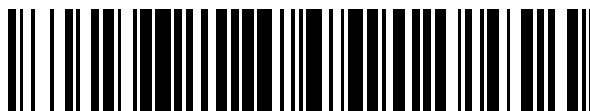


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 388 831**

51 Int. Cl.:
A61M 5/145 (2006.01)
A61M 5/142 (2006.01)
A61M 39/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **10004635 .8**
96 Fecha de presentación: **13.08.2008**
97 Número de publicación de la solicitud: **2263720**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **22.12.2010**

54 Título: **inyectores médicos movidos por fluido**

30 Prioridad:
20.08.2007 US 965364 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
19.10.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
19.10.2012

73 Titular/es:
Mallinckrodt LLC
675 McDonnell Boulevard
Hazelwood, MO 63042, US

72 Inventor/es:
Wagner, Gary S.;
Fago, Frank M.;
Staats, Peter y
Battiato, Dane

74 Agente/Representante:
Ungría López, Javier

ES 2 388 831 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

Inyectores médicos movidos por fluido

5 Solicitudes relacionadas

Esta solicitud reivindica prioridad por la solicitud provisional de Estados Unidos número de serie 60/965.364 presentada el 20 de agosto de 2007 titulada INYECTORES MÉDICOS MOVIDOS POR FLUIDO.

10 Campo de la invención

La presente invención se refiere en general a inyectores de fluido médico y, más en concreto, a inyectores de medio de contraste usados en procedimientos de formación de imágenes para medicina

15 Antecedentes

Esta sección tiene la finalidad de introducir al lector en varios aspectos de la técnica que pueden estar relacionados con varios aspectos de la presente invención, que se describe y/o reivindica más adelante. Se considera que esta explicación es útil al proporcionar al lector información sobre la técnica anterior al objeto de facilitar una mejor comprensión de los varios aspectos de la presente invención. Consiguientemente, se deberá entender que estas declaraciones se han de leer a la luz de esto y no como aceptaciones de la técnica anterior.

En varias modalidades médicas, se usa un inyector accionado para inyectar al paciente un fluido médico, tal como un medicamento, un agente de contraste, un producto radiofarmacéutico, o su combinación. Un inyector accionado típico incluye un motor que mueve un pistón, que, a su vez, mueve un émbolo de una jeringa. Por desgracia, el motor y otra electrónica en el cabezal de potencia emiten típicamente radiación de radiofrecuencia (RF) que puede afectar perjudicialmente a la operación del equipo médico, tal como un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética (MRI). Además, el equipo médico, tal como el sistema MRI, emite típicamente radiación RF que puede afectar perjudicialmente a la operación del cabezal de potencia. Aunque el inyector accionado existente para aplicaciones MRI incluye típicamente blindaje contra la radiación, los efectos perjudiciales de la radiación RF todavía pueden impedir el funcionamiento apropiado tanto del cabezal de potencia como del equipo médico.

Además de los problemas relativos a la radiación RF, los inyectores accionados existentes son generalmente demasiado grandes, engorrosos o inconvenientes de colocar con el paciente dentro del agujero de imán del sistema MRI.

En cambio, el cabezal de potencia se coloca fuera del agujero de imán, y se usan tubos largos para conectar la punta de jeringa con el lugar de inyección. La longitud normal de los tubos puede oscilar entre aproximadamente 60 y 90 pulgadas, y puede contener hasta 4 a 5 mililitros de fluido. Por desgracia, este volumen de fluido permanece dentro de los tubos después de inyectar el fluido de dentro de la jeringa, porque el movimiento del pistón de jeringa no puede inyectarlo al paciente. Un protocolo MRI típico puede prescribir 20 mililitros de agente de contraste, quedando aproximadamente de 4 a 5 mililitros de agente de contraste (25 por ciento) dentro de los tubos después de la inyección. Una falta de 25 por ciento del agente de contraste prescrito puede impedir la mejora de la imagen. El agente de contraste MRI, tal como gadolinio, es muy caro y se puede considerar de costo prohibitivo desperdiciar de 4 a 5 mililitros de agente de contraste por procedimiento. Los inyectores MRI existentes tienen típicamente una segunda jeringa que se llena con una solución de lavado, tal como salina. A la terminación de la inyección del contraste, el inyector lleva el agente de contraste hacia abajo de los tubos con la salina. Este método asegura que todo el volumen de agente de contraste sea inyectado al paciente. Así, solamente se desperdician de 4 a 5 mililitros de salina, que es significativamente menos cara que el agente de contraste MRI. Por desgracia, el volumen de salina inyectado no ofrece al paciente ningún beneficio para la formación de imágenes, mientras que también aumenta la complicación, los costos y el tiempo del procedimiento.

WO02/064194A1 representa la técnica anterior más próxima de la invención reivindicada.

Según la presente invención se facilita un inyector de fluido médico según la reivindicación 1.

El tubo multimedia está configurado para pasar un fluido operativo (por ejemplo, aire) y una señal de luz (por ejemplo, infrarroja). El tubo multimedia puede ser capaz de enviar datos, señales de control, fuerzas motrices, o su combinación, en base a diferentes tipos de medios (por ejemplo, aire, infrarrojos, etc). Así, múltiples tipos de medios pasan a través de un solo tubo (por ejemplo, el tubo multimedia), reduciendo por ello la cantidad de tubos usados en un procedimiento de inyección. El fluido operativo puede ser usado en un dispositivo de accionamiento de fluido para accionar un dispositivo de administración (por ejemplo, para realizar una descarga de fluido médico del dispositivo de administración, por ejemplo (cuando tiene forma de jeringa), mientras que la señal de luz puede ser usada para controlar una válvula, que, a su vez, controla o tiene de otro modo un efecto en un flujo del fluido operativo.

Hay numerosos refinamientos de las características indicadas anteriormente en relación a la presente invención.

También se puede incorporar otras características.

Breve descripción de las figuras

- 5 Varias características, aspectos y ventajas de la presente invención se entenderán mejor cuando la descripción detallada siguiente se lea con referencia a las figuras acompañantes en las que caracteres análogos muestran partes análogas en todas las figuras. Se ha de indicar que la figura 10 representa una realización de la invención reivindicada.
- 10 La figura 1 es un diagrama de un inyector movido por fluido dispuesto en un túnel de formación de imágenes de un sistema de formación de imágenes.
- La figura 2 es un diagrama de un inyector movido por fluido que tiene secciones de accionamiento neumático y líquido.
- 15 La figura 3 es un diagrama de un inyector de fluido peristáltico movido.
- La figura 4 es un diagrama de un inyector que tiene conjunto de trinquete y engranaje movido por fluido.
- 20 La figura 5 es una vista parcial del conjunto de trinquete y engranaje de la figura 4.
- La figura 6 es un diagrama de un inyector movido por fluido que tiene una estación de recarga por acoplamiento.
- La figura 7 es un diagrama de una realización del inyector y la estación de la figura 6.
- 25 Las figuras 8 y 9 son diagramas de inyectores de fluido movidos alternativos que tienen secciones de accionamiento neumático y líquido.
- Y la figura 10 es un diagrama de un inyector movido por fluido acoplado a una estación de recarga por acoplamiento mediante un tubo multimedia según la invención.
- 30

Descripción detallada de realizaciones específicas

35 A continuación se describirá una o más realizaciones específicas de la presente invención. En un esfuerzo por proporcionar una descripción concisa de estas realizaciones, todas las características de una implementación real pueden no describirse en la memoria descriptiva. Se deberá apreciar que en el desarrollo de cualquier implementación real, como en cualquier proyecto de ingeniería o diseño, hay que tomar numerosas decisiones específicas de la implementación para lograr los objetivos específicos de los desarrolladores, tales como el respeto de las limitaciones relacionadas con el sistema y relacionadas con el negocio, que también pueden variar de una implementación a otra, se deberá apreciar que tal esfuerzo de desarrollo podría ser complejo y lento, pero, no obstante, sería una tarea rutinaria del diseño, la fabricación y la manufactura para los expertos que tengan la ventaja de esta descripción.

45 Al introducir elementos de varias realizaciones de la presente invención, se ha previsto que los artículos "un/uno/una", "el/la", y "dicho/dicha" tengan el significado de que hay uno o varios elementos. Se ha previsto que los términos "comprendiendo", "incluyendo", y "teniendo" sean inclusivos y signifiquen que puede haber elementos adicionales distintos de los elementos enumerados. Además, el uso de "superior", "inferior", "arriba", "abajo" y variaciones de estos términos se realiza por razones de conveniencia, pero no requiere ninguna orientación particular de los componentes. En el sentido en que se usa aquí, el término "acoplado" se refiere a la condición de estar conectado directa o indirectamente o en contacto. Adicionalmente, la expresión "en comunicación de fluido" o "acoplado por fluido" indica que se puede transmitir fluido y/o fluido a presión de un objeto a otro.

55 La figura 1 es un diagrama de una suite ejemplar de formación de imágenes 10 que tiene un inyector movido por fluido 12 dispuesto dentro de un túnel de formación de imágenes 14 de un sistema de formación de imágenes 16. El inyector ilustrado 12 incluye un dispositivo de accionamiento de fluido 18, un sensor de realimentación 20, y un dispositivo de administración de fluido médico 22. El dispositivo de administración 22 recibe y/o guarda un fluido médico 24 para administración a un paciente colocado dentro del túnel de formación de imágenes 14 durante un procedimiento de formación de imágenes. La suite de formación de imágenes 10 también incluye un control 26, una bomba de fluido 28, y un fluido operativo 30. El sistema de formación de imágenes 16 incluye además circuitería de formación de imágenes 32 acoplada al agujero 14, y una estación de control de formación de imágenes 34 acoplada a la circuitería de formación de imágenes 32 y el control 26.

65 En la realización ilustrada, la suite de formación de imágenes 10 puede operar como un sistema de control en bucle cerrado. Por ejemplo, el control 26 puede enviar una señal de control 36 a la bomba de fluido 28, disparando por ello la bomba 28 para recibir y transferir un fluido operativo 30 al dispositivo de accionamiento de fluido 18 como indican las flechas 38 y 40, respectivamente. Así, la flecha 36 puede representar una línea de control electrónico, óptico u

otro apropiado; mientras que las flechas 38 y 40 pueden representar conductos de fluido. Por ejemplo, el fluido operativo 30 puede incluir una sustancia neumática, una sustancia líquida, o su combinación. La sustancia neumática puede incluir aire, nitrógeno u otro gas no combustible adecuado. El líquido puede incluir agua, aceite o un fluido hidráulico adecuado.

5 En respuesta a la presión del fluido operativo 30, el dispositivo de accionamiento de fluido 18 puede impartir una fuerza de accionamiento 42 sobre el dispositivo de administración 22. Por ejemplo, el dispositivo de accionamiento de fluido 18 puede mover un pistón, un émbolo, un conjunto de trinquete y engranaje, un dispositivo peristáltico, o su combinación, creando por ello la fuerza de accionamiento 42 para desplazar el fluido médico 24 dentro del dispositivo de administración 22. En algunas realizaciones, el dispositivo de administración 22 puede incluir una jeringa que tiene un émbolo dispuesto dentro de un cilindro. Así, el fluido médico 24 puede ser almacenado dentro de la jeringa hasta que el dispositivo de accionamiento de fluido 18 imparta la fuerza de accionamiento 42.

15 El sensor de realimentación 20 puede supervisar uno o más parámetros del dispositivo de accionamiento de fluido 18. Por ejemplo, el sensor 20 puede obtener datos relativos a un parámetro detectado como indica la flecha 44. Por ejemplo, el parámetro detectado 44 puede incluir una posición, velocidad, aceleración, temperatura, presión u otra característica operativa del dispositivo de accionamiento de fluido 18. En algunas realizaciones, el sensor 20 puede incluir un potenciómetro (por ejemplo, lineal o rotativo) o un codificador óptico. A su vez, el sensor 20 proporciona una señal de realimentación 46 al control 26. En base a la señal 46, el control 26 puede aumentar, disminuir, terminar o mantener la salida de la bomba 28 mediante la señal de control 36. Como resultado, la suite de formación de imágenes 10 tiene servo control de realimentación proporcional del inyector movido por fluido 12.

25 Como se ilustra en la figura 1, el inyector 12 y el agujero 14 están situados en la suite de formación de imágenes 10 en un primer lado de una pared 48, mientras que el control 26, la bomba 28, el fluido operativo 30, la circuitería de formación de imágenes 32, y la estación de control 34 están dispuestos en la suite de formación de imágenes 10 en un lado opuesto de la pared 48. La pared 48 puede incluir algunos materiales de blindaje, tal como materiales de blindaje electromagnético, que pueden reducir sustancialmente la interferencia indeseable entre el túnel de formación de imágenes 14 y el control 26, la bomba de fluido 28, la circuitería 32 y la estación 34. El inyector ilustrado 12 puede estar sustancial o totalmente libre de materiales ferrosos o magnéticos o ferromagnéticos. El inyector 12 puede estar sustancialmente libre de electrónica, motores, u otros dispositivos que puedan emitir o quedar afectados adversamente por radiación RF. Por ejemplo, el dispositivo de accionamiento de fluido 18 y el dispositivo de administración 22 se pueden hacer sustancial o totalmente de plástico, cerámica, vidrio o su combinación.

35 De nuevo, el inyector 12 es movido por la presión de fluido del fluido operativo 30 suministrado por la bomba 28. Dado que la bomba 28 y el control 26 están dispuestos fuera de la sala en un lado opuesto de la pared 48, estos componentes 26 y 28 no interfieren con el túnel de formación de imágenes 14, y viceversa. En cambio, solamente el fluido operativo 30 puede ser transferido de un lado de la pared 48 al otro, moviendo por ello el inyector 12 sin interferencia con respecto al sistema de formación de imágenes 16. Además, el inyector 12 tiene un tamaño relativamente compacto y forma aerodinámica, que es especialmente adecuado para montar en o cerca de un paciente dentro del túnel de formación de imágenes 14. Como resultado, el dispositivo de administración 22 se puede disponer en estrecha proximidad al paciente, reduciendo o eliminando por ello sustancialmente largas extensiones de los tubos desde el dispositivo de administración 22 al paciente. Ventajosamente, esta estrecha proximidad puede reducir o eliminar el deseo de una solución de lavado, tal como salina.

45 El sistema de formación de imágenes 16 ilustrado puede ser un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética (MRI) u otra modalidad de formación de imágenes médicas. En la operación, la circuitería 32 recibe y procesa datos para generar una imagen del paciente dentro del túnel de formación de imágenes 14. La estación de control 34 permite al usuario controlar la operación de la circuitería de formación de imágenes 32, el control 26, o su combinación. Por ejemplo, el usuario puede iniciar un protocolo de inyección mediante la estación de control de formación de imágenes 34 como ilustra la flecha 50. Como otro ejemplo, la estación de control 34 puede iniciar un protocolo de formación de imágenes mediante la circuitería de formación de imágenes 32.

55 La figura 2 es un diagrama de otra realización de la suite de formación de imágenes 10, donde el inyector 12 tiene un dispositivo de accionamiento de fluidos múltiples 60. Específicamente, el dispositivo de accionamiento de fluidos múltiples 60 puede incluir una sección de accionamiento neumático 62 acoplada a una sección de accionamiento líquido 64. El inyector 12 también incluye una jeringa 66 movida por el dispositivo de accionamiento de fluidos múltiples 60. Además, el sistema 10 incluye sensores de realimentación 68, 70, y 72 acoplados a un control 74, que, a su vez, está acoplado a una bomba neumática 76. En la operación, el control 74 proporciona una señal de control 78 a la bomba 76, disparando por ello la bomba 76 para admitir y transferir un medio neumático de trabajo 80 a la sección de accionamiento neumático 62, como indican las flechas 82 y 84, respectivamente. En respuesta a la presión neumática de la bomba 76, la sección de accionamiento neumático 62 proporciona una presión o fuerza neumática movida 86 a la sección de accionamiento líquido 64, haciendo por ello que la sección de accionamiento líquido 64 proporcione una fuerza o presión movida líquida 88 sobre la jeringa 66. Específicamente, la sección de accionamiento líquido 64 puede disparar un pistón 90 de manera que se mueva longitudinalmente a lo largo de un cilindro 92 de la jeringa 66. Ventajosamente, el medio neumático de trabajo 80 proporciona potencia generalmente

limpia al dispositivo de accionamiento de fluidos múltiples 60, mientras que el medio de trabajo líquido dispuesto en la sección de accionamiento líquido 64 proporciona un control más exacto del movimiento y/o de la fuerza 88 impartidos a la jeringa 66.

5 Los sensores de realimentación 68, 70, y 72 pueden supervisar y obtener datos relativos a uno o más parámetros detectados 94, 96, y 98 de la sección 62, la sección 64, y el pistón 90, respectivamente. Por ejemplo, los parámetros 94, 96, y 98 pueden incluir datos relativos a la posición, velocidad, aceleración, temperatura, presión, o su combinación, que posteriormente son transferidos al control 74 como varias señales de realimentación 100, 102, y 104. Así, de forma similar a la realización de la figura 1, la suite de formación de imágenes 10 de la figura 2 puede operar como un sistema de control en bucle cerrado.

La figura 3 es un diagrama de otra realización de la suite de formación de imágenes 10, donde el inyector 12 incluye un dispositivo peristáltico de accionamiento de fluido 110 configurado para crear una secuencia de fuerzas para producir flujo de fluido peristáltico. En la realización ilustrada, el dispositivo peristáltico de accionamiento de fluido 110 puede incluir un bloque de cilindro 112 que tiene una pluralidad de cilindros 114, 116, 118 y 120 (cualquier número apropiado de cilindros puede ser utilizado por el dispositivo peristáltico de accionamiento de fluido 110), que se pueden disponer generalmente transversales o perpendiculares a un paso 122 (por ejemplo, los cilindros 114, 116, 118, y 120 pueden estar alineados con el paso 122). El dispositivo peristáltico de accionamiento de fluido 110 incluye una pluralidad de pistones 124, 126, 128 y 130 dispuestos en los cilindros respectivos 114, 116, 118 y 120 (por ejemplo, cada cilindro incluye un pistón correspondiente). Además, un conducto flexible 132 se puede extender longitudinalmente a través del paso 122. Como se ilustra, los pistones 124, 126, 128 y 130 están configurados para moverse hacia arriba y hacia abajo de manera alternativa dentro de los cilindros respectivos 114, 116, 118 y 120, de tal manera que los pistones 124, 126, 128 y 130 abran y cierran el paso 122 de manera secuencial para crear una onda peristáltica longitudinalmente a través del paso 122. Con el conducto flexible 132 instalado dentro del paso 122, el movimiento secuencial hacia abajo (por ejemplo, la secuencia de fuerzas) de los pistones 124, 126, 128, y 130 sobre el conducto flexible 132 crea una contracción rítmica del conducto flexible 132 para impulsar un fluido médico 134 a través del dispositivo de accionamiento de fluido peristáltico 110 a un dispositivo de administración de fluido médico 136. En otros términos, los pistones 124, 126, 128 y 130 producen una serie de fuerzas separadas y discretas en tiempos y posiciones axiales diferentes a lo largo del conducto flexible 132. De esta manera, los pistones 124, 126, 128, y 130 crean flujo de fluido peristáltico contrayendo el conducto flexible 132 en una secuencia en una posición axial después de otra a lo largo de la longitud del conducto flexible 132. En algunas realizaciones, el fluido médico 134 puede incluir un medicamento, un agente de contraste, un radiofármaco, salina o su combinación. Además, el dispositivo de administración 136 puede incluir una aguja de inyección hueca, un tubo corto u otro dispositivo de inyección adecuado.

El movimiento secuencial de los pistones 124, 126, 128, y 130 se puede lograr por uno o más conductos de fluido acoplados a una o varias bombas de fluido dispuestas en un lado opuesto de la pared 48 del inyector 12. Por ejemplo, en la realización ilustrada, la suite de formación de imágenes 10 puede incluir conductos de fluido 138, 140, 142 y 144 acoplados a los cilindros respectivos 114, 116, 118 y 120, y un colector 146. El colector 146 puede incluir o acoplar con una o más válvulas 148 y una o más bombas de fluido 150. Por ejemplo, la suite de formación de imágenes 10 puede incluir una sola bomba de fluido 150 y válvulas 148 correspondientes al número de pistones y cilindros del dispositivo de accionamiento de fluido 110 (cuatro en la realización ilustrada). Alternativamente, la suite de formación de imágenes 10 puede incluir bombas de fluido 150 y válvulas 148 correspondientes al número de pistones y cilindros del dispositivo de accionamiento de fluido 110 (cuatro en la realización ilustrada).

La(s) bomba(s) de fluido 150 puede(n) admitir y distribuir un fluido operativo 152 en respuesta a una o más señales de control 154 de un control 156. En respuesta a la(s) señal(es) de control, la(s) bomba(s) de fluido 150 y las válvulas 148 cooperan para suministrar el fluido operativo 152 en pulsos secuenciales uno después de otro a los cilindros respectivos 114, 116, 118 y 120, haciendo por ello que los pistones 124, 126, 128, y 130 compriman secuencialmente el conducto flexible 132 dispuesto dentro del paso 122. De forma similar a las realizaciones de las figuras 1 y 2, el dispositivo peristáltico de accionamiento de fluido 110 ilustrado puede ser no magnético, no ferroso o su combinación. Así, el dispositivo de accionamiento de fluido 110 no interfiere ni queda afectado perjudicialmente por la radiación RF o los dispositivos magnéticos asociados con el sistema MRI.

La figura 4 es un diagrama de una realización alternativa de la suite de formación de imágenes 10, donde el inyector 12 incluye un dispositivo de accionamiento de fluido 160 acoplado a un conjunto de engranaje y trinquete 162 para crear una secuencia de fuerzas. El dispositivo de accionamiento de fluido 160 ilustrado puede incluir un pistón 164 dispuesto de forma móvil dentro de un cilindro 166, donde el pistón 164 está acoplado a un vástago 168. El pistón ilustrado 164 divide el cilindro 166 en una primera cámara 170 y una segunda cámara 172, que están acopladas a un colector 174 mediante respectivos conductos primero y segundo 176 y 178. De forma similar a la realización de la figura 3, el colector 174 puede incluir o acoplar con una o más válvulas 180 y una o más bombas de fluido 182, de tal manera que se puede hacer circular un fluido operativo 184 de manera alternativa a las cámaras primera y segunda 170 y 172 mediante los conductos primero y segundo 176 y 178. Por ejemplo, cuando el fluido operativo 184 fluye del colector 174 hacia la primera cámara 170, el fluido operativo fluye de la segunda cámara 172 hacia el colector 174. Al invertir la dirección del pistón 164, el fluido operativo 184 fluye desde el colector 174 a la segunda cámara 172, mientras que el fluido operativo 184 fluye desde la primera cámara 170 hacia el colector 174. Las flechas 186 y

188 ilustran este flujo alternativo dentro de los conductos primero y segundo 176 y 178. Como resultado de este flujo alternativo, el pistón 164 y el vástago 168 se mueven de manera alternativa (hacia arriba y hacia abajo en la vista representada en la figura 4) dentro del cilindro 166, impartiendo por ello una fuerza alternativa en el conjunto de engranaje y trinquete 162.

El conjunto de engranaje y trinquete 162 puede incluir un pistón 190, un tornillo de bola 192 acoplado al pistón 190, un engranaje 194 acoplado al tornillo de bola 192, uno o más cojinetes 196 acoplados al engranaje 194 y/o el tornillo de bola 192, y un conjunto de trinquete 198. El conjunto de trinquete 198 puede estar configurado para enganchar progresivamente el engranaje 194 de manera gradual en respuesta al movimiento alternativo del vástago 168. El conjunto de trinquete 198 puede incluir un primer brazo 200, un segundo brazo 202, y un tercer brazo 204 dispuesto entre los brazos primero y segundo 200 y 202. Además, el tercer brazo 204 puede acoplar rotativamente con ambos brazos primero y segundo 200 y 202 en juntas rotacionales 206 y 208. Finalmente, el tercer brazo 204 puede acoplar con un cojinete 210. Como resultado, el primer brazo 200 puede girar alrededor de la junta rotacional 206 como indica la flecha 212, el segundo brazo 202 puede girar alrededor de la junta rotacional 208 como indica la flecha 214, y el tercer brazo 204 puede girar con relación al cojinete 210 como ilustra la flecha 216. Cada uno del primer brazo 200 y el segundo brazo 202 se pueden caracterizar como trinquetes del conjunto de trinquete 198.

En respuesta al movimiento alternativo del vástago 168, los brazos primero y segundo 200 y 202 pueden alternar hacia delante y hacia atrás pasando a lo largo y secuencialmente por dientes de empuje 218 del engranaje 194 con una secuencia de fuerzas, moviendo por ello progresivamente el engranaje 194 para girar el tornillo de bola 192. De nuevo, la secuencia de fuerzas puede ser definida como una serie de fuerzas separadas y discretas, que son generadas y/o tienen lugar una después de otra más bien que una sola fuerza constante. En la realización ilustrada, por ejemplo, la secuencia de fuerzas aplicadas por los brazos primero y segundo 200 y 202 puede hacer progresivamente que el engranaje 194 gire enganchando un diente 218 después de otro en pasos discretos, por ejemplo, contactar un primer diente 218, empujar hacia delante, pasar a un segundo diente 218, empujar hacia delante, etc. Cuando el tornillo de bola 192 gira, se puede hacer que el pistón 190 traslade un pistón 220 dispuesto dentro de un cilindro 222 de una jeringa 224. Específicamente, el pistón 220 puede incluir una pluralidad de juntas estancas dispuestas alrededor de una cabeza de pistón 228, que está acoplada a un eje de accionamiento 230 que va al pistón 190.

La suite de formación de imágenes 10 ilustrada en la figura 4 puede incluir uno o más sensores de realimentación 232 configurados para supervisar una posición, velocidad, aceleración o su combinación, del pistón 190, como indica la flecha 234. A su vez, el uno o más sensores 232 pueden proporcionar una señal de realimentación 236 a un control 238, que puede proporcionar una señal de control en bucle cerrado 240 a las bombas de fluido 182. De forma similar a las realizaciones descritas anteriormente, el inyector ilustrado 12 puede estar sustancial o totalmente libre de materiales ferrosos, materiales magnéticos, o su combinación. Además, el inyector ilustrado 12 puede estar sustancial o totalmente libre de componentes electrónicos u otros que puedan emitir potencialmente radiación RF, campos magnéticos, u otra interferencia potencial con el sistema MRI. De nuevo, el control 238 ilustrado, las bombas de fluido 182, y cualesquiera materiales ferrosos o magnéticos se pueden disponer en un lado opuesto de la pared 48 con relación al inyector movido por fluido 12.

La figura 5 es un diagrama de una vista parcial del dispositivo de accionamiento de fluido 160 acoplado al conjunto de engranaje y trinquete 162 de la realización de la figura 4. Como se ilustra, los flujos alternativos opuestos 186 y 188 a través de los conductos 176 y 178 a/de las cámaras primera y segunda 170 y 172 hacen que el pistón 164 y el vástago 168 alternen hacia dentro y hacia fuera como indica la flecha 250. En respuesta a este movimiento alternativo 250, el vástago 168 hace que el tercer brazo 204 gire de manera alternativa alrededor del cojinete 210 como ilustra la flecha 216. A su vez, la rotación alternativa 216 del tercer brazo 204 hace que los brazos primero y segundo 200 y 202 alternen hacia delante y hacia atrás con relación al engranaje 194 como indican las flechas 252 y 254. Por ejemplo, cuando el primer brazo 200 se mueve hacia delante hacia el engranaje 194, el segundo brazo 202 se aleja del engranaje 194. Lo inverso también es verdadero. Cuando el segundo brazo 202 se mueve hacia el engranaje 194, el primer brazo 200 se aleja del engranaje 194. Durante estos movimientos alternativos, uno de los brazos primero y segundo 200 y 202 empuja contra uno de los dientes 218 en el engranaje 194, cuando el otro de los brazos se retira y cae a un diente posterior 218 en el engranaje 194. Así, los brazos primero y segundo 200 y 202 alternan entre un movimiento hacia delante empujando contra los dientes 218 para accionar el engranaje 194 y un movimiento inverso de paso a un diente posterior 218, creando por ello una secuencia de fuerzas para girar el engranaje 194 de manera gradual. De nuevo, la secuencia de fuerzas puede ser definida como una serie de fuerzas separadas y discretas, que son generadas y/o se producen una después de otra más bien que una sola fuerza constante. En la presente realización, la secuencia de fuerzas puede hacer progresivamente que el engranaje 194 gire enganchando un diente 218 después de otro en pasos discretos, por ejemplo, contactar un primer diente 218, empujarlo hacia delante, pasar a un segundo diente 218, empujarlo hacia delante, y así sucesivamente. Cada fuerza en la secuencia también puede ser igual o diferente, cada fuerza en la secuencia se puede separar en el tiempo y/o la posición espacial. De nuevo, los componentes del dispositivo de accionamiento de fluido 160 y el conjunto de engranaje y trinquete 162 pueden estar sustancial o totalmente libres de materiales ferrosos, materiales magnéticos, y componentes que puedan emitir o quedar afectados adversamente por la radiación RF, dispositivos magnéticos, etc.

La figura 6 es un diagrama de una realización alternativa de la suite de formación de imágenes 10, donde el inyector 12 incluye un cabezal de potencia de inyector 260 configurado para acoplar con una estación de recarga por acoplamiento 262. El cabezal de potencia 260 ilustrado puede incluir un orificio de recarga neumática 264, un orificio de accionador neumático 266, un suministro neumático 268, un conmutador/válvula neumático 270, un dispositivo de accionamiento de fluido 272, uno o más sensores de realimentación 274, y un dispositivo de administración de fluido médico 276. La estación 262 puede incluir un retractor 278, uno o más controles 280, un suministro neumático 282, un orificio de recarga neumática 284, y un orificio de accionador neumático 286. El inyector 12 puede incluir una fuente neumática externa 288 configurada para suministrar un medio de trabajo neumático al orificio 264, el orificio 284 o su combinación, mediante uno o más conductos extraíbles 290. Así, la fuente 288 puede rellenar los suministros neumáticos 268 y 282 mediante los orificios 264 y 284. Los orificios 284 y 286 pueden estar acoplados al suministro 282 mediante los conductos 292 y 294. Los conductos 292 y 294 pueden incluir una o más válvulas, tales como válvulas de retención 296 y 298, para controlar el flujo neumático. El suministro neumático 282 puede incluir una o más válvulas para controlar el flujo neumático a y de los orificios 284 y 286. Por ejemplo, el suministro 282 ilustrado puede incluir una válvula 300 configurada para abrir y cerrar el flujo neumático a través del conducto 294 y el orificio 286. Por ejemplo, la válvula 300 puede ser controlada por el uno o más controles 280. Los controles 280 pueden incluir un accionador de válvula, un flujómetro o su combinación.

El cabezal de potencia 260 puede estar configurado para operar separado o conectado con la estación 262. Por ejemplo, el orificio 286 puede acoplar extraíblemente con el orificio 266 mediante un conducto neumático 302. El conducto 302 puede suministrar el medio de trabajo neumático desde el suministro 282 al dispositivo de accionamiento de fluido 272 mediante la válvula 270. Sin embargo, en la realización ilustrada, el dispositivo de accionamiento de fluido 272 recibe el medio de trabajo neumático del suministro neumático local 268, mientras que la válvula 270 se abre y cierra en respuesta a la presión neumática suministrada a través del orificio 266. En otros términos, la válvula 270 es accionada por una presión neumática proporcionada por la estación 262, mientras que el medio de trabajo neumático real está almacenado localmente dentro del suministro 268. Así, el orificio 266 proporciona una presión de control neumático a la válvula 270 mediante un conducto 304. Al abrirse la válvula 270 en respuesta a la presión de control neumático, el medio de trabajo neumático en el suministro 268 fluye a través de conductos 306 y 308 al dispositivo de accionamiento de fluido 272 a su vez, el dispositivo de accionamiento de fluido 272 responde a la presión neumática del suministro 268 para impartir una fuerza de accionamiento 310 en el dispositivo de administración 276. Durante la operación del cabezal de potencia 260, uno o más sensores de realimentación 274 pueden supervisar las condiciones 312 y 314 del dispositivo de accionamiento de fluido 272 y el dispositivo de administración 276, y proporcionar señales de realimentación 316 al (a los) control(es) 280 en la estación 262.

Después de que el cabezal de potencia 260 complete una inyección de fluido médico, el suministro neumático 268 puede ser recargado por la fuente 288. El medio neumático puede pasar a través del orificio 264, a través de un conducto 318, y al suministro 268. Además, el retractor 278 dispuesto en la estación 262 puede ser usado para retirar la posición del dispositivo de accionamiento de fluido 272 para una inyección posterior. Por ejemplo, el retractor 278 puede incluir un retractor manual o accionado, que puede retirar un pistón a una posición de preinyección. La suite de formación de imágenes 10 ilustrada de la figura 6 puede incluir un control 320 dispuesto en un lado opuesto de la pared 48 con relación al inyector 12. De nuevo, el cabezal de potencia 260 y la estación 262 pueden estar sustancial o totalmente libres de materiales ferrosos, materiales magnéticos y electrónica que potencialmente generan o quedan afectados adversamente por la radiación RF, magnética, etc. Sin embargo, en algunas realizaciones, el (los) control(es) 280 y/o la válvula 300 pueden incluir electrónica que generalmente no opera durante un procedimiento de formación de imágenes del sistema MRI.

La figura 7 es un diagrama de una realización del cabezal de potencia 260 y la estación 262 de la figura 6, que ilustra otras características estructurales de estos componentes 260 y 262. En la realización ilustrada, el cabezal de potencia 260 puede incluir una pluralidad de soportes del cuerpo del paciente, tal como correas de brazos/piernas 330. Estas correas 330 se pueden acoplar conjuntamente mediante botones, clips, material de gancho y bucle, hebillas, y/u otras formas de acoplamiento apropiadas. El cabezal de potencia 260 se puede describir como un inyector montable en paciente (por ejemplo, montado extraíblemente), que es especialmente adecuado para la colocación con el paciente dentro del túnel de formación de imágenes 14 como se ha explicado anteriormente con referencia a la figura 1. Uno de los beneficios de un inyector montable en paciente es que se pueden precisar menos tubos para una inyección que con un inyector convencional que esté montado en un soporte, pared o techo. El cabezal de potencia 260 ilustrado incluye un regulador de flujo 332 y un regulador de jeringa 334. Además, el cabezal de potencia 260 incluye un receptáculo de jeringa 336 configurado para contener una jeringa 338. Como se ha explicado anteriormente con referencia a la figura 6, el dispositivo de accionamiento de fluido 272 dispuesto dentro del cabezal de potencia 260 es sensible a una presión neumática para accionar un pistón 340 de la jeringa 338. El dispositivo de accionamiento de fluido 272 puede ser disparado por un suministro de pulsos o presión neumáticos desde la estación 262 a través de un conducto 302 al cabezal de potencia 260. Además, el control 280 dispuesto en la estación 262 puede ser usado para controlar varios aspectos del cabezal de potencia 260. La estación 262 puede incluir reguladores de válvula de flujo o conexiones de ajuste 342 y 344. Finalmente, el retractor 278 ilustrado puede ser un mecanismo retractor manual, que se puede introducir en el receptáculo de jeringa 336 para hacer que un pistón del dispositivo de accionamiento de fluido 272 vuelva a una posición de preinyección. Alternativamente, el retractor 278 puede tener un mecanismo asistido por presión o motor para hacer que el pistón

del cabezal de potencia 260 vuelva a una posición de preinyección. La estación 262 ilustrada puede estar acoplada a un control principal 346 y la interfaz de usuario 348 del control 320 mediante cables eléctricos 350 y 352. Sin embargo, el control principal 346 y la interfaz de usuario 348 pueden estar configurados para no operar durante un procedimiento de inyección con el cabezal de potencia 260. Por lo tanto, el cabezal de potencia 260 y la estación 262 no interferirán con la operación del sistema MRI.

La figura 8 es un diagrama de una realización ejemplar del cabezal de potencia 260 de las figuras 6 y 7, además de ilustrar una configuración multifluido del dispositivo de accionamiento de fluido 272 similar a la realización descrita anteriormente con referencia a la figura 2. En la realización ilustrada, el dispositivo de accionamiento de fluido 272 incluye una sección de accionamiento neumático 360 acoplada a una sección de accionamiento líquido 362. Específicamente, las secciones 360 y 362 pueden estar divididas por un pistón 364 dispuesto de forma móvil (por ejemplo, capaz de deslizar hacia delante y hacia atrás, o de forma alternativa) dentro de un cilindro 366. La sección de accionamiento líquido 362 puede incluir un conducto 368 que conduce a un depósito 370, donde una pluralidad de válvulas 372 y 374 están dispuestas entre el depósito 370 y el pistón 364 para controlar el flujo de un líquido 376 hacia el depósito 370 durante el movimiento del pistón 364. El conducto 368 también puede incluir una bomba 378 configurada para hacer que el fluido fluya entre la sección de accionamiento líquido 362 y el depósito 370, como se explica mejor más adelante. El pistón 364 puede estar acoplado a un pistón 380, que está configurado para accionar el pistón 340 a la jeringa 338.

En la realización de la figura 8, el medio de trabajo neumático dispuesto dentro del suministro 268 puede proporcionar presión para mover el pistón 364 al abrirse la válvula 270 en respuesta a la presión de control neumático proporcionada a través del orificio 266. Así, el medio de trabajo neumático hace que el pistón 364 mueva el pistón 380 contra el pistón 340, mientras que el líquido 376 dentro de la sección de accionamiento líquido 362 proporciona un control exacto del movimiento del pistón 364 mediante las válvulas 372 y 374. Por ejemplo, las válvulas 372 y 374 pueden ser reguladas o puestas por la estación 262, controlando por ello la tasa de flujo del líquido 376 al depósito 370. De esta manera, la presión de líquido dentro de la sección 362 se opone al menos parcialmente a la presión neumática en la sección de accionamiento neumático 360, ralentizando por ello el movimiento del pistón 364 para proporcionar una inyección controlada con la jeringa 338. Al completar una inyección, la bomba 378 puede ser enganchada por la estación 262, de tal manera que la presión de líquido supere la presión de aire para hacer volver el pistón 364 a un estado de preinyección. En la realización ilustrada de la figura 8, el dispositivo de accionamiento de fluido 272 es sustancial o totalmente no ferroso, no magnético y carece de electrónica.

La figura 9 es un diagrama de una realización alternativa del dispositivo de accionamiento de fluido 272 de las figuras 6-8, que ilustra una configuración de jeringa doble movida por un conjunto de dispositivos de accionamiento de fluidos múltiples. Específicamente, el dispositivo de accionamiento de fluido 272 de la figura 9 puede incluir un primer pistón 390 dispuesto de forma móvil a lo largo de un primer cilindro 392, de tal manera que un primer pistón 394 pueda mover un primer émbolo 396 en una primera jeringa 398. El dispositivo de accionamiento de fluido 272 incluye un segundo pistón 400 dispuesto de forma móvil dentro de un segundo cilindro 402, de tal manera que un segundo pistón 404 pueda mover un segundo émbolo 406 en una segunda jeringa 408. El primer pistón 390 divide el primer cilindro 392 en una primera cámara neumática 410 y una primera cámara de líquido 412. Igualmente, el segundo pistón 400 divide el segundo cilindro 402 en una segunda cámara neumática 414 y una segunda cámara de líquido 416. Las cámaras neumáticas primera y segunda 410 y 414 pueden estar separadas una de otra o en comunicación de fluido una con otra. Por ejemplo, en la realización ilustrada, las cámaras 410 y 414 son parte de una cámara neumática común 418. En algunas realizaciones, la cámara 418 está abierta a la atmósfera, mientras que otras realizaciones de la cámara 418 están a una presión adecuada para proporcionar una fuerza de accionamiento contra los pistones primero y segundo 390 y 400.

El dispositivo de accionamiento de fluido 272 incluye un depósito de líquido 420 en comunicación de fluido con las cámaras de líquido primera y segunda 412 y 416. El depósito 420 ilustrado puede estar acoplado a las cámaras primera y segunda 412 y 416 mediante uno o más conductos de líquido 422, 424, 426, 428 y 430, que pueden incluir varias válvulas, bombas o su combinación. Por ejemplo, los conductos 422 y 424 ilustrados pueden incluir una válvula selectora piezoeléctrica 432 para controlar el flujo de líquido desde la cámara 412, o la cámara 416, o ambas, al depósito de líquido 420 mediante conductos posteriores. El conducto 426 puede incluir una servoválvula piezoeléctrica 434 configurada para controlar la velocidad del flujo de líquido entre las cámaras 412 y 416 y el depósito 420. El conducto 428 puede incluir una válvula de retención 436 y una bomba de engranaje 438 para proporcionar líquido desde el depósito 420 de nuevo a la cámara 412, la cámara 416, o ambas. Así, la válvula de retención 436 puede restringir el flujo de las cámaras 412 y 416 hacia el depósito 420, permitiendo al mismo tiempo el flujo inverso del depósito 420 a las cámaras 412 y 416.

El dispositivo de accionamiento de fluido 272 puede incluir sensores de posición primero y segundo 440 y 442 configurados para detectar la posición de los pistones primero y segundo 390 y 400, respectivamente. Así, la posición detectada por los sensores 440 y 442 puede ser usada para controlar el movimiento de los pistones primero y segundo 390 y 400 mediante la servoválvula piezoeléctrica 434. En otras realizaciones, las válvulas 432 y 434 pueden ser sustituidas por otros conjuntos de válvula adecuados, tales como válvulas controladas neumáticamente, válvulas controladas ópticamente, etc.

- De nuevo, la presión neumática dentro de la cámara 418 mueve generalmente los pistones 390 y 400. La presión de líquido dentro de las cámaras 412 y 416 regula generalmente el movimiento de los pistones 390 y 400, proporcionando por ello un control exacto del movimiento de los émbolos 396 y 406 a las respectivas jeringas 398 y 408. Además, el dispositivo de accionamiento de fluido 272 ilustrado puede estar sustancial o totalmente libre de materiales ferrosos, materiales magnéticos, o su combinación. Así, el inyector 12 es especialmente adecuado para la operación con el sistema MRI, y es relativamente compacto y montable en paciente para colocación dentro del túnel de formación de imágenes 14 como se ha explicado anteriormente con referencia a la figura 1.
- La figura 10 ilustra una realización de la presente invención. Es un diagrama de una realización alternativa de la suite de formación de imágenes 10 de la figura 6, donde el cabezal de potencia 260 y la estación 262 están configurados con fibra óptica en combinación con controles neumáticos. Específicamente, el cabezal de potencia 260 puede incluir un orificio multimedia 450, una válvula neumática 452, un interruptor óptico/de luz 454, un dispositivo de accionamiento de fluido 456, un dispositivo de administración de fluido médico 458, y uno o más sensores de realimentación 460. La estación 262 puede incluir un retractor 462, uno o más controles 464, un suministro neumático 466, una fuente óptica/de luz 468, un orificio de recarga 470, y un orificio multimedia 472. Además, el inyector 12 incluye un conducto multimedia 474 acoplado extraíblemente a los orificios 450 y 472.
- En la realización ilustrada, el conducto multimedia 474 está configurado para transmitir tanto un medio de trabajo neumático como una señal óptica/luminosa entre los orificios 450 y 472. Específicamente, el orificio 472 puede recibir el medio de trabajo neumático del suministro 466 mediante un conducto 476 y una señal de la fuente 468 mediante un conducto 478. Estas transmisiones pueden ser iniciadas por el (los) control(es) 464 y/o la interacción del usuario con un control 480. Así, el medio de trabajo neumático y la señal óptica/de luz pueden ser transmitidos simultáneamente a través del conducto 474 como indican las flechas 482 y 484. A la recepción en el orificio 450, el medio de trabajo neumático puede ser transmitido a la válvula 452 mediante un conducto 486, mientras que la señal óptica/luminosa puede ser transmitida al interruptor 454 mediante un conducto 488.
- A su vez, el interruptor 454 controla generalmente la operación de la válvula 452. Por ejemplo, la señal 484 puede disparar el interruptor 454 para abrir o cerrar la válvula 452, controlando por ello el flujo del medio de trabajo neumático 482 hacia el dispositivo de accionamiento de fluido 456 mediante el conducto 490. La presión neumática suministrada al dispositivo de accionamiento de fluido 456 crea entonces una fuerza de accionamiento o presión 492, que mueve un fluido médico desde el dispositivo de administración de fluido médico 458 y al paciente. Durante la operación, el (los) sensor(es) 460 puede(n) supervisar las condiciones 494 y 496 del dispositivo de accionamiento de fluido 456 y el dispositivo de administración 458, y proporcionar señal(es) de realimentación 498 al (a los) control(es) 464. De forma similar a la realización de la figura 6, el orificio de recarga 470 puede recibir un suministro adicional del medio de trabajo neumático de una fuente neumática externa 500 a través de un conducto 502. Ventajosamente, el conducto multimedia 474 permite la transmisión de diferentes tipos de medios para realizar las funciones tanto de potencia como de control simultáneamente entre la estación 262 y el cabezal de potencia 260.
- Aunque la invención puede ser susceptible de varias modificaciones y formas alternativas, se han mostrado realizaciones específicas a modo de ejemplo en los dibujos y se han descrito aquí en detalle. Sin embargo, se deberá entender que no se ha previsto limitar la invención a las formas concretas descritas. Más bien, la invención es capaz de todas las modificaciones, equivalentes, y alternativas que caigan dentro del alcance de la invención definido por las reivindicaciones anexas siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Un inyector de fluido médico (260), incluyendo:

5 un conducto (474) configurado para pasar un fluido operativo,

un dispositivo de accionamiento de fluido (456) acoplado al conducto (474), estando configurado el dispositivo de accionamiento de fluido para impartir una fuerza de accionamiento en respuesta a la presión de dicho fluido operativo, un dispositivo de administración (458) acoplado al dispositivo de accionamiento de fluido (456), donde el
10 dispositivo de administración está configurado para distribuir un fluido médico en respuesta a la fuerza de accionamiento,

caracterizado porque;

15 el conducto (474) es un conducto multimedia configurado para pasar el fluido operativo y una señal de luz,

y porque el inyector incluye además un interruptor de luz (454) acoplado a una válvula (452), donde el interruptor de luz es sensible a dicha señal de luz para controlar dicha válvula, y la válvula está configurada para controlar el flujo
20 del fluido operativo.

2. El inyector de la reivindicación 1, donde el dispositivo de accionamiento de fluido (456) incluye un dispositivo de accionamiento peristáltico sensible a la presión del fluido operativo.

3. El inyector de la reivindicación 1, donde el dispositivo de accionamiento de fluido (456) incluye un cilindro (172)
25 que tiene un pistón (164) acoplado a un conjunto de trinquete y engranaje (162), y donde el pistón está configurado para oscilar en respuesta a la presión del fluido operativo para girar el conjunto de trinquete y engranaje.

4. El inyector de la reivindicación 1, donde el dispositivo de accionamiento de fluido incluye una sección de accionamiento neumático (360) acoplada a una sección de control de líquido (362).
30

5. El inyector de cualquier reivindicación precedente, donde el dispositivo de administración incluye una jeringa (458).
35

6. El inyector de cualquier reivindicación precedente, donde dicho conducto (474) tiene en un extremo un orificio multimedia (472, 450) por el que dicho fluido operativo y señal de luz entren y salen.

7. El inyector de cualquier reivindicación precedente, donde dicho fluido operativo es neumático, y dicho inyector incluye además un suministro neumático (466) conectado mediante un orificio de recarga (470) desde una fuente neumática externa (500).
40

8. El inyector de cualquier reivindicación precedente, donde el dispositivo de accionamiento de fluido es sustancialmente no magnético.

9. El inyector de cualquier reivindicación precedente, donde el dispositivo de accionamiento de fluido es sustancialmente no ferroso.
45

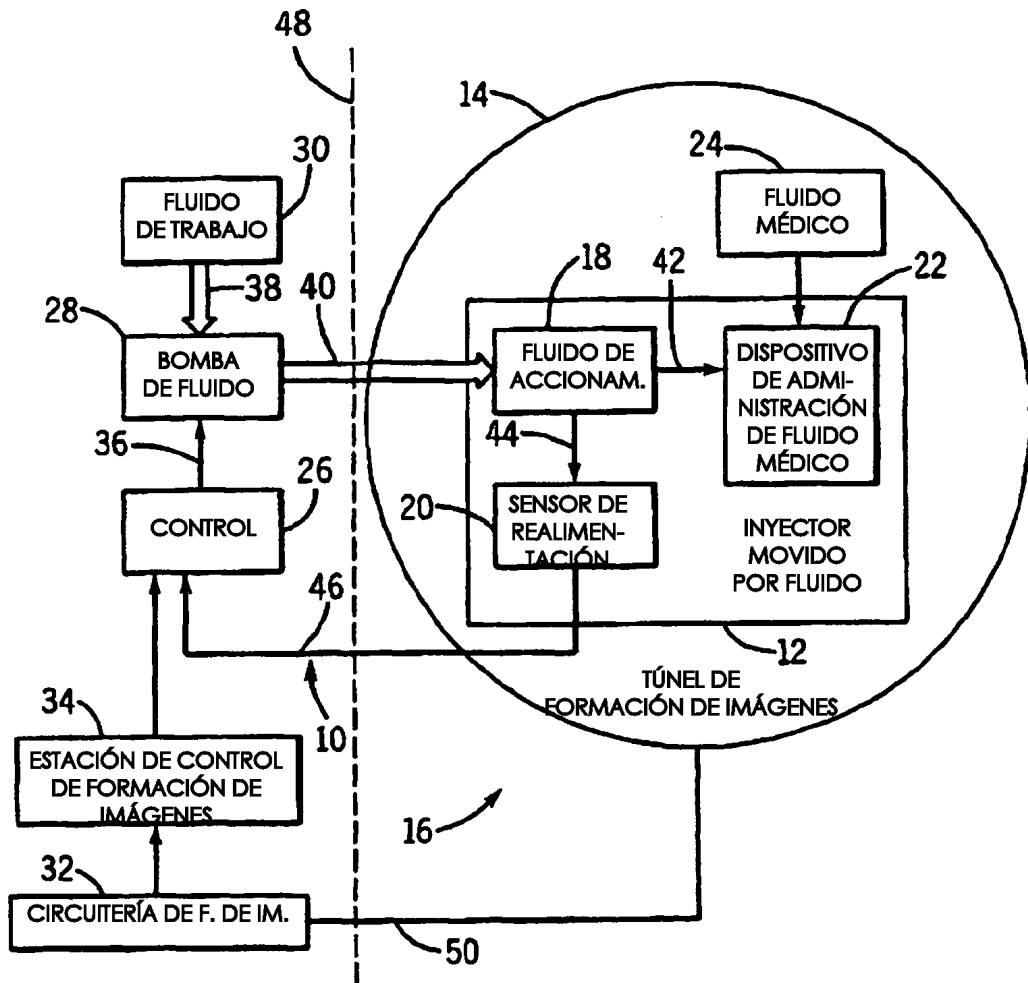


FIG. 1

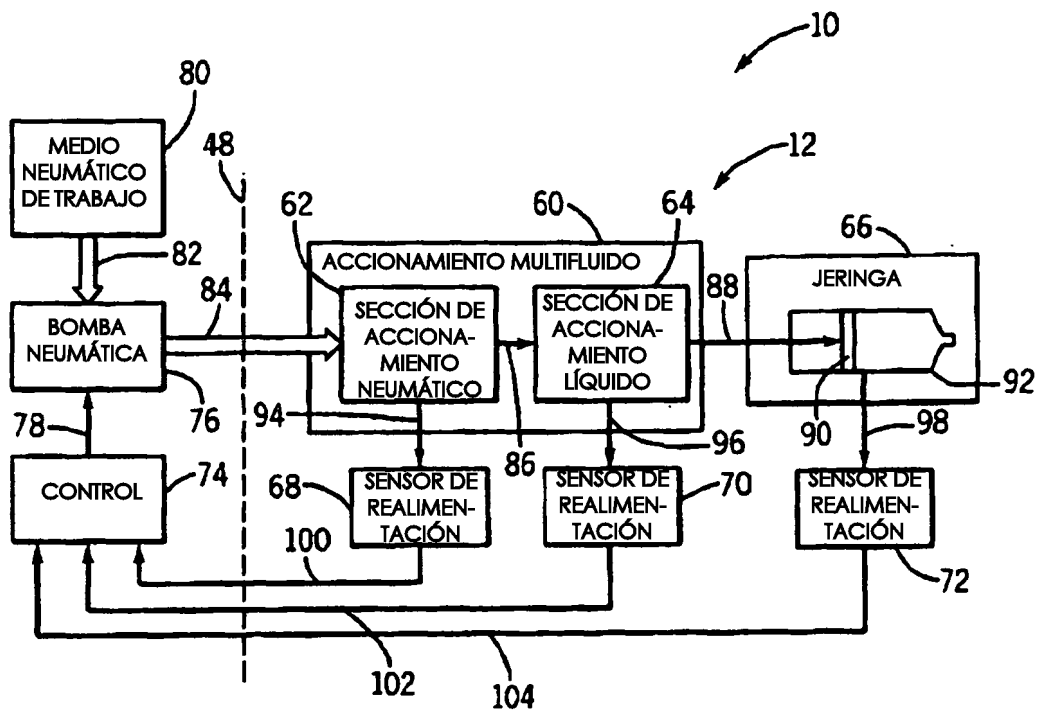
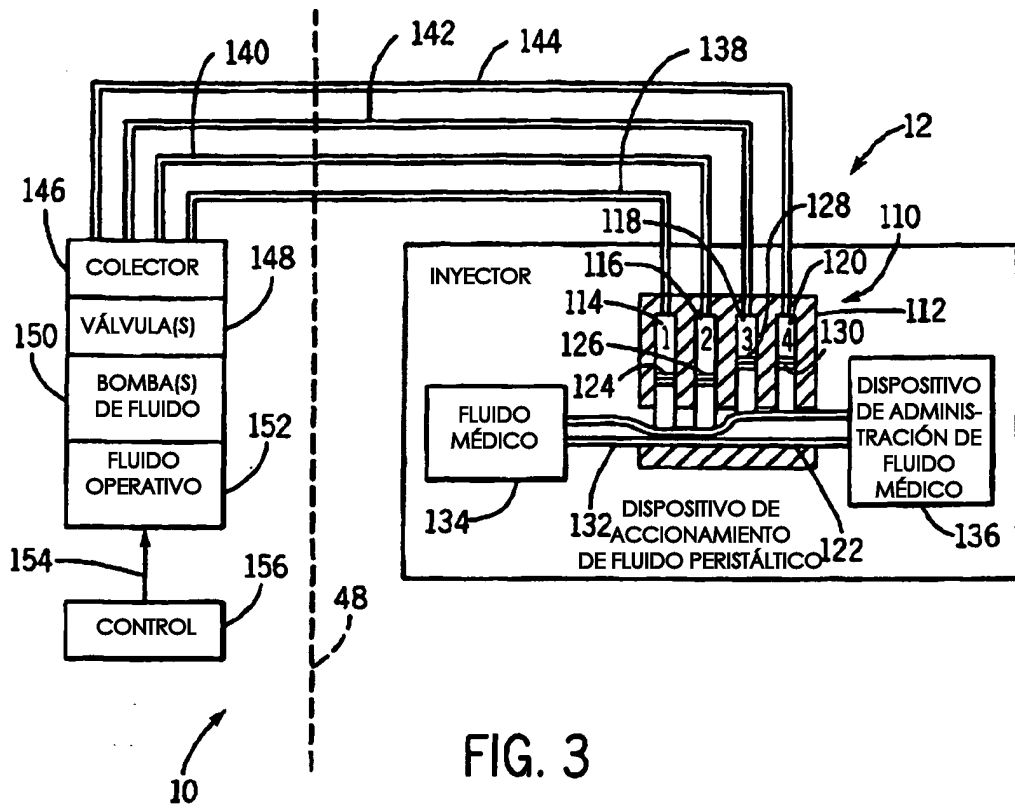


FIG. 2



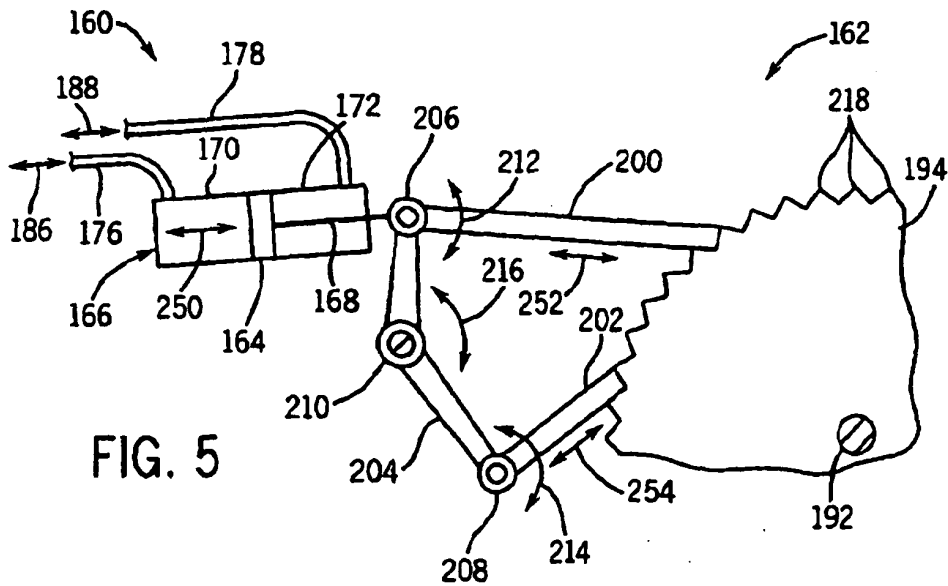
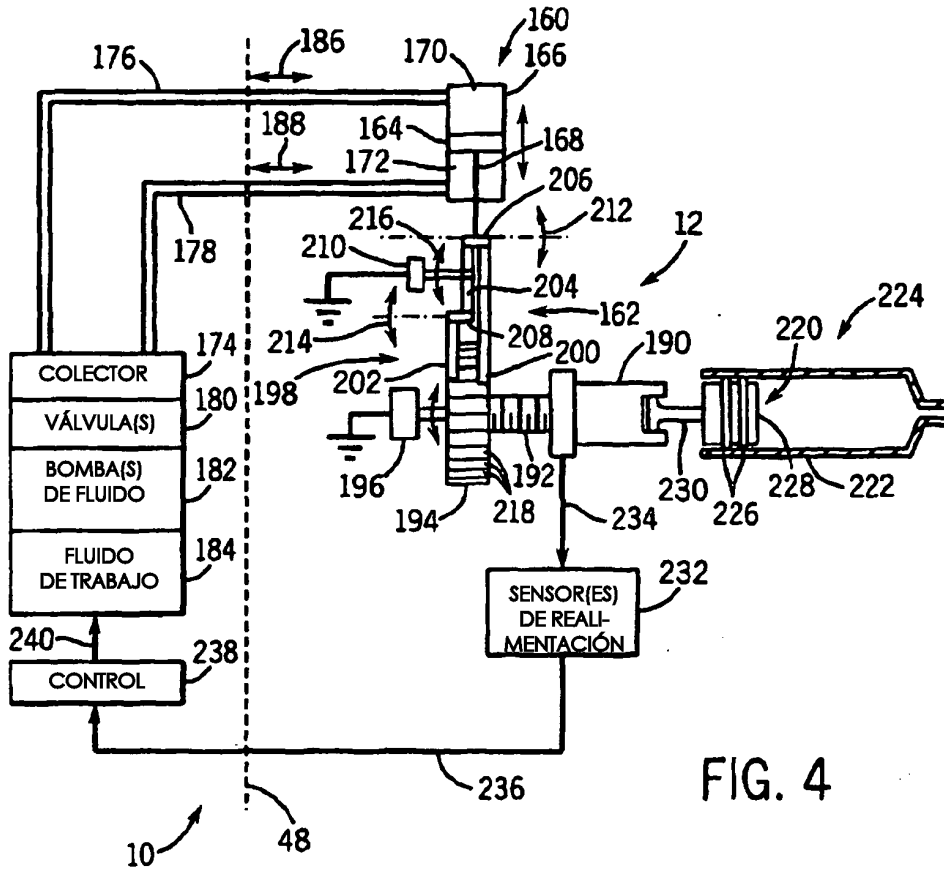
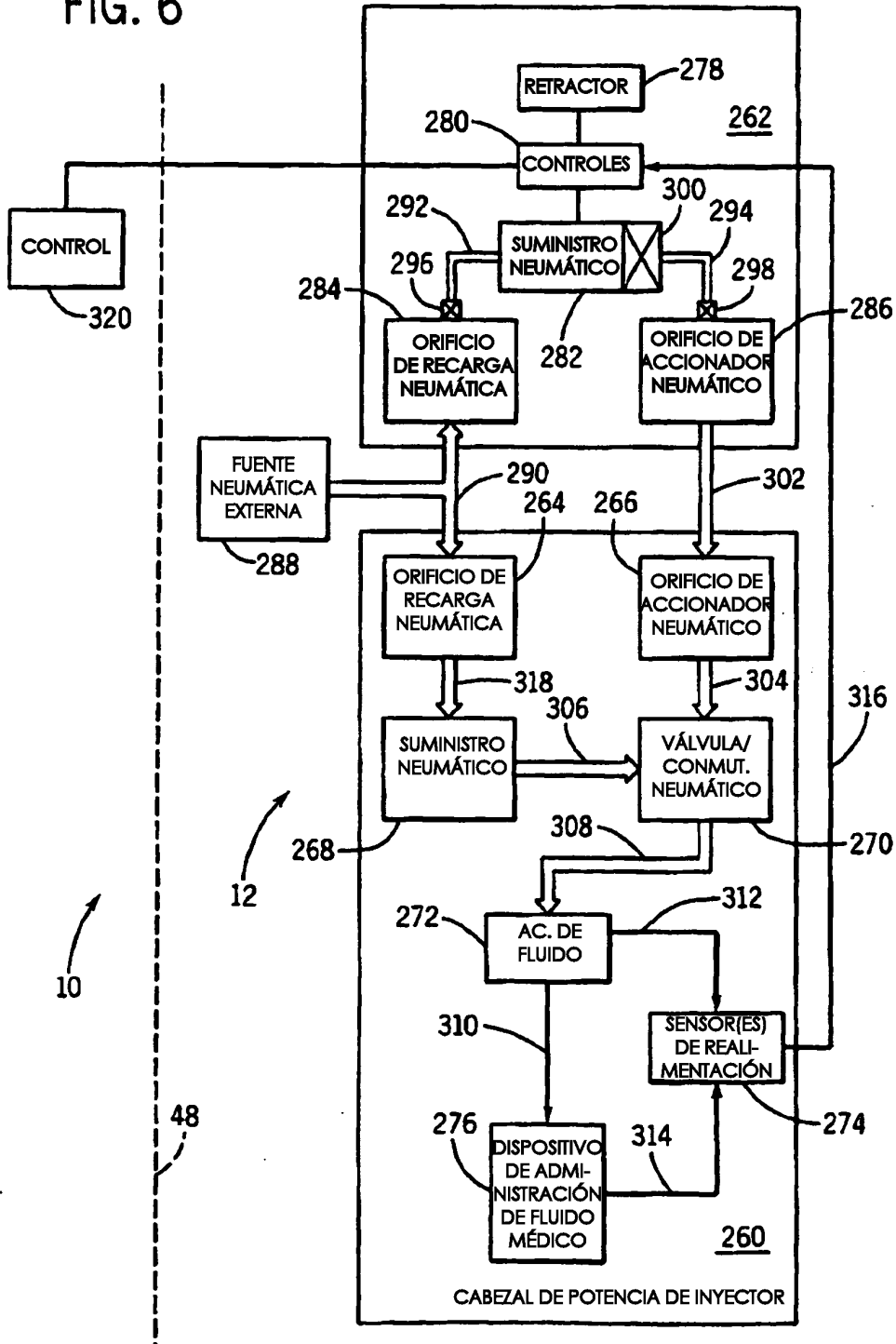


FIG. 6



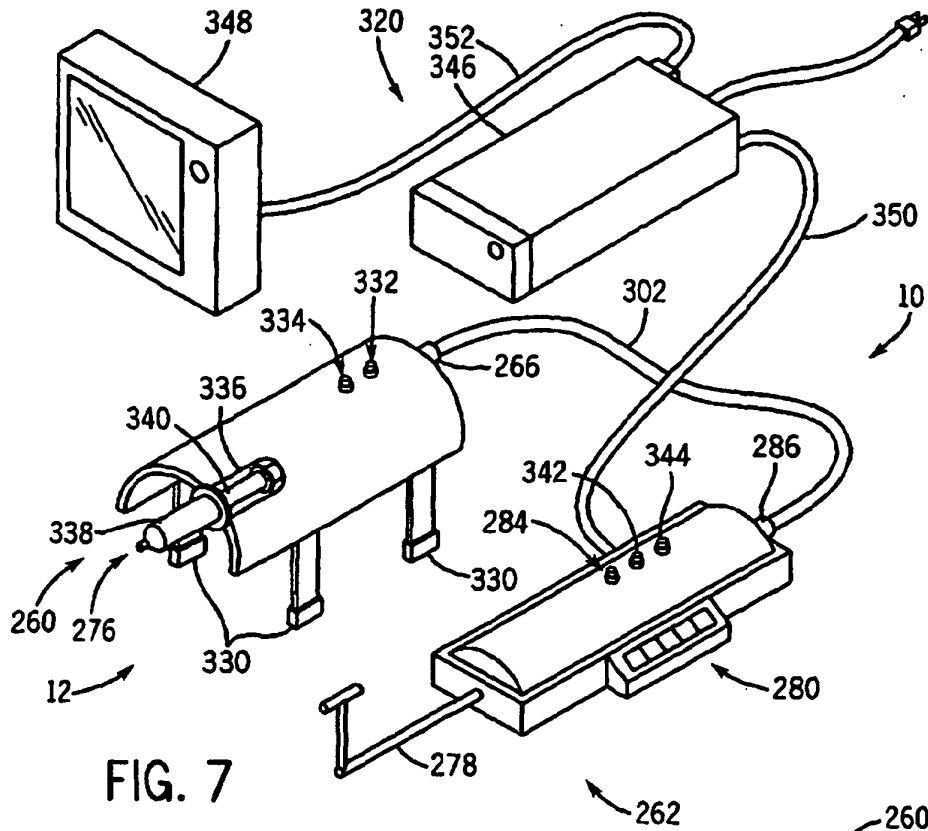


FIG. 7

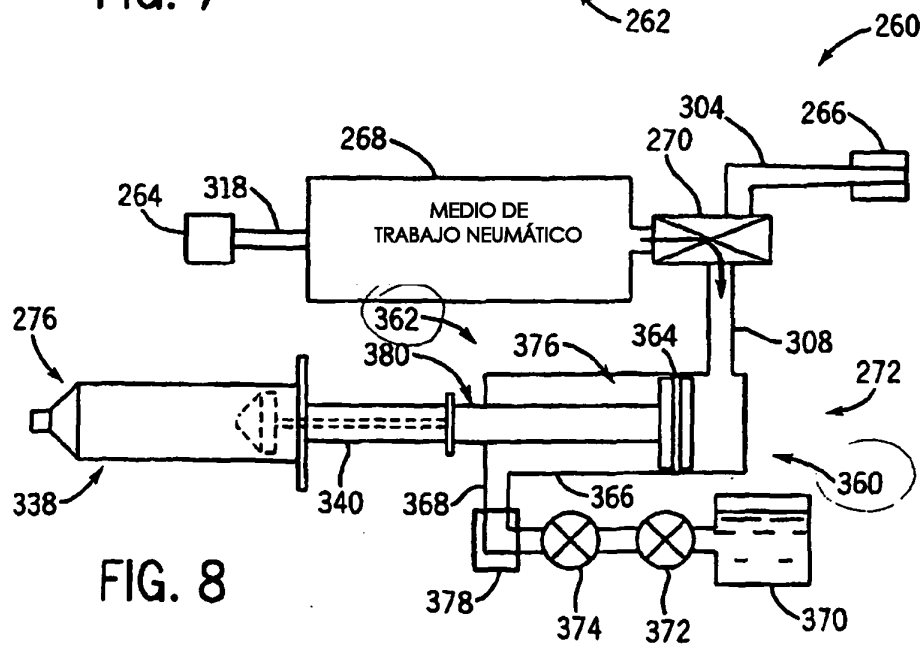


FIG. 8

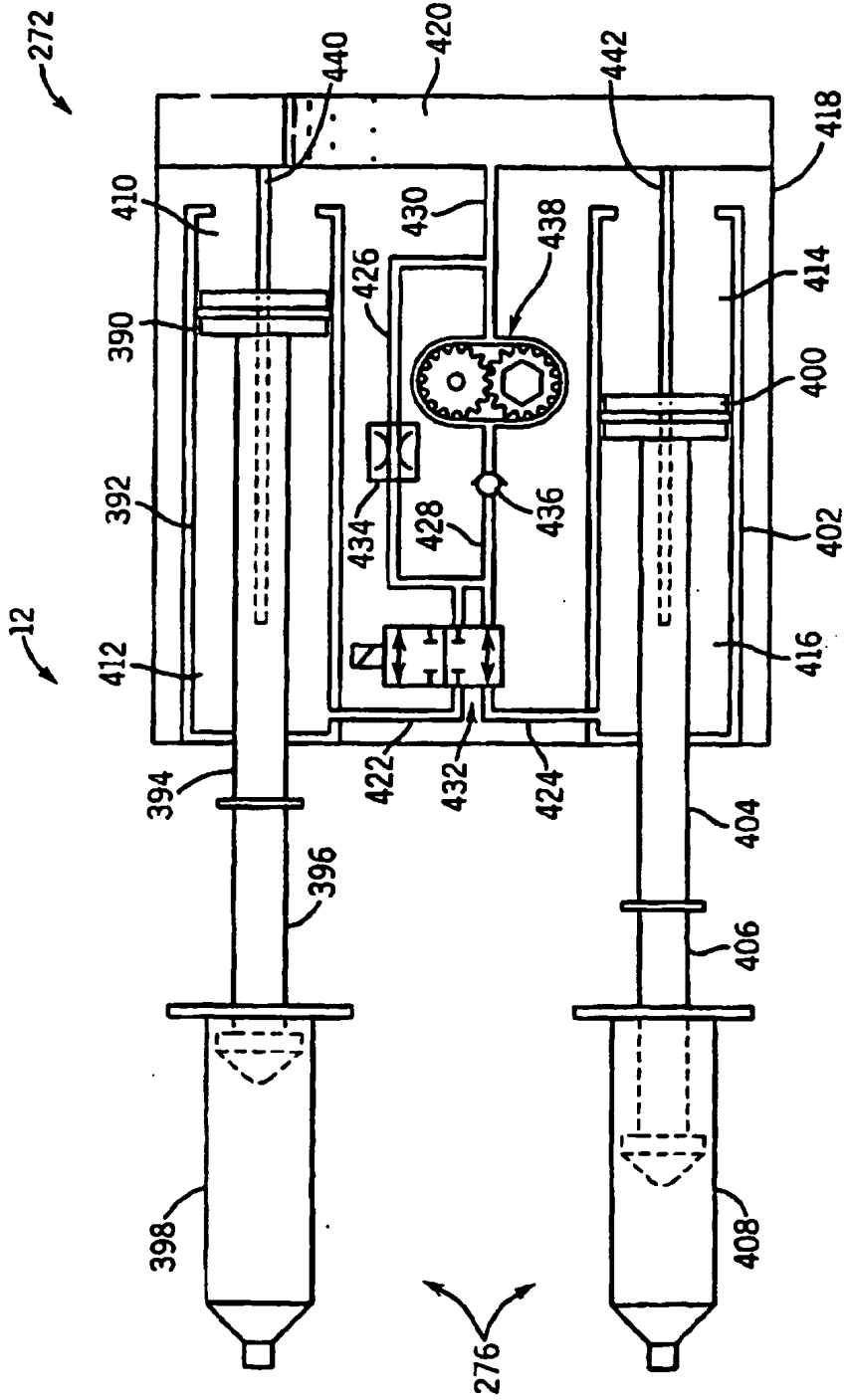


FIG. 9

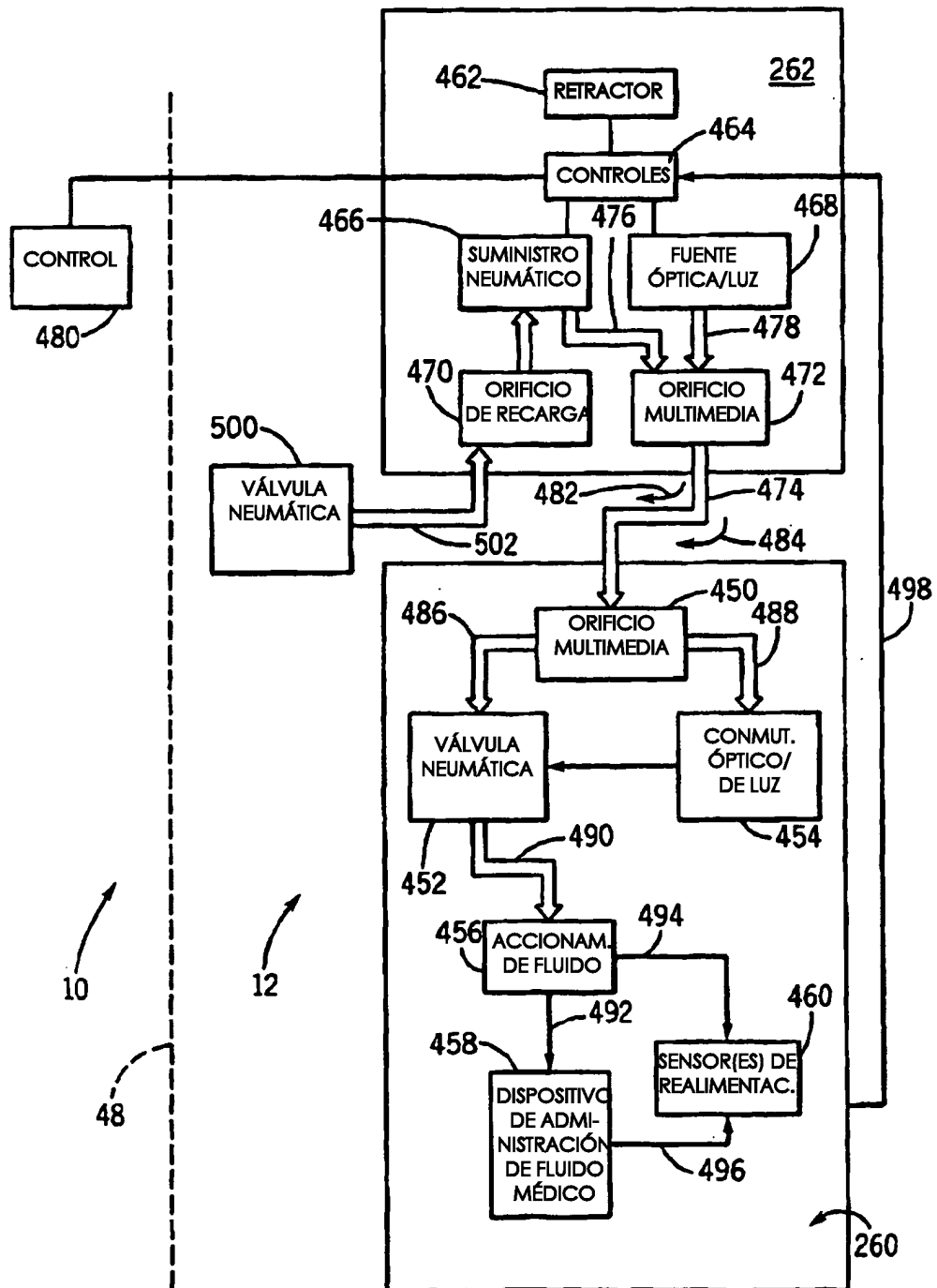


FIG. 10