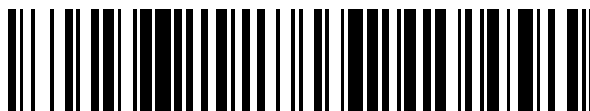


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 441 373**

51 Int. Cl.:

A61M 5/168 (2006.01)

A61M 5/145 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.09.2007** **E 10015318 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.11.2013** **EP 2289581**

54 Título: **inyector de baja potencia de entrada**

30 Prioridad:

11.10.2006 US 850892 P

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

04.02.2014

73 Titular/es:

**MALLINCKRODT LLC (100.0%)
675 McDonnell Boulevard
Hazelwood, MO 63042, US**

72 Inventor/es:

NEER, CHARLES S.

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 441 373 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

Inyector de baja potencia de entrada

5 Campo de la invención

La invención se refiere en general a inyectores accionados para inyectar fluido médico y, más específicamente, a inyectores accionados que tienen un nivel bajo de potencia de entrada con relación a su nivel de potencia de salida.

10 Antecedentes

Se ha previsto que esta sección introduzca al lector en varios aspectos de la técnica que pueden estar relacionados con varios aspectos de la presente invención, que se describen y reivindican a continuación. Se considera que esta explicación es útil porque proporciona al lector información acerca de la técnica anterior al objeto de facilitar una mejor comprensión de los varios aspectos de la presente invención.

Por lo general, se usa un inyector accionado para inyectar fluido médico, tal como un producto farmacéutico o un agente de contraste, a un paciente. Se suele utilizar un motor situado en el inyector accionado para mover un émbolo de una jeringa hacia delante para inyectar fluido médico. Por lo general, una fuente de alimentación suministra energía al motor. Frecuentemente, la fuente de alimentación está alejada del inyector accionado para reducir la probabilidad de que emisiones electromagnéticas procedentes de la fuente de alimentación interfieran con otro equipo médico, tal como equipo médico de formación de imágenes.

Por desgracia, suministrar potencia al motor a menudo presenta retos de diseño a los fabricantes de inyectores accionados. El motor a menudo consume energía a alta tasa mientras mueve el émbolo de la jeringa. Los cables entre la fuente de alimentación y el motor se utilizan de ordinario para llevar grandes corrientes y/o voltajes para suministrar potencia suficiente al motor. Los cables que tienen suficiente capacidad para suministrar esta potencia a menudo son caros. Este gasto puede ser atribuido al grosor de los hilos y/o el alto costo de los materiales utilizados para construir tales cables. Por ejemplo, los cables adecuados para altos voltajes a menudo incluyen un aislamiento caro. Además, dado que la fuente de alimentación a menudo está alejada del inyector accionado, los cables que conectan los dos son a menudo muy largos. Así, los cables para suministrar alta potencia al inyector accionado pueden añadir un costo significativo al diseño.

GB-A-2423199 describe un dispositivo eléctrico portátil que tiene una batería interna para cargar un condensador, de modo que la menor densidad de potencia de la batería pueda ser usada para proporcionar un pulso periódico de potencia pico de alrededor de 5W. También se describe la carga rápida del condensador por un dispositivo externo adicional.

40 Resumen

A continuación se exponen algunos aspectos ejemplares de la invención. Se deberá entender que estos aspectos se presentan simplemente para proporcionar al lector un breve resumen de algunas formas que la invención podría tomar dentro del alcance de las reivindicaciones acompañantes.

La presente invención se refiere en general a un inyector accionado que almacena gradualmente energía a una tasa baja (por ejemplo, a baja potencia) cuando no se usa y luego suministra rápidamente energía a una tasa alta (por ejemplo, a alta potencia) durante la operación (por ejemplo, durante un procedimiento de inyección). La energía se almacena en un dispositivo de almacenamiento de energía altamente sensible, a saber un supercondensador, para rápido suministro de potencia al motor. En algunas realizaciones, los cables que conectan el inyector accionado a una fuente de alimentación pueden ser pequeños y baratos (con relación a las interconexiones por cable convencionales entre inyectores y fuentes de alimentación) porque las cargas de corriente y voltaje impuestas a los cables son bajas (de nuevo, con relación a las interconexiones por cable convencionales entre los inyectores y las fuentes de alimentación).

En una realización, la invención se refiere a un inyector accionado que incluye un dispositivo de almacenamiento de energía incluyendo una pluralidad de supercondensadores que tienen una entrada de potencia y una salida de potencia, un motor acoplado a la salida de potencia del dispositivo de almacenamiento de energía, y un émbolo que está acoplado al motor y que tiene una interfaz de émbolo de jeringa. La capacidad de transporte de corriente de la salida de potencia del dispositivo de almacenamiento de energía es más grande (y en algunos casos, sustancialmente más grande) que la capacidad de transporte de corriente de la entrada de potencia del dispositivo de almacenamiento de energía.

En otra realización, la invención se refiere a un inyector eléctrico para uso con una jeringa que contiene fluido médico (por ejemplo, medios de contraste, producto radiofarmacéutico, salina, etc). Este inyector incluye una pluralidad de supercondensadores acoplados uno a otro en serie, un motor acoplado en paralelo a la pluralidad de supercondensadores, y una interfaz de jeringa acoplada al motor.

En otra realización, la invención se refiere a un método de operación para un inyector de fluido medicinal. En este método, la potencia de entrada es recibida por el inyector de una fuente de alimentación a un vataje de entrada. La potencia de entrada es almacenada en un supercondensador por el inyector. Posteriormente, sale potencia de descarga del inyector a un vataje de salida que es al menos el doble del vataje de entrada.

Hay varios refinamientos de las características antes indicadas en relación a los varios aspectos ejemplares de la presente invención. También se puede incorporar otras características en estos varios aspectos. Estos refinamientos y características adicionales pueden existir individualmente o en cualquier combinación. Por ejemplo, varias características explicadas más adelante en relación a una o varias realizaciones ilustradas se pueden incorporar a cualquiera de los aspectos antes descritos de la presente invención solas o en cualquier combinación. De nuevo, el breve resumen presentado anteriormente solamente tiene la finalidad de familiarizar al lector con ciertos aspectos y contextos de la presente invención sin limitación a la materia reivindicada.

Breve descripción de las figuras

Estas y otras 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, donde:

La figura 1 es un diagrama de un sistema de inyección ejemplar.

La figura 2 es un diagrama de un inyector accionado en el sistema de inyección de la figura 1.

La figura 3 es una vista en alzado del inyector accionado de la figura 1.

La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra un proceso de inyección ejemplar.

La figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra otro proceso de inyección ejemplar.

La figura 6 es una vista en sección transversal de un inyector accionado ejemplar.

La figura 7 es una vista en sección transversal de un inyector de jeringa doble ejemplar.

Y la figura 8 es una vista en sección transversal de un motor y émbolo ejemplares para un inyector accionado.

Descripción detallada de realizaciones específicas

A continuación se describirán una o más realizaciones específicas de la presente invención. En un esfuerzo por ofrecer una descripción concisa de estas realizaciones, no todas las características de una implementación real pueden 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 aplicación con el fin de lograr los objetivos específicos de los desarrolladores, tal como la adaptación a limitaciones relacionadas con el sistema y con el negocio, que pueden variar de una implementación a otra. Además, se deberá apreciar que dicho esfuerzo de desarrollo podría ser complejo y lento, pero, no obstante, sería una tarea rutinaria de diseño, fabricación y manufactura para los expertos que conozcan esta descripción.

Al presentar elementos de varias realizaciones de la presente invención, los artículos “un”, “uno/a”, “el/la/los/las”, y “dicho” pretenden significar que hay uno o más elementos. Los términos “comprendiendo”, “incluyendo” y “teniendo” pretenden ser inclusivos y significar que puede haber elementos adicionales distintos de los elementos enumerados. Además, los términos “arriba”, “abajo”, “encima”, “debajo” y variaciones de estos términos se utilizan por razones de conveniencia, pero no requieren ninguna orientación concreta de los componentes. Además, en el sentido en que se usa aquí, los términos “alta potencia” y “baja potencia” se refieren a niveles de potencia que son altos o bajos uno con relación a otro, más bien que a potencia superior o inferior a un nivel umbral absoluto. El término “acoplado” se refiere a una condición en la que dos o más objetos están en contacto directo o están interconectados (es decir, conectados directa o indirectamente). La expresión “acoplado por fluido” se refiere a una condición en la que dos o más objetos están acoplados de tal manera que pueda fluir fluido de un objeto a otro.

La figura 1 ilustra un sistema de inyección ejemplar 10 que tiene un inyector accionado 12 acoplado a una fuente de alimentación 14 por un cable de potencia 16. Ventajosamente, algunas realizaciones pueden incluir un cable de potencia 16 de costo relativamente bajo. Como se explica mejor más adelante, el inyector accionado ejemplar 12 de la figura 1 almacena energía suministrada a un nivel de potencia de entrada relativamente bajo, reduciendo por ello potencialmente la potencia pico transportada por el cable de potencia 16. Posteriormente, el inyector accionado 12 usa la energía almacenada a un nivel alto de potencia de salida durante una inyección. Algunas realizaciones pueden incluir cables relativamente pequeños, baratos y/o largos que lleven potencia al inyector accionado. Algunas de estas realizaciones pueden facilitar la colocación a distancia del inyector accionado con relación a una fuente de

potencia. Antes de explicar el inyector accionado 12 en detalle, se explican las características de la fuente de alimentación 14.

5 La fuente de alimentación 14 de la figura 1 incluye un regulador de potencia 18 y un rectificador 20. El regulador de potencia 18 puede incluir o denominarse un limitador de corriente, un transformador, o un controlador de fuente de alimentación, y el rectificador 20 se puede denominar o incluir un convertidor de corriente alterna (CA) a corriente continua (CC). El regulador de potencia 18 puede tener un regulador de potencia CA, tal como un rectificador controlado de silicio y circuitería de control, y/o un regulador de potencia CC, tal como un regulador de conmutación, o un divisor de corriente o voltaje. En algunas realizaciones, el rectificador 20 puede tener un filtro de paso bajo y un
10 rectificador de semionda o un rectificador de onda completa. Además, algunas realizaciones pueden incluir un filtro de paso de banda para reducir la probabilidad de que señales electromagnéticas de frecuencia alta y baja lleguen al inyector accionado 12. La fuente de alimentación 14 puede acoplar con una fuente de potencia, tal como una red de potencia 22.

15 En la realización ilustrada, el inyector accionado 12 incluye circuitería de protección 24, un dispositivo de almacenamiento de energía 26, un controlador 28, un motor 30, un émbolo 32, y una jeringa 34. La circuitería de protección 24 puede incluir dispositivos adaptados para limitar la magnitud de las corrientes que fluyan al dispositivo de almacenamiento de energía 26, tal como un fusible, un disyuntor de circuito, o un divisor de corriente.

20 El dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede incluir o denominarse una fuente de energía local, un almacenamiento de energía local, una fuente de alimentación incorporada, y/o una fuente de potencia integrada. El dispositivo de almacenamiento de energía 26 está configurado para recibir, almacenar y suministrar energía, e incluye un supercondensador (que se puede obtener, por ejemplo, de Maxwell Technologies de San Diego, California). En el sentido en que se usa aquí, el término “supercondensador” se refiere a un condensador que tiene
25 una densidad de energía gravimétrica superior a 0,4 Joules por gramo. En algunas realizaciones, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede incluir un condensador que exhibe una capacitancia mayor o igual a 1 faradio, 10 faradios, 30 faradios, 100 faradios, 200 faradios, 300 faradios, 350 faradios, 500 faradios, 1000 faradios, 1500 faradios, 2000 faradios, o incluso más. Adicionalmente, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede incluir una batería, tal como una batería de plomo-ácido, una batería de iones de litio, una batería de polímero de iones de
30 litio, una batería de iones de níquel, una batería de níquel e hidruro metálico, una batería de níquel cadmio, una batería de cloruro de sodio metálico, o una batería de níquel-zinc.

El controlador 28 incluye circuitería y/o código adaptados para controlar un flujo de energía del dispositivo de almacenamiento de energía 26 al motor 30 del inyector 12. En algunas realizaciones, el controlador 28 puede incluir
35 circuitería lógica, tal como un procesador central, un procesador de señales digitales, un circuito integrado específico de aplicación, un microcontrolador, o análogos. El controlador 28 puede estar equipado con un interruptor capaz de evitar o modular el flujo de corriente procedente del dispositivo de almacenamiento de energía 26 en respuesta a señales procedentes de la circuitería lógica. Por ejemplo, algunas realizaciones pueden incluir un transistor bipolar de puerta integrada (IGBT), un transistor de unión bipolar, un transistor de efecto de campo de metal óxido semiconductor (MOSFET), un relé mecánico, un solenoide, o un relé de estado sólido. El controlador 28 puede
40 incluir o acoplar con una interfaz de usuario a través de la que un usuario puede enviar al controlador 28 una señal para iniciar una inyección. Por ejemplo, la interfaz de usuario puede incluir una interfaz gráfica de usuario.

45 En la realización ilustrada, el motor 30 y el émbolo 32 pueden incluir una variedad de dispositivos para convertir energía eléctrica a una forma deseada de energía mecánica. Por ejemplo, el motor puede incluir varios tipos de motores eléctricos, tal como un motor paso a paso, un motor CC de escobillas, un motor CC sin escobillas, un motor lineal, o un mecanismo de accionamiento piezoeléctrico. El émbolo 32 puede incluir una interfaz de jeringa y una transmisión. La interfaz de jeringa puede incluir o denominarse una interfaz de émbolo, una superficie de empuje, y/o un aplicador de presión. La transmisión puede incluir o denominarse un mecanismo de accionamiento, una caja de
50 engranajes, una transmisión de rotación a movimiento lineal, y/o una interfaz mecánica de motor-jeringa.

La jeringa 34 de la realización ilustrada incluye un émbolo, un cilindro, y fluido médico introducido dentro del cilindro. El fluido médico de la jeringa puede ser cualquier fluido médico apropiado tal como, aunque sin limitación, salina, un agente de contraste, un producto farmacéutico, un producto radiofarmacéutico, o su combinación. En la realización
55 presente, el émbolo está dispuesto dentro del cilindro, y el émbolo y el cilindro alojan conjuntamente el fluido médico. Un lado trasero del émbolo puede incluir una superficie y/o estructura diseñada/configurada para la interfaz con la interfaz de jeringa del émbolo 32.

60 La circuitería de protección 24 se representa colocada eléctricamente (es decir, colocada con referencia a un flujo de electrones) entre el dispositivo de almacenamiento de energía 26 y la fuente de alimentación 14, y el controlador 28 se representa dispuesto eléctricamente entre el dispositivo de almacenamiento de energía 26 y el motor 30. La circuitería de protección 24 puede acoplar en serie con el cable de potencia 16 y el dispositivo de almacenamiento de energía 26. El dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede estar acoplado en serie con el motor 30 mediante el controlador 28. El controlador 28 también puede acoplar con la circuitería de protección 24. El motor 30
65 puede conectar mecánicamente con una transmisión del émbolo 32, y el émbolo 32 puede estar diseñado para estar en interfaz (por ejemplo, acoplar mecánicamente) con el émbolo de la jeringa 34 mediante la interfaz de jeringa.

El inyector accionado 12 de la figura 1 se puede acoplar por fluido a un paciente 36 u otro organismo mediante un conducto y una aguja hipodérmica hueca. En algunas realizaciones, se puede utilizar un dispositivo de formación de imágenes 38 para tomar imágenes del paciente 36 durante y/o después de la inyección de fluido médico al paciente 36. El dispositivo de formación de imágenes 38 se puede denominar o incluir una variedad de sistemas de formación de imágenes tal como un sistema de radiografía de proyección (por ejemplo, un sistema de rayos X), un sistema de fluoroscopia, un sistema de tomografía (por ejemplo, un sistema de tomografía axial computerizada), un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética (MRI), y/o un sistema por ultrasonido.

En algunas realizaciones, el inyector accionado 12, el paciente 36, y el dispositivo de formación de imágenes 38 pueden estar alejados de la fuente de alimentación 14. Por ejemplo, en el sistema de inyección 10 de la figura 1, están en salas separadas, con la fuente de alimentación 14 colocada en una sala de instalaciones 40 y los otros componentes en una sala de formación de imágenes 42. En algunas realizaciones, para extenderse entre dichas salas 40, 42, el cable de potencia 16 puede ser de más de 1 metro, 2 metros, 3 metros, 6 metros, 10 metros, 20 metros, 50 metros, o más de largo. La sala de formación de imágenes 42 puede incluir varias formas de blindaje, tal como blindaje electromagnético, para aislar el dispositivo de formación de imágenes 38 de algunas fuentes de interferencia. En algunas realizaciones, la sala de formación de imágenes 42 puede estar por lo general libre de materiales ferrosos que podrían ser atraídos por imanes y/o producir artefactos de imagen en una máquina de MRI. Ventajosamente, colocando la fuente de alimentación 14 alejada del inyector accionado 12, el sistema de inyección 10 puede tender a reducir la interferencia con el dispositivo de formación de imágenes 38 procedente de la fuente de alimentación 14.

Pasando a la figura 2, el dispositivo ejemplar de almacenamiento de energía 26 se ilustra con más detalle. El dispositivo de almacenamiento de energía 26 ilustrado incluye un banco de supercondensadores 44 acoplados en serie. La presente realización incluye quince supercondensadores 44, pero otras realizaciones pueden incluir cualquier número apropiado y/o deseado de supercondensadores. Por ejemplo, algunas realizaciones incluyen más de un supercondensador, más de dos, más de tres, más de cuatro, más de cinco, más de diez, más de veinte, más de cincuenta, o incluso más de cien supercondensadores. Los supercondensadores conectados en serie 44, cuando están completamente cargados, emiten una corriente de aproximadamente 40 amperios a un voltaje agregado de aproximadamente 38 voltios. En otros términos, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 emite aproximadamente 1500 vatios de potencia. Otras realizaciones del dispositivo de almacenamiento de energía 26 proporcionan una salida de otros vatajes apropiados. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede emitir más de 500 vatios, más de 700 vatios, más de 1000 vatios, más de 1200 vatios, más de 1500 vatios, más de 1700 vatios, más de 2000 vatios, más de 2500 vatios, o incluso más.

Para transportar esta potencia, en algunas realizaciones, una salida de potencia 46 del dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede acoplar con un conductor de alta capacidad de corriente (o voltaje) 48. En algunas realizaciones, el conductor 48 puede ser un hilo de calibre bajo de longitud relativamente corta (por ejemplo, un hilo de calibre 10 a 14 AWG de menos de aproximadamente dos pies de largo). Es decir, el conductor 48 puede tener una porción conductora con una zona en sección transversal mayor o igual a aproximadamente $3,3 \times 10^{-3}$ pulgada cuadrada, mayor o igual a aproximadamente $5,2 \times 10^{-3}$ pulgada cuadrada, mayor o igual a aproximadamente $8,2 \times 10^{-3}$ pulgada cuadrada, o mayor o igual a aproximadamente $1,3 \times 10^{-2}$ pulgada cuadrada.

En contraposición, los hilos que conectan el dispositivo de almacenamiento de energía 26 y el sistema de potencia 14, incluyendo el cable de potencia 16, pueden tener una capacidad de transporte de corriente mucho menor que el conductor 48. Por ejemplo, el cable de potencia 16 puede ser un cable de 25 pines con un conector de pines D-shell e hilos de calibre 22 (hilo que tiene un diámetro de aproximadamente $2,5 \times 10^{-2}$ pulgada). En algunas realizaciones, el cable de potencia 16 puede incluir o constar esencialmente de un hilo o hilos que tienen una porción conductora con una zona en sección transversal menor o igual a aproximadamente $2,6 \times 10^{-3}$ pulgada cuadrada, menor o igual a aproximadamente $1,2 \times 10^{-3}$ pulgada cuadrada, menor o igual a aproximadamente $8,0 \times 10^{-4}$ pulgada cuadrada, menor o igual a aproximadamente $5,0 \times 10^{-4}$ pulgada cuadrada, menor o igual a aproximadamente $2,5 \times 10^{-4}$ pulgada cuadrada, o menor o igual a aproximadamente $1,6 \times 10^{-4}$ pulgada cuadrada. El cable de potencia 16 puede acoplar con una entrada de potencia 50 del dispositivo de almacenamiento de energía 16. En algunas realizaciones, cinco hilos del cable 16 pueden llevar un voltaje de tierra y cinco hilos pueden llevar corriente de un voltaje CC de menos de 42 voltios a través de la entrada de potencia 50. Ventajosamente, el cable de potencia 16 y la electrónica de la fuente de alimentación 14 pueden ser menos caros que los componentes adaptados para suministrar 1500 vatios de potencia por toda la distancia desde la fuente de alimentación 14 al motor 30.

La figura 3 es una vista en alzado del inyector accionado ejemplar 12. Como se ilustra en la figura 3, el inyector accionado 12 incluye un conjunto de soporte 52, un brazo de soporte 54, y un cabezal de potencia 56. El conjunto de soporte 52 ilustrado incluye cuatro conjuntos de ruedas 58, un chasis 60, soportes verticales 62, un manillar 64, y una pantalla 66. Los soportes verticales 62 pueden elevar el manillar 64, la pantalla 66 y el brazo de soporte 54 por encima del chasis 60, y, en algunas realizaciones, pueden tener una porción rebajada a través de la que se dirija el cable de potencia 16. La pantalla 66 puede incluir una pantalla de cristal líquido, una pantalla de tubo de rayos catódicos, una pantalla orgánica de diodos fotoemisores, una pantalla de emisión superficial, u otra pantalla apropiada, y puede estar acoplada al controlador 28.

5 El brazo de soporte 54 del inyector 12 representado en la figura 3 incluye elementos articulados multieje 68, 70. El elemento articulado ilustrado 68 tiene dos grados de libertad con relación al chasis 60 debido a dos ejes de rotación perpendiculares 72, 74. Igualmente, el elemento articulado ejemplar 70 tiene dos grados de libertad con relación al elemento articulado 68 en virtud de dos ejes de rotación perpendiculares 76, 78. El cable de potencia 16 se representa dirigido a lo largo de los elementos articulados 68, 70 al cabezal de potencia 56.

10 El cabezal de potencia 56 de la figura 3 acopla con el elemento articulado 70 mediante una junta que proporciona dos grados de libertad con relación al elemento articulado 70. Como resultado, en la presente realización, el cabezal de potencia 56 puede girar alrededor de ejes 80, 82. En total, el cabezal de potencia 56 ilustrado tiene seis grados de libertad con relación al chasis 60. Otras realizaciones pueden incluir más o menos grados de libertad.

15 El cabezal de potencia 56 incluye una pantalla 84, una barra de control de fluido 86, y un detector de aire 88. La barra de control de fluido 86 facilita la manipulación manual del émbolo en la jeringa 34, y el detector de aire 88 indica al controlador 28 cuándo se detecta que sale aire de la jeringa 34.

20 En la presente realización, el cabezal de potencia 56 aloja la circuitería de protección 24, el dispositivo de almacenamiento de energía 26, el controlador 28, el motor 30, el émbolo 32, y una porción de la jeringa 34. En otras realizaciones, un número de estos componentes o una porción de estos componentes pueden estar distribuidos en otro lugar en el inyector accionado 12 o en otro lugar en el sistema de inyección 10 (figura 1).

25 El inyector accionado 12 puede operar según un proceso de inyección ejemplar 90 ilustrado en la figura 4. El dispositivo de almacenamiento de energía 26 recibe energía a baja potencia, como ilustra el bloque 92. En algunas realizaciones, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede recibir dicha energía mediante el cable de potencia 16 de la fuente de alimentación 14. Durante este paso 92, puede circular una corriente de carga a través de la entrada de potencia 50 del dispositivo de almacenamiento de energía 26. La corriente de carga puede ser suministrada a baja potencia, tal como menos de 500 vatios, menos de 400 vatios, menos de 300 vatios, menos de 200 vatios, menos de 100 vatios, menos de 50 vatios, menos de 10 vatios, o incluso menos. Cuando el cable de potencia 16 suministra energía, ésta puede ser almacenada en el dispositivo de almacenamiento de energía 26, como ilustra el bloque 94. En las placas de los condensadores 44 se acumula una carga. En algunas realizaciones, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 se puede cargar mediante inducción (por ejemplo, en realizaciones sin cable).

35 A continuación en el proceso de inyección ejemplar 90, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 suministra energía al motor 30 a alta potencia, como ilustra el bloque 96. Por ejemplo, el controlador 28 puede cerrar un recorrido de corriente a través del conductor 48 energizando una puerta de un dispositivo de conmutación de estado sólido, y los condensadores 44 pueden descargar a través de la salida de potencia 46 y el conductor 48. En algunas realizaciones, el dispositivo de almacenamiento de energía 26 puede suministrar energía a una tasa de más de 700 vatios, más de 800 vatios, más de 1000 vatios, más de 1200 vatios, más de 1400 vatios, más de 1500 vatios, más de 1700 vatios, más de 2000 vatios, más de 3000 vatios, más de 5000 vatios, o más.

45 Como ilustra el bloque 98, el proceso de inyección 90 incluye la inyección de un fluido médico. En el inyector accionado 12 de las figuras 1-3, la corriente procedente del dispositivo de almacenamiento de energía 26 alimenta el motor 30, y el motor 30 mueve el émbolo 32. A su vez, el émbolo 32 empuja un émbolo de la jeringa a través del cilindro de la jeringa 34, y expulsa el fluido médico de la jeringa y al paciente 36. El fluido médico puede incluir cualquier fluido médico apropiado tal como un agente de contraste, un producto farmacéutico, un producto radiofarmacéutico, salina, o su combinación.

50 La figura 5 ilustra otro proceso de inyección ejemplar 100 que puede ser realizado por el sistema de inyección 10 de las figuras 1-3. El proceso de inyección 100 comienza recibiendo potencia procedente de una red de potencia 22, como ilustra el bloque 102, y, a continuación, rectificando la potencia procedente de la red 22, como ilustra el bloque 104. Por ejemplo, el rectificador 20 en la realización de la figura 1 rectifica la potencia procedente de la red 22. A continuación, en la presente realización, el regulador de potencia 18 regula la potencia rectificada para producir potencia de nivel bajo, como ilustra el bloque 106. El cable de potencia 16 conduce la potencia de nivel bajo una distancia, tal como entre las salas 40, 42, como ilustra el bloque 108.

60 El inyector accionado 12 guarda y gasta la energía suministrada mediante el cable de potencia 16. En la presente realización, la potencia de nivel bajo puede ser conducida a través de una entrada 50 del dispositivo de almacenamiento de energía 26, como ilustra el bloque 110 de la figura 5, y un condensador 44 puede ser cargado por una corriente que transporte la potencia de nivel bajo, como ilustra el bloque 112 de la figura 5. A continuación, el controlador 28 de la presente realización puede recibir una señal para inyectar un fluido, como ilustra el bloque 114 de la figura 5. Por ejemplo, un usuario puede pulsar un botón para iniciar la inyección, y el botón puede transmitir una señal al controlador 28. En este punto, en algunas realizaciones, el controlador 28 puede verificar que el dispositivo de almacenamiento de energía 26 ha almacenado suficiente energía para proseguir con la inyección.

65 Después de que el dispositivo de almacenamiento de energía 26 se ha cargado parcialmente, cargado por encima de un valor umbral, o cargado completamente, el controlador 28 puede cerrar un recorrido a través del conductor 48

para conducir potencia de alto nivel a través de la salida 46 del dispositivo de almacenamiento de energía 26, como ilustra el bloque 116 de la figura 5. El motor 30 recibe la potencia de alto nivel y mueve el émbolo de la jeringa 34 mediante el émbolo 32, como ilustra el bloque 118 de la figura 5. Como resultado, se expulsa fluido médico de la jeringa 34 (por ejemplo, es inyectado al paciente 36), como ilustra el bloque 120 de la figura 5. Finalmente, en algunas realizaciones, se pueden tomar imágenes del paciente 36, como ilustra el bloque 122 de la figura 5, por ejemplo, con uno de los sistemas de formación de imágenes explicados en referencia al dispositivo de formación de imágenes 38 de la figura 1.

La figura 6 ilustra un inyector inalámbrico ejemplar 306 que tiene un dispositivo de almacenamiento de energía 302 capaz de ser acoplado a una estación de acoplamiento 300. En el sentido en que se usa aquí, el término "inalámbrico" se refiere a la capacidad de operar sin una conexión externa a una fuente de potencia eléctrica. El inyector 306 puede incluir una o más de las características del inyector accionado previamente explicado 12. El inyector 306 incluye un conjunto de jeringa blindado 308, un blindaje 310, un dispositivo de accionamiento de jeringa 312, una interfaz eléctrica de estación de acoplamiento 314, y una interfaz mecánica de estación de acoplamiento 315. La interfaz eléctrica de estación de acoplamiento 314 incluye una pluralidad de conductores 332, 333, 334, 335. Estos conductores y/u otros pueden ser utilizados al cargar el inyector 306 y/o como un enlace de comunicación para que el inyector pueda comunicar datos a y/o a través de la estación de acoplamiento 300. En algunas realizaciones, el inyector 306 puede ser capaz de comunicar datos a y/o a través de la estación de acoplamiento 300 (por ejemplo, a transmitir a un sistema de formación de imágenes y/o un sistema de información de hospital) mediante comunicación inalámbrica (por ejemplo, radio frecuencia).

En la presente realización, el conjunto de jeringa 308 incluye una jeringa 316 y un blindaje 318. La jeringa ilustrada 316 incluye una aguja 320, un cilindro 322, un émbolo 324, y un vástago de empuje 326 que tiene un extremo exterior 328. Se puede disponer uno o más fluidos 330 dentro del cilindro 322 de la jeringa 316. Por ejemplo, el fluido 330 puede incluir un producto radiofarmacéutico, un agente de contraste, salina, un producto farmacéutico, o su combinación. La jeringa 316 puede exhibir alguno de un número de diseños/configuraciones apropiados. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la jeringa 316 puede ser una jeringa de una sola etapa, una jeringa de dos etapas con diferentes fluidos en cada etapa, una jeringa multicilindro, o una jeringa que tenga más de dos etapas y/o más de dos fluidos.

El blindaje 310, 318 del inyector 306 puede incluir blindaje electromagnético, blindaje a la radiación, blindaje térmico, o alguna combinación de los mismos. En algunas realizaciones, el blindaje 310, 318 puede incluir materiales de blindaje a la radiación, tal como plomo, uranio empobrecido, tungsteno, plástico impregnado con tungsteno, etc. Alternativa o adicionalmente, el blindaje 310, 318 puede incluir materiales de blindaje electromagnético, tal como una capa, malla, u otra forma de cobre, acero, conductor plástico, u otros materiales conductores. En algunas realizaciones, el blindaje 310, 318 puede ser sustancial o totalmente no ferroso. El blindaje 310 puede envolver totalmente la jeringa 316, el dispositivo de accionamiento de jeringa 312, y/o el dispositivo de almacenamiento de energía 302; envolver sustancialmente uno o más de estos componentes 316, 312, 302; o envolver parcialmente uno o más de estos componentes 316, 312, 302. Igualmente, el blindaje 318 puede envolver total, sustancial o parcialmente la jeringa 316. Algunas realizaciones del inyector 302 pueden no incluir blindaje 310 y/o 318, lo que no debe sugerir que tampoco se pueda omitir aquí cualquier otra característica explicada.

El dispositivo de accionamiento de jeringa 312 del inyector 306 puede incluir un mecanismo de accionamiento piezoeléctrico, un motor lineal, una aleación con memoria de forma, un sistema de cremallera y piñón, un conjunto de engranaje sinfín y rueda, un conjunto de engranajes planetarios, un dispositivo de accionamiento de correa, un dispositivo de accionamiento de engranaje, un dispositivo de accionamiento manual, un dispositivo de accionamiento hidráulico, y/o un dispositivo de accionamiento neumático. Por ejemplo, en la realización de la figura 8, explicada más adelante, el dispositivo de accionamiento de jeringa 312 puede incluir un motor eléctrico y un dispositivo de accionamiento de tornillo. En algunas realizaciones, el dispositivo de accionamiento de jeringa 312 puede ser total, sustancial o parcialmente no ferroso.

La estación de acoplamiento 300 para el inyector 306 incluye una interfaz eléctrica complementaria 336, una interfaz mecánica complementaria 338, y un cable de potencia 340. La interfaz eléctrica complementaria 336 incluye una pluralidad de conectores hembra 342, 343, 344, 345. El cable de potencia 340 puede estar adaptado para recibir potencia de una fuente de potencia, tal como una fuente de potencia CC de vataje bajo. Además, la estación de acoplamiento 300 puede estar montada en un soporte móvil, un brazo rotativo, un vehículo (por ejemplo, ambulancia), un dispositivo de formación de imágenes, una camilla de paciente, un montaje de pared u otro montaje adecuado.

En la operación, el inyector inalámbrico 306 está diseñado de forma complementaria para acoplar con la estación de acoplamiento 300. Específicamente, la interfaz mecánica de estación de acoplamiento 315 del inyector 306 está diseñada para acoplar con la interfaz mecánica complementaria 338 de la estación de acoplamiento 300, y la interfaz eléctrica de estación de acoplamiento 314 del inyector 306 está diseñada para acoplar con la interfaz eléctrica complementaria 336 de la estación de acoplamiento 300. Fluye energía a través del cable de potencia 340, a través de los conectores hembra 342, 343, 344, 345, y a los conectores macho 332, 333, 334, 335 a baja potencia. La energía a baja potencia fluye al dispositivo de almacenamiento de energía 302. En algunas realizaciones, el

dispositivo de almacenamiento de energía 302 se puede cargar mientras el inyector está siendo utilizado en un procedimiento de llenado de jeringa. Por ejemplo, mientras el dispositivo de almacenamiento de energía 302 se está cargando, el dispositivo de accionamiento de jeringa 312 puede aplicar una fuerza 331 que aleja el émbolo 324 de la aguja 320 dentro del cilindro 322, tendiendo por ello a introducir fluido al cilindro 322. Durante el llenado, se puede llevar a cabo control de alimentación o realimentación in situ o ex situ sobre la tasa de llenado y/o el volumen de llenado.

Cuando el dispositivo de almacenamiento de energía 302 está cargado o energizado, el inyector inalámbrico 306 se puede sacar de la estación de acoplamiento 300 y usar para inyectar un producto radiofarmacéutico 330 u otro fluido médico apropiado sin que los cables de potencia interfieran con el procedimiento. La inyección se puede efectuar en el mismo lugar en el que el inyector inalámbrico 306 se llene o cargue, o el inyector inalámbrico 306 puede ser enviado en estado cargado y lleno para uso en otro lugar. Durante la inyección, puede fluir energía a una tasa alta desde el dispositivo de almacenamiento de energía 302 al dispositivo de accionamiento de jeringa 312, que aplica una fuerza 331 al extremo exterior 328 del vástago de empuje 326. El vástago de empuje 326 mueve el émbolo 324 a través del cilindro 332 hacia la aguja 320 y así hace que el fluido 330 sea expulsado de la jeringa 316. Durante la expulsión (por ejemplo, la inyección) del fluido 330, se puede llevar a cabo control de alimentación o de realimentación in situ o ex situ sobre la tasa y/o el volumen de inyección.

La figura 7 ilustra un inyector inalámbrico ejemplar 348 capaz de acomodar una pluralidad de jeringas (aquí, dos). El inyector inalámbrico 348 incluye una jeringa secundaria 350 y un dispositivo secundario de accionamiento de jeringa 352. La jeringa secundaria 350 puede estar blindada y puede incluir fluido 354, que puede ser uno o más de los fluidos médicos aquí mencionados. La jeringa secundaria 350 puede estar dentro del blindaje 310, pero en otras realizaciones, la jeringa secundaria 350 puede estar parcial o totalmente fuera del blindaje 310. Aunque las jeringas representadas en la figura 7 se ilustran separadas y distintas una de otra, otras realizaciones del inyector 348 son capaces de acomodar conjuntos de jeringa multicilindro (por ejemplo, un conjunto de jeringa de dos cilindros sustancialmente unitario).

En la operación, el dispositivo de accionamiento de jeringa 352 del inyector 348 puede aplicar una fuerza 354 al émbolo de la jeringa secundaria 350 y hacer que el fluido 354 sea aspirado o expulsado de la jeringa secundaria 350. En algunas realizaciones, el dispositivo de accionamiento de jeringa 312 y el dispositivo secundario de accionamiento de jeringa 352 pueden estar parcial o totalmente integrados en un solo mecanismo de jeringa. Alternativamente, el dispositivo de accionamiento de jeringa 312 y el dispositivo secundario de accionamiento de jeringa 352 pueden ser mecanismos de jeringa independientes. Durante la inyección y/o el llenado, se puede llevar a cabo un control de alimentación o realimentación independiente, in situ o ex situ sobre la tasa de flujo y/o el volumen de fluidos 330 y/o 354 inyectados o llenados por el inyector inalámbrico 348.

La figura 8 ilustra un dispositivo ejemplar de accionamiento de jeringa 312 dentro del inyector inalámbrico 306. El dispositivo de accionamiento de jeringa 312 ilustrado incluye un motor eléctrico 356, una transmisión 358, y un mecanismo de accionamiento lineal 360. El motor eléctrico 356 puede ser un motor eléctrico CC o un motor eléctrico CA, tal como un motor paso a paso. La transmisión 358 ilustrada incluye una polea primaria 362, una polea secundaria 364, y una correa 366. El mecanismo de accionamiento lineal 360 de la presente invención tiene un eje roscado por fuera, tornillo sinfín, o tornillo 368, un casquillo 370, un eje exterior 372, y una interfaz de jeringa 374. La transmisión 358 puede tener una relación del diámetro de la polea secundaria 364 al diámetro de la polea primaria 362 de más de 0,5:1, más de 1,0:1, más de 1,5:1, más de 2:1, más de 3:1, más de 4:1, más de 5:1, más de 8:1, más de 20:1, o más. La interfaz de jeringa 374 incluye un receptáculo de extremo exterior más ancho 376 y una ranura de eje 378. En algunas realizaciones, uno o más del motor 356, la transmisión 358 y el mecanismo de accionamiento 360 pueden ser sustancial o totalmente no ferrosos. En algunas realizaciones, uno o más del motor 356, la transmisión 358 y el mecanismo de accionamiento 360 pueden estar parcial, sustancial o totalmente blindados por el blindaje 310.

En la operación, el motor eléctrico 356 del inyector 306 mueve la polea primaria 362. Cuando la polea primaria 362 gira, la correa 366 gira la polea secundaria 364. La rotación de la polea secundaria 364 mueve el tornillo 368, que gira dentro del casquillo 370. El casquillo 370 está enroscado de modo que la rotación del tornillo 368 aplique una fuerza lineal al casquillo 370. Un mecanismo de deslizamiento lineal puede evitar la rotación del casquillo 370 permitiendo al mismo tiempo que el casquillo 370 se desplace hacia arriba y hacia abajo del tornillo 368. Cuando el tornillo 368 gira, el eje exterior 372 puede ser empujado hacia abajo del tornillo 368 o empujado hacia arriba del tornillo 368 por el casquillo 370. El eje exterior 372 se puede trasladar linealmente con relación al tornillo 368 y mover el émbolo de la jeringa 316 mediante la interfaz de jeringa 374.

Aunque la invención puede ser susceptible de varias modificaciones y formas alternativas, se han mostrado realizaciones específicas a modo de ejemplo en las figuras 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 habrá de cubrir todas las modificaciones, equivalentes y alternativas que caigan dentro del alcance de la invención definido por las reivindicaciones anexas siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Un inyector eléctrico para uso con una jeringa que contiene fluido médico, incluyendo el inyector:
- 5 un motor (30); y
- una interfaz de jeringa (32) acoplada al motor, caracterizándose además el inyector por:
- 10 un único dispositivo de almacenamiento de energía incorporado (26) incluyendo una pluralidad de supercondensadores (44) acoplados uno a otro en serie, donde el motor está acoplado en paralelo a la pluralidad de supercondensadores del único dispositivo de almacenamiento de energía incorporado.
2. El inyector de la reivindicación 1, donde la pluralidad de supercondensadores (44) tienen una capacitancia combinada superior a aproximadamente mil faradios.
- 15 3. El inyector de la reivindicación 1 o 2, donde la pluralidad de supercondensadores (44) incluyen más de cuatro supercondensadores.
4. El inyector de cualquiera de las reivindicaciones 1-3, incluyendo además:
- 20 un conductor (48) que tiene una capacidad de transporte de corriente superior a aproximadamente 10 amperios, donde el motor (30) está conectado a la pluralidad de supercondensadores (44) a través del conductor (48).
5. El inyector de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, incluyendo además:
- 25 un controlador (28) que tiene un interruptor configurado para transmitir más de aproximadamente 800 vatios de potencia cuando está en un estado cerrado, donde el interruptor está dispuesto en serie entre la pluralidad de supercondensadores (44) y el motor (30).
- 30 6. Un método de operar un inyector eléctrico de fluido médico según cualquiera de las reivindicaciones 1-5, incluyendo el método:
- recibir energía de una fuente de alimentación (14) a un vataje de entrada;
- 35 almacenar la energía en dicho dispositivo de almacenamiento de energía (26); y
- enviar al menos una porción de la energía a dicho motor (30) a un vataje de salida, donde el vataje de salida es al menos el doble del vataje de entrada.
- 40 7. El método de la reivindicación 6, donde la fuente de alimentación es una fuente de alimentación remota (14).
8. El método de la reivindicación 6 o 7, donde el almacenamiento incluye cargar un banco de supercondensadores (44) que tiene una capacitancia superior a aproximadamente 1 faradio.
- 45 9. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6-8, donde el vataje de salida es superior a aproximadamente 500 vatios.
10. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6-9, donde el envío incluye mover un émbolo (32) de un inyector de fluido médico.
- 50

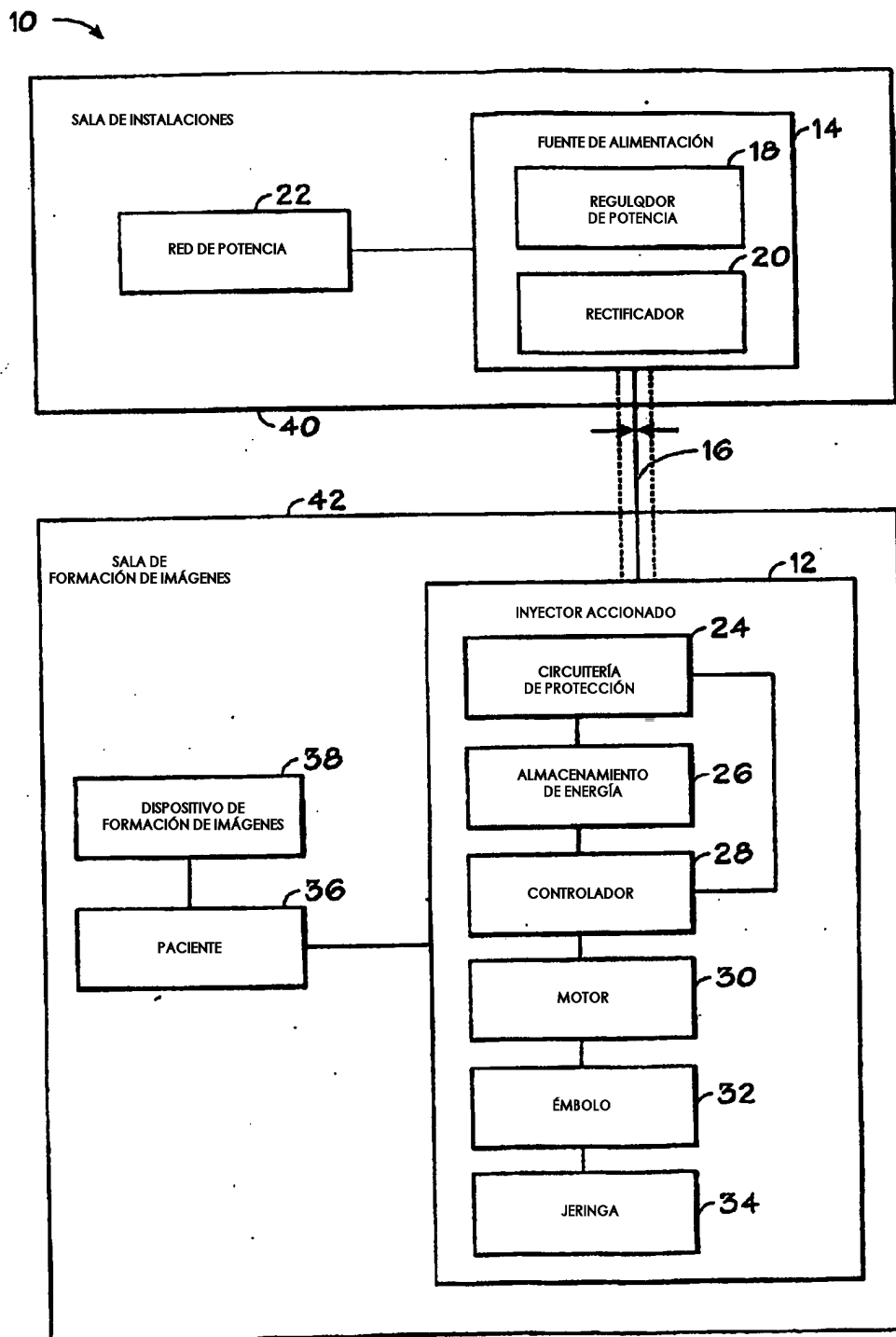


FIG. 1

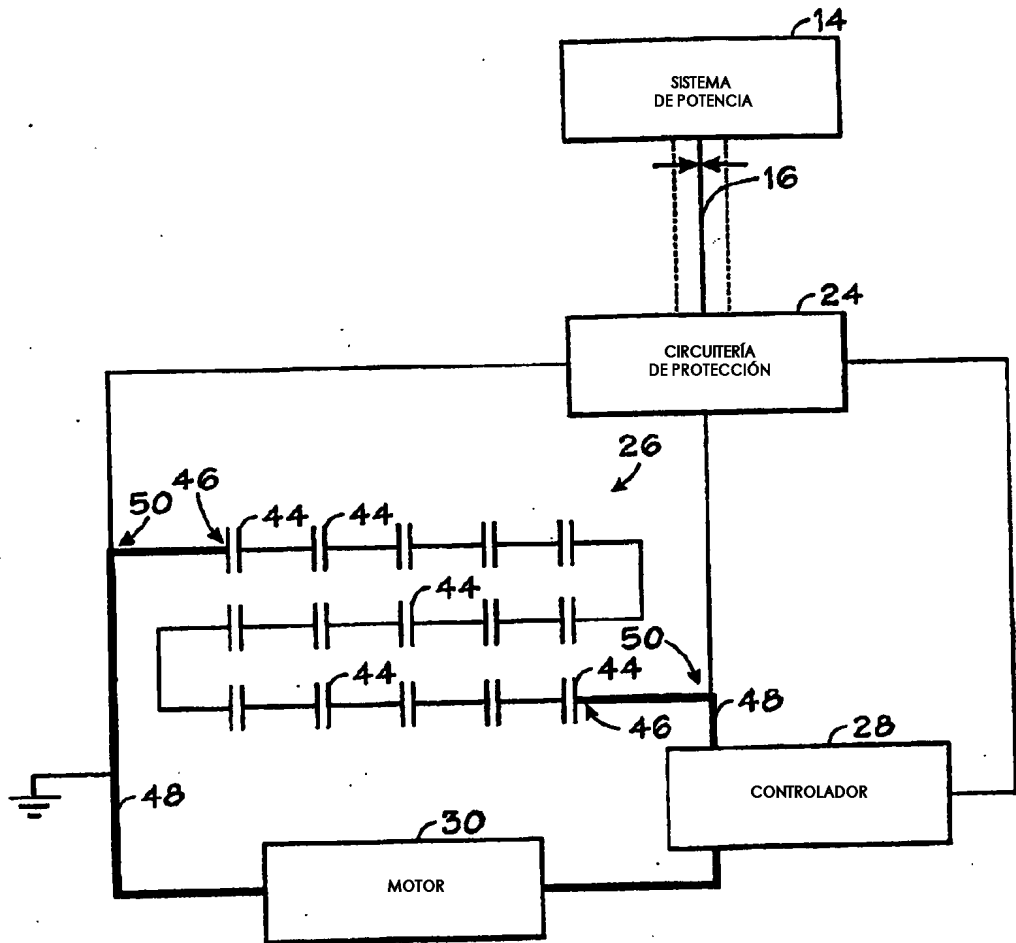


FIG. 2

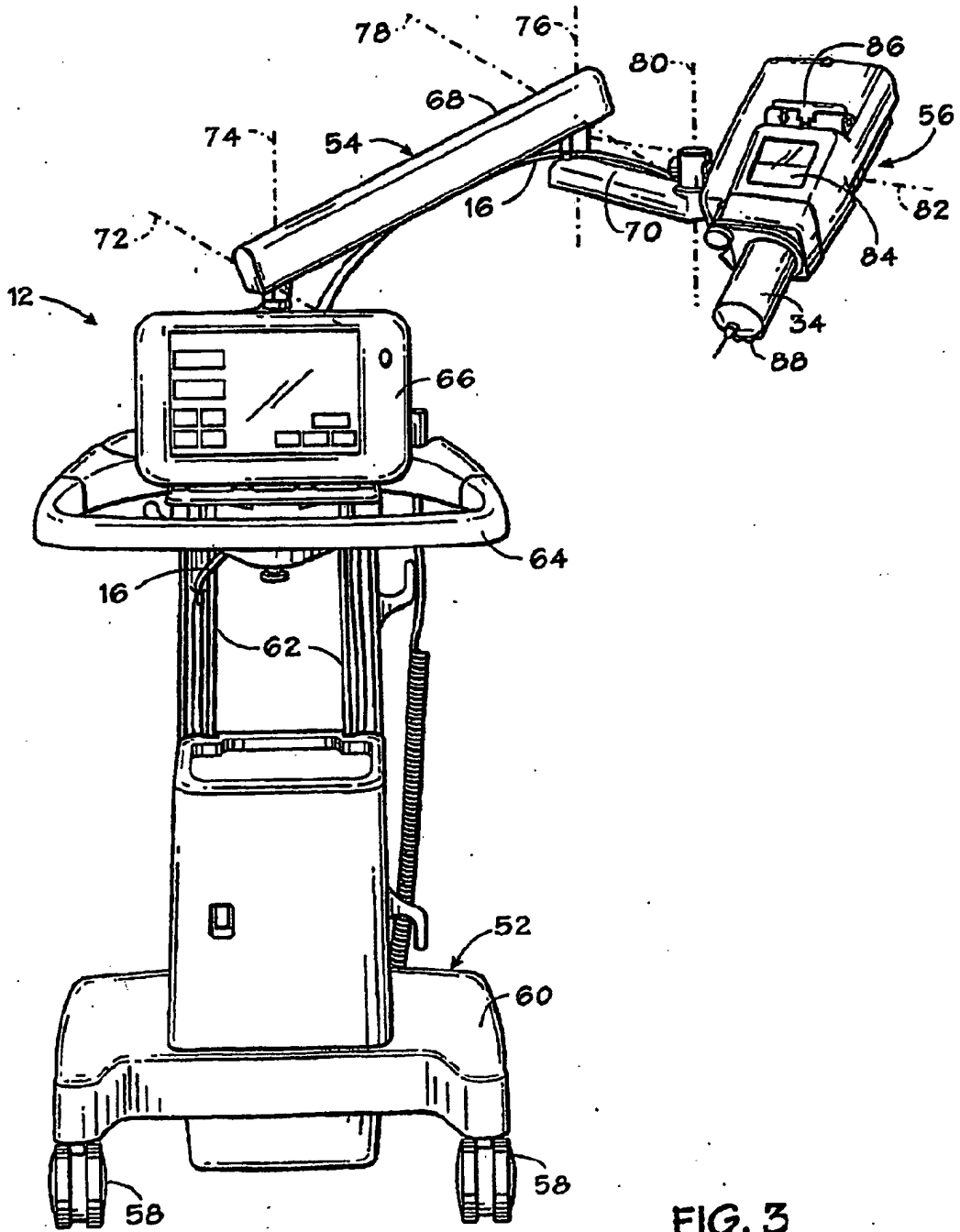


FIG. 3

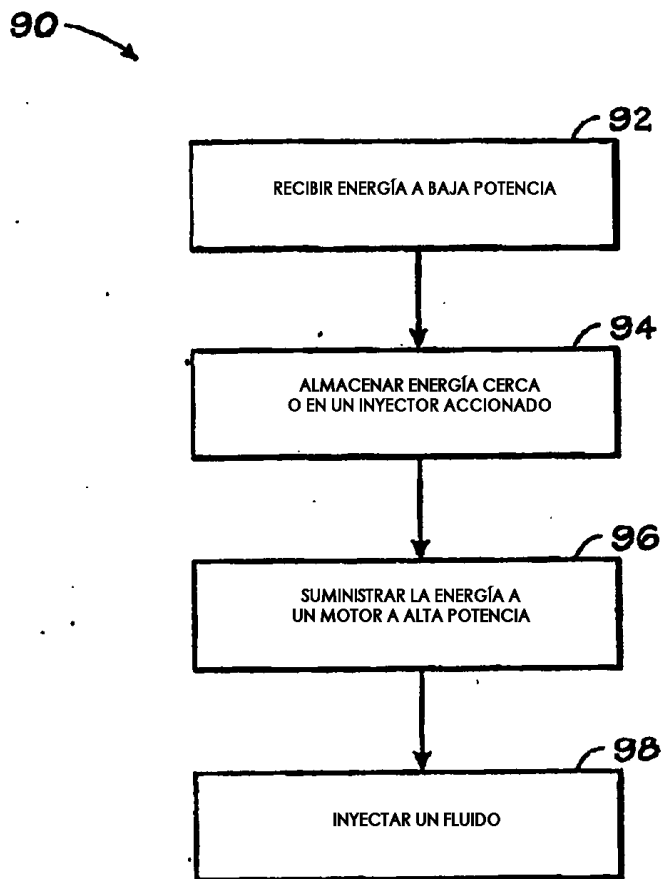


FIG. 4

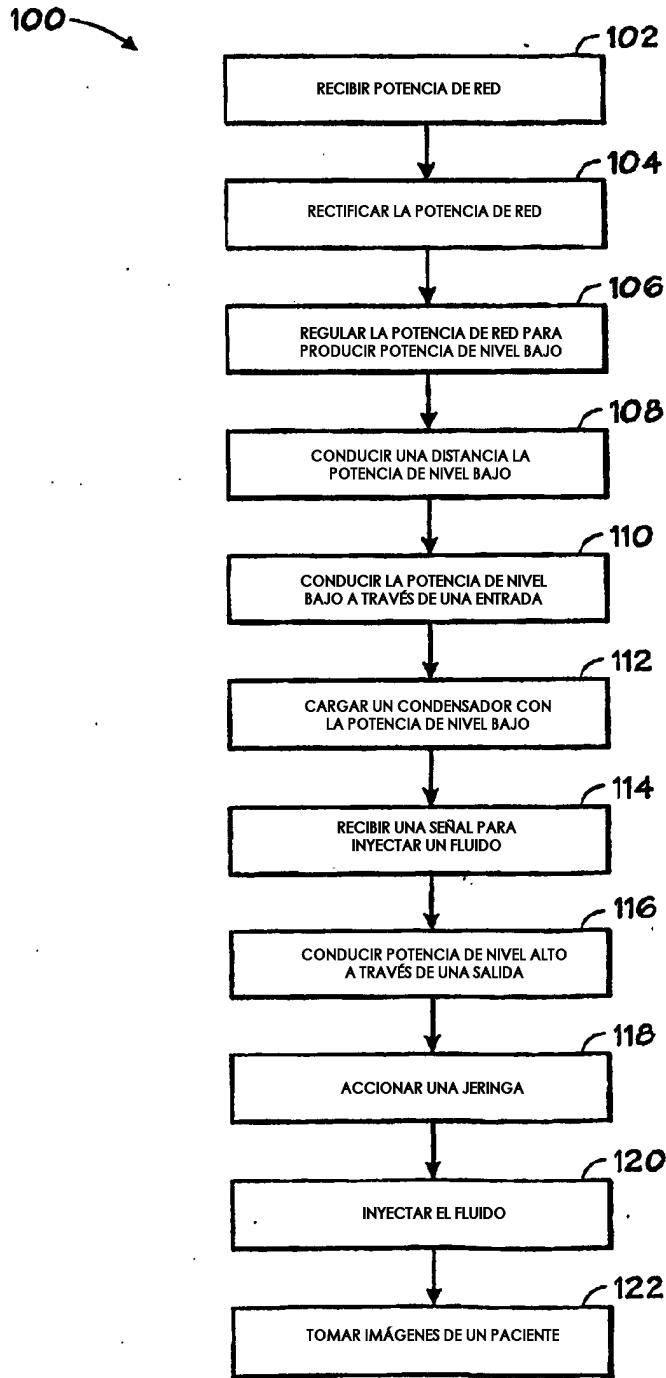


FIG. 5

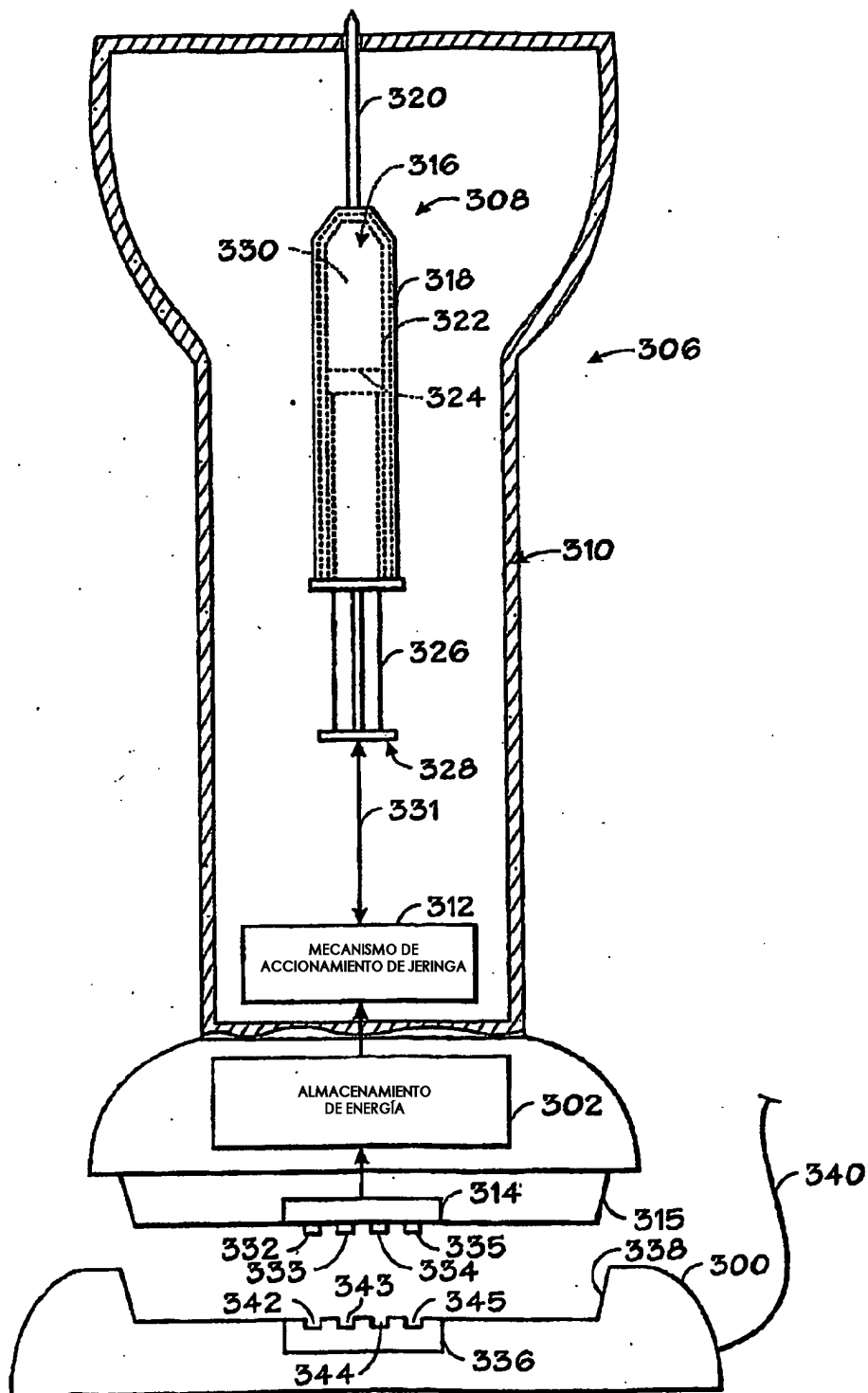


FIG. 6

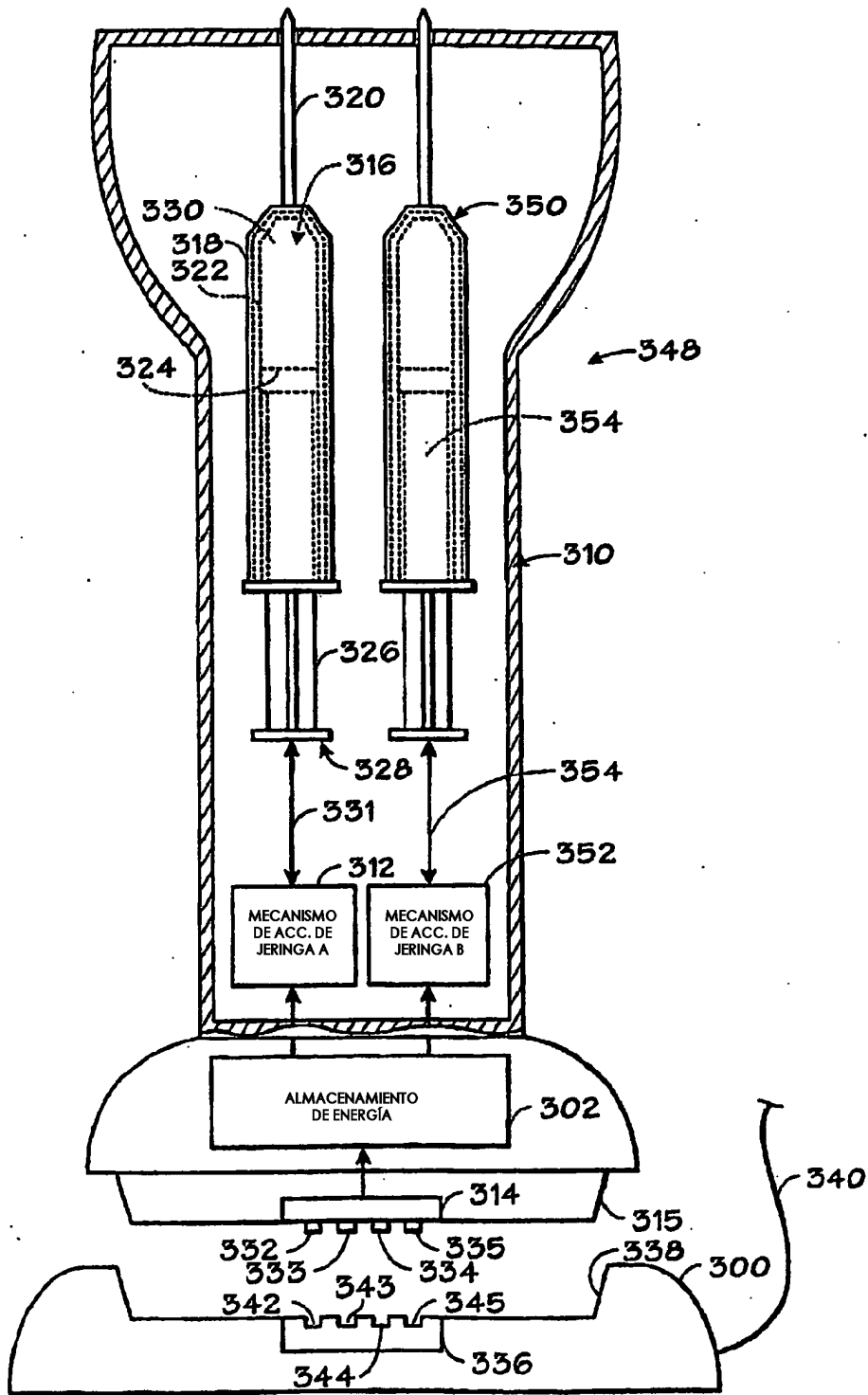


FIG. 7

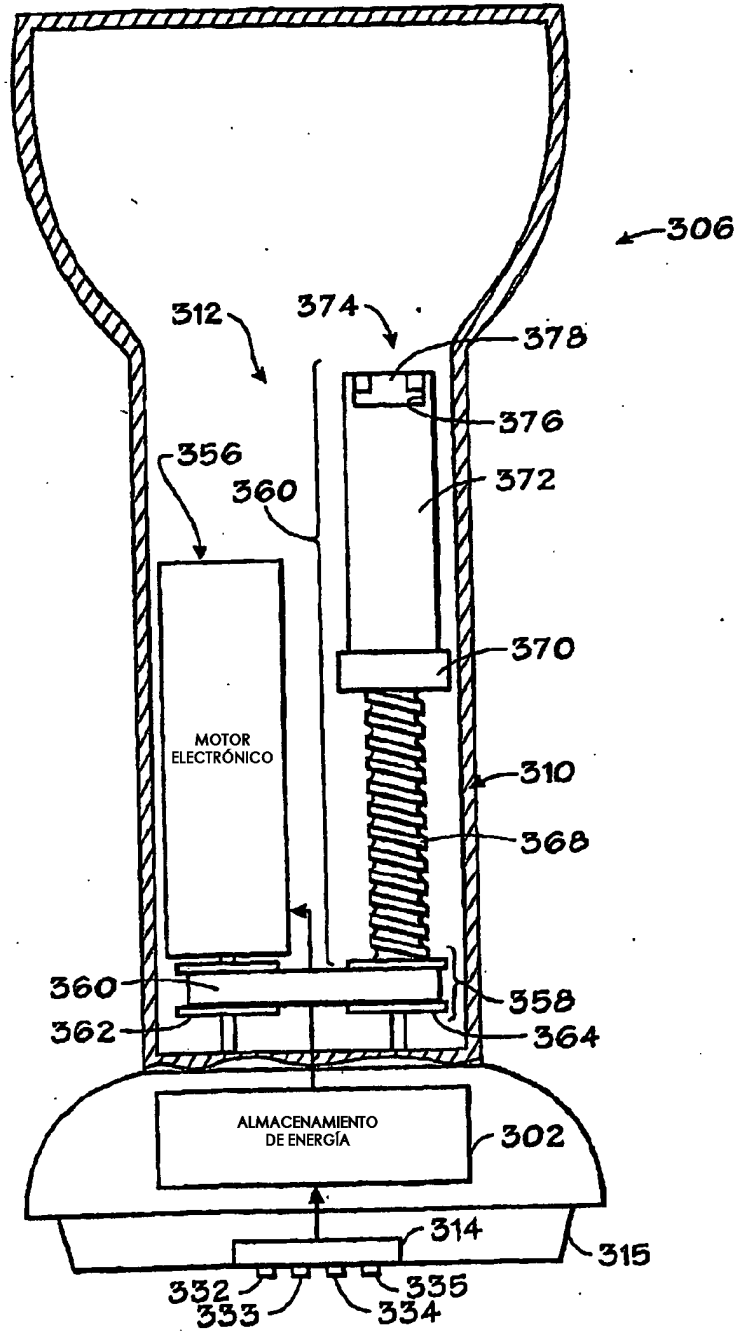


FIG. 8