuras 12 o 13, el recipiente 700 se prepara para usarse como se ha descrito anteriormente junto con las figuras 12 y 13.

Una vez que el regulador de gas 10 se activa, recibe gas de un cilindro de suministro de gas y regula la presión y velocidad de flujo del gas, ambas pueden ajustarse por el operador. La presión y velocidad de flujo volumétrico se controlan al ajustar los controles (no mostrados) en el regulador de gas 10. Después, el gas fluye a través del segmento de tubo 160 hacia el filtro opcional 110 en el que se filtra, y después a través de segmento de tubo 162 hacia el purificador de gas 120. En el purificador de gas 120, el gas entra en contacto con el elemento de calentamiento eléctrico opcional 134 y la(s) capa(s) de retención del líquido humectante opcional(es) 130-132 que se colocan en de la trayectoria de flujo del gas, como se muestra en la figura 2.

Dependiendo de que se emplee la realización del purificador de gas de las figuras 2-9, 12 ó 13, la corriente de gas se trata con una cantidad de uno o más agentes de manera que el uno o más agentes se transportan fuera del purificador de gas 120 para su administración a un animal. Para algunas aplicaciones y requerimientos de intervalos de temperatura, puede ser deseable colocar el purificador de gas 120 inmediatamente adyacente a la ubicación en la que el gas tratado se va a administrar.

En el caso de que el calentamiento y humectación del gas también se deseen y los componentes apropiados también se desplieguen en el purificador de gas 120, entonces en la cámara 128, el gas también se calienta de manera simultánea y se humecta en el intervalo fisiológico apropiado por la regulación del elemento de calentamiento 134 y el contenido líquido de las capas 130-132, de manera que la temperatura de gas que sale de la cámara 128 se encuentra dentro de un intervalo de temperaturas fisiológico predeterminado (preferiblemente de 35 °C a 40 °C, aunque cualquier puede preseleccionarse intervalo de temperaturas deseado), y dentro de un intervalo preseleccionado de humedad relativa (preferiblemente por encima del 40% de la humedad relativa), tal como en el intervalo del 80-95% de humedad relativa). Si el aparato funciona con el purificador de gas 120 no cargado con el agente líquido y/o solución humectante ya sea debido a que el usuario olvidó cargarlo manualmente antes de iniciar la operación, o el aparato se vendió sin una pre-carga de líquido (es decir, en un estado seco), se detectará que la humedad relativa del gas en la cámara del purificador de gas 120 está por debajo del umbral predeterminado y la alarma se activará, alertando al usuario de que el purificador de gas 120 requiere carga de líquido. El aparato emitirá automáticamente una alarma para alertar a un usuario de la necesidad para cargar el purificador de gas 120 con agente líquido y/o solución humectante, evitando de este modo el suministro adicional de gas no hidratado al animal.

Con referencia adicional a la figura 5, el módulo de control 140 supervisa la humedad relativa del gas que sale de la cámara y regula adicionalmente la temperatura del gas en la cámara 128. En particular, el microcontrolador 142 genera una señal de recarga cuando la humedad relativa del gas en la cámara cae por debajo del umbral de la humedad relativa predeterminada, indicando que el suministro de líquido en el purificador de gas 120 requiere recarga. Una alarma audible se emite por el zumbador 147 y/o una alarma visual se emite por el LED 148A para alertar al médico tratante o usuario que el purificador de gas 120 requiere recarga. Preferentemente, el microcontrolador 142 continua la alarma hasta que la humedad en la cámara regresa a un nivel por encima del umbral de la humedad relativa predeterminada, que ocurrirá cuando el purificador de gas 120 se recargue con líquido. Además, el microcontrolador 142 emitirá una segunda alarma, tal como al energizar el LED 148B, cuando el nivel de la humedad relativa de gas en el purificador de gas 120 cae por debajo del umbral de la humedad relativa crítico, punto en el que se corta la energía eléctrica al elemento de calentamiento 134. Además, el microcontrolador 142 controla la temperatura del gas al controlar la energía eléctrica suministrada al elemento de calentamiento 134.

En algunos casos, la humedad controlada de la corriente de gas es más importante que el calentamiento controlado. Para esas aplicaciones, el aparato incluiría solamente los componentes necesarios para tratar la corriente de gas con uno o más agentes (de acuerdo con la realizaciones de las figuras 7-13) y para humectar la corriente de gas. Además, la supervisión de la humedad de la corriente de gas también es opcional para ciertas aplicaciones. Por ejemplo, tratar la corriente de gas con un agente seco normalmente puede no requerir calentamiento o humectación.

El procedimiento y aparato de esta invención pueden usarse para muchos procedimientos médicos que requieren la

provisión de gas calentado y humectado. La filtración opcional también puede usarse de acuerdo con la esterilidad del gas requerido para el procedimiento. El gas se elige de acuerdo al procedimiento que se va a realizar y puede ser cualquier gas médicamente útil, tal como dióxido de carbono, oxígeno, óxido nitroso, argón, helio, nitrógeno y aire ambiental y otros gases inertes. Los gases preferidos para endoscopia son dióxido de carbono y óxido nitroso. También puede usarse una combinación de los gases anteriores, es decir, no necesita usarse el 100% de un solo gas. El procedimiento es preferiblemente endoscopia, tal como laparoscopia, colonoscopia, gastroscopia, broncoscopia y toraxoscopia. Sin embargo, también puede usarse para proporcionar oxígeno humectado y calentado o cualquier gas anestésico o combinación de gases para respirar, por ejemplo, o para administrar anestesia o terapia de respiración. En particular, el tamaño compacto del aparato hace a la invención portátil y, por lo tanto, adecuada para usos que requieren portabilidad. El dispositivo de administración de gas que proporciona el contacto directo al paciente debe seleccionarse de acuerdo al procedimiento médico que se va a realizar como se conoce por los expertos en la técnica. El gas que se acondiciona por el aparato puede controlarse por presión, controlarse de manera volumétrica, o ambas.

En algunos casos, se desea suministrar algunos agentes de material farmacológico, separados de otros agentes (que, como se ha analizado anteriormente, podrían ser agentes farmacológicos) que pueden suministrarse por el calentador/hidratador 120. Dependiendo del agente, puede ser deseable usar el calentador/hidratador para humectar y calentar el gas de insuflación, y suministrar el agente por separado. Como alternativa, podrían suministrarse uno o más agentes usando un calentador/hidratador mientras uno o más agentes adicionales podrían suministrarse en la corriente de gas por separado.

Los agentes pueden suministrarse a través de una corriente de gas, por ejemplo, durante una laparoscopia, colonoscopia, gastroscopia, y/o toraxoscopia, o cualquier otro procedimiento que requiera distensión. Por ejemplo, aunque estos procedimientos se hacen actualmente con anestesia general, en usos de dosis terapéuticas de anestesia administrada, a modo de ejemplo, y no de limitación, en el abdomen durante cirugía, puede necesitarse menos, o nada de anestesia general, haciendo que las cirugías sean más rápidas, y la recuperación del paciente más rápida. Por ejemplo, una apendectomía, colicisectomía, o ligación tubal pueden hacerse sin anestesia general.

Aunque puede administrarse cualquier tipo de agente usando la invención, los ejemplos de agentes particulares que pueden administrarse en una corriente de gas durante un procedimiento incluyen agentes anestésicos, agentes analgésicos, agentes de quimioterapia, agentes anti-infecciosos y agentes anti-adhesión.

Los agentes anestésicos incluyen, pero sin limitación, alcohol, bupivacaina, cloroprocaina, levobupivacaina, lidocaina, mepivacaina, procaina, ropivacaina y tetracaina.

Los agentes analgésicos pueden incluir, pero sin limitación, agentes respiratorios, tales como Excedrina, Tilenol, Daiquil, Niquil; analgésicos que actúan centralmente, tales como Duraclon, Ultrocet y Ultram; agentes analgésicos diversos, tales como, Carbatrol, Hialgan, Lidoderm, Nuropina, Neurontina, Fenegran, y Tegretol; así como narcóticos, tales como, Nubain, Darvocet, Dilaudid, Lortab, OxiContin, Percocet, y Vicodina.

Los agentes de quimioterapia, también conocidos como agentes antineoplásicos, pueden incluir, pero sin limitación, Altretamina, Asparaginasa, BCG, Sulfato de Bleomicina, Busulfán, Carboplatino, Carmustina, Clorambucil, Cisplatino, Cladribina, Ciclofosfamida, Citarabina, Carboxamida de Imidazol de Decarbazina, Dactinomicina, Daunorubicina-daunomicina, Dexametasona, Doxorubicina, Etoposido-epipodofilotoxina, Floxuridina, Fluorouracilo, Fluoximesterona, Flutamida, Fludarabina, Goserelina, Hidroxiurea, Idarubicina HCl, Ifosfamida-isofosfamida, Interferón alfa, Interferón alfa 2a, Interferón alfa n3, Irinotecan, Calcio de Leucovorina, Leuprolido, Levamisol, Lomustina, Megestrol, Mostaza de melfalan-L-fenilalanina, L-sarcolisina, Clorhidrato de melfalán, MESNA, Mecloretamina, mostaza de nitrógeno, Metilprednisolona, Metotrexato-ametopterin, Mitomicina-Mitomicina C, Mitoxantrona, Mercaptopurina, Paclitaxel, Plicamicina-Mitramicina, Prednisona, Procarbazina, Estreptozocina-Estreptozotocina, Tamoxifeno, 6-tioguanina, Tiotepa-trietileno tiofosforamida, Vinblastina, Vincristina y Tartrato de Vinorelbina.

Los agentes anti-infecciosos incluyen los agentes clasificados como antihelmínicos y antibióticos. Los antibióticos pueden clasificarse adicionalmente como aminoglicósidos, antibióticos anti-fúngicos, cefalosporinas, antibióticos de b-lactama, cloramfenical, macrólidos, penicilinas, tetraciclinas, antibióticos diversos, agentes antituberculosis, anti-virales, anti-retrovirales, antimalarios, quinolonas, sulfonamidas, sulfonas, anti-infecciosos urinarios y anti-infecciosos diversos.

Los antihelmínicos pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Tiabendazol.

Los aminoglicósidos pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Amikacina, Gentamicina, Neomicina, Estreptomina y Tobramicina.

- Los antibióticos antifúngicos pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Anfotericina B, Anfotericin B, Formulación de Lípido T.E., Fluconazol, Flucitosina, Griseofulvina, Itraconazol, Cetoconazol, Nistatina y Terbinafina.
- 5 Las cefalosporinas pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Cefaclor, Cefazolina, Cefepima, Cefixima, Cefonicida, Cefotaxina, Cefpodoxina, Cefprozil, Ceftazidina, Ceftriaxona, Cefuroxima, Cefalexina, y Cefradina.
- Los antibióticos B-Lactama pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Aztreonam, Cefotetan, Cefoxitina e Imipenem/Cilastatina.
- 10 El cloroamfenicol puede incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Cloramfenicol, Palmitato de Cloramfenicol y Succinato de Cloramfenicol.
- Los macrólidos pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Azitromicina, Claritromicina, Eritromicina, Etil Succinato de Eritromicina y Lactobionato de Eritromicina.
- 15 Las tetraciclinas pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Demeclociclina, Doxiciclina, Minociclina y Tetraciclina.
- Los antibióticos diversos pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Bacitracina, Clindamicina, Polimixina B, Espectinomina y Vancomicina.
- 20 Los agentes antituberculosis pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Etambutol, Isoniazida, Pirazinamida, Rifabutina y Rifampina.
- 25 Los antivirales pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Aciclovir, Amantadina, Famciclovir, Foscarnet, Ganciclovir, Ribavirina, Valaciclovir y Valganciclovir.
- Los antiretrovirales pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Abacavir, Amprenavir, Didanosina, Efavirenz, Indinavir, Lamivudina, Loopinavir, Nelfinavir, Nevirapina, Ritonavir, Saquinavir, Estavudina, Zalcitabina y Zidovudina.
- 30 Los antimalarios pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Clorocina, Hidroxiclorocina, Pirimetamina y Quinina.
- 35 Las quinolonas pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Gatifloxacina, Levofloxacina y Ofloxacina.
- Las sulfonamidas pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Sulfadiazina, Sulfametoxazol, Sulfasalazina y Sulfisoxazol.
- 40 Las sulfonas pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Dapsona.
- Los anti-infecciosos urinarios pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Nitrofurantoina.
- 45 Los anti-infecciosos diversos pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Clofazamina, Co-trimoxazol, Metronidazol y Pentamidina.
- Los agentes anti-adhesión pueden incluir a modo de ejemplo, pero sin limitación, Aspirina, Bloqueadores del canal de Calcio, Carboximetilcelulosa, sulfato de Condrotina, Corticoesteroides, inhibidores de Cimasa, Dextrano, solución de diálisis, Difenhidramina, Pegamento de Fibrina, Heparina, Ácido Hialurónico, L-Arginina, Azul de Metileno, Mifepristona, Mitomicina C, AINE, Octreótido, Pentoxifilina, trasplante Peritoneal, Hidrogel Fotopolimerizado, Polietilén Glicol, Polioxámero, Lactato de Ringer, Solución salina, Tensioactivo y activador del plasminógeno de tejido.
- 50 También se conocen las soluciones o geles, tales como Ácido Hialurónico, Hialuronato-Carboximetilcelulosa, Carboximetilcelulosa, Polietilenglicol, Dextrano 70 e Icodextrina al 4%.
- 55 Los anteriores son líquidos, soluciones o geles que se consideran en el campo de los expertos en la técnica para su uso en la presente invención. También se conocen las barreras de anti-adhesión comerciales, tales como hialuronato-carboximetilcelulosa, celulosa regenerada oxidada, celulosa regenerada oxidada por óxido de polietileno, politetrafluoroetileno expandido y parche pericardiaco.
- 60 El uso de estos en la presente invención puede requerir trituración, pulverización o formación de polvos junto con su mezcla con un líquido para hacerlos útiles en la presente invención.

La presente invención contempla el uso de agentes aún por inventar de las clases anteriores, así como cualquiera de los fármacos de las clases anteriores que no se han enumerado.

5 Haciendo referencia a las figuras 16-20, se muestran realizaciones de la presente invención que se consideran son particularmente útiles para proporcionar agentes a suministrarse, junto con gas de insuflación, ya sea tratado o no, al abdomen de un paciente. Se muestra un dispositivo de insuflación, al menos una estructura que define al menos una trayectoria de flujo de fluido que se extiende al menos una porción de la distancia entre el dispositivo de insuflación y el abdomen de un paciente, y una cámara adaptada para acoplarse a la al menos una estructura y adaptada para
10 suministrar un agente al interior del abdomen a través de la al menos una estructura.

La figura 16 muestra un aparato que comprende un dispositivo de insuflación 915, que puede ser tal como el Modelo Stortz 26012 que se ha mencionado anteriormente, o cualquier otro dispositivo de insuflación que suministre gas de insuflación a un sitio quirúrgico. El dispositivo de insuflación 915 tiene una salida 916 a través de la cual se
15 suministra gas de insuflación.

Se proporciona opcionalmente corriente abajo del dispositivo de insuflación 915, y en comunicación fluida con el mismo, el calentador/hidratador 120 de la presente invención. El calentador/hidratador 120 tiene una entrada 917 y una salida 918. Un primer conducto 919 conecta la salida del dispositivo de insuflación 916 con la entrada 917 del calentador/hidratador 120, colocando de esta manera el dispositivo de insuflación 915 en comunicación fluida con el calentador/hidratador 120.
20

En cualquiera de las realizaciones expuestas en este documento, los conductos pueden ser cortos o largos, anchos o estrechos. En algunos casos, los conductos pueden ser piezas separadas de los dispositivos con los que se encuentran en comunicación fluida, mientras en otros casos el conducto puede formarse junto con dichos dispositivos. En algunos casos, pueden conectarse o acoplarse entre sí diversos dispositivos sin conductos entre ellos. En algunos casos, pueden formarse diversos dispositivos como un dispositivo único con múltiples cámaras. Todas estas realizaciones están dentro del alcance de la invención.
25

La adición de un agente en la corriente de gas que va al abdomen del paciente puede ser beneficiosa si o no el gas de insuflación se encuentra seco o humectado, o caliente o frío. El alcance de la presente invención incluye la adición de un agente en cualquier condición. El procedimiento preferido es uno en el que el gas de insuflación se calienta y se humecta.
30

Un segundo conducto 920 se conecta en su primer extremo 920A a la salida 918 del calentador/hidratador 120, y se abre en su segundo extremo 920B. Cualquier extremo puede incluir uno o más conectores, tales como, por ejemplo, una conexión Luer. Durante la cirugía, el segundo conducto puede conectarse, o colocarse en comunicación fluida con el ensamble del trocar 921 que se ha colocado previamente en el abdomen 922 del paciente P, colocando de esta manera el calentador/hidratador en comunicación fluida con el abdomen del paciente. También puede usarse una aguja Veres u otro dispositivo para proporcionar acceso al abdomen sin apartarse del alcance de la presente invención. El primer conducto 919, o segundo conducto 920, pueden tener un filtro unido a los mismos.
35
40

En esta realización de la presente invención, una cámara de agente 925 se proporciona externa y separada del calentador/hidratador 120. La cámara de agente 925 tiene al menos una salida 926. Un tercer conducto 927 se conecta en su primer extremo 927A a la salida 926 de la cámara de agente. El tercer conducto 927, en su otro extremo 927B, puede estar en comunicación de flujo con el ensamble del trocar 921 (o puede estar en comunicación de flujo con el conducto 920 si se usa un conector apropiado).
45

Puede proporcionarse un ensamble del trocar de dos entradas 930 (figura 31). O, si se desea, puede proporcionarse un trocar modificado 933 (figura 32). Ya que el tercer conducto se encuentra abierto a la atmósfera, se emplea alguna fuente de presión, diferente al dispositivo de insuflación 915, para conducir el agente en la cámara de agente 925 hacia la corriente de gas de insuflación. A continuación, se describe un ejemplo de fuente de presión.
50

Puede usarse un dispositivo de dispersión 948 para promover la entrada del agente en el abdomen 922 del paciente P en forma de un pulverizador en aerosol, bruma, niebla o vapor. Se considera que el dispositivo de dispersión promoverá la eficacia del agente.
55

La colocación del dispositivo de dispersión puede depender de si y cómo el agente se introduce a la corriente de gas de insuflación. Se considera que cuando la cámara de agente 925 no se conecta en línea, el dispositivo de dispersión puede estar en cualquier parte en el tercer conducto 927 o en el trocar 921.
60

A continuación, haciendo referencia a la figura 17, se proporciona una modificación de la construcción mostrada en la figura 16. En esta realización, se proporciona de nuevo el dispositivo de insuflación 915 que tiene una salida 916.

El calentador/hidratador 120 tiene su entrada 917 conectada a la salida 916 del dispositivo de insuflación 915 mediante el primer conducto 919. Sin embargo, en esta realización, la cámara de agente modificada 935 (denominada como modificada debido a que tiene una entrada y una salida), que tiene una entrada 936, y una salida 937, se coloca en línea con el calentador/hidratador 120 y se conecta al mismo por el segundo conducto 920. Por lo tanto, la presión del gas de insuflación puede usarse para conducir el agente, si se desea. La expresión "cámara de agente modificada" se usa por comodidad y no se pretende crear una definición especial de la "cámara de agente" o "cámara de agente modificada" en las reivindicaciones. Como se usa en las reivindicaciones, la expresión "cámara de agente" pretende referirse ampliamente a cualquier cámara que pueda contener un agente.

Un cuarto conducto 938 se conecta a la salida 937 de la cámara de agente 935. El cuarto conducto 938 puede usarse para colocar la cámara de agente 935 en comunicación fluida con el ensamble del trocar 921 en el abdomen 922 de un paciente P durante un procedimiento quirúrgico. El dispositivo de dispersión 948 puede estar en cualquier parte corriente abajo de la cámara de agente modificada 935, tal como interpuesto o conectado al cuarto conducto 938. Como se ha analizado anteriormente, podría usarse un dispositivo distinto de un trocar 921 para proporcionar acceso al abdomen, tal como, por ejemplo, una aguja Veres.

Un experto en la técnica apreciará que, dependiendo de la naturaleza del dispositivo de dispersión 948, puede colocarse en los conductos descritos en este documento, con el fluido fluyendo a través del dispositivo de dispersión 948, o alrededor de éste, o, el dispositivo de dispersión 948 podría rodear el conducto. Dependiendo de la aplicación, para cualquier conducto particular, puede existir un dispositivo de dispersión tanto, en un conducto como externo a éste.

En la figura 18, la cámara de agente 925 se conecta corriente arriba del calentador/hidratador 120. Se conecta en comunicación de flujo con el calentador/hidratador 120 por un quinto conducto 940. El quinto conducto 940 puede conectarse en cualquier parte entre la salida 916 del dispositivo de insuflación 915 y la entrada 917 del calentador/hidratador 120 para colocar la cámara de agente 925 en comunicación de flujo con el calentador/hidratador 120. Como anteriormente, el segundo conducto 920 se conecta a la salida 918 del calentador/hidratador 120, y coloca el calentador/hidratador 120 en comunicación fluida con el abdomen del paciente a través del ensamble del trocar 921. Como se ha analizado anteriormente, puede usarse un dispositivo diferente a un trocar 921 para proporcionar acceso al abdomen, tal como, por ejemplo, una aguja Veres.

Ya que la cámara de agente 925 se conecta en paralelo con el dispositivo de insuflación 915, el dispositivo de dispersión 948 puede conectarse o colocarse en cualquier parte corriente abajo de la cámara de agente 925, por ejemplo, en el segundo conducto 920.

La realización mostrada en la figura 19 es similar a la mostrada en la figura 17, con la excepción de que la cámara de agente modificada 935 que tiene la entrada 936 y salida 937 se coloca corriente arriba del calentador/hidratador 120, en lugar de corriente abajo del mismo. Ahora, el primer conducto 919 puede conectarse entre la salida 916 del dispositivo de insuflación 915 y la entrada 936 de la cámara de agente modificada, colocando de esta manera la cámara de agente modificada 935 en comunicación fluida con el dispositivo de insuflación 915.

Un sexto conducto 941 conecta la salida 937 de la cámara de agente modificada 935 a la entrada 917 del calentador/hidratador 120. Un séptimo conducto 942 se conecta a la salida 918 del calentador/hidratador 120. El séptimo conducto 942 puede colocarse en comunicación fluida con un ensamble del trocar 921 que se ha colocado previamente en el abdomen 922 de un paciente P durante un procedimiento quirúrgico. Como se ha analizado anteriormente, puede usarse un dispositivo diferente a un trocar 921 para proporcionar acceso al abdomen, tal como, por ejemplo, una aguja Veres. Cuando el gas se encuentra fluyendo desde el dispositivo de insuflación 915, y existe agente restante en la cámara de agente modificada 935, el agente puede suministrarse en el abdomen 922 del paciente P. Como anteriormente, el dispositivo de dispersión 948 puede colocarse en cualquier parte corriente abajo de la cámara de agente, tal como interpuesto o conectado al séptimo conducto 942.

La realización mostrada en la figura 20 es similar a la realización mostrada en la figura 18, excepto que la cámara de agente 925, que tiene una salida 926 se conecta corriente abajo del calentador/hidratador 120, en lugar de corriente arriba. El primer conducto 919 se conecta entre la salida 916 del dispositivo de insuflación 915 y la entrada 917 del calentador/hidratador, colocando de este modo el calentador/hidratador 120 en comunicación de flujo o fluida con el dispositivo de insuflación 915.

El segundo conducto 920 se conecta a la salida 918 del calentador/hidratador 120. Como anteriormente, el segundo conducto 920 puede colocarse en comunicación de flujo con un ensamble del trocar 921 que se ha colocado en el abdomen 922 de un paciente P durante un procedimiento quirúrgico. Como se ha analizado anteriormente, puede usarse un dispositivo diferente a un trocar 921 para proporcionar acceso al abdomen, tal como, por ejemplo, una aguja Veres. La salida 926 de la cámara de agente 925 tiene un octavo conducto 943 conectado a la misma. El otro extremo del octavo conducto 943 puede conectarse en comunicación de flujo con la corriente de gas que viene del

calentador/hidratador en cualquier parte entre la salida 918 del calentador/hidratador 120 y el ensamble del trocar 921. El dispositivo de dispersión 948 puede colocarse en cualquier parte corriente abajo de la cámara de agente 925, tal como interpuesto o conectado al, segundo conducto 920. Cuando se aplica presión al agente en la cámara de agente 925, ya esté el gas fluyendo o no del dispositivo de insuflación 915, el agente puede suministrarse en el abdomen 922 del paciente P.

Dependiendo de la aplicación, las construcciones mostradas en las figuras 1-20 pueden combinarse o duplicarse para lograr los resultados deseados. Por ejemplo, uno o más agentes pueden introducirse a través del calentador/hidratador 120 y uno o más agentes pueden introducirse a través de una o más cámaras de agente (925, 935). Además, cualquiera de las cámaras mostradas pueden ser cámaras únicas o múltiples, para proporcionar la adición de múltiples agentes. El gas puede calentarse y/o humectarse, según se desee. Las cámaras pueden ser cámaras vacías o tener varios medios para absorber o adsorber líquido en ellas.

A continuación, haciendo referencia a la figura 21, se muestra una manera en la que el agente puede introducirse en una cámara de agente (925, 935). Aunque la cámara de agente modificada 935 se ilustra en la figura 21, el aparato mostrado también funcionará con la cámara de agente 925. Se proporciona un puerto externo 950, que puede tener un miembro de cierre 968 para regular el flujo a través del puerto 950, en el cual puede insertarse la jeringa 951 que contiene la cantidad deseada de agente. En el momento apropiado, el cirujano, anestesista, u otro personal médico, abrirá el miembro de cierre 968, si se encuentra presente y oprimirá el émbolo 952 de la jeringa 951 para inyectar el agente en la cámara de agente (925, 935), en el que pasará al abdomen del paciente de la manera que se ha descrito previamente.

A continuación, haciendo referencia a la figura 22, se muestra otro dispositivo que puede servir para introducir el agente en una cámara de agente (925, 935) en diversas realizaciones de la presente invención. En esta realización, la bomba 954 se usa para suministrar el agente a la cámara de agente (925, 935). Se proporciona un puerto externo 950 al que se conecta la bomba 954, tal como una bomba peristáltica u otro tipo adecuado. Puede proporcionarse un miembro de cierre 968 para regular el flujo en el puerto 150. Se proporciona un depósito (no mostrado) que contiene al menos la cantidad deseada de agente.

En el momento apropiado, el cirujano, anestesista, u otro personal médico, abrirá el miembro de cierre 968, si se encuentra presente, activará la bomba 954 para suministrar la cantidad deseada del agente en la cámara de agente (925, 935), donde pasará al abdomen del paciente de la manera que se ha descrito previamente. Ha de apreciarse que en cualquiera de las realizaciones analizadas en este documento, el miembro de cierre 968 podría ser una válvula ajustable.

A continuación, haciendo referencia a la figura 23, se muestra un dispositivo aún adicional que puede servir para introducir el agente en una cámara de agente (925, 935) en las realizaciones de la presente invención. En esta realización, un cilindro presurizado 956 que se ha cargado previamente con una cantidad deseada de agente se usa para administrar el agente a la cámara de agente (925, 935). Se proporciona un puerto externo 950, al cual se conecta el cilindro presurizado 956. Un miembro de cierre 968 se interpone entre el cilindro 956 y el puerto 950. El cilindro pre-cargado, además de tener una cantidad deseada de agente contenida en el mismo, puede tener una cantidad predeterminada de un agente presurizador, tal como un gas inerte, contenido en el mismo, y puede tener aparatos (por ejemplo, una válvula electrónicamente controlada) para ocasionar la liberación del agente en el tiempo deseado. En el momento apropiado, el cirujano, anestesista u otro personal médico, puede abrir el miembro de cierre 968, si se encuentra presente, y activar el aparato de liberación para suministrar la cantidad deseada del agente en la cámara de agente, en donde pasará al abdomen de los pacientes de la manera que se ha descrito previamente.

A continuación, haciendo referencia a la figura 24, se muestra aún otro dispositivo que puede servir para introducir el agente en una cámara de agente (925, 935) de la presente invención. En esta realización, se conecta una bolsa flexible 958 que contiene una cantidad deseada de agente por tubería 959 al puerto externo 950. Puede o no, proporcionarse un aparato (por ejemplo, una válvula ajustable) para controlar la liberación del agente de la bolsa flexible 958, dependiendo de la aplicación. El miembro de cierre 968 puede servir como el aparato de liberación. En el momento deseado en la cirugía, la bolsa flexible 958 se apretará, el aparato de liberación, si se encuentra presente, se operará y el agente se forzará hacia la cámara de agente (925, 935).

Debe entenderse que todas las formas de introducir el agente en la cámara de agente (925, 935) mostradas en las figuras 21-24 funcionarán con cualquiera de las realizaciones de la invención mostradas en las figuras 16-20. Además debe entenderse que pueden usarse otros procedimientos para introducir el agente en la cámara (925, 935) sin apartarse del alcance de la invención.

A continuación, haciendo referencia a las figuras 25-28, si una cámara de agente separada no se desea por cualquier razón, la jeringa 951, bomba 954, cilindro presurizado 956 y bolsa flexible 958 pueden usarse por sí

5 mismas para suministrar el agente a la realizaciones de la invención mostradas en las figuras 16-20. Puede colocarse un puerto o conector externo apropiado 965 en línea en el conducto apropiado de manera que el puerto o conector externo 965 estará en la trayectoria de flujo del gas de insuflación. La operación de los diversos dispositivos será como ya se ha descrito con respecto a las figuras 21-24.

10 A continuación, haciendo referencia a la figura 29, se muestra un dispositivo adicional que puede servir como la cámara de agente (925, 935) de la presente invención. La cámara piezoeléctrica 961 comprende una cámara hueca 962 que tiene una entrada 963 y una salida 964. La cámara piezoeléctrica se conecta en comunicación de flujo con el conducto apropiado para colocarlo en la corriente del gas de insuflación 970 cuando el dispositivo de insuflación está funcionando. En la cámara hueca 962 se coloca una cantidad deseada de agente 966 en forma líquida. El agente 966 se colocará en la cámara con el cristal piezoeléctrico 965. Después, el cristal piezoeléctrico 965 puede energizarse para activar el cristal. La activación del cristal 965 puede hacer que las moléculas del agente vibren a tales velocidades que produzcan una niebla de agente 967, que puede introducirse en la corriente de gas de insuflación 970 y administrarse al abdomen del paciente.

15 Con referencia a la figura 30, se muestra una realización alternativa adicional de la invención que se considera útil para la administración de agente en el abdomen de un paciente. Esta realización de la invención incluye el uso de una jeringa modificada 971 usada con un trocar 972. El trocar 972 tiene una porción tubular 973 y una porción superior alargada 974. La jeringa modificada 971 tiene una porción de cuerpo hueca de tamaño normal 978 que acepta de manera sellada el embolo 979 para el movimiento alternante en la porción del cuerpo 978. Unida o integrada con la porción del cuerpo 978 se encuentra una porción inferior, tubular, hueca, alargada 980 que tiene un dispositivo de dispersión 948 instalado en el extremo distal del mismo.

20 En uso, el agente se introduce en el ensamble de jeringa modificada 971, ya sea a través de una aguja, o la porción tubular inferior 980. Si no se encuentra ya unida, la porción tubular inferior 980 se une, y la jeringa modificada 971 se coloca en el ensamble del trocar 972, con la porción tubular inferior 980, y el dispositivo de dispersión 948, ajustándose de manera deslizable en la porción tubular del trocar 972.

25 La porción tubular alargada 980 de la jeringa modificada debe ser lo suficientemente larga de manera que cuando la jeringa modificada 971 se inserta en el trocar, el extremo distal 980A de la porción tubular inferior 980 se extienda más allá del extremo de la porción tubular 973 del trocar 972. De esta manera, durante la cirugía, cuando se desea añadir agente al abdomen, y la jeringa modificada 971 se inserta completamente en el trocar 972, el dispositivo de dispersión 948 puede estar realmente dentro del neumoperitoneo. Por lo tanto, cuando el embolo 979 se oprime, el agente que se ha introducido previamente en la jeringa modificada 971 puede forzarse a través del dispositivo de dispersión 948, y puede entrar directamente al abdomen en forma de un aerosol, pulverización, niebla, bruma o vapor, dependiendo del dispositivo de dispersión 948 usado, y el agente. Algunos agentes pueden no ser capaces de dispersarse en todas las formas.

30 A continuación, haciendo referencia a la figura 31, se muestra un trocar de dos entradas 930. El trocar de dos entradas 930 es similar en algunos aspectos a los trocates conocidos en la materia en que tiene una porción del cuerpo tubular 975, que tiene una porción superior alargada 975A y tiene una entrada única 976 para la admisión de gas de insuflación, tal como el que puede suministrarse del dispositivo de insuflación 915. Debido al deseo potencial de introducir el agente en la corriente de gas de insuflación directo al trocar, puede ser deseable el trocar de dos entradas 930 con una segunda entrada 977. Cuando se desea, la corriente de gas de insuflación puede entrar en el trocar de dos entradas 930 a través de una primer entrada 976, y la corriente de gas de agente puede entrar al trocar a través de la segunda entrada 977 (o viceversa).

35 Una modificación de la construcción de trocar mostrada en la figura 31 se muestra en la figura 32. Se muestra el trocar modificado 933. El trocar modificado 933 tiene una porción del cuerpo tubular 975 y porción superior alargada 974 como anteriormente. Además, tiene una entrada 976. Sin embargo, en lugar de tener una segunda entrada 977, tiene una entrada ramificada 934 que se ramifica fuera de la entrada 976 para proveer que la corriente de agente se conecte directamente al trocar modificado 933, pero sin la provisión de una segunda entrada completamente separada. Se proporciona un dispositivo de dispersión 948 opcionalmente en el extremo distal de la salida de ramificación 934. Se proporcionan opcionalmente miembros de cierre 968.

40 A continuación, haciendo referencia a la figura 33, se muestra una realización adicional de la invención, que es, en algunos aspectos similar a la realización mostrada en la figura 32. Esta realización de la invención usa la mayoría de la construcción de la figura 32 en la que el trocar modificado 933 que tiene una porción tubular inferior 975 y porción superior alargada 974 se usa con una entrada única 976 y una salida de ramificación 934. En esta modificación, la entrada de ramificación se dimensiona y se forma para acomodar un bote de pulverización en aerosol presurizado 981 que tiene una cantidad deseada de agente y propulsor contenido en la misma.

45 El recipiente o bote de pulverización presurizado 981 tiene una boquilla 982 con un orificio que debe seleccionarse,

dependiendo del agente que se va a usar, para crear un pulverizador en aerosol, niebla, bruma o vapor, si es posible. La boquilla 982 puede adaptarse para ajustarse por presión sobre la entrada de ramificación 934. Debido a que la boquilla puede crear la dispersión deseada, el dispositivo de dispersión 948 puede omitirse en esta realización de la invención, pero también podría incluirse, si se desea.

5 A continuación, haciendo referencia a la figura 34, se muestra un diagrama de flujo que ilustra una serie de etapas en las que pueden usarse diversas realizaciones de la invención. En el Cuadro 1000, la primera etapa es obtener acceso al abdomen 922 del paciente P. Esto puede hacerse por cualquiera de varias técnicas quirúrgicas bien conocidas por los expertos en la técnica de cirugía y comúnmente incluirá hacer una incisión quirúrgica en el
10 abdomen del paciente e insertar un trocar en el mismo.

A continuación (Cuadro 1010) puede introducirse una corriente de gas de gas de insuflación en el abdomen del paciente 922. Esto incluirá las etapas de proporcionar un dispositivo de insuflación 120, creando una trayectoria de flujo entre el dispositivo de insuflación y el trocar e inflar inicialmente el abdomen del paciente con aproximadamente
15 2-3 litros de gas de insuflación. Después de la insuflación inicial del abdomen del paciente, el gas de insuflación puede continuar fluyendo hacia el abdomen a la velocidad deseada o puede cesar de fluir dependiendo de las circunstancias particulares.

Después, el agente, o corriente de agente puede introducirse en el neumoperitoneo junto con el gas de insuflación (Cuadro 1020). Puede seleccionarse una concentración predeterminada adecuada para un procedimiento particular.

Una vez que se ha determinado la concentración deseada de agente para el procedimiento quirúrgico realizado, existen varias maneras en las que el agente puede introducirse en el neumoperitoneo, como se ha descrito anteriormente.

25 Independientemente del procedimiento usado, cuando se ha introducido la cantidad deseada de agente, el flujo de agente o la corriente de agente se cortará (Cuadro 1030).

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para introducir un anestésico en el abdomen de un paciente que comprende:
- 5 a) un dispositivo de insuflación (915) para proporcionar presión y gas volumétricamente controlado de una manera adecuada para cirugía laparoscópica;
- b) un calentador/hidratador (120) conectado al dispositivo de insuflación (915) corriente abajo del mismo, teniendo el calentador/hidratador (120) un calentador (134) y un material absorbente (130) contenido en el mismo;
- 10 c) al menos una primera estructura (919) que comprende al menos una primera trayectoria de flujo de fluido que se extiende al menos una porción de la distancia entre el dispositivo de insuflación (915) y el calentador/hidratador (120);
- d) al menos una segunda estructura (920) que comprende al menos una segunda trayectoria de flujo que se extiende al menos una porción de la distancia entre el calentador/hidratador (120) y el abdomen; y
- 15 e) una cámara (935),
caracterizado porque
 la cámara (935) está adaptada para conectarse a la primera estructura (919) y está adaptada para suministrar anestésico al interior del abdomen a través de la primera trayectoria de flujo.
2. El aparato de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente un dispositivo de dispersión (948) configurado para ocasionar la dispersión del anestésico.
- 20 3. El aparato de la reivindicación 1, en el que la cámara (935) se carga previamente.
4. El aparato de la reivindicación 1, en el que la cámara (935) tiene un puerto externo (950) para aceptar un dispositivo de carga.
- 25 5. El aparato de la reivindicación 4, en el que el dispositivo de carga es una jeringa (951).
6. El aparato de la reivindicación 1, en el que la cámara es una jeringa.
- 30 7. El aparato de la reivindicación 1, en el que la cámara es una bolsa (958).
8. El aparato de la reivindicación 1, en el que la cámara es una bomba.
- 35 9. El aparato de la reivindicación 2, en el que dicho dispositivo de dispersión produce un aerosol.
10. El aparato de la reivindicación 2, en el que dicho dispositivo de dispersión produce un pulverizador.
- 40 11. El aparato de la reivindicación 2, en el que dicho dispositivo de dispersión produce una niebla.
12. El aparato de la reivindicación 2, en el que dicho dispositivo de dispersión produce una bruma.
13. El aparato de la reivindicación 2, en el que dicho dispositivo de dispersión produce un vapor.
- 45 14. El aparato de la reivindicación 1, que comprende un dispositivo de dispersión (948) en comunicación fluida con la cámara (935) y corriente abajo de la misma.
15. El aparato de la reivindicación 1, que comprende un dispositivo de dispersión (948) interpuesto entre la cámara (935) y un trocar.
- 50 16. El aparato de la reivindicación 1, en el que la cámara es una cámara piezoeléctrica (961).
17. Un trocar que tiene una primera entrada para gas de insuflación, y una segunda entrada separada para el anestésico.
- 55 18. Un trocar que tiene una primera entrada para gas de insuflación, y una entrada de ramificación en comunicación fluida con la primera entrada para el anestésico.
19. El aparato de la reivindicación 18, en el que un bote de aerosol que comprende una fuente presurizada de anestésico se conecta a la entrada de ramificación.
- 60 20. Un procedimiento para tratar gas con uno o más agentes para su administración a una cavidad corporal, espacio corporal o superficie corporal, que comprende:

- a) suministrar una corriente de gas de un insuflador (915) que suministra presión y gas volumétricamente controlado de una manera adecuada para cirugía endoscópica;
- b) inyectar al menos un agente anestésico en la corriente de gas para producir una corriente de gas anestésico.

- 5
21. El procedimiento de la reivindicación 20, en el que el agente anestésico se inyecta a la corriente de gas al pasar la corriente de gas a través de una cámara (935) que contiene un material absorbente que ha absorbido al menos una primera cantidad del agente anestésico.
- 10
22. El procedimiento de la reivindicación 21, en el que la cámara (935) comprende adicionalmente un puerto (950) en comunicación fluida con la cámara (935).
23. El procedimiento de la reivindicación 21, que comprende adicionalmente calentar la corriente de gas dentro de la cámara (935).
- 15
24. El procedimiento de la reivindicación 21, que comprende adicionalmente calentar y humectar la corriente de gas dentro de la cámara (935) en el que la etapa de humectación emplea un agente humectante separado del agente anestésico.
- 20
25. El procedimiento de la reivindicación 21, que comprende adicionalmente humectar la corriente de gas dentro de la cámara (935) en el que la etapa de humectación emplea un agente humectante separado del agente anestésico.
26. El procedimiento de la reivindicación 20, que comprende adicionalmente calentar la corriente de gas.
- 25
27. El procedimiento de la reivindicación 20, que comprende adicionalmente calentar y humectar la corriente de gas.
28. El procedimiento de la reivindicación 20, que comprende adicionalmente humectar la corriente de gas.

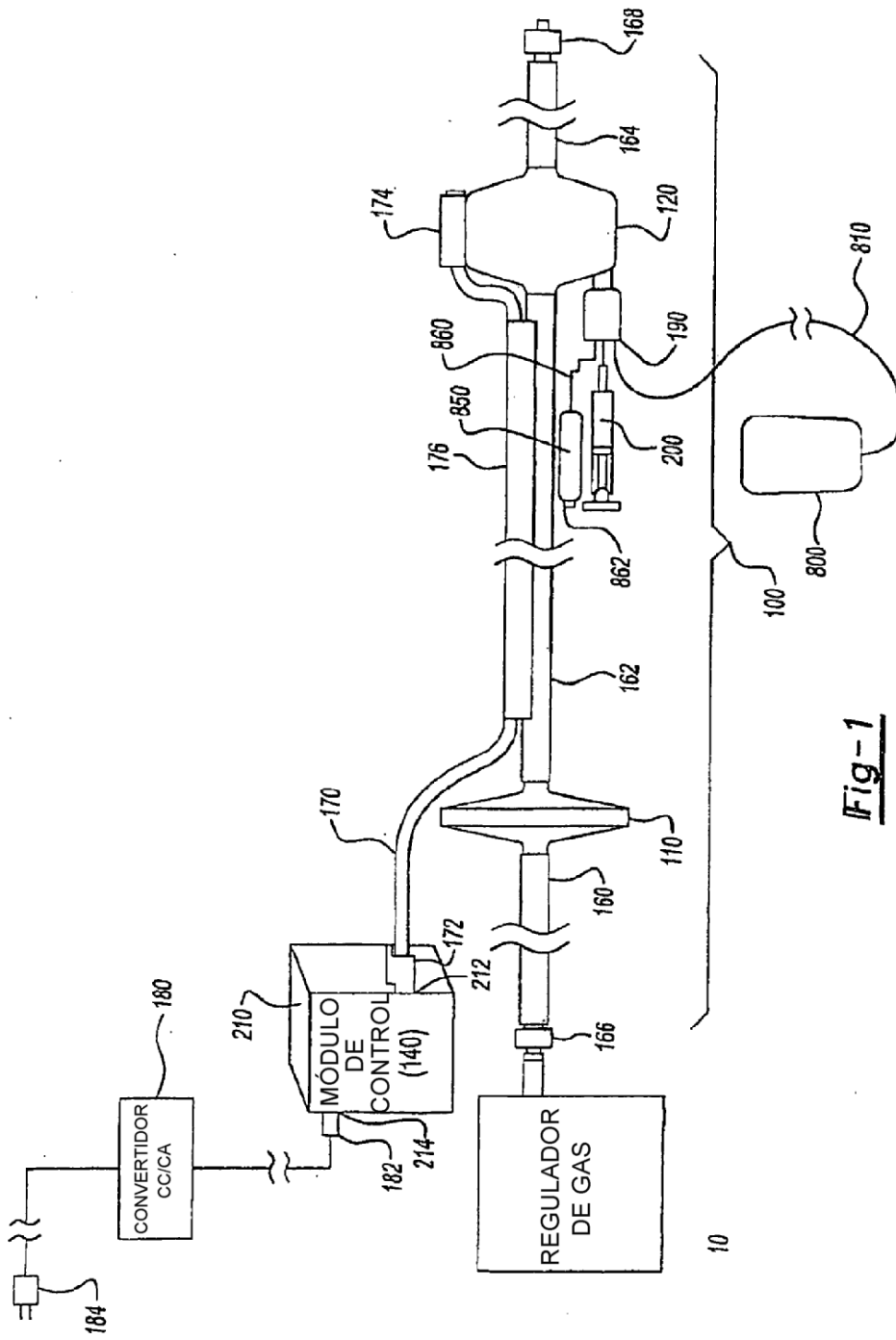
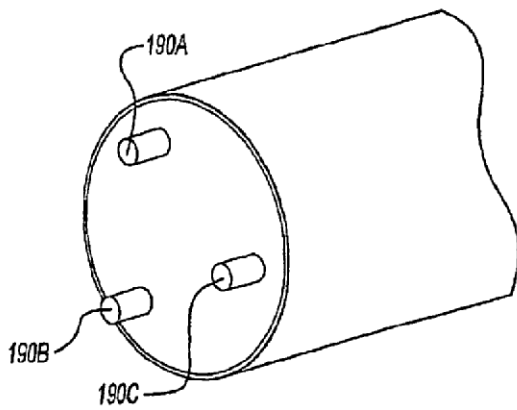
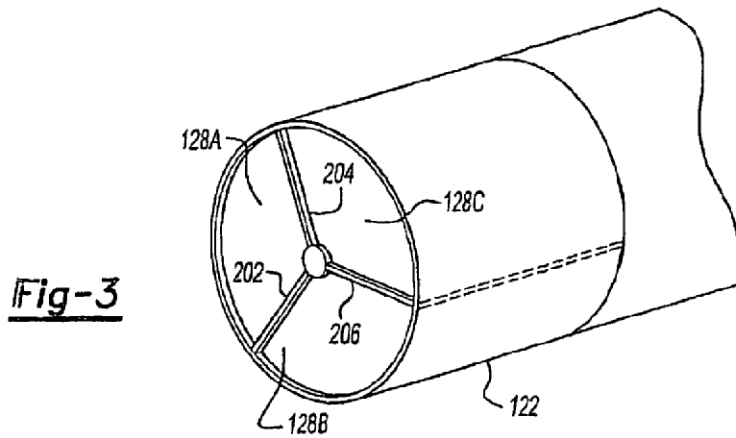
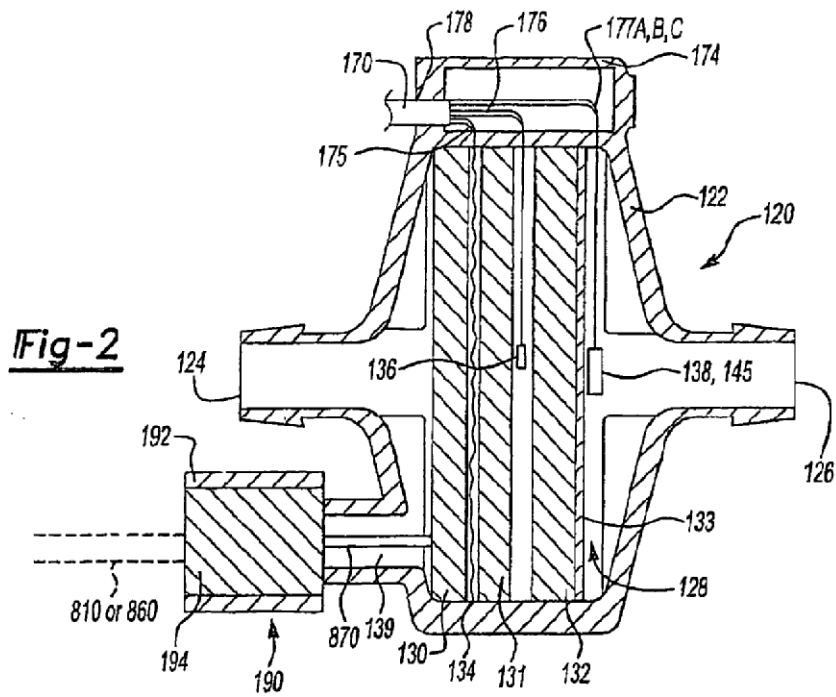


Fig-1



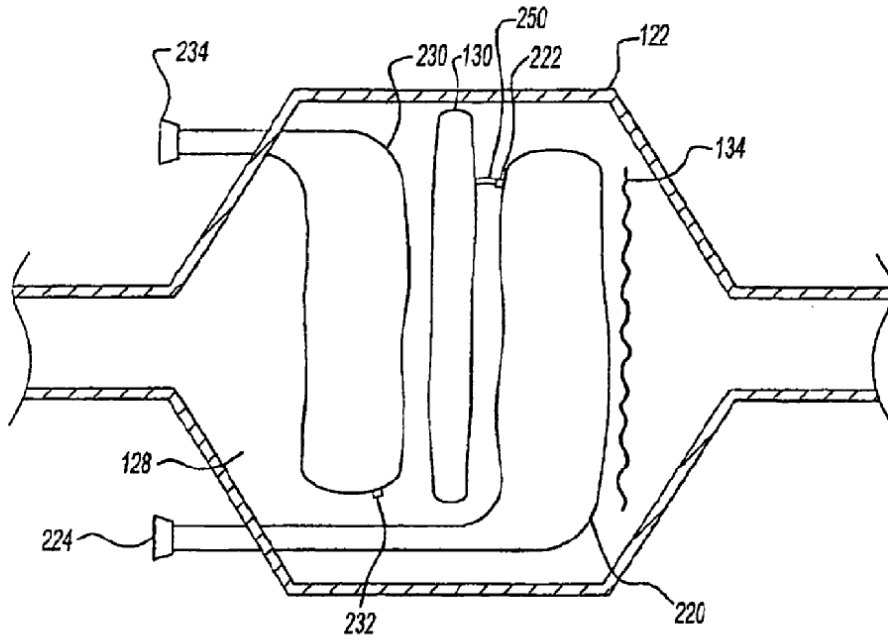


Fig-5

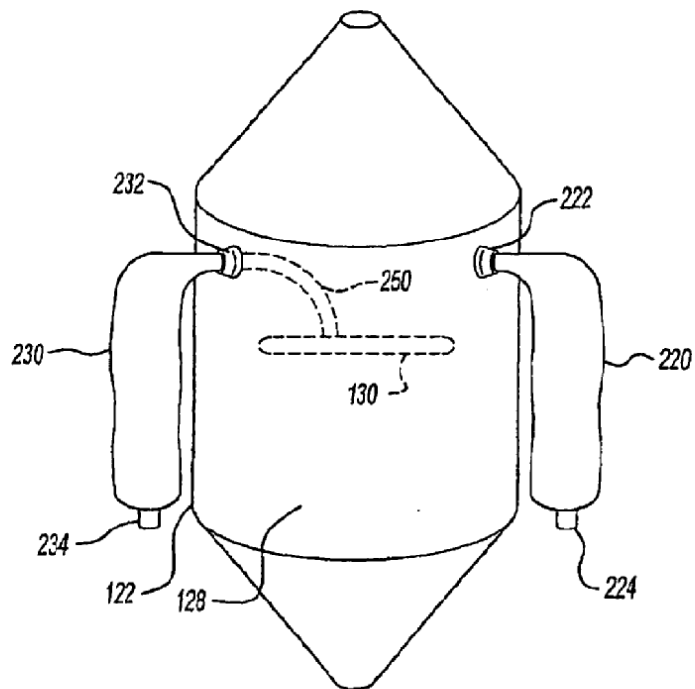


Fig-6

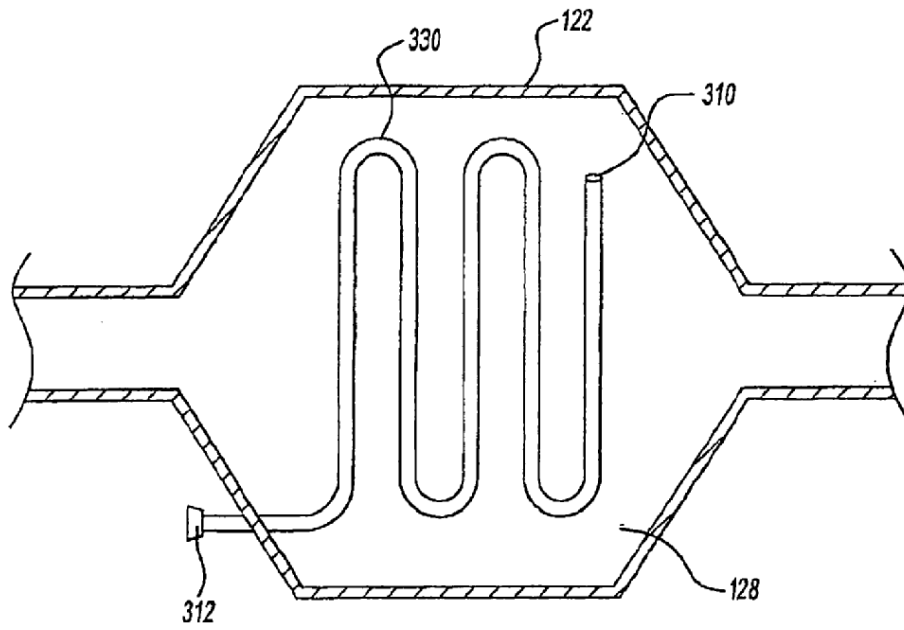


Fig-7

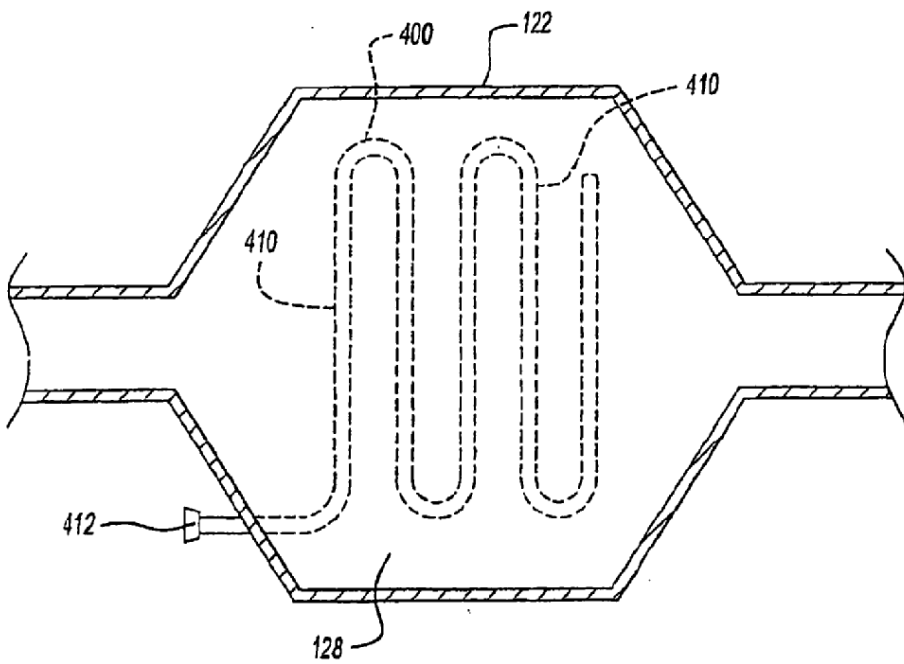
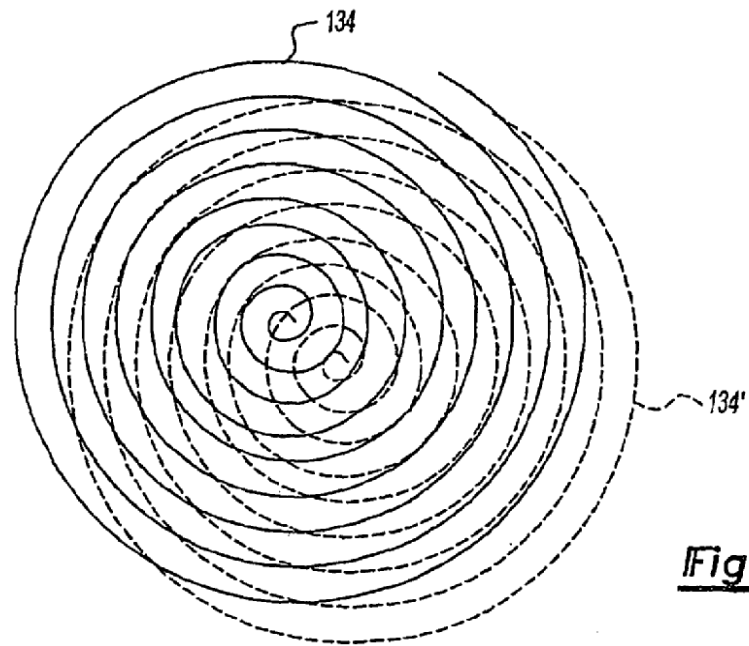
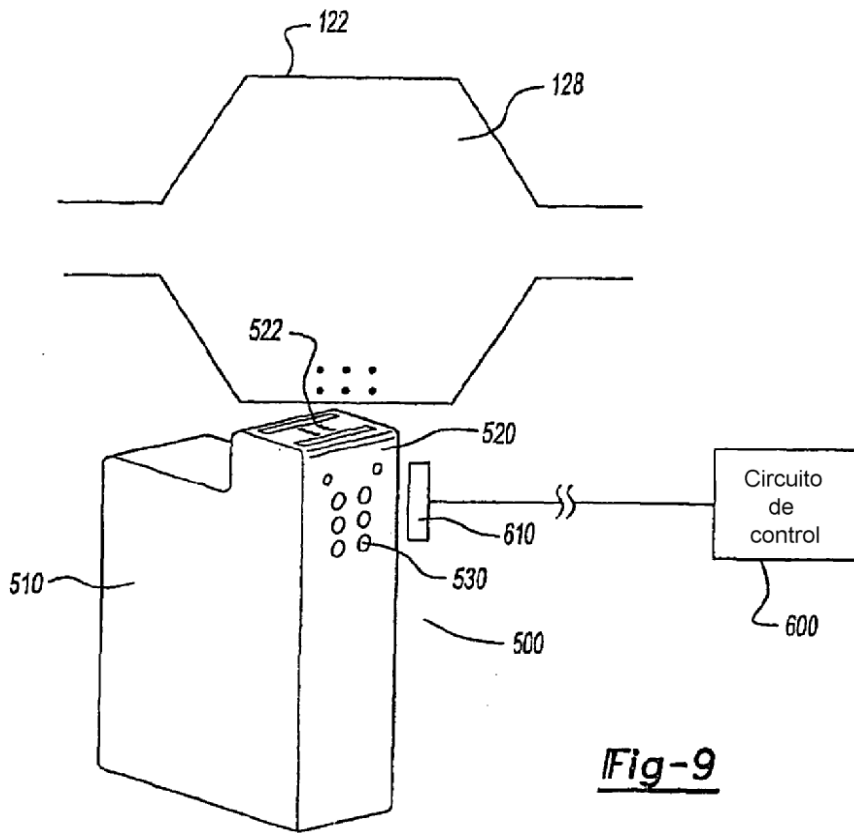


Fig-8



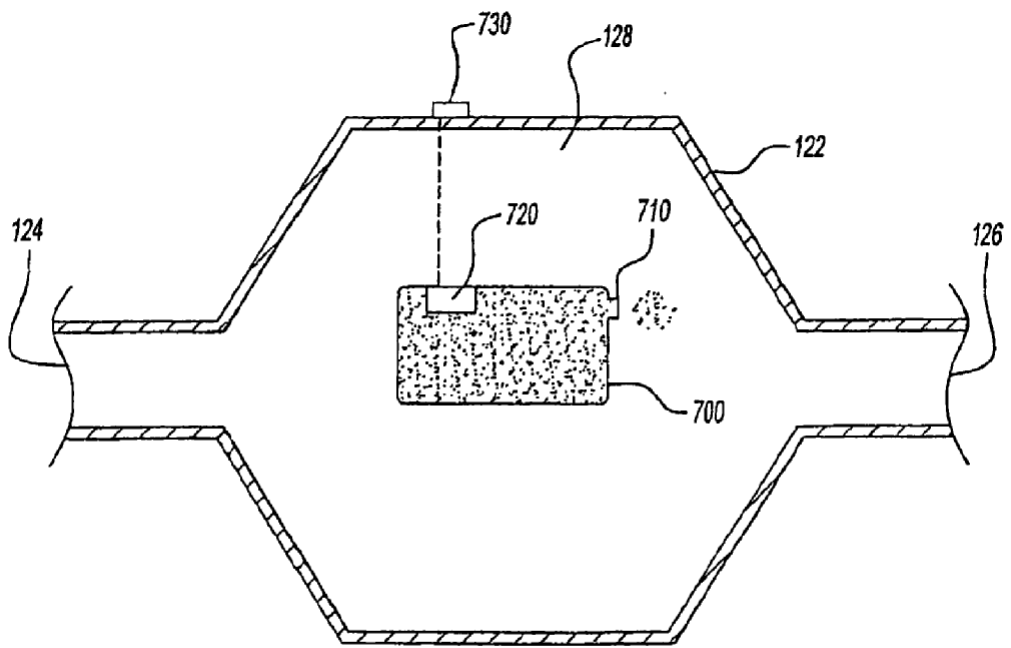
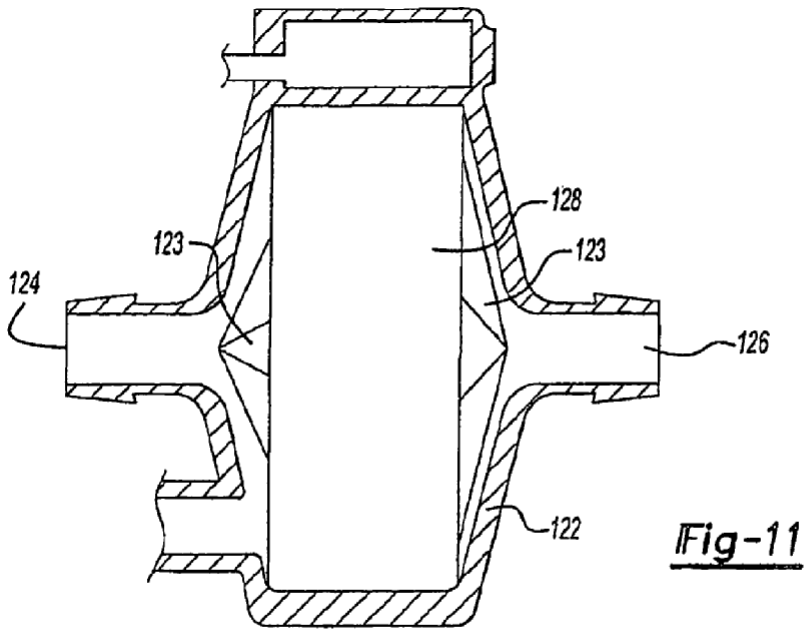


Fig-12

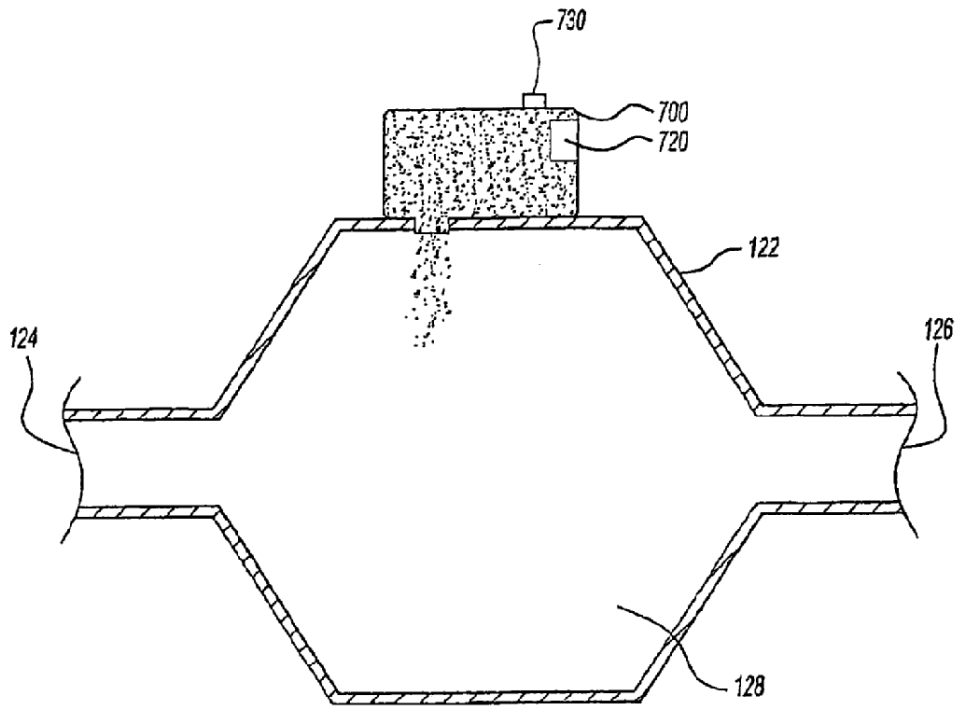


Fig-13

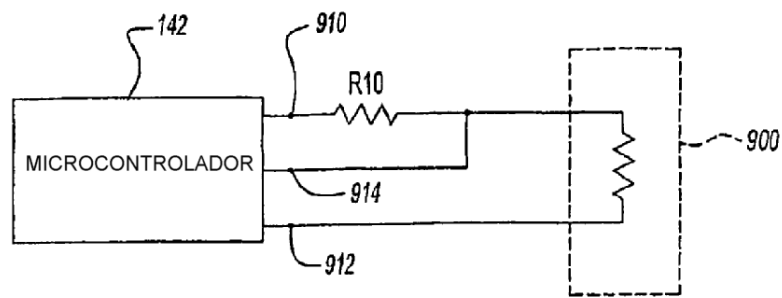


Fig-15

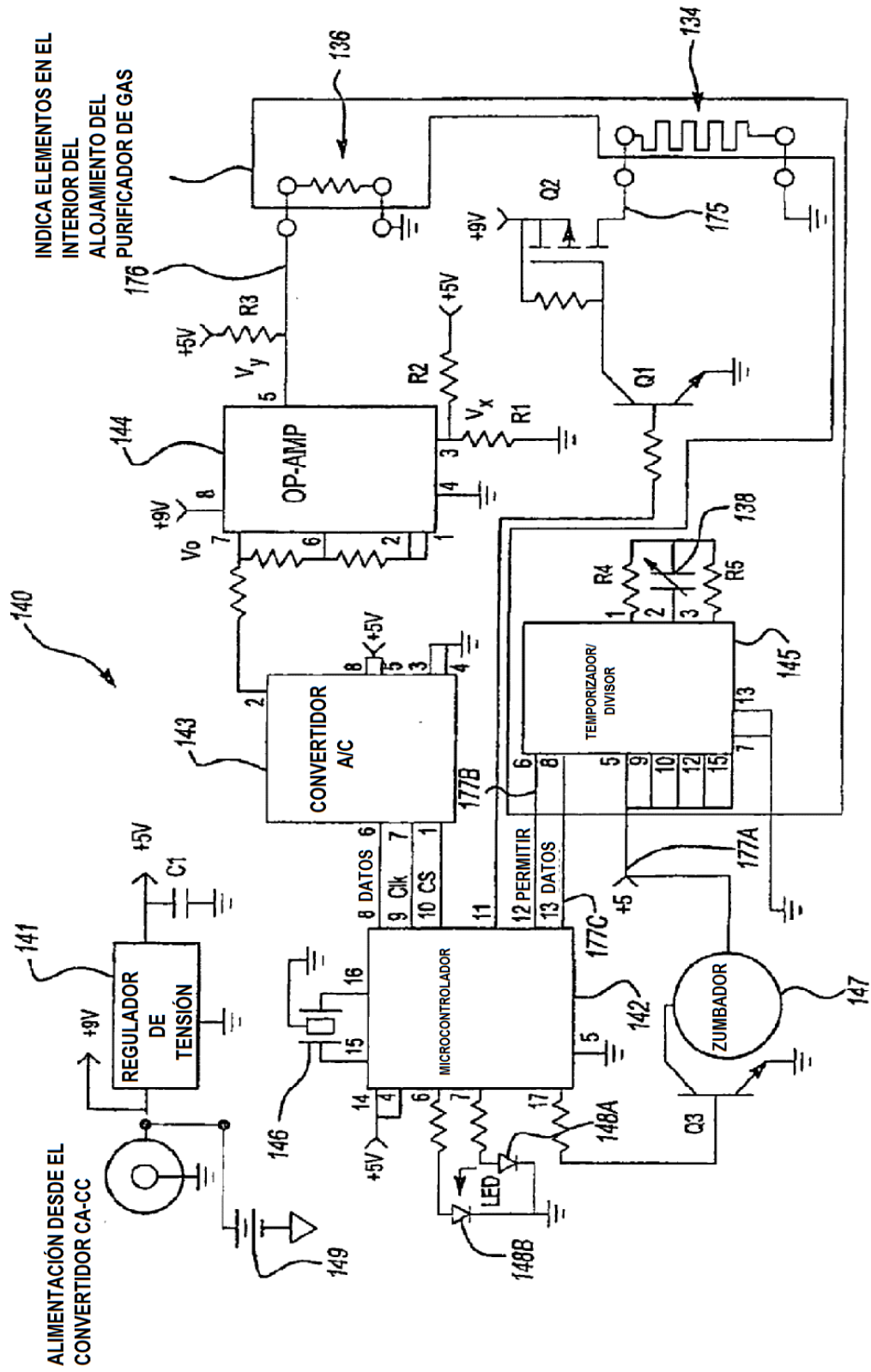


Fig-16

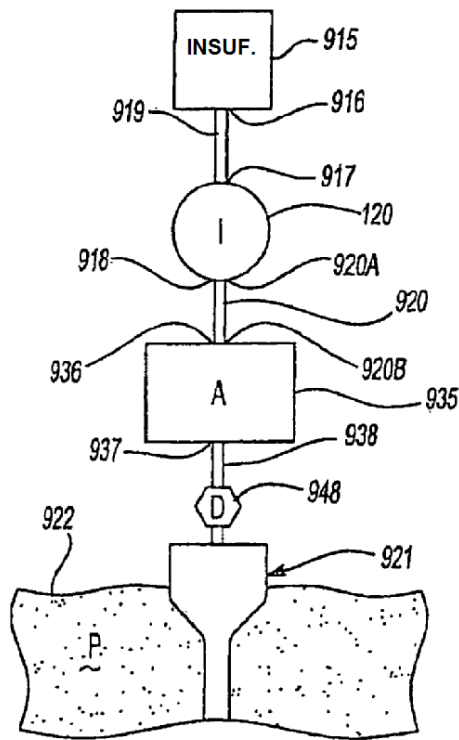
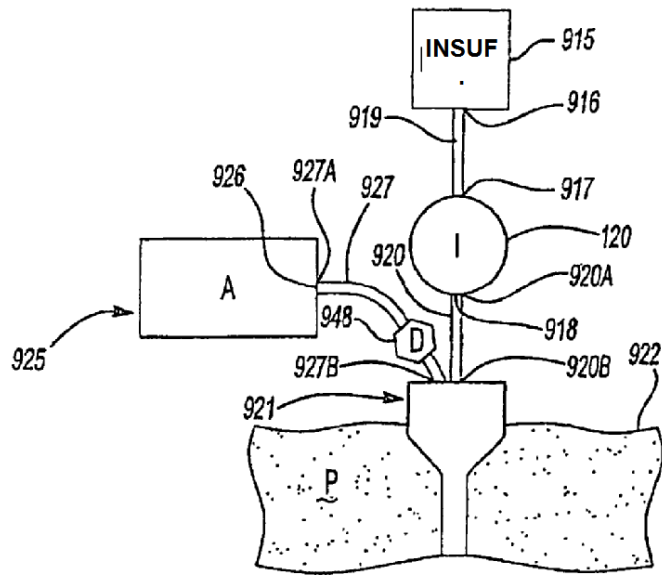


Fig-17

Fig-18

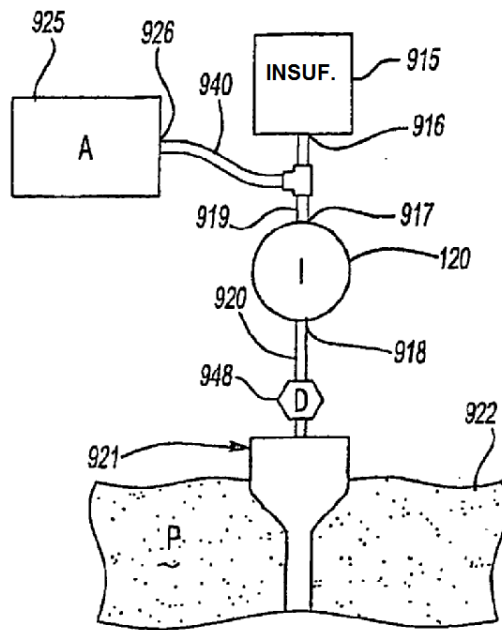
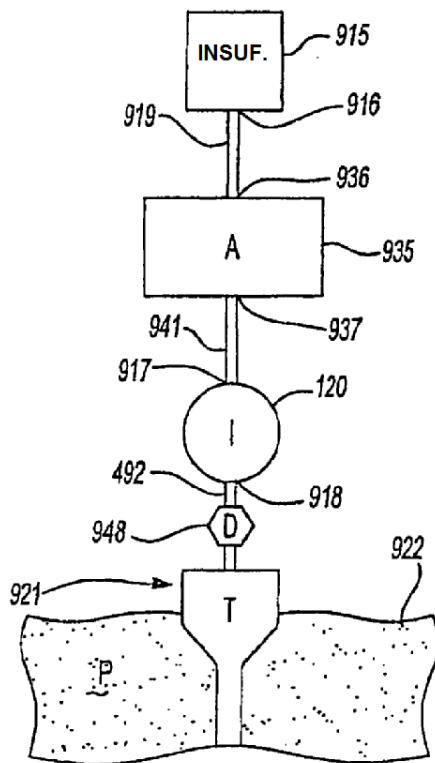


Fig-19



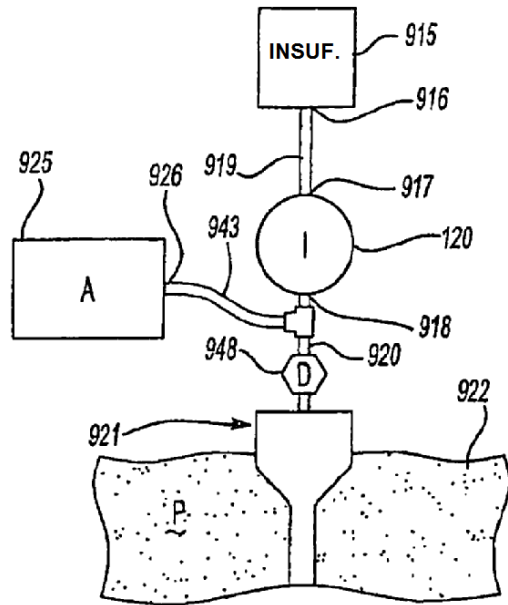


Fig-20

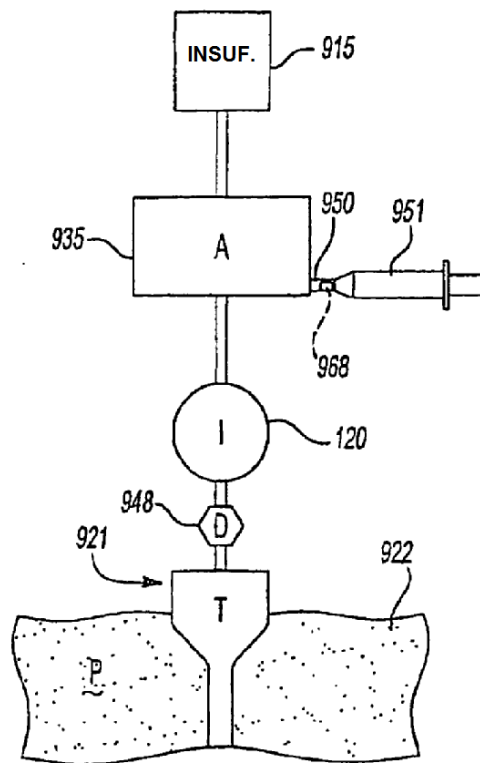


Fig-21

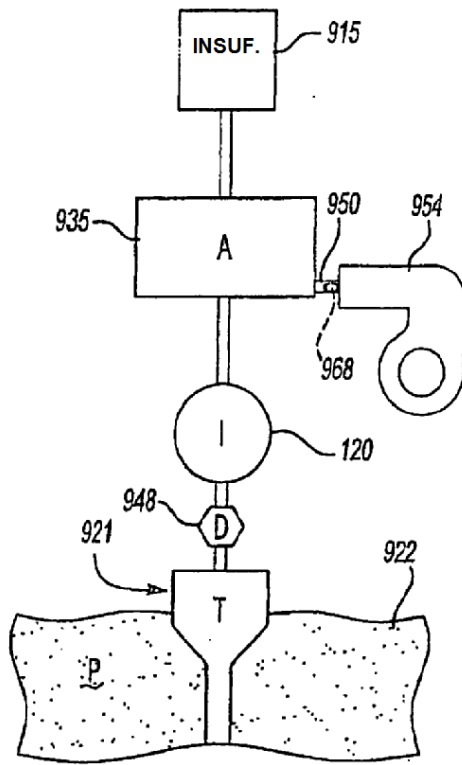


Fig-22

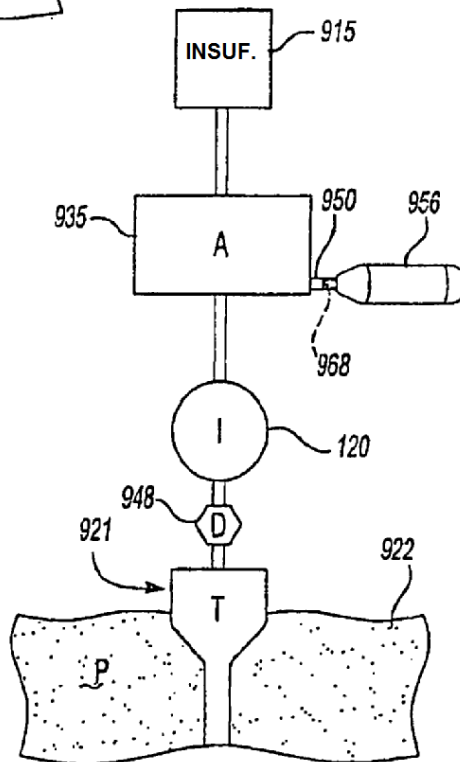


Fig-23

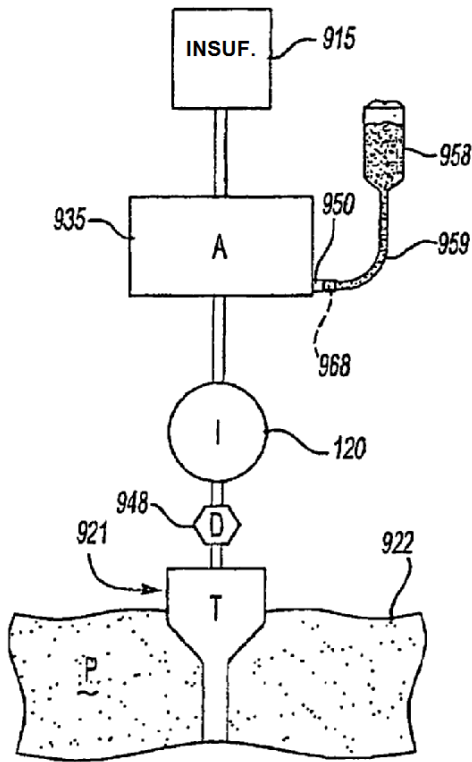


Fig-24

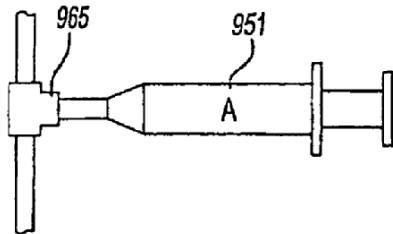


Fig-25

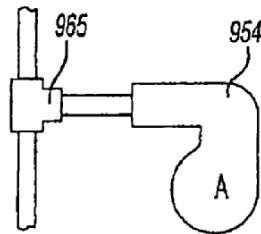


Fig-26

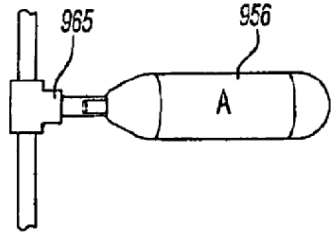


Fig-27

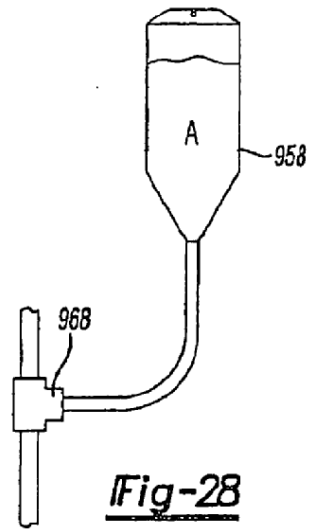


Fig-28

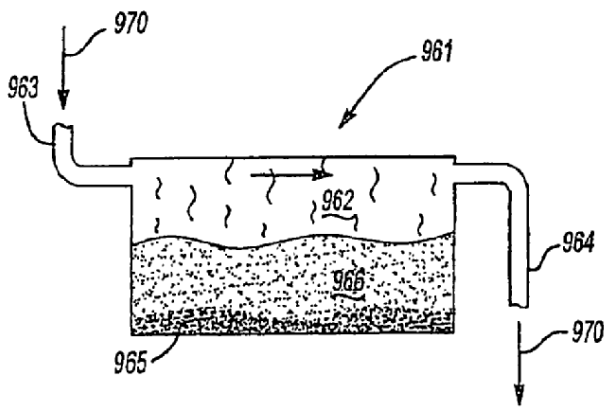
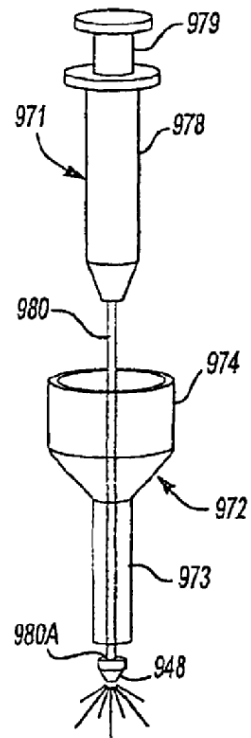


Fig-29

Fig-30



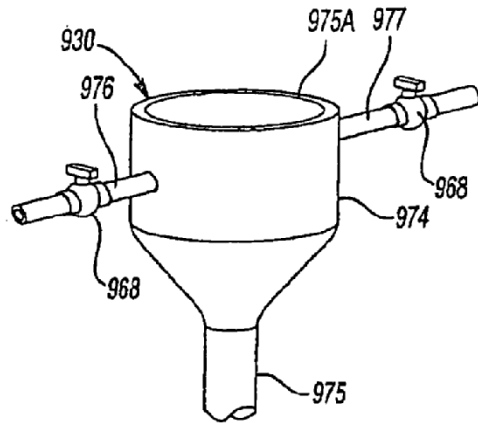


Fig-31

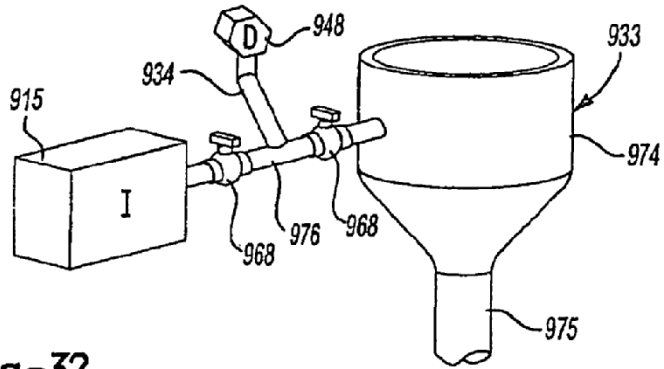


Fig-32

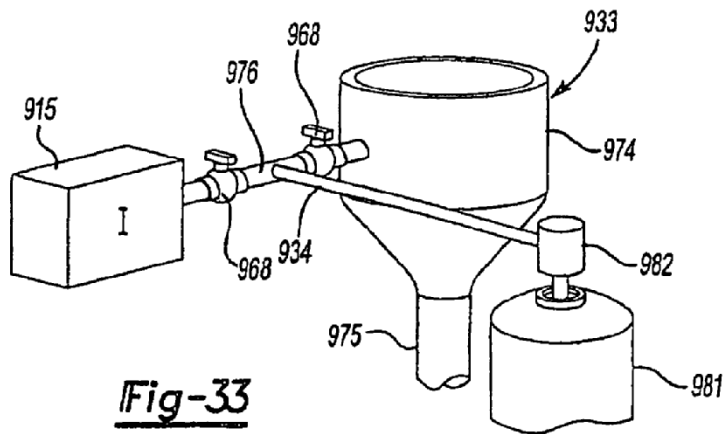


Fig-33

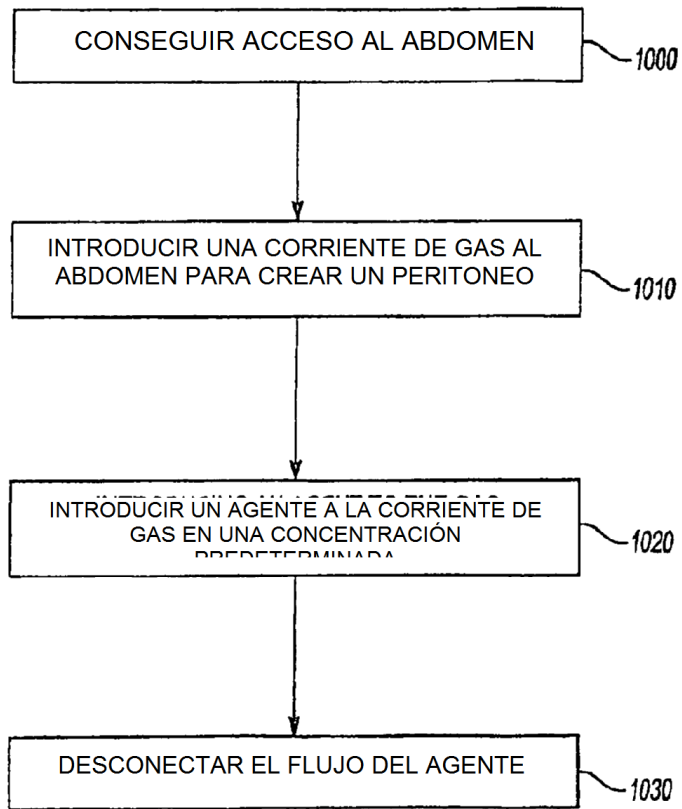


Fig-34