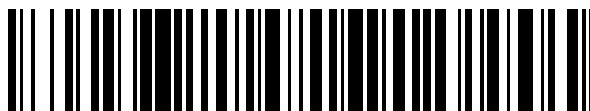


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 683 171**

51 Int. Cl.:

A61M 5/145 (2006.01)

A61M 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **14.03.2012** **PCT/US2012/029038**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.09.2012** **WO12129022**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.03.2012** **E 12712474 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.05.2018** **EP 2686040**

54 Título: **Aparato y método para determinar unos parámetros de inyección de un medio de contraste para controlar la intensidad de la señal durante angiografía por resonancia magnética**

30 Prioridad:

18.03.2011 US 201161453975 P

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

25.09.2018

73 Titular/es:

LIEBEL-FLARSHEIM COMPANY LLC (100.0%)
2111 East Galbraith Road
Cincinnati, OH 45237, US

72 Inventor/es:

HYNES, MICHAEL, R.;
MOORE, DENNIS, A. y
NEUBERT, WILLIAM, J.

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 683 171 T3

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

DESCRIPCIÓN

Aparato y método para determinar unos parámetros de inyección de un medio de contraste para controlar la intensidad de la señal durante angiografía por resonancia magnética

Solicitudes relacionadas

La presente solicitud reivindica la prioridad sobre la solicitud provisional de Estados Unidos número de serie 61/453.975 presentada el 18 de marzo de 2011 y titulada "APPARATUS AND METHOD TO DETERMINE CONTRAST MEDIA INJECTION PARAMETERS TO CONTROL SIGNAL INTENSITY DURING MAGNETIC RESONANCE ANGIOGRAPHY".

Campo de la invención

La presente invención se refiere en general al campo de la angiografía por resonancia magnética (ARM) y, más particularmente, al campo de la inyección de medios de contraste y la intensidad de señal resultante durante el procedimiento de captación de imagen de la ARM.

Antecedentes

Diversos procedimientos médicos requieren que se inyecten en un paciente uno o más fluidos médicos. Por ejemplo, los procedimientos de captación de imágenes médicas implican frecuentemente la inyección de un medio de contraste en un paciente, posiblemente junto con solución salina y/u otros fluidos. Otros procedimientos médicos implican inyectar uno o más fluidos en un paciente con finalidades terapéuticas. Pueden usarse inyectores de potencia para estos tipos de aplicaciones.

Un inyector de potencia incluye generalmente lo que se denomina comúnmente como cabezal de potencia. Pueden montarse una o más jeringas en el cabezal de potencia de diversas maneras (por ejemplo, extraíblemente; de carga posterior; carga frontal; carga lateral). Cada jeringa incluye típicamente lo que puede caracterizarse como un émbolo, pistón o similar de jeringa. Cada uno de dichos émbolos de jeringa se diseñan para interrelacionarse con (por ejemplo, contactar y/o interconectarse temporalmente con) un actuador de émbolo de jeringa apropiado que se incorpora en el cabezal de potencia, de modo que la operación del actuador del émbolo de jeringa avance axialmente el émbolo de jeringa asociado dentro y con relación al cilindro de la jeringa. Un actuador de émbolo de jeringa típico tiene la forma de un ariete que se monta sobre un conductor roscado o tornillo de accionamiento. La rotación del tornillo de accionamiento en una dirección de rotación hace avanzar el ariete asociado en una dirección axial, mientras la rotación del tornillo de accionamiento en la dirección de rotación opuesta avanza el ariete asociado en la dirección axial opuesta.

Los inyectores de potencia pueden usarse para suministrar un medio de contraste (o también denominado comúnmente como un "agente de contraste") durante los procedimientos de captación de imagen de ARM. El agente de contraste se usa para mejorar las imágenes generadas por el captador de imagen de ARM. Se realizan inyecciones de ensayo sobre un paciente y las tasas de suministro posteriores del agente de contraste se basan en los resultados de las inyecciones de ensayo. El suministro de agente de contraste puede ser seguido por una inyección intravenosa lenta de solución salina.

El documento WO 00/64353 divulga un sistema para la producción de una imagen médica mejorada de contraste, que incluye una unidad de control capaz de recibir datos desde el dispositivo de captación de imagen y ajustar a continuación la concentración de agente de contraste basándose en los datos recibidos.

El documento WO 00/61216 divulga un sistema para inyectar en un paciente medios de contraste para un escáner de TC, en el que el protocolo de inyección se estima mediante el uso de un modelo matemático compartimental que simula el flujo sanguíneo.

El documento WO 2008/137375 divulga un método para el control de inyecciones de fluidos médicos en el que el caudal se ajusta durante el tratamiento para conseguir el caudal deseado, basándose en el caudal real conseguido en el sistema.

Sumario

La presente invención comprende un sistema de inyección de acuerdo con la reivindicación 1. Realizaciones preferidas de la invención se definen en las reivindicaciones dependientes hasta la 11. Un primer aspecto de la presente divulgación es un método de operación de un sistema de inyección en relación con un procedimiento de captación de imagen de ARM que utiliza un captador de imagen de ARM. El método incluye la introducción dentro del sistema de inyección de: un tipo de agente de contraste; una concentración de agente de contraste inicial para el tipo de agente de contraste; una tasa de gasto cardíaco para un paciente cuya imagen se ha de captar; y un primer

parámetro de captación de imagen. El método incluye además la determinación por el sistema de inyección de una concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo y una tasa de inyección de agente de contraste.

La determinación del objetivo de concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo se basa al menos parcialmente en el tipo de agente de contraste y en el primer parámetro de captación de imagen. El cálculo de la tasa de inyección de agente de contraste se basa al menos parcialmente en la concentración de agente de contraste objetivo en el flujo sanguíneo, la concentración de agente de contraste inicial, y la tasa de gasto cardíaco. La tasa de inyección de agente de contraste se calcula para conseguir la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo. El método incluye además la operación del sistema de inyección de acuerdo con la tasa de inyección de agente de contraste calculada.

Son aplicables un cierto número de refinamientos de características y características adicionales al primer aspecto de la presente divulgación. Estos refinamientos de características y características adicionales pueden usarse individualmente o en cualquier combinación. Como tales, cada una de las siguientes características que se explicarán puede usarse, pero no se requiere que lo sea, con cualquier otra característica o combinación de características del primer aspecto. La explicación que sigue es aplicable al primer aspecto, hasta el comienzo de la explicación de un segundo aspecto de acuerdo con la presente invención.

El método puede incluir la recuperación por el sistema de inyección de atributos del tipo de agente de contraste desde una base de datos almacenada en el sistema de inyección. La determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede basarse al menos parcialmente en los atributos recuperados del tipo de agente de contraste. En este sentido, la base de datos puede incluir atributos asociados con una pluralidad de tipos de agentes de contraste. La determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede incluir el uso de una fórmula que relaciona la concentración de agente de contraste en el paciente con la intensidad de la señal recibida por el captador de imagen de ARM durante el procedimiento de captación de imagen de ARM para determinar un primer nivel de concentración de agente de contraste, en donde la tasa a la que cambia la intensidad de la señal dividida por la tasa a la que cambia la concentración de agente de contraste es igual a cero. En una realización, la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede ser igual al primer nivel de concentración.

Puede introducirse un segundo parámetro de captación de imagen en el sistema de inyección. En una realización, el primer parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de repetición del pulso para un captador de imagen de ARM, y el segundo parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de retardo de la captación de imagen para el captador de imagen de ARM. La determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede basarse además en el segundo parámetro de captación de imagen.

El cálculo de la tasa de inyección de agente de contraste puede incluir dividir la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo por la concentración de agente de contraste inicial para determinar la relación de concentración, y calcular la tasa de inyección de agente de contraste mediante la multiplicación de la tasa de gasto cardíaco por la relación de concentración.

El método puede incluir también el cálculo de una tasa de inyección de diluyente basándose al menos parcialmente en la tasa de inyección de agente de contraste. El cálculo de la tasa de inyección de diluyente puede incluir seleccionar una tasa de inyección total estándar, y restar la tasa de inyección de agente de contraste de la tasa de inyección del fluido estándar para determinar la tasa de inyección de diluyente. Esta tasa de inyección total estándar puede estar en la forma de un valor por omisión para el sistema de inyección, o puede introducirse en el sistema de inyección en cualquier forma apropiada (por ejemplo, a través de una interfaz gráfica de operador/usuario). El valor de la tasa de inyección total puede adquirirse o determinarse en cualquier forma apropiada (por ejemplo, empíricamente).

La operación del sistema de inyección puede incluir inyectar al paciente con el tipo de agente de contraste que se introdujo y a la tasa de inyección de agente de contraste que se calculó por el sistema de inyección. En realizaciones del método que incluyen inyectar al paciente con diluyente a la tasa de inyección de diluyente, la inyección de diluyente puede tener lugar simultáneamente con la inyección de agente de contraste (por ejemplo, en un único lugar de inyección sobre un paciente, por ejemplo en el que las descargas del agente de contraste y del diluyente se mezclan en un conducto común).

Se proporciona un segundo aspecto de acuerdo con la presente invención mediante una inyección de acuerdo con la reivindicación 1 que incluye un dispositivo de inyección, una interfaz de operador, un módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo, y un módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste. La interfaz de operador puede permitir a un operador proporcionar diversas entradas al sistema de inyección. El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo determina una concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo basándose al menos parcialmente en una entrada del tipo de agente de contraste (por ejemplo, entrada a través de la interfaz de operador) y en un primer parámetro de captación de imagen para un captador de imagen de ARM a ser usado en el procedimiento de captación de imagen de ARM. El módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de

contraste determina una tasa de inyección de agente de contraste basándose al menos parcialmente en la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo, en una entrada de concentración de agente de contraste inicial, y en una entrada de tasa de gasto cardiaco de un paciente cuya imagen ha de ser captada.

5 Son aplicables un cierto número de refinamientos de características y características adicionales al segundo aspecto de la presente invención. Estos refinamientos de características y características adicionales pueden usarse individualmente o en cualquier combinación. Como tales, cada una de las siguientes características que se
10 explicarán puede usarse, pero no se requiere que lo sea, con cualquier otra característica o combinación de características del segundo aspecto. La siguiente explicación es aplicable al segundo aspecto, hasta el comienzo de la explicación de un tercer aspecto de la presente divulgación. Una o más de la entrada de tipo de agente de
15 contraste, la entrada de concentración de agente de contraste inicial, la entrada de tasa de gasto cardiaco, y el primer parámetro de captación de imagen pueden entrarse o introducirse dentro del sistema de inyección a través de la interfaz de operador. El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo
20 sanguíneo puede utilizar además un segundo parámetro de captación de imagen. En primer parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de repetición del pulso para el captador de imagen de ARM, mientras que el segundo parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de retardo de la captación de imagen para un
25 captador de imagen de ARM.

El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede usar
20 una fórmula que relaciona la concentración de agente de contraste en el paciente con la intensidad de la señal recibida por el captador de imagen de ARM durante el procedimiento de captación de imagen de ARM. En este sentido, el módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede determinar un primer nivel de concentración de agente de contraste, en el que la tasa con la que cambia la
25 intensidad de la señal dividida por la tasa con la que cambia la concentración de agente de contraste es igual a cero. La concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede ser igual al primer nivel de concentración.

El módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste puede funcionar mediante la división de
30 la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo por la entrada de concentración de agente de contraste inicial para determinar una relación de concentración, y el cálculo de la tasa de inyección de agente de contraste mediante la multiplicación de la tasa de gasto cardiaco por la relación de concentración.

El sistema de inyección puede incluir además un módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente que
35 determina una tasa de inyección de diluyente basándose al menos parcialmente en la tasa de inyección de agente de contraste. El módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente puede restar la tasa de inyección de agente de contraste de una tasa de inyección total estándar para determinar la tasa de inyección de diluyente.

Se proporciona un tercer aspecto de la presente divulgación mediante un método de operación para un sistema de
40 inyección con relación a un procedimiento de captación de imagen de ARM que utiliza un captador de imagen de ARM. El sistema de inyección incluye una jeringa con un agente de contraste. El método incluye seleccionar una fórmula que relaciona la concentración de agente de contraste en un paciente cuya imagen se ha de captar con una
45 intensidad de señal recibida por el captador de imagen de ARM durante la operación de captación de imagen de ARM. El método incluye además obtener un primer parámetro de captación de imagen para su uso en el procedimiento de captación de imagen de ARM, y determinar, usando al menos la fórmula y el primer parámetro de
50 captación de imagen, una concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo del agente de contraste, en el que la tasa a la que cambia la intensidad de la señal dividida por la tasa a la que cambia la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo es igual a cero. El método incluye además descargar el agente de contraste de la
55 jeringa con una tasa de inyección de agente de contraste basándose en la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo.

50 Son aplicables un cierto número de refinamientos de características y características adicionales al tercer aspecto de la presente divulgación. Estos refinamientos de características y características adicionales pueden usarse individualmente o en cualquier combinación. Como tales, cada una de las siguientes características que se
55 explicarán puede usarse, pero no se requiere que lo sea, con cualquier otra característica o combinación de características del tercer aspecto. La siguiente explicación es aplicable al tercer aspecto, hasta el comienzo de la explicación de un cuarto aspecto de la presente divulgación. El primer parámetro de captación de imagen puede obtenerse mediante la transferencia del primer parámetro de captación de imagen desde el captador de imagen de
60 ARM al sistema de inyección a través de un enlace de comunicación de cualquier tipo apropiado. El primer parámetro de captación de imagen puede obtenerse también por un usuario que introduce el primer parámetro de captación de imagen en el sistema de inyección a través de una interfaz gráfica de usuario del sistema de inyección
65 (o a través de cualquier dispositivo de introducción de datos apropiado). El método puede incluir además obtener un segundo parámetro de captación de imagen para uso en el procedimiento de captación de imagen de ARM. En dicho método, el primer parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de repetición del pulso para el captador de imagen de ARM, y el segundo parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de retardo de la captación de imagen para el captador de imagen de ARM. La determinación de la concentración de agente de

contraste en el flujo sanguíneo del agente de contraste puede basarse además en el segundo parámetro de captación de imagen.

La selección de la fórmula puede realizarse por el sistema de inyección basándose en una secuencia de captación de imagen a ser usada por el captador de imagen de ARM. La determinación de la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo del agente de contraste puede realizarse el sistema de inyección.

El método puede incluir además introducir una tasa de gasto cardíaco para el paciente, determinar una concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo basándose en la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo, dividir la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo por una concentración de agente de contraste en la jeringa para determinar una relación de concentración, y calcular la tasa de inyección de agente de contraste mediante la multiplicación de la tasa de gasto cardíaco por la relación de concentración. En dicha realización, la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede ser igual a la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo.

El método puede incluir además adquirir una tasa de inyección total estándar, restar la tasa de inyección de agente de contraste de la tasa de inyección total estándar para determinar una primera tasa de inyección de diluyente, y descargar diluyente a la primera tasa de inyección de diluyente simultáneamente con la descarga del agente de contraste. Tanto el diluyente como el agente de contraste pueden dirigirse a un sitio de inyección común en un paciente.

Se proporciona un cuarto aspecto de la presente divulgación mediante un sistema de inyección que incluye un dispositivo de inyección, una jeringa instalada sobre el sistema de inyección y que mantiene o contiene un agente de contraste, una interfaz de operador que puede permitir a un operador proporcionar diversas entradas al sistema de inyección, una memoria, y un módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo. La memoria puede incluir una pluralidad de fórmulas, y cada una de la pluralidad de fórmulas puede relacionar la concentración de agente de contraste en un paciente cuya imagen se ha de captar mediante un captador de imagen de ARM con una intensidad de señal recibida por el captador de imagen de ARM durante un procedimiento de captación de imagen de ARM para un tipo de secuencia de captación de imagen particular. El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede determinar una concentración objetivo de agente de contraste del flujo sanguíneo usando al menos un primer parámetro de captación de imagen del captador de imagen de ARM y una de la pluralidad de fórmulas. El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede determinar una concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo del agente de contraste, en el que la tasa a la que cambia la intensidad de la señal dividida por la tasa a la que cambia la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo es igual a cero.

Son aplicables un cierto número de refinamientos de características y características adicionales al cuarto aspecto de la presente divulgación. Estos refinamientos de características y características adicionales pueden usarse individualmente o en cualquier combinación. Como tales, cada una de las siguientes características que se explicarán puede usarse, pero no se requiere que lo sea, con cualquier otra característica o combinación de características del cuarto aspecto. La siguiente explicación es aplicable al cuarto aspecto, hasta el comienzo de la explicación de un quinto aspecto de la presente divulgación. Las fórmulas individuales de la pluralidad de fórmulas pueden relacionarse con una secuencia de captación de imagen de eco de espín, una secuencia de captación de imagen de eco de gradiente, o cualquier secuencia de captación de imagen apropiada.

El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede usar además un segundo parámetro de captación de imagen del captador de imagen de ARM para determinar la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo. Por ejemplo, el primer parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de repetición del pulso para el captador de imagen de ARM, y el segundo parámetro de captación de imagen puede ser un tiempo de retardo de la captación de imagen para el captador de imagen de ARM.

El sistema de inyección puede incluir además un módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste que determina una tasa de inyección de agente de contraste basándose al menos parcialmente en la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo. El módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste puede determinar la tasa de inyección de agente de contraste basándose al menos parcialmente en una concentración de agente de contraste inicial del agente de contraste en la jeringa y un gasto cardíaco de un paciente cuya imagen se ha de captar. El módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste puede dividir la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo por la concentración de agente de contraste inicial para determinar una relación de concentración. El módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste puede multiplicar a continuación la entrada de tasa de gasto cardíaco por la relación de concentración para determinar la tasa de inyección de agente de contraste.

El sistema de inyección puede incluir además un módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente que determina una tasa de inyección de diluyente basándose al menos parcialmente en la tasa de inyección de agente de contraste. El módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente puede restar la tasa de inyección de agente de contraste de una tasa de inyección total estándar para determinar la tasa de inyección de diluyente.

Se proporciona un quinto aspecto de la presente divulgación mediante un método de operación de un sistema de inyección, que incluye una jeringa con un agente de contraste, con relación a un procedimiento de captación de imagen de ARM que utiliza un captador de imagen de ARM. El método incluye introducir una tasa de gasto cardíaco para un paciente cuya imagen se ha de captar, calcular una relación de concentración mediante la división de una concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo por una concentración de agente de contraste en la jeringa, determinar una tasa de inyección de agente de contraste multiplicando la tasa de gasto cardíaco por la relación de concentración, y descargar el agente de contraste desde la jeringa a la tasa de inyección de agente de contraste. La descarga puede iniciarse solamente después de que se haya determinado la tasa de inyección de agente de contraste. En una realización, el método puede incluir además restar la tasa de inyección de agente de contraste de una tasa de inyección total estándar para determinar una primera tasa de inyección de diluyente, y descargar diluyente a la primera tasa de inyección de diluyente simultáneamente con la descarga del agente de contraste (por ejemplo, hasta un lugar de inyección común en un paciente).

Se proporciona un sexto aspecto de la presente divulgación mediante un sistema de inyección que incluye un dispositivo de inyección, una jeringa instalada sobre el sistema de inyección y que mantiene un agente de contraste, una interfaz de operador que puede permitir a un operador proporcionar diversas entradas al sistema de inyección, y un módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste. El módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste determina una tasa de inyección de agente de contraste mediante la multiplicación de una tasa de gasto cardíaco de un paciente cuya imagen se ha de captar por una relación de una concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo a una concentración de agente de contraste en la jeringa.

Son aplicables un cierto número de refinamientos de características y características adicionales al sexto aspecto de la presente divulgación. Estos refinamientos de características y características adicionales pueden usarse individualmente o en cualquier combinación. Como tales, cada una de las siguientes características que se explicarán puede usarse, pero no se requiere que lo sea, con cualquier otra característica o combinación de características del sexto aspecto. La siguiente explicación es aplicable al sexto aspecto, hasta el comienzo de la explicación de un séptimo aspecto de la presente divulgación. El sistema de inyección puede incluir además un módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente que determina una tasa de inyección de diluyente basándose al menos parcialmente en la tasa de inyección de agente de contraste. El módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente puede restar la tasa de inyección de agente de contraste de una tasa de inyección total estándar para determinar la tasa de inyección de diluyente.

Se proporciona un séptimo aspecto de la presente divulgación mediante un método de operación de un sistema de inyección con relación a un procedimiento de captación de imagen de ARM que utiliza un captador de imagen de ARM. El método incluye determinar una primera tasa de inyección de agente de contraste de un primer tipo de agente de contraste a un primer paciente cuya imagen se ha de captar para un primer procedimiento de captación de imagen de ARM, y restar la primera tasa de inyección de agente de contraste de una tasa de inyección de fluido estándar para determinar una primera tasa de inyección de diluyente. El método incluye además descargar simultáneamente del sistema de inyección el primer tipo de agente de contraste a la primera tasa de inyección de agente de contraste y descargar el diluyente a la primera tasa de inyección de diluyente (por ejemplo, hasta un lugar de inyección común en un paciente).

Son aplicables un cierto número de refinamientos de características y características adicionales al séptimo aspecto de la presente divulgación. Estos refinamientos de características y características adicionales pueden usarse individualmente o en cualquier combinación. Como tales, cada una de las siguientes características que se explicarán puede usarse, pero no se requiere que lo sea, con cualquier otra característica o combinación de características del séptimo aspecto. La siguiente explicación es aplicable al séptimo aspecto, hasta el comienzo de la explicación de un octavo aspecto de la presente divulgación. El método puede incluir además determinar una segunda tasa de inyección de agente de contraste de un segundo tipo de agente de contraste a un segundo paciente cuya imagen se ha de captar para un segundo procedimiento de captación de imagen de ARM, restar la segunda tasa de inyección de agente de contraste de la primera tasa de inyección del fluido estándar para determinar una segunda tasa de inyección de diluyente, y descargar simultáneamente desde el sistema de inyección el segundo tipo de agente de contraste a la segunda tasa de inyección de agente de contraste y descargar el diluyente a la segunda tasa de inyección de diluyente (por ejemplo, hasta un lugar de inyección común en un paciente). La primera tasa de inyección de agente de contraste puede ser diferente de la segunda tasa de inyección de agente de contraste. El primer tipo de agente de contraste puede ser de un tipo diferente de agente de contraste que el segundo tipo de agente de contraste.

La descarga simultánea desde el sistema de inyección del primer tipo de agente de contraste a la primera tasa de inyección de agente de contraste y de diluyente a la primera tasa de inyección de diluyente puede realizarse mediante un inyector de potencia de cabezal doble del sistema de inyección.

Se proporciona un octavo aspecto de la presente divulgación mediante un sistema de inyección que incluye un inyector de potencia de cabezal doble con una primera jeringa instalada sobre el inyector de potencia de cabezal doble y que mantiene o contiene un agente de contraste, y una segunda jeringa instalada sobre el inyector de potencia de cabezal doble y que mantiene o contiene diluyente. El sistema de inyección incluye además una interfaz de operador que permite a un operador proporcionar diversas entradas al sistema de inyección, y un módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente que determina una tasa de inyección de diluyente mediante resta de una tasa de inyección de agente de contraste de una tasa de inyección total estándar. El sistema de inyección incluye además un controlador que hace que el inyector de potencia de cabezal doble descargue simultáneamente el agente de contraste desde la primera jeringa a la tasa de inyección de contraste y diluyente desde la segunda jeringa a la tasa de inyección de diluyente (por ejemplo, hasta un lugar de inyección común en un paciente).

Cualquier "módulo de determinación" que pueda utilizarse por la presente invención puede implementarse en cualquier forma apropiada, incluyendo sin limitación con cualquier software, firmware o hardware apropiado, usando una o más plataformas, usando uno o más procesadores, usando memoria de cualquier tipo apropiado, usando cualquier ordenador único o cualquier tipo de múltiples ordenadores de cualquier tipo apropiado e interconectados en cualquier forma apropiada, o cualquier combinación de los mismos. Este módulo de determinación puede implementarse en cualquier localización única o en múltiples localizaciones que se interconectan en cualquier forma apropiada (por ejemplo, a través de cualquier tipo de red).

Cualquier inyector de potencia que pueda utilizarse para proporcionar una descarga de fluido puede ser de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiado. Cualquiera de dichos inyectores de potencia puede utilizar uno o más actuadores de émbolo de jeringa de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiado, en el que cada uno de dichos actuadores de émbolo de jeringa tiene capacidad de movimiento al menos bidireccional (por ejemplo, un movimiento en una primera dirección para descarga de fluido; un movimiento en una segunda dirección para acoger una carga y/o atracción del fluido y/o como retorno a una posición para una operación posterior de descarga de fluido), y en el que cada uno de dichos actuadores de émbolo de jeringa puede interactuar con su émbolo de jeringa correspondiente de cualquier forma apropiada (por ejemplo, mediante contacto mecánico; mediante un acoplamiento apropiado (mecánico o de otra forma)) de modo que sea capaz de avanzar al émbolo de jeringa en al menos una dirección (por ejemplo, para descargar fluido). Cada actuador de émbolo de jeringa puede utilizar una o más fuentes de accionamiento de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiado. Pueden combinarse múltiples salidas de fuente de accionamiento en cualquier forma apropiada para avanzar un único émbolo de jeringa en un momento dado. Una o más fuentes de accionamiento pueden dedicarse a un único actuador de émbolo de jeringa, una o más fuentes de accionamiento pueden asociarse con múltiples actuadores de émbolo de jeringa (por ejemplo, incorporando una transmisión de manera que cambie la salida desde un émbolo de jeringa a otro émbolo de jeringa), o cualquier combinación de los mismos. Formas de origen de accionamiento representativas incluyen un motor eléctrico con o sin escobillas, un motor hidráulico, un motor neumático, un motor piezoeléctrico, o un motor paso a paso.

Cualquiera de dichos inyectores de potencia puede usarse para cualquier aplicación apropiada en la que se desee el suministro de uno o más fluidos médicos, incluyendo sin limitación cualquier aplicación de captación de imagen médica apropiada (por ejemplo, tomografía computarizada o captación de imagen por TC; captación de imagen por resonancia magnética o IRM; tomografía computarizada por emisión de fotón único o captación de imagen por TCEFU; tomografía por emisión de positrones o captación de imagen por TEP; captación de imagen por rayos X; captación de imagen angiográfica; captación de imagen óptica; captación de imagen por ultrasonidos) y/o cualquier aplicación de diagnóstico médico y/o terapéutica apropiada (por ejemplo, inyección de quimioterapia, tratamiento del dolor, etc.). Cualquiera de dichos inyectores de potencia puede usarse en conjunto con cualquier componente o combinación de componentes, tal como un sistema de captación de imagen apropiado (por ejemplo, un escáner de TC). Por ejemplo, la información podría transmitirse entre cualquier inyector de potencia y uno o más de otros componentes (por ejemplo, información de retardo de escaneado, señal de inicio de inyección, tasa de inyección).

Puede utilizarse cualquier número apropiado de jeringas con cualquiera de dichos inyectores de potencia en cualquier forma apropiada (por ejemplo, extraíblemente; de carga frontal; de carga posterior; de carga lateral), puede descargarse cualquier fluido médico apropiado desde una jeringa dada de cualquiera de dichos inyectores de potencia (por ejemplo, medios de contraste, fluido terapéutico, un radiofármaco, solución salina, y cualquier combinación de los mismos), y puede descargarse cualquier fluido apropiado desde una configuración de inyector de potencia de jeringa múltiple en cualquier forma apropiada (por ejemplo, secuencialmente, simultáneamente), o cualquier combinación de los mismos. En una realización, el fluido descargado desde una jeringa por la operación de un inyector de potencia se dirige a un conducto (por ejemplo, un conjunto de tubos médicos), en donde este conducto se interconecta para fluidos con la jeringa en cualquier forma apropiada y dirige el fluido a una localización deseada (por ejemplo, a un catéter que se inserta en un paciente para inyección). Múltiples jeringas pueden descargar en un conducto común (por ejemplo, para provisión a un único lugar de inyección), o una jeringa puede descargar en un conducto (por ejemplo, para provisión a un lugar de inyección), mientras que otra jeringa puede

descargar a un conducto diferente (por ejemplo, para provisión a un lugar de inyección diferente). En una realización, cada jeringa incluye un cilindro de jeringa y un émbolo que se dispone dentro de y relativamente móvil en el cilindro de jeringa. Este émbolo puede interrelacionarse con el conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa del inyector de potencia de modo que el conjunto de actuador de émbolo de jeringa sea capaz de avanzar el émbolo en al menos una dirección, y posiblemente en dos direcciones diferentes, opuestas.

Tal como se usa en el presente documento, la expresión “interconectado para fluidos” se refiere a dos o más componentes o entidades que se conectan (directa o indirectamente) de tal manera que pueda fluir el fluido (por ejemplo, unidireccionalmente o bidireccionalmente) en una trayectoria del flujo predeterminada entre ellos. Por ejemplo, “un dispositivo de inyección interconectado para fluidos a un paciente” describe una configuración en la que el fluido puede fluir desde el dispositivo de inyección a través de cualesquiera dispositivos de interconexión (por ejemplo, tuberías, conectores) y al interior del paciente (por ejemplo, en la vasculatura del paciente).

Breve descripción de las figuras

La Figura 1 es un esquema de una realización de un inyector de potencia.

La Figura 2A es una vista en perspectiva de una realización de un inyector de potencia de cabezal doble, portátil montado de pie.

La Figura 2B es una vista en perspectiva ampliada, parcialmente en despiece, de un cabezal de potencia usado por el inyector de potencia de la Figura 2A.

La Figura 2C es un esquema de una realización de un conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa usado por el inyector de potencia de la Figura 2A.

La Figura 3 es un gráfico de intensidad de señal respecto a concentración para diversos tiempos de repetición del pulso para un agente de contraste representativo.

La Figura 4 es un gráfico de intensidad de señal respecto a concentración para dos agentes de contraste representativos.

La Figura 5 es un diagrama de bloques de un sistema de inyección y un captador de imagen de ARM.

La Figura 6 es un diagrama de flujo de un método de operación del sistema de inyección con relación a un captador de imagen de ARM.

Descripción detallada

La Figura 1 representa un esquema de una realización de un inyector de potencia 10 que tiene un cabezal de potencia 12. Pueden asociarse una o más interfaces de usuario gráficas o GUI 11 con el cabezal de potencia 12. Cada GUI 11: 1) puede ser de cualquier tamaño, forma, configuración y/o tipo apropiado; 2) puede interconectarse operativamente con el cabezal de potencia 12 en cualquier forma apropiada; 3) puede disponerse en cualquier localización apropiada; 4) puede configurarse para proporcionar cualquiera de las funciones siguientes: controlar uno o más aspectos de la operación del inyector de potencia 10; introducir/editar uno o más parámetros asociados con la operación del inyector de potencia 10; y visualizar la información apropiada (por ejemplo, asociada con la operación del inyector de potencia 10); o 5) cualquier combinación de lo anterior. Puede utilizarse cualquier número apropiado de GUI 11. En una realización, el inyector de potencia 10 incluye una GUI 11 que se incorpora mediante una consola que está separada pero que comunica con el cabezal de potencia 12. En otra realización, el inyector de potencia 10 incluye una GUI 11 que es parte del cabezal de potencia 12. En otra realización más, el inyector de potencia 10 utiliza una GUI 11 sobre una consola separada que comunica con el cabezal de potencia 12, y también utiliza otra GUI 11 que está sobre el cabezal de potencia 12. Cada GUI 11 podría proporcionar la misma funcionalidad o conjunto de funcionalidades, o las GUI 11 pueden diferir en al menos algún aspecto con relación a sus funcionalidades respectivas.

Puede instalarse una jeringa 28 sobre el cabezal de potencia 12 y, cuando está instalada, puede considerarse parte del inyector de potencia 10. Algunos procedimientos de inyección pueden dar como resultado que se genere una presión relativamente alta dentro de la jeringa 28. En este sentido, puede ser deseable disponer la jeringa 28 dentro de una camisa de presión 26. La camisa de presión 26 se asocia típicamente con el cabezal de potencia 12 de tal manera que permita que la jeringa 28 se disponga en ella como una parte o después de la instalación de la jeringa 28 sobre el cabezal de potencia 12. La misma camisa de presión 26 permanecerá típicamente asociada con el cabezal de potencia 12, cuando se posicionan diversas jeringas 28 dentro y se retiran de la camisa de presión 26 para múltiples procedimientos de inyección. El inyector de potencia 10 puede eliminar la camisa de presión 26 si el inyector de potencia 10 se configura/utiliza para inyecciones de baja presión y/o si la(s) jeringa(s) 28 a ser utilizada(s) con un inyector de potencia 10 es (son) de durabilidad suficiente para soportar inyecciones de alta presión sin el soporte adicional proporcionado por una camisa de presión 26. En cualquier caso, el fluido descargado desde la jeringa 28 puede dirigirse a un conducto 38 de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiados, que puede interconectarse para fluidos con la jeringa 28 de cualquier forma apropiada, y que puede dirigir el fluido a cualquier localización apropiada (por ejemplo, a un paciente).

El cabezal de potencia 12 incluye un conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa o actuador de émbolo de jeringa 14 que interactúa (por ejemplo, se interrelaciona) con la jeringa 28 (por ejemplo, un émbolo 32 de la misma) para la descarga de fluido desde la jeringa 28. El conjunto de accionamiento de émbolo de jeringa 14 incluye una

fuelle de accionamiento 16 (por ejemplo, un motor de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiados, engranajes accionados, y similares) que impulse una salida de accionamiento 18 (por ejemplo, un tornillo de accionamiento rotativo). Puede avanzarse un ariete 20 a lo largo de una trayectoria apropiada (por ejemplo, axial) a la salida de accionamiento 18. El ariete 20 puede incluir un acoplador 22 para interactuar o interrelacionarse con una parte correspondiente de la jeringa 28 en una manera que se explicará a continuación.

La jeringa 28 incluye un émbolo o pistón 32 que se dispone de modo móvil dentro de un cilindro de jeringa 30 (por ejemplo, para movimiento alternativo axial a lo largo de un eje que coincide con la fecha doble B). El émbolo 32 puede incluir un acoplador 34. El acoplador de émbolo de jeringa 34 puede interactuar o interrelacionarse con el acoplador del ariete 22 para permitir que el conjunto de accionamiento de émbolo de jeringa 14 retraiga el émbolo de jeringa 32 dentro del cilindro de jeringa 30. El acoplador de émbolo de jeringa 34 puede estar en la forma de un árbol 36a que se extiende desde un cuerpo del émbolo de jeringa 32, junto con un cabezal o botón 36b. Sin embargo, el acoplador de émbolo de jeringa 34 puede ser de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiados.

Generalmente, el conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 14 del inyector de potencia 10 puede interactuar con el émbolo de jeringa 32 de la jeringa 28 de cualquier forma apropiada (por ejemplo, mediante contacto mecánico; mediante un acoplamiento apropiado (mecánico o de otra forma)) de modo que tenga la capacidad de mover o avanzar el émbolo de jeringa 32 (con relación al cilindro de jeringa 30) en al menos una dirección (por ejemplo, para la descarga de fluido desde la jeringa correspondiente 28). Esto es, aunque el conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 14 pueda ser capaz de movimiento bidireccional (por ejemplo, a través de la operación de la misma fuente de accionamiento 16), el inyector de potencia 10 puede configurarse de modo que la operación del conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 14 solo mueva realmente cada émbolo de jeringa 32 que se usa por el inyector de potencia 10 en una única dirección. Sin embargo, el conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 14 puede configurarse para interactuar con cada émbolo de jeringa 32 que se usa por el inyector de potencia 10 de modo que sea capaz de mover cada uno de dichos émbolos de jeringa 32 en cada una de dos direcciones diferentes (por ejemplo, en direcciones diferentes a lo largo de una trayectoria axial común).

La retracción del émbolo de jeringa 32 puede utilizarse para acoger una carga de fluido dentro del cilindro de jeringa 30 para una inyección o descarga posterior, puede utilizarse para atraer realmente fluido al interior del cilindro de jeringa 30 para una inyección o descarga posterior, o para cualquier otra finalidad apropiada. Ciertas configuraciones pueden no requerir que el conjunto de accionamiento de émbolo de jeringa 14 sea capaz de retraer el émbolo de jeringa 32, en cuyo caso pueden no desearse el acoplador de ariete 22 y el acoplador de émbolo de jeringa 34. En este caso, el conjunto de accionamiento de émbolo de jeringa 14 puede retraerse para las finalidades de ejecutar otra operación de suministro de fluido (por ejemplo, después de que se haya instalado otra jeringa precargada 28). Incluso cuando se utiliza un acoplador de ariete 22 y un acoplador de émbolo de jeringa 34, estos componentes pueden o no acoplarse cuando el ariete 20 avanza el émbolo de jeringa 32 para descargar fluido desde la jeringa 28 (por ejemplo, el ariete 20 puede ser simplemente de "empuje" del acoplador de émbolo de jeringa 34 o directamente sobre un extremo proximal del émbolo de jeringa 32). Puede utilizarse cualquier movimiento simple o combinación de movimientos en cualquier dimensión o combinación apropiada de dimensiones para disponer el acoplador de ariete 22 y el acoplador de émbolo de jeringa 34 en un estado o situación acoplada, para disponer el acoplador de ariete 22 y el acoplador de émbolo de jeringa 34 en un estado o situación no acoplada, o ambos.

La jeringa 28 puede instalarse sobre el cabezal de potencia 12 de cualquier forma apropiada. Por ejemplo, la jeringa 28 podría configurarse para instalarse directamente sobre el cabezal de potencia 12. En la realización ilustrada, se monta apropiadamente una carcasa 24 sobre el cabezal de potencia 12 para proporcionar una interfaz entre la jeringa 28 y el cabezal de potencia 12. Esta carcasa 24 puede estar en la forma de un adaptador en el que pueden instalarse una o más configuraciones de jeringa 28, y en el que podría instalarse al menos una configuración para una jeringa 28 directamente sobre el cabezal de potencia 12 sin usar ninguno de dichos adaptadores. La carcasa 24 puede estar también en la forma de una placa frontal en la que pueden instalarse una o más configuraciones de jeringas 28. En este caso, puede que se requiera una de dichas placas frontales para instalar una jeringa 28 sobre el cabezal de potencia 12 —la jeringa 28 no podría instalarse sobre el cabezal de potencia 12 sin la placa frontal—. Cuando se está utilizando una camisa de presión 26, puede instalarse sobre el cabezal de potencia 12 en diversas formas explicadas en el presente documento con relación a la jeringa 28, y la jeringa 28 se instalará entonces posteriormente en la camisa de presión 26.

La carcasa 24 puede montarse sobre y permanecer en una posición fija con relación al cabezal de potencia 12 cuando se instala una jeringa 28. Otra opción es interconectar de modo móvil la carcasa 24 y el cabezal de potencia 12 para alojar la instalación de una jeringa 28. Por ejemplo, la carcasa 24 puede moverse dentro de un plano que contiene la flecha doble A para proporcionar uno o más de entre un estado o situación acoplada y un estado o situación no acoplada entre el acoplador de ariete 22 y el acoplador de émbolo de jeringa 34.

Una configuración de inyector de potencia particular se ilustra en la Figura 2A, se identifica por un número de referencia 40, y está al menos en general de acuerdo con el inyector de potencia 10 de la Figura 1. El inyector de potencia 40 incluye un cabezal de potencia 50 que se monta sobre una plataforma portátil 48. Se montan dos jeringas 86a, 86b para el inyector de potencia 40 sobre el cabezal de potencia 50. Puede descargarse fluido desde las jeringas 86a, 86b durante la operación del inyector de potencia 40.

La plataforma portátil 48 puede ser de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiados. Pueden utilizarse ruedas, rodillos, ruedas orientables o similares para hacer portátil la plataforma 48. El cabezal de potencia 50 podría mantenerse en una posición fija con relación a la plataforma portátil 48. Sin embargo, puede ser deseable permitir que la posición del cabezal de potencia 50 sea ajustable con relación a la plataforma portátil 48 de al menos alguna manera. Por ejemplo, puede ser deseable tener el cabezal de potencia 50 en una posición con relación a la plataforma portátil 48 cuando se carga fluido en una o más de las jeringas 86a, 86b, y tener el cabezal de potencia 50 en una posición diferente con relación a la plataforma portátil 48 para la realización de un procedimiento de inyección. En este sentido, el cabezal de potencia 50 puede interconectarse de modo móvil con la plataforma portátil 48 de cualquier forma apropiada (por ejemplo, de modo que el cabezal de potencia 50 pueda pivotar a través de al menos un cierto intervalo de movimiento, y mantenerse posteriormente en la posición deseada).

Debería apreciarse que el cabezal de potencia 50 podría soportarse en cualquier forma apropiada para proporcionar fluido. Por ejemplo, en lugar de estar montado sobre una estructura portátil, el cabezal de potencia 50 puede interconectarse con un conjunto de soporte, que a su vez se monta sobre una estructura apropiada (por ejemplo, techo, pared, suelo). Cualquier conjunto de soporte para cabezal de potencia 50 puede ser ajustable posicionalmente en al menos algún aspecto (por ejemplo, teniendo una o más secciones de soporte que puedan recolocarse relativamente con una o más otras secciones de soporte), o puede mantenerse en una posición fija. Más aún, el cabezal de potencia 50 puede integrarse con cualquiera de dichos conjuntos de soporte de modo que o bien se mantenga en una posición fija o bien de modo que sea ajustable con relación al conjunto de soporte.

El cabezal de potencia 50 incluye una interfaz de usuario gráfica o GUI 52. Esta GUI 52 puede configurarse para proporcionar una o cualquier combinación de las siguientes funciones: controlar uno o más aspectos de la operación del inyector de potencia 40; introducir/editar uno o más parámetros asociados con la operación del inyector de potencia 40; y visualizar la información apropiada (por ejemplo, asociada con la operación del inyector de potencia 40). El inyector de potencia 40 puede incluir también una consola 42 y un paquete de alimentación 46 en que cada uno puede estar en comunicación con el cabezal de potencia 50 en cualquier forma apropiada (por ejemplo, a través de uno o más cables), que pueden colocarse sobre una mesa o montarse sobre un bastidor de electrónica en una sala de examen o en cualquier otra localización apropiada, o ambos. El paquete de alimentación 46 puede incluir uno o más de lo siguiente y en cualquier combinación apropiada: una fuente de alimentación para el inyector 40; circuitos de interfaz para proporcionar comunicación entre la consola 42 y el cabezal de potencia 50; circuitos para permitir la conexión del inyector de potencia 40 a unidades remotas tales como consolas remotas, interruptores de control manuales o de pie remotos, u otras conexiones de control remoto de fabricantes de equipo originales (OEM) (por ejemplo para permitir que la operación del inyector de potencia 40 se sincronice con la exposición a rayos X de un sistema de captación de imagen); y cualesquiera otros componentes apropiados. La consola 42 puede incluir una pantalla táctil 44, que a su vez puede proporcionar una o más de las siguientes funciones y en cualquier combinación apropiada: permitir a un operador controlar remotamente uno o más aspectos de la operación del inyector de potencia 40; permitir a un operador introducir/editar uno o más parámetros asociados con la operación del inyector de potencia 40; permitir a un operador especificar y almacenar programas para operación automatizada del inyector de potencia 40 (que pueden ejecutarse posteriormente automáticamente por el inyector de potencia 40 tras su inicio por el operador); y visualización de cualquier información apropiada con relación al inyector de potencia 40 y que incluye cualquier aspecto de su operación.

Se presentan en la Figura 2B detalles con relación a la integración de las jeringas 86a, 86b con el cabezal de potencia 50. Cada una de las jeringas 86a, 86b incluye los mismos componentes generales. La jeringa 86a incluyen un émbolo o pistón 90a que se dispone de modo móvil dentro de un cilindro de jeringa 88a. El movimiento del émbolo 90a a lo largo del eje 100a (Figura 2A) a través de la operación del cabezal de potencia 50 descargará fluido desde el interior del cilindro de jeringa 88a a través de la boquilla 89a de la jeringa 86a. Un conducto apropiado (no mostrado) se interconectará para fluidos típicamente con la boquilla 89a en cualquier forma apropiada para dirigir el fluido a una localización deseada (por ejemplo, a un paciente). De modo similar, la jeringa 86b incluye un émbolo o pistón 90b que se dispone de modo móvil dentro de un cilindro de jeringa 88b. El movimiento del émbolo 90b a lo largo de un eje 100b (Figura 2A) a través de la operación del cabezal de potencia 50 descargará fluido desde el interior del cilindro de jeringa 88b a través de una boquilla 89b en la jeringa 86b. Un conducto apropiado (no mostrado) se interconectará para fluidos típicamente con la boquilla 89b en cualquier forma apropiada para dirigir el fluido a una localización deseada (por ejemplo, un paciente).

La jeringa 86a se interconecta con el cabezal de potencia 50 a través de una placa frontal 102a intermedia. Esta placa frontal 102a incluye una cuna 104 que soporta al menos parte del cilindro de jeringa 88a, y que puede proporcionar/alajar cualquier funcionalidad adicional o combinación de funcionalidades. Se dispone un montaje 82a sobre y se fija con relación al cabezal de potencia 50 para interfaz con la placa frontal 102a. Un acoplador de ariete 76 de un ariete 74 (Figura 2C), que son cada uno parte de un conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa o actuador del émbolo de jeringa 56 (Figura 2C) para la jeringa 86a, se posiciona en la proximidad de la placa frontal 102a cuando se monta sobre el cabezal de potencia 50. Se explicarán detalles con relación al conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 56 con más detalle a continuación con relación a la Figura 2C. En general, el acoplador de ariete 76 puede acoplarse con el émbolo de jeringa 90a de la jeringa 86a, y el acoplador de ariete 76 y ariete 74 (Figura 2C) pueden moverse entonces con relación al cabezal de potencia 50 para mover el émbolo de jeringa 90a a lo largo del eje 100a (Figura 2A). Puede ser tal que el acoplador de ariete 76 se relacione con, pero no

se acople realmente, al émbolo de jeringa 90a cuando se mueve el émbolo de jeringa 90a para descargar fluido a través de la boquilla 89a de la jeringa 86a.

La placa frontal 102a puede moverse al menos en general dentro de un plano que es ortogonal a los ejes 100a, 100b (asociados con el movimiento de los émbolos de jeringa 90a, 90b, respectivamente, e ilustrado en la Figura 2A), tanto para montar la placa frontal 102a sobre como para retirar la placa frontal 102a desde su montaje 82a sobre el cabezal de potencia 50. La placa frontal 102a puede usarse para acoplar el émbolo de jeringa 90a con su acoplador de ariete correspondiente 76 sobre el cabezal de potencia 50. En este sentido, la placa frontal 102a incluye un par de tiradores 106a. En general y estando la jeringa 86a inicialmente posicionada dentro de la placa frontal 102a, pueden moverse los tiradores 106a para en turnos mover/trasladar la jeringa 86a al menos generalmente dentro del plano que es ortogonal a los ejes 100a, 100b (asociado con el movimiento de los émbolos de jeringa 90a, 90b, respectivamente, e ilustrado en la Figura 2A). El movimiento de los tiradores 106a a una posición mueve/traslada la jeringa 86a (con relación a la placa frontal 102a) en una dirección al menos en general descendente para acoplar su émbolo de jeringa 90a con su acoplador de ariete correspondiente 76. El movimiento de los tiradores 106a a otra posición mueve/traslada la jeringa 86a (con relación a la placa frontal 102a) en al menos una dirección en general ascendente para desacoplar su émbolo de jeringa 90a de su acoplador de ariete 76 correspondiente.

La jeringa 86b se interconecta con el cabezal de potencia 50 a través de una placa frontal 102b intermedia. Se dispone un montaje 82b sobre, y se fija con relación a, el cabezal de potencia 50 para la interrelación con la placa frontal 102b. Un acoplador de ariete 76 de un ariete 74 (Figura 2C), que son cada uno parte de un conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 56 para la jeringa 86b, se posicionan en la proximidad de la placa frontal 102b cuando se monta en el cabezal de potencia 50. Los detalles con relación al conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 56 se explicarán de nuevo con más detalle a continuación en relación con la Figura 2C. En general, el acoplador de ariete 76 puede acoplarse con el émbolo de jeringa 90b de la jeringa 86b, y el acoplador de ariete 76 y ariete 74 (Figura 2C) pueden moverse con relación al cabezal de potencia 50 para mover el émbolo de jeringa 90b a lo largo del eje 100b (Figura 2A). Puede ser de tal manera que el acoplador de ariete 76 se relacione con, pero no se acople realmente a, el émbolo de jeringa 90b cuando se mueve el émbolo de jeringa 90b para descargar fluido a través de la boquilla 89b de la jeringa 86b.

La placa frontal 102b puede moverse al menos en general dentro de un plano que es ortogonal a los ejes 100a, 100b (en asociación con el movimiento de los émbolos de jeringa 90a, 90b, respectivamente, e ilustrado en la Figura 2A), tanto para montar la placa frontal 102b sobre como para retirar la placa frontal 102b desde su montaje 82b sobre el cabezal de potencia 50. La placa frontal 102b puede usarse también para acoplar el émbolo de jeringa 90b con su acoplador de ariete 76 correspondiente sobre el cabezal de potencia 50. En este sentido, la placa frontal 102b puede incluir un tirador 106b. En general, y estando la jeringa 86b posicionada inicialmente dentro de la placa frontal 102b, la jeringa 86b puede rotarse alrededor de su eje longitudinal 100b (Figura 2A) y con relación a la placa frontal 102b. Esta rotación puede realizarse mediante el movimiento del tirador 106b, agarrando y girando la jeringa 86b, o ambos. En cualquier caso, esta rotación mueve/traslada tanto la jeringa 86b como la placa frontal 102b al menos en general dentro de un plano que es ortogonal a los ejes 100a, 100b (en asociación con el movimiento de los émbolos de jeringa 90a, 90b, respectivamente, e ilustrado en la Figura 2A). La rotación de la jeringa 86b en una dirección mueve/traslada la jeringa 86b y la placa frontal 102b en una dirección al menos en general descendente para acoplar el émbolo de jeringa 90b con su correspondiente acoplador de ariete 76. La rotación de la jeringa 86b en la dirección opuesta mueve/traslada la jeringa 86b y placa frontal 102b en una dirección al menos en general ascendente para desacoplar su émbolo de jeringa 90b de su acoplador de ariete 76 correspondiente.

Como se ha ilustrado en la Figura 2B, el émbolo de jeringa 90b incluye un cuerpo de émbolo 92 y un acoplador de émbolo de jeringa 94. Este acoplador de émbolo de jeringa 94 incluye un árbol 98 que se extiende desde el cuerpo del émbolo 92, junto con una cabeza 96 que está separada del cuerpo del émbolo 92. Cada uno de los acopladores de ariete 76 incluye una ranura más grande que se sitúa por detrás de una ranura más pequeña sobre la cara del acoplador de ariete 76. La cabeza 96 del acoplador de émbolo de jeringa 94 puede posicionarse dentro de la ranura mayor del acoplador de ariete 76, y el árbol 98 del acoplador de émbolo de jeringa 94 puede extenderse a través de la ranura más pequeña de la cara del acoplador de ariete 76 cuando el émbolo de jeringa 90b y su acoplador de ariete 76 correspondiente están en un estado o situación acoplada. El émbolo de jeringa 90a puede incluir un acoplador de émbolo de jeringa 94 similar para la interrelación con su acoplador de ariete 76 correspondiente.

El cabezal de potencia 50 se utiliza para descargar fluido desde las jeringas 86a, 86b en el caso del inyector de potencia 40. Esto es, el cabezal de potencia 50 proporciona la fuerza motora para descargar fluido desde cada una de las jeringas 86a, 86b. Una realización de la que puede caracterizarse como un conjunto de accionamiento de émbolo de jeringa o actuador de émbolo de jeringa se ilustra en la Figura 2C, se identifica por el número de referencia 56, y puede utilizarse por el cabezal de potencia 50 para descargar fluido desde cada una de las jeringas 86a, 86b. Puede incorporarse un conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 56 separado dentro del cabezal de potencia 50 para cada una de las jeringas 86a, 86b. En este sentido y volviendo a la referencia a las Figuras 2A-B, el cabezal de potencia 50 puede incluir botones de actuación manual 80a y 80b para su uso en el control por separado de cada uno de los conjuntos de accionamiento del émbolo de jeringa 56.

Inicialmente y con relación al conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 56 de la Figura 2C, cada uno de sus componentes individuales puede ser de cualquier tamaño, forma, configuración y/o tipo apropiado. El conjunto de accionamiento del émbolo de jeringa 56 incluye un motor 58, que tiene un árbol de salida 60. Se monta un engranaje de accionamiento 62 sobre, y gira con, el árbol de salida 60 del motor 58. El engranaje de accionamiento 62 engrana o puede engranar al menos con el engranaje accionado 64. Este engranaje accionado 64 se monta sobre y gira con un tornillo o árbol de accionamiento 66. El eje alrededor del que rota el tornillo de accionamiento 66 se identifica por el número de referencia 68. Uno o más cojinetes 72 soportan apropiadamente el tornillo de accionamiento 66.

Un carrito o ariete 74 se monta de modo móvil sobre el tornillo de accionamiento 66. En general, la rotación del tornillo de accionamiento 66 en una dirección avanza axialmente el ariete 74 a lo largo del tornillo de accionamiento 66 (y por ello a lo largo del eje 68) en la dirección de la jeringa 86a/b correspondiente, mientras la rotación del tornillo de accionamiento 66 en la dirección opuesta avanza axialmente el ariete 74 a lo largo del tornillo de accionamiento 66 (y por ello a lo largo del eje 68) separándose de la jeringa 86a/b correspondiente. En este sentido, el perímetro de al menos parte del tornillo de accionamiento 66 incluye roscas helicoidales 70 que se interrelacionan con al menos parte del ariete 74. El ariete 74 se monta también de modo móvil dentro de un casquillo 78 apropiado que no permite que el ariete 74 rote durante una rotación del tornillo de accionamiento 66. Por lo tanto, la rotación del tornillo de accionamiento 66 proporciona un movimiento axial del ariete 74 en una dirección determinada por la dirección de rotación del tornillo de accionamiento 66.

El ariete 74 incluye un acoplador 76 que puede acoplarse de modo extraíble con el acoplador de émbolo de jeringa 94 del émbolo de jeringa 90a/b de la jeringa 86a/b correspondiente. Cuando el acoplador de ariete 76 y el acoplador de émbolo de jeringa 94 se acoplan apropiadamente, el émbolo de jeringa 90a/b se mueve con el ariete 74. La Figura 2C ilustra una configuración en la que la jeringa 86a/b puede moverse a lo largo de su eje correspondiente 100a/b sin estar acoplada con el ariete 74. Cuando la jeringa 86a/b se mueve a lo largo de su eje 100a/b correspondiente de modo que la cabeza 96 de su émbolo de jeringa 90a/b está alineada con el acoplador de ariete 76, pero con los ejes 68 aún en la configuración desplazada de la Figura 2C, la jeringa 86a/b puede trasladarse dentro de un plano que es ortogonal al eje 68 a lo largo del que se mueve el ariete 74. Esto establece una relación de acoplamiento entre el acoplador de ariete 76 y el acoplador de émbolo de jeringa 96 en la forma anteriormente anotada.

Los inyectores de potencia 10, 40 de las Figuras 1 y 2A-C pueden usarse cada uno para cualquier aplicación apropiada, incluyendo sin limitación para aplicaciones de captación de imágenes médicas en las que se inyecta fluido en un sujeto (por ejemplo, un paciente) y/o cualquier aplicación de diagnóstico médico y/o terapéutica apropiada (por ejemplo, inyección de quimioterapia, tratamiento del dolor, etc.). Las aplicaciones de captación de imágenes médicas representativas para los inyectores de potencia 10, 40 incluyen sin limitación tomografía computarizada o captación de imagen por TC, captación de imagen por resonancia magnética o IRM, tomografía computarizada por emisión de fotón único o captación de imagen por TCEFU, tomografía por emisión de positrones o captación de imagen por TEP, captación de imagen por rayos X, captación de imagen angiográfica, captación de imagen óptica, y captación de imagen por ultrasonidos. Los inyectores de potencia 10, 40 podrían usarse cada uno en solitario o en combinación con uno o más de otros componentes. Los inyectores de potencia 10, 40 pueden interconectarse operativamente cada uno con uno o más componentes, por ejemplo de modo que pueda transmitirse la información entre el inyector de potencia 10, 40 y uno o más de otros componentes (por ejemplo, información de retardo de escaneado, señal de comienzo de la inyección, tasa de inyección).

Puede utilizarse cualquier número apropiado de jeringas por cada uno de los inyectores de potencia 10, 40, incluyendo sin limitación configuraciones de cabezal único (para una única jeringa) y configuraciones de doble cabezal (para dos jeringas). En el caso de una configuración de jeringa múltiple, cada inyector de potencia 10, 40 puede descargar fluido desde diversas jeringas en cualquier forma apropiada y de acuerdo con cualquier secuencia de tiempos (por ejemplo, descargas secuenciales desde dos o más jeringas, descargas simultáneas desde dos o más jeringas, o cualquier combinación de los mismos). Múltiples jeringas pueden descargar en un conducto común (por ejemplo, para suministro a un único lugar de inyección), o una jeringa puede descargar en un conducto (por ejemplo, para suministro a un lugar de inyección), mientras que otra jeringa puede descargar a un conducto diferente (por ejemplo, para suministro a un lugar de inyección diferente). Cada una de dichas jeringas utilizada por cada uno de los inyectores de potencia 10, 40 puede incluir cualquier fluido apropiado (por ejemplo, un fluido médico), por ejemplo medios de contraste, fluido terapéutico, radiofármacos, un diluyente, solución salina, y cualquier combinación de los mismos. Cada una de dichas jeringas utilizadas por cada uno de los inyectores de potencia 10, 40 puede instalarse en cualquier forma apropiada (por ejemplo, pueden utilizarse configuraciones de carga posterior; pueden utilizarse configuraciones de carga frontal; pueden utilizarse configuraciones de carga lateral).

Los inyectores de potencia 10, 40 y los sistemas de inyección descritos en el presente documento pueden usarse en conjunto con equipos de captación de imagen por resonancia magnética para realizar un procedimiento de captación de imagen de ARM. Se hace referencia en el presente documento a dicho equipo de captación de imagen como un captador de imagen de ARM. El procedimiento de captación de imagen de ARM puede usarse para la captación de imágenes de vasos sanguíneos para evaluar su estado, por ejemplo para la búsqueda de estrechamientos, dilataciones de las paredes de los vasos, aneurismas o cualquier otra situación apropiada. Los sistemas de

inyección pueden usarse para proporcionar agente de contraste a un paciente para mejorar las imágenes generadas por el captador de imagen de ARM.

En una intensidad de campo magnético de captador de imagen de ARM dado, los agentes de contraste disminuyen los tiempos de relajación longitudinal y transversal (T_1 y T_2 , respectivamente) de acuerdo con las relaciones:

$$(1) \quad \frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10}} + r_1[M]$$

$$(2) \quad \frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20}} + r_2[M]$$

en las que: T_1 = tiempo de relajación longitudinal observado; T_{10} = relajación longitudinal de la sustancia sin ningún agente de contraste; r_1 = relajatividad longitudinal; T_2 = tiempo de relajación transversal observado; T_{20} = relajación transversal de la sustancia sin ningún agente de contraste; r_2 = relajatividad transversal; y $[M]$ = concentración de agente de contraste.

Las relaciones anteriores pueden usarse en conjunto con fórmulas que relacionan la intensidad de la señal (IS) con parámetros del captador de imagen de ARM. Por ejemplo, en el caso de un captador de imagen de ARM que usa una secuencia de imagen por eco de espín, puede usarse la fórmula siguiente:

$$(3) \quad IS = (1 - e^{-TR/T_1})e^{-TE/T_2}$$

en la que TR = tiempo de repetición del pulso y TE = tiempo de retardo de la captación de imagen. Las ecuaciones anteriores pueden usarse para generar el gráfico 300 de la Figura 3, que ilustra la relación entre la concentración (milimolar (mM)) para el agente de contraste MAGNEVIST® (disponible en Bayer HealthCare Pharmaceuticals Inc., Wayne, Nueva Jersey) y la intensidad de la señal (unidades arbitrarias (UA)) para varios tiempos de repetición del pulso (con TE = 10 milisegundos (ms), intensidad de campo magnético = 1,5 Tesla (T)).

Puede hallarse una concentración (M_{opt}) en la que la intensidad de señal está en un máximo para un tiempo de repetición del pulso dado en la que un pico de la curva tiene una pendiente cero con respecto a la concentración:

$$(4) \quad \frac{d(IS)}{d[M]} = 0 \Rightarrow [M_{opt}] = T_{10} \ln \left(1 + \left(\frac{r_1}{r_2} \right) \left(\frac{TR}{TE} \right) \right) - \frac{1}{r_1 T_{10}}$$

En este sentido, puede determinarse la concentración particular que corresponde a una intensidad de señal máxima. En consecuencia, pueden determinarse la intensidad de señal máxima y su nivel de concentración correspondiente para cualquier conjunto particular de las variables anteriores (por ejemplo, para cualquier combinación particular de atributo(s) del agente de contraste, tiempo de repetición del pulso, y tiempo de retardo de captación de imagen).

Como se ha ilustrado en el gráfico 400 de la Figura 4, diferentes tipos de agente de contraste pueden producir diferentes perfiles de concentración respecto a intensidad de la señal. El gráfico de 400 ilustra curvas para MAGNEVIST® y MS325 (también conocido como VASOVIST®, disponible de Epix Pharmaceuticals, Inc., Lexington, MA) en donde la intensidad de campo magnético es igual a 1,5T, TR = 400 ms, y TE = 10 ms. Se apreciará que un nivel de concentración de agente de contraste particular (por ejemplo, aproximadamente 2 mM) puede conducir una intensidad de señal satisfactoria para un tipo de agente de contraste (por ejemplo, una intensidad de señal de aproximadamente 0,850 UA para el MAGNEVIST®) mientras que conduce a resultados indeseables para otro tipo de agente de contraste (por ejemplo, una intensidad de señal de menos de 0,500 UA para el MS325).

De modo similar, puede elegirse una concentración para reducir los efectos de la variación de concentración. Por ejemplo, en el gráfico 300 de la Figura 3, a lo largo de la curva etiquetada TR = 0,8, si se selecciona un nivel de concentración para que corresponda a la intensidad de señal máxima, la intensidad de señal posterior durante el procedimiento de captación de imagen puede ser particularmente sensible a un nivel de concentración por debajo del objetivo. Esto es debido a la caída en escalón de la intensidad de la señal a lo largo de la curva etiquetada TR = 0,8 a la izquierda de su punto máximo. En dichas situaciones, puede ser deseable elegir un nivel de concentración objetivo seleccionado que no corresponda a un punto máximo. Por ejemplo, un usuario (por ejemplo, médico clínico, doctor) puede seleccionar un nivel de concentración objetivo que sea ligeramente mayor que el nivel de concentración que corresponde al punto máximo para reducir la sensibilidad de la intensidad de señal resultante a variaciones en el nivel de concentración.

Las ecuaciones anteriores y la explicación relacionada se refieren a las secuencias de captación de imagen de eco de espín. Pueden tratarse de modo similar otras secuencias de captación de imagen, tales como la secuencia de captación de imagen de eco de gradiente.

Como se ilustra el gráfico 400 de la Figura 4, las magnitudes de las concentraciones que corresponden a la intensidad de señal máxima pueden ser relativamente bajas en comparación con concentraciones formuladas del agente de contraste típico (por ejemplo, tal como se suministran por un suministrador). Las concentraciones formuladas de agente de contraste típico pueden ser más altas que las concentraciones requeridas para captación de imagen. Por ejemplo, el MS325 y el MAGNEVIST® pueden venir en concentraciones de 200 mM y 500 mM, respectivamente. En consecuencia, se requiere una dilución significativa para conseguir niveles de concentración en la sangre que correspondan a una intensidad de señal deseada. Demasiada dilución o demasiada poca dilución pueden conducir a disminuciones significativas en la intensidad de señal resultante.

Para obtener una dilución precisa en sangre para conseguir la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo, la tasa de inyección a la que se inyecta el agente de contraste dentro del paciente puede vincularse con el gasto cardiaco del paciente (expresada en mililitros/segundo (ml/s)) como se describe en la ecuación que sigue:

$$(5) \quad TIAC = GC \frac{CO}{CI}$$

en la que: CO = concentración objetivo (mM); GC = gasto cardiaco (ml/s); CI = concentración de inicio del agente de contraste (mM); y TIAC = tasa de inyección de agente de contraste (ml/s). Por ejemplo, un paciente con un gasto cardiaco de 83 ml/s se somete a un procedimiento de captación de imagen de ARM usando MAGNEVIST® con una concentración de inicio de 500 mM, y en el que la concentración objetivo se calculó para ser 1,96 mM (usando las fórmulas descritas anteriormente), puede requerir una tasa de inyección de agente de contraste de $(1,96 \text{ mM}/500 \text{ mM}) \times 83 \text{ ml/s} = 0,33 \text{ ml/s}$. El agente de contraste puede inyectarse en una vena a la tasa de inyección de agente de contraste calculada para conseguir la concentración objetivo deseada en el flujo sanguíneo que sale del corazón. En general, los agentes de contraste que se suministran en dichos niveles de concentración relativamente altos pueden dar como resultado tasas de inyección de agente de contraste que sean tan bajas como o menores que el ejemplo dado anteriormente. Adicionalmente, los pacientes con un gasto cardiaco inferior pueden requerir incluso tasas de inyección del agente de contraste más bajas.

Sin embargo, dichas tasas de inyección de agente de contraste relativamente bajas pueden disminuir significativamente el control sobre la concentración y los tiempos de embolada del agente de contraste. En este sentido, y usando el ejemplo anterior, una tasa de inyección de agente de contraste de 0,33 ml/s en una vena (por ejemplo, en un brazo) de un paciente puede no dar como resultado unos 0,33 ml/s de agente de contraste suministrados al corazón del paciente. Adicionalmente, dichas tasas de inyección bajas pueden dar como resultado un tiempo indeseable entre cuándo se realiza la inyección y cuándo el agente de contraste alcanza el corazón del paciente. Para producir un flujo de agente de contraste al corazón del paciente más consistente, previsible y a tiempo a través de la vena, el agente de contraste puede diluirse sobre la marcha (por ejemplo, justamente antes de entrar en el flujo sanguíneo del paciente) para inyectar una solución más diluida con una tasa más rápida. En este sentido, puede seleccionarse una tasa de inyección total (TIT) para incrementar la controlabilidad, predictibilidad y/o velocidad a la que el agente de contraste se mueve al corazón del paciente, y el agente de contraste puede diluirse sobre la marcha para conseguir la tasa de inyección total. En este sentido, el dispositivo de inyección puede inyectar simultáneamente agente de contraste y un diluyente apropiado (por ejemplo, solución salina) para conseguir la tasa de inyección total. La tasa de inyección de diluyente puede calcularse mediante la resta de la tasa de inyección de agente de contraste de la tasa de inyección total usando la fórmula: $TID = TIT - TIAC$, en la que TID = tasa de inyección de diluyente.

Adicionalmente, la tasa de inyección total puede ser una tasa estándar que podría aplicarse a múltiples pacientes independientemente de la tasa de inyección de agente de contraste deseada y del gasto cardiaco del paciente. En una realización, una tasa de inyección total puede ser del orden de 2 a 3 ml/s. Por ejemplo, un usuario puede seleccionar una tasa de inyección total de 2 ml/s. Aplicando dicha tasa de inyección total al ejemplo anterior, puede calcularse una tasa de inyección de diluyente de $2 \text{ ml/s} - 0,33 \text{ ml/s} = 1,67 \text{ ml/s}$. En consecuencia, el agente de contraste y diluyente pueden inyectarse simultáneamente en un paciente a 0,33 ml/s y a 1,61 ml/s, respectivamente, para conseguir una tasa de inyección total de 2 ml/s. Dicho método puede proporcionar un control mayor sobre el movimiento del agente de contraste al corazón en comparación con métodos conocidos tales como la administración del agente de contraste seguido por una impulsión de solución salina.

La Figura 5 es un diagrama de bloques de un sistema de inyección 500 y un captador de imagen de ARM 501. El sistema de inyección 500 puede incluir un dispositivo de inyección 502. El dispositivo de inyección 502 puede estar en la forma de inyector de potencia 10, 40 explicados anteriormente. Por ejemplo, el dispositivo de inyección 502 puede ser un inyector de potencia de doble cabezal. Pueden instalarse una jeringa conteniendo agente de contraste (de aquí en adelante "jeringa de agente de contraste") 503 y una jeringa conteniendo diluyente (de aquí en adelante

"jeringa de diluyente") 504 sobre el dispositivo de inyección 502. El dispositivo de inyección 502 puede ser operativo para controlar simultánea e independientemente la inyección de agente de contraste desde la jeringa de agente de contraste 503 y la inyección de diluyente desde la jeringa de diluyente 504. Tanto la jeringa de agente de contraste 503 como la jeringa de diluyente 504 pueden interconectarse para fluidos a una salida de fluido (no mostrada), tal como un catéter único que puede disponerse en un paciente. Tanto la jeringa de agente de contraste 503 como la jeringa de diluyente 504 pueden interconectarse para fluidos a un dispositivo de mezcla (no mostrado, y opcional) para mezclar el agente de contraste y diluyente antes de alcanzar el catéter.

El sistema de inyección 500 puede incluir además un controlador 505 interconectado operativamente al dispositivo de inyección 502. El controlador 505 puede interactuar con diversos otros componentes internos en el sistema de inyección 500 junto con diversos dispositivos externos y/o sistemas, tales como el captador de imagen de ARM 501 y/o una red de ordenadores. El controlador 505 puede ser un componente separado o puede estar distribuido entre los diversos componentes del sistema de inyección 500. El controlador 505 puede interactuar con el dispositivo de inyección 502 para controlar las tasas de inyección desde la jeringa de agente de contraste 503 y/o la jeringa de diluyente 504.

El sistema de inyección 500 puede incluir además una memoria 506. La memoria 506 puede almacenar una pluralidad de fórmulas e información relacionada (por ejemplo, en una base de datos). Cada una de la pluralidad de fórmulas puede relacionar la concentración de agente de contraste en un paciente cuya imagen se ha de captar por el captador de imagen de ARM 501 con la intensidad de señal recibida por el captador de imagen de ARM 501 durante un procedimiento de captación de imagen de ARM para un tipo de secuencia de captación de imagen particular (por ejemplo, eco de espín, eco de gradiente). La memoria 506 puede almacenar además atributos de una pluralidad de diferentes tipos de agentes de contraste (por ejemplo, los r_1 y r_2 usados en las ecuaciones (1) y (2)). El sistema de inyección 500 y el software de subsistema pueden almacenarse también en la memoria 506. Con cualquier otro software, datos, protocolos, o instrucciones apropiados.

Una interfaz de operador 507 puede incluirse con el sistema de inyección 500. La interfaz de operador 507 puede ser operativa para recibir entradas desde un operador del sistema de inyección 500 y para producir salidas (por ejemplo, salidas visuales sobre una pantalla, salidas de audio) para el operador. La interfaz de operador 507 puede incluir una GUI. La interfaz de operador 507 puede incluir una pantalla táctil, una pantalla y teclado, o cualquier otro dispositivo apropiado o combinación de dispositivos. La interfaz de operador 507 puede interconectarse operativamente al controlador 505. En este sentido, el controlador 505 puede recibir entradas desde el usuario y puede proporcionar salidas para el usuario a través de la interfaz de operador 507.

El sistema de inyección 500 puede incluir además un módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo (de aquí en adelante "módulo de determinación del objetivo") 508. El módulo de determinación del objetivo 508 puede determinar una concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo basándose al menos parcialmente en el tipo de agente de contraste a ser usado y al menos en un parámetro de captación de imagen a ser usado por el captador de imagen de ARM 501 durante un procedimiento de captación de imagen de ARM. Por ejemplo, para un procedimiento de captación de imagen de ARM particular que utilice una secuencia de captación de imagen de eco de espín, puede ser deseable usar una concentración de agente de contraste que conduzca a una intensidad de señal máxima. En dicho caso, el módulo de determinación del objetivo 508 puede usar la ecuación (4) anterior para determinar la concentración (M_{opt}) que igualaría la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo. El operador puede indicar el tipo de agente de contraste a ser usado por el procedimiento de captación de imagen de ARM a través de la interfaz de operador 507.

Alternativamente, puede obtenerse el tipo de agente de contraste por el sistema de inyección cuando se instala la jeringa de agente de contraste 503 sobre el dispositivo de inyección 502 (por ejemplo, mediante la lectura de un código de barras sobre la jeringa 503). Los valores para r_1 y r_2 que se asocian con el tipo de agente de contraste pueden recuperarse de la memoria 506 por el controlador 505. Adicionalmente, el operador puede, usando la interfaz de operador 507, indicar valores para TR y TE a ser usados por el captador de imagen de ARM 501. Alternativamente, el captador de imagen de ARM 501 puede estar en comunicación con el controlador 505 del sistema de inyección 500 y pueden obtenerse TR y TE por el controlador 505 a través de dicha comunicación (por ejemplo, enlace de comunicación directo, enlace de comunicación de red). T_{10} puede proporcionarse por el operador o puede recuperarse un valor para T_{10} desde la memoria 506. Usando dichos valores, el módulo de determinación del objetivo 508 puede determinar a continuación la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo y enviar la concentración al controlador 505. Se observa que los valores para r_1 , r_2 , T_{10} y T_{20} dependen de la intensidad de campo. En consecuencia, el operador puede introducir la intensidad de campo del captador de imagen de ARM 501 dentro de la interfaz de operador 507.

El sistema de inyección 500 puede incluir además un módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste 509. El módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste 509 puede determinar una tasa de inyección de agente de contraste basándose al menos parcialmente en la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo (TC) (por ejemplo, obtenida como se ha descrito anteriormente), la concentración de inicio del agente de contraste (SC), y el gasto cardíaco (CO) del paciente cuya imagen se ha de captar. Por ejemplo, el módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste 509 puede usar la

ecuación (5) en la realización de dicha determinación. El valor para la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo puede obtenerse a partir del módulo de determinación del objetivo 508 (por ejemplo, a través del controlador 505). El valor de la concentración de inicio puede introducirse manualmente en la interfaz de operador 507 o puede obtenerse por el sistema de inyección cuando se instala la jeringa de agente de contraste 503 sobre el dispositivo de inyección 502 (por ejemplo, mediante la lectura de un código de barras sobre la jeringa 503). El valor para el gasto cardíaco del paciente puede introducirse por el operador a través de la interfaz de operador 507. Puede determinarse el valor para el gasto cardíaco usando cualquier método apropiado, incluyendo a través de ensayos médicos del paciente y/o estimación basada en diversos atributos del paciente (por ejemplo, edad, presión sanguínea, peso).

El sistema de inyección 500 puede incluir además un módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente 510. El módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente 510 puede determinar una tasa de inyección de diluyente (TID) basada al menos parcialmente en la tasa de inyección de agente de contraste (TIAC) (por ejemplo, obtenida como se ha descrito anteriormente) y la tasa de inyección total (TIT). Por ejemplo, el módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de diluyente 510 puede usar la fórmula: $TID = TIT - TIAC$ como se ha descrito anteriormente en la realización de dicha determinación. El valor para la tasa de inyección de agente de contraste puede obtenerse del módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste 509 (por ejemplo, a través del controlador 505). El valor para la tasa de inyección total puede introducirse manualmente dentro de la interfaz de operador 507 o puede obtenerse un valor estándar para la tasa de inyección total desde la memoria 506.

El sistema de inyección 500 en combinación con el captador de imagen de ARM 501 puede usarse para optimizar la intensidad de la señal desde la vasculatura (por ejemplo, arterias) durante un procedimiento de captación de imagen de ARM. Dicha optimización puede englobar la selección de un nivel de concentración de agente de contraste para maximizar la intensidad de la señal. Dicha optimización puede basarse en factores que incluyen, pero sin limitarse a, el paciente (gasto cardíaco), agente de contraste (concentración, relajatividades), el captador de imagen de ARM 501 (intensidad de campo), y los ajustes del captador de imagen de ARM 501 (tiempo de repetición del pulso, tiempo de retardo de captación de imagen). Como un sistema, los parámetros operacionales del sistema de inyección 500 en combinación con el captador de imagen de ARM 501 pueden seleccionarse para conseguir objetivos específicos. Por ejemplo, pueden seleccionarse parámetros para obtener la intensidad de señal de ARM máxima posible desde la vasculatura con la menor dosis posible de agente de contraste. En otro ejemplo, pueden seleccionarse parámetros para maximizar la "ventana de captación de imagen" del captador de imagen de ARM 501, o el tiempo después de la inyección en el que puede adquirirse una imagen mejorada clínicamente útil. Otras consideraciones pueden incluir el incremento del rendimiento del captador de imagen de ARM 501 (por ejemplo, reduciendo los tiempos de escaneado) mediante la reducción del tiempo de repetición del pulso o equilibrando el rendimiento del captador de imagen de ARM 501 y el uso de agente de contraste para conseguir una operación efectiva en coste del sistema de inyección 500 en combinación con el captador de imagen de ARM 501.

En resumen, el sistema de inyección 500 en combinación con el captador de imagen de ARM 501 descrito en el presente documento puede ser operativo para conseguir objetivos operacionales específicos (por ejemplo, máxima intensidad de señal del captador de imagen de ARM con la menor dosis posible de agente de contraste) teniendo en cuenta y/o controlando todos de entre o al menos algunos de los siguientes parámetros: tipo de agente de contraste y concentración inicial, tiempos de relajación longitudinal y transversal del agente de contraste, concentración de agente de contraste objetivo en el flujo sanguíneo, tasa de inyección de agente de contraste, tasa de inyección de diluyente, tasa de inyección total, tipo de secuencia de pulsos del captador de imagen de ARM, intensidad de la señal del captador de imagen de ARM, intensidad de campo del captador de imagen de ARM, tiempo de repetición del pulso del captador de imagen de ARM, tiempo de retardo en la captación de imagen del captador de imagen de ARM, y gasto cardíaco del paciente.

La Figura 6 es un diagrama de flujo 600 de un método de operación del sistema de inyección con relación a un procedimiento de captación de imagen de ARM. El método se describirá con referencia al sistema de inyección 500 y al captador de imagen de ARM 501 de la Figura 5. Una primera etapa 601 puede ser para introducir el tipo de agente de contraste a ser usado durante el procedimiento de captación de imagen de ARM. La siguiente etapa 602 puede ser para introducir la concentración de agente de contraste inicial. Las etapas 601 y 602 pueden realizarse por el operador a través de la interfaz de operador 507 (por ejemplo, una GUI) o, por ejemplo, las etapas pueden realizarse mediante un lector de código de barras asociado con el sistema de inyección 500 que lee un código de barras asociado con el agente de contraste (por ejemplo, sobre la jeringa de agente de contraste 503). En otro ejemplo, las etapas 601 y 602 pueden realizarse por un dispositivo de comunicación electromagnético asociado con el sistema de inyección 500 que lee una etiqueta de identificación por radiofrecuencia (RFID) asociada con la jeringa de agente de contraste 503. Alternativamente, el sistema de inyección 500 puede asumir un tipo y/o concentración por omisión de agente de contraste y un operador puede sobrescribir los valores por omisión cuando se ha de usar un tipo diferente. La siguiente etapa 603 puede ser recuperar uno o más atributos del tipo de agente de contraste. Dichos atributos pueden incluir tiempos de relajación longitudinal y transversal del agente de contraste. La recuperación puede realizarse desde una base de datos en la memoria 506 del sistema de inyección 500, desde una etiqueta de RFID asociada con la jeringa de agente de contraste 503, o desde cualquier otro dispositivo de

almacenamiento de datos apropiado o combinación de dispositivos en los que pueden almacenarse los atributos de una pluralidad de tipos de agente de contraste.

La siguiente etapa 604 puede ser para introducir una tasa de gasto cardiaco para el paciente cuya imagen se ha de captar. La tasa de gasto cardiaco puede determinarse como se ha descrito anteriormente. La siguiente etapa 605 puede ser para introducir uno o más parámetros de captación de imagen que se han de usar por el captador de imagen de ARM 501 durante el procedimiento de captación de imagen de ARM. La siguiente etapa 606 puede ser para seleccionar una ecuación que relaciona la intensidad de la señal con los parámetros de captación de imagen, atributos del agente de contraste y concentración de agente de contraste para la secuencia de captación de imagen a ser usada por el captador de imagen de ARM 501. Por ejemplo, para una secuencia de captación de imagen de eco de espín, puede seleccionarse la ecuación (3) anterior. La etapa 606 puede realizarse por el sistema de inyección 500 tras la recepción del tipo de secuencia de captación de imagen (por ejemplo, introducida por el operador), o puede seleccionarse por el operador la ecuación específica. Alternativamente, el sistema de inyección 500 puede asumir una ecuación por omisión correspondiente a un tipo de secuencia de captación de imagen por omisión (por ejemplo, eco de espín, eco de gradiente), y un operador puede sobrescribir el tipo de secuencia por omisión cuando se ha de usar un tipo de secuencia diferente.

La siguiente etapa 607 puede ser para determinar un nivel de concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo. Esta etapa 607 puede realizarse por el módulo de determinación de la concentración de agente de contraste en el flujo sanguíneo 508 que puede calcular, usando la ecuación (3), un nivel de concentración de agente de contraste en el que la tasa de cambio de la intensidad de la señal con respecto al nivel de concentración es igual a cero usando los valores obtenidos para atributos del tipo de agente de contraste y parámetros de captación de imagen. Dicho cálculo determina el nivel de concentración correspondiente a la intensidad de señal máxima, y dicho valor puede usarse como la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo o puede usarse un valor desplazado respecto al nivel de concentración correspondiente a la intensidad de señal máxima.

Una vez se determina la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo, la siguiente etapa 608 puede ser para calcular una tasa de inyección de agente de contraste usando el módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste 509. Este cálculo, usando la ecuación (5), puede basarse en la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo, la concentración de agente de contraste inicial, y el gasto cardiaco del paciente cuya imagen se ha de captar. Una vez se determina la tasa de inyección de agente de contraste y usando el módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente 510, la tasa de inyección de agente de contraste puede restarse de una tasa de inyección total estándar en la etapa 609 para calcular la tasa de inyección de diluyente.

Habiendo determinado la tasa de inyección de agente de contraste y la tasa de inyección de diluyente, la etapa siguiente 610 puede ser para realizar una inyección usando el sistema de inyección 500. La realización de la inyección puede incluir insertar un catéter en una vena del paciente, comprobar la permeabilidad del catéter, proporcionar una jeringa de agente de contraste 503 instalada sobre el dispositivo de inyección 502, proporcionar una jeringa de diluyente 504 instalada sobre el dispositivo de inyección 502, purgar de aire del sistema de inyección 500, y cualquier otra tarea típica de preparación de inyección. Una vez está apropiadamente conectado al paciente el sistema de inyección 500, el sistema de inyección 500 puede descargar el agente de contraste y diluyente simultáneamente a la tasa de inyección de agente de contraste y a la tasa de inyección de diluyente, respectivamente (por ejemplo, para conseguir una tasa de inyección total deseada). En una realización, dicha descarga puede no comenzar hasta después de que se haya determinado el nivel de concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo de la etapa 607. En una realización, dicha descarga puede no comenzar hasta después de que se haya calculado la tasa de inyección de contraste de la etapa 608. Después de un retardo apropiado para permitir que el agente de contraste alcance el corazón del paciente, el captador de imagen de ARM 501 puede generar imágenes mejoradas de agente de contraste de la vasculatura del paciente.

La realimentación desde el receptor de intensidad de señal por el captador de imagen de ARM 501 puede usarse para controlar la tasa de inyección de agente de contraste. En este sentido, la tasa de inyección de agente de contraste puede cambiarse, ajustarse o modularse usando un sistema de realimentación en bucle cerrado en el que los datos del captador de imagen de ARM 501 (por ejemplo, datos de intensidad de señal y/u otros datos apropiados) se transfieren desde el captador de imagen de ARM 501 al sistema de inyección 500. Dicho sistema de realimentación puede usarse para alcanzar una concentración objetivo de agente de contraste en la vasculatura del paciente y/o conseguir la intensidad de señal deseada. Dicho sistema de realimentación en bucle cerrado puede ser a través de un enlace de comunicación entre el sistema de inyección 500 y el captador de imagen de ARM 501. Dicho sistema de realimentación en bucle cerrado puede requerir que un operador o bien ajuste la tasa de inyección de agente de contraste en respuesta a la intensidad de la señal o bien introduzca valores de intensidad de señal desde el captador de imagen de ARM 501 dentro de la interfaz de operador 507.

Cuando se realiza el método de operación del sistema de inyección 500 representado en el diagrama de flujo 600, pueden realizarse las etapas 601-607 en cualquier orden apropiado. Por ejemplo, los parámetros de captación de imagen usados durante el procedimiento de captación de imagen de ARM pueden ser generalmente los mismos

para una pluralidad de pacientes y pueden programarse dentro del sistema de inyección 500 previamente a una sesión de captación de imagen.

5 El método anteriormente descrito puede repetirse para un segundo paciente. En la ejecución repetida del método, puede usarse un agente de contraste diferente y pueden usarse tasas de inyección de agente de contraste y diluyente diferentes. Puede usarse la misma tasa de inyección total estándar en ambas ejecuciones del método.

10 El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo 508, el módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste 509 y el módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente 510 pueden implementarse cada uno en cualquier forma apropiada, incluyendo sin limitación en cualquier software, firmware, o hardware apropiado, usando una o más plataformas, usando uno o más procesadores, usando memoria de cualquier tipo apropiado, usando cualquier ordenador único de cualquier tipo apropiado o múltiples ordenadores de cualquier tipo apropiado e interconectado en cualquier manera, o cualquier combinación de los mismos. El módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el
15 flujo sanguíneo 508, el módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste 509 y el módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente 510 pueden implementarse cada uno en cualquier localización única o en múltiples localizaciones que se interconectan de cualquier forma apropiada (por ejemplo, a través de cualquier tipo de red).

20 La descripción precedente de la presente invención se ha presentado con finalidades de ilustración y descripción. Adicionalmente, la descripción no se pretende que limite la invención a la forma divulgada en el presente documento. En consecuencia, variaciones y modificaciones proporcionales con las anteriores enseñanzas, y la habilidad y conocimiento de la técnica relevante, están dentro del alcance de la presente invención. Las realizaciones descritas en el presente documento anteriormente están dirigidas además a explicar los mejores
25 modos conocidos de poner en práctica la invención y para permitir a otros expertos en la materia utilizar la invención como tal, u otras realizaciones y con diversas modificaciones requeridas por la(s) aplicación(es) o uso(s) particular(es) de la presente invención.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de inyección (500) que comprende:

un dispositivo de inyección (502);
una interfaz de operador (507), configurada para recibir entradas desde un operador de dicho sistema de inyección;
un módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo (508), configurado para:

recibir una entrada del tipo de agente de contraste;
recibir un primer parámetro de captación de imagen de una Angiografía por Resonancia Magnética, ARM, captador de imagen a ser usado en un procedimiento de captación de imagen de ARM; y
calcular una concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo (607) basándose al menos parcialmente en la entrada de tipo de agente de contraste recibida y el primer parámetro de captación de imagen recibido;

el sistema de inyección (500) que comprende además un módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste (509), configurado para:

recibir la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo calculada (607);
recibir una entrada de concentración de agente de contraste inicial;
recibir una entrada de tasa de gasto cardíaco de un paciente cuya imagen se ha de captar; y
calcular una tasa de inyección de agente de contraste (608) basándose al menos parcialmente en la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo (607), la entrada de concentración de agente de contraste inicial recibida, y la entrada de tasa de gasto cardíaco recibida.

2. El sistema de inyección de la reivindicación 1, en el que dicha entrada de tipo de agente de contraste se introduce (601) a través de dicha interfaz de operador (507).

3. El sistema de inyección (500) de cualquiera de las reivindicaciones 1-2, en el que dicha entrada de concentración de agente de contraste inicial se introduce (602) a través de dicha interfaz de operador (507).

4. El sistema de inyección (500) de cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en el que dicha entrada de tasa de gasto cardíaco se introduce (604) a través de dicha interfaz de operador (507).

5. El sistema de inyección (500) de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que dicho primer parámetro de captación de imagen se introduce (605) a través de dicha interfaz de operador (507).

6. El sistema de inyección (500) de la reivindicación 5, en el que dicho módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo (508) utiliza además un segundo parámetro de captación de imagen, en el que dicho primer parámetro de captación de imagen es un tiempo de repetición del pulso para dicho captador de imagen de ARM, y en el que dicho segundo parámetro de captación de imagen es un tiempo de retardo de captación de imagen para dicho captador de imagen de ARM.

7. El sistema de inyección (500) de cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que dicho módulo de determinación de la concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo (508) usa una fórmula que relaciona la concentración de agente de contraste en dicho paciente con la intensidad de la señal recibida por dicho captador de imagen de ARM durante dicho procedimiento de captación de imagen de ARM para determinar un primer nivel de concentración de dicho agente de contraste en el que la tasa a la que cambia la intensidad de la señal dividida por la tasa a la que cambia la concentración de agente de contraste es igual a cero.

8. El sistema de inyección (500) de la reivindicación 7, en el que dicha concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo es igual a dicho primer nivel de concentración.

9. El sistema de inyección (500) de cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en el que dicho módulo de determinación de la tasa de inyección de agente de contraste (509) divide dicha concentración objetivo de agente de contraste en el flujo sanguíneo por dicha entrada de concentración de agente de contraste inicial para determinar una relación de concentración y calcula dicha tasa de inyección de agente de contraste mediante la multiplicación de dicha tasa de gasto cardíaco por dicha relación de concentración.

10. El sistema de inyección (500) de cualquier reivindicación anterior, que comprende además un módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente (510) que determina una tasa de inyección de diluyente basándose al menos parcialmente en dicha tasa de inyección de agente de contraste.

11. El sistema de inyección (500) de la reivindicación 10, en el que dicho módulo de determinación de la tasa de inyección de diluyente (510) resta dicha tasa de inyección de agente de contraste de una tasa de inyección total estándar para determinar dicha tasa de inyección de diluyente.

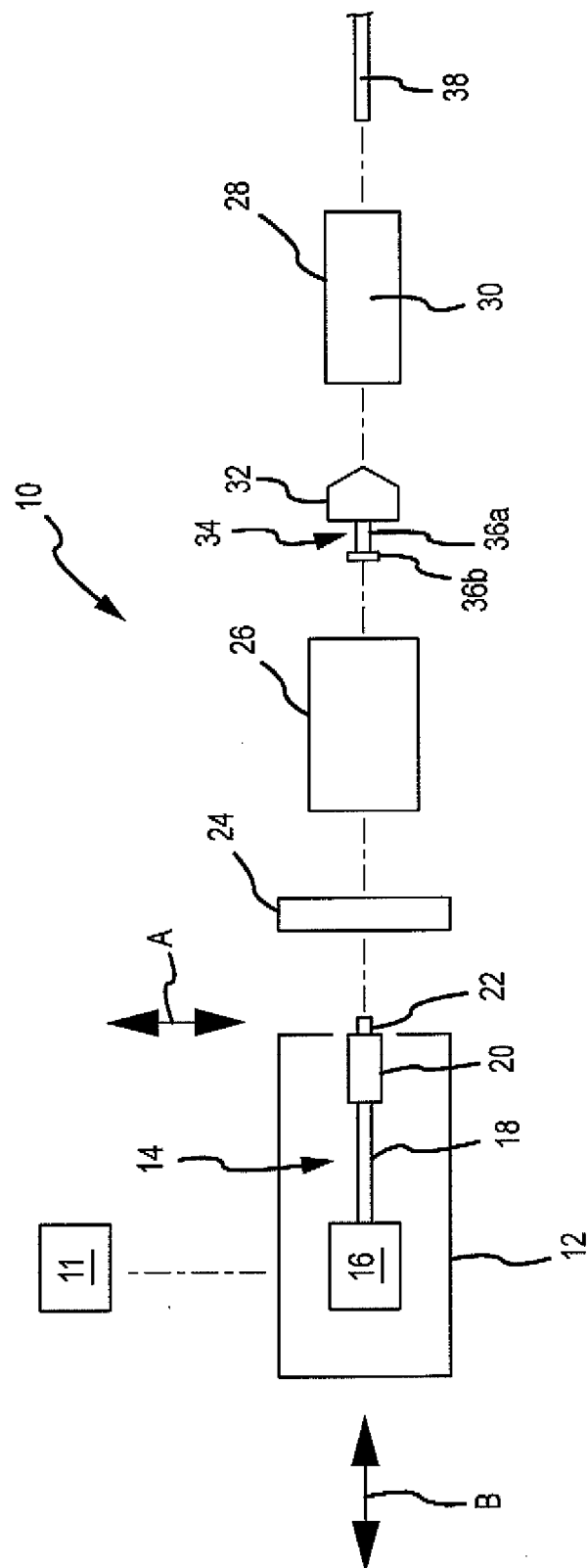


FIG.1

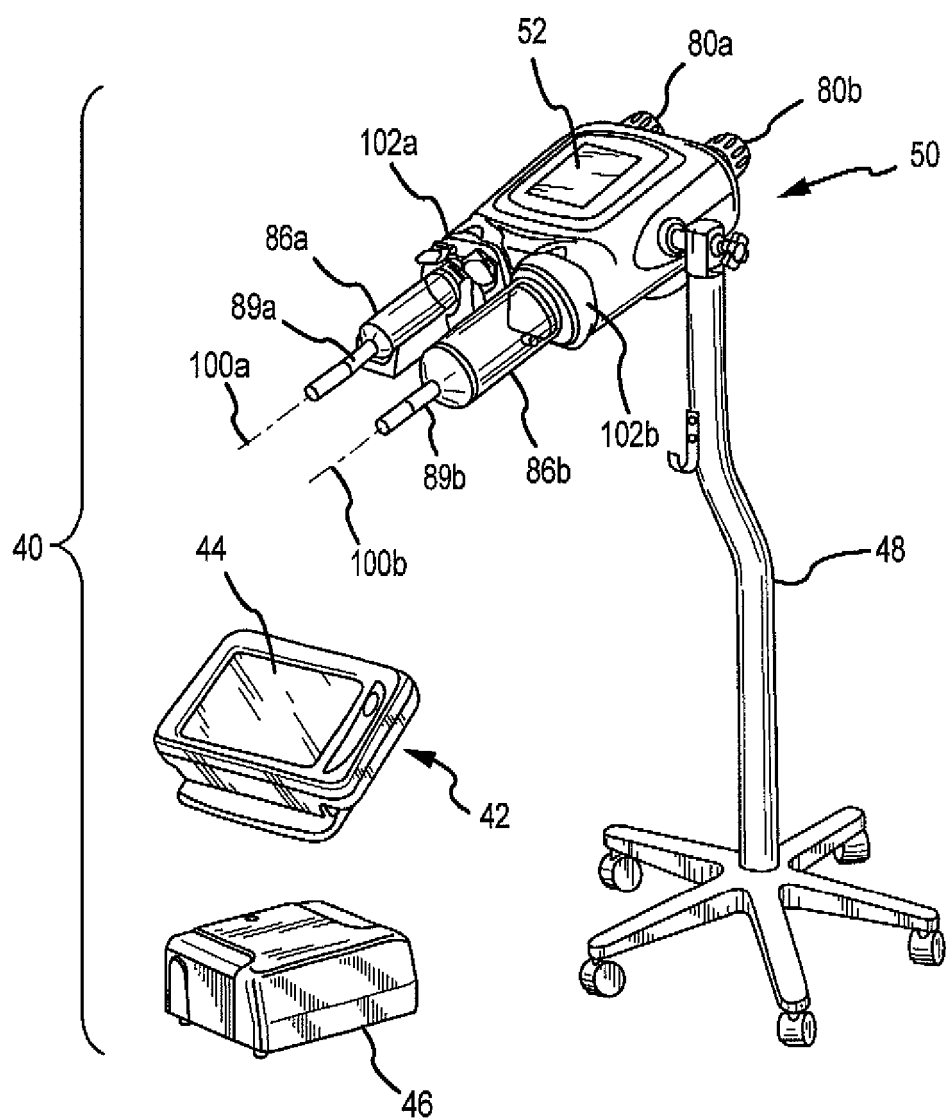


FIG.2A

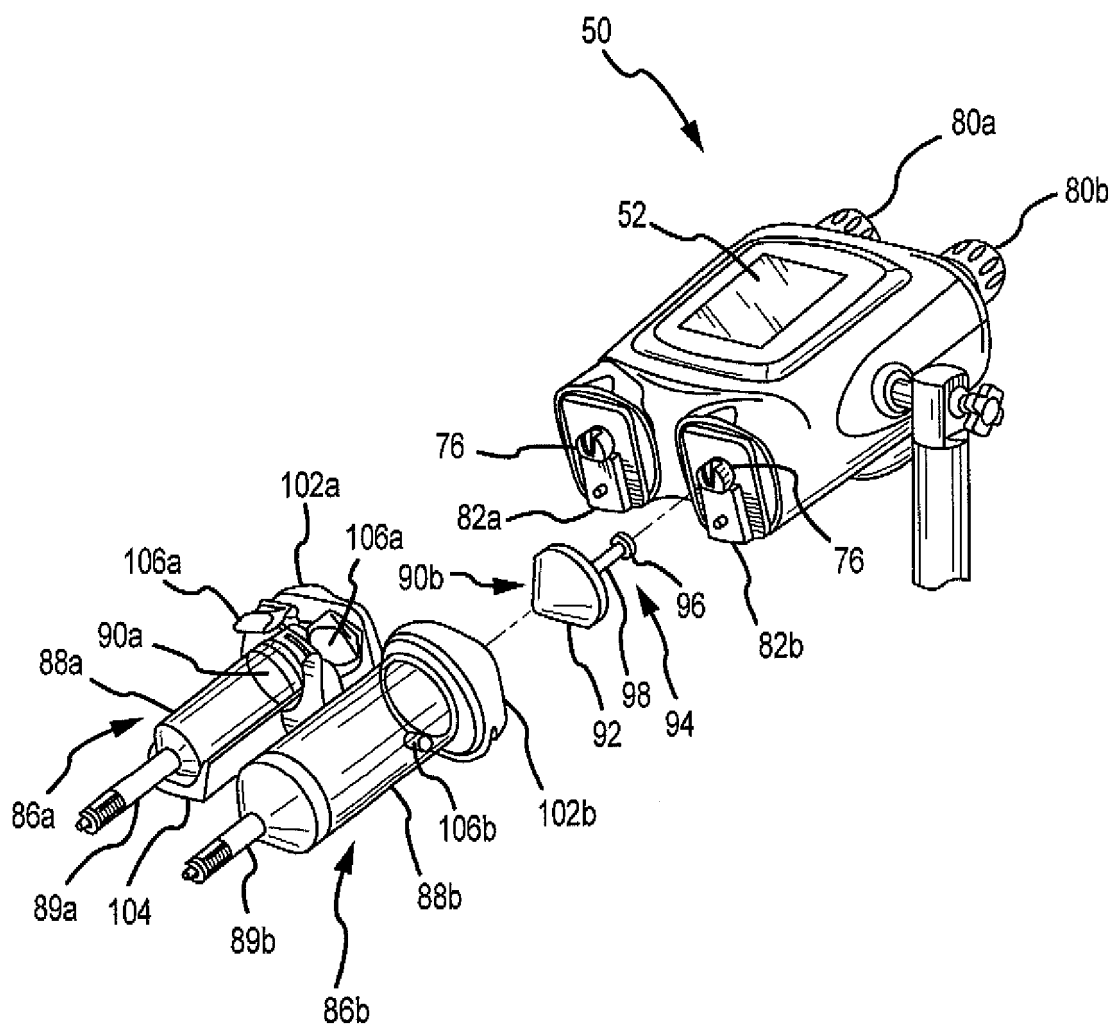


FIG. 2B

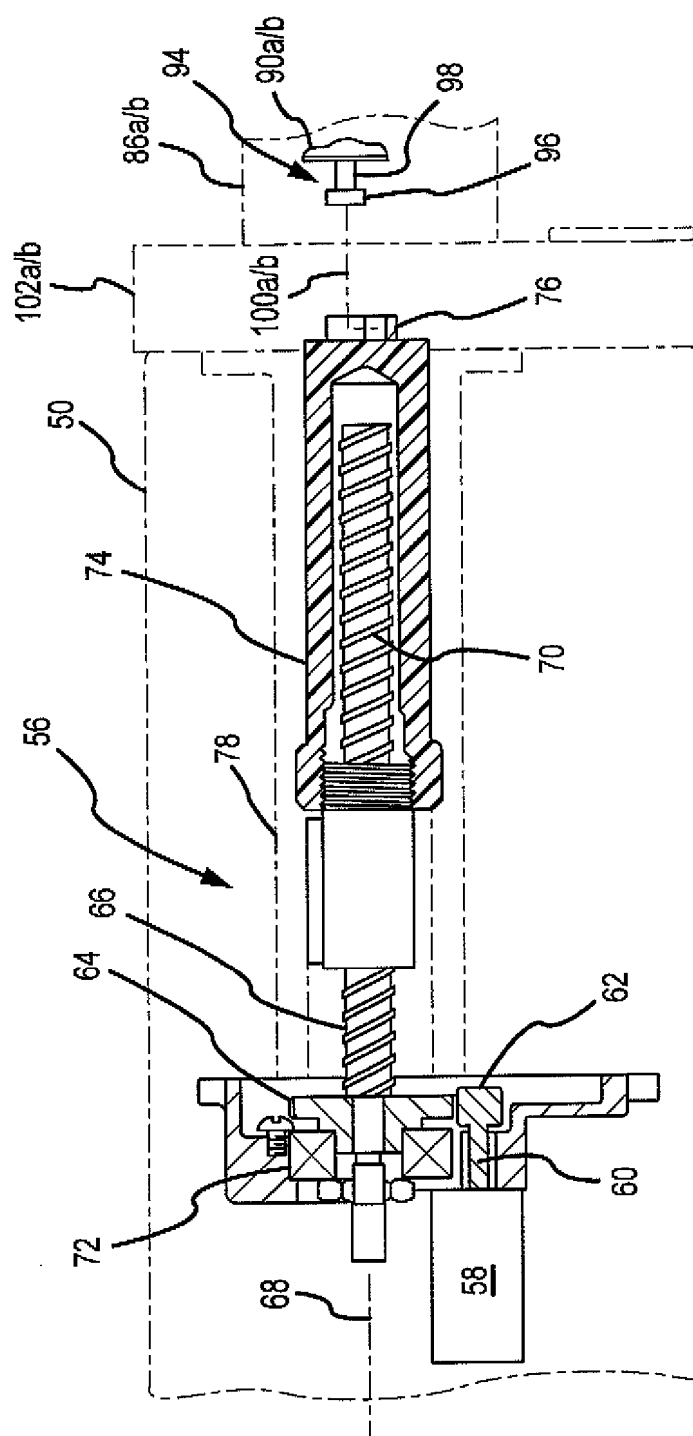


FIG.2C

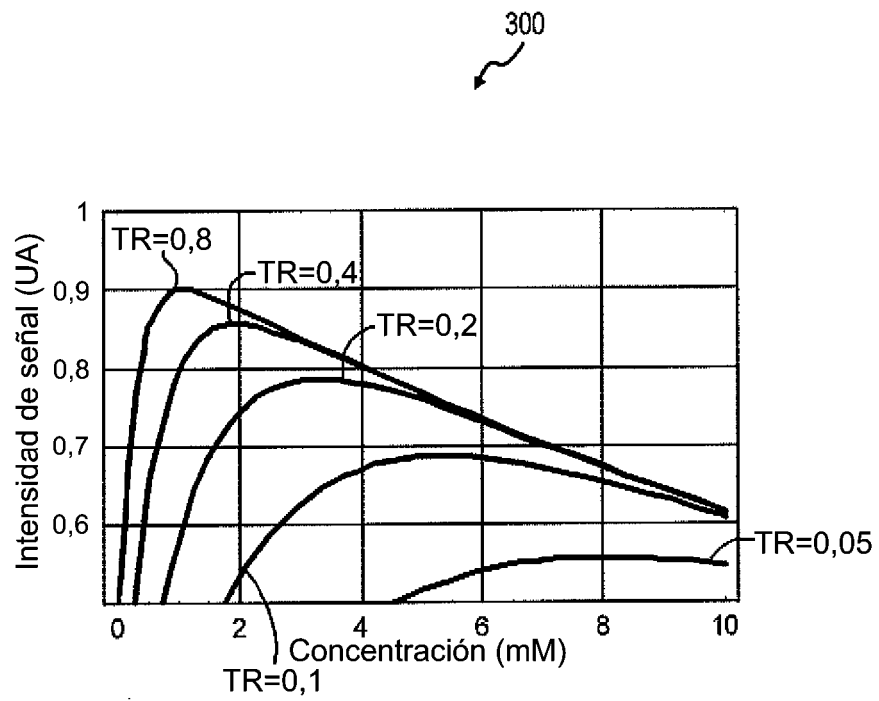


FIG.3

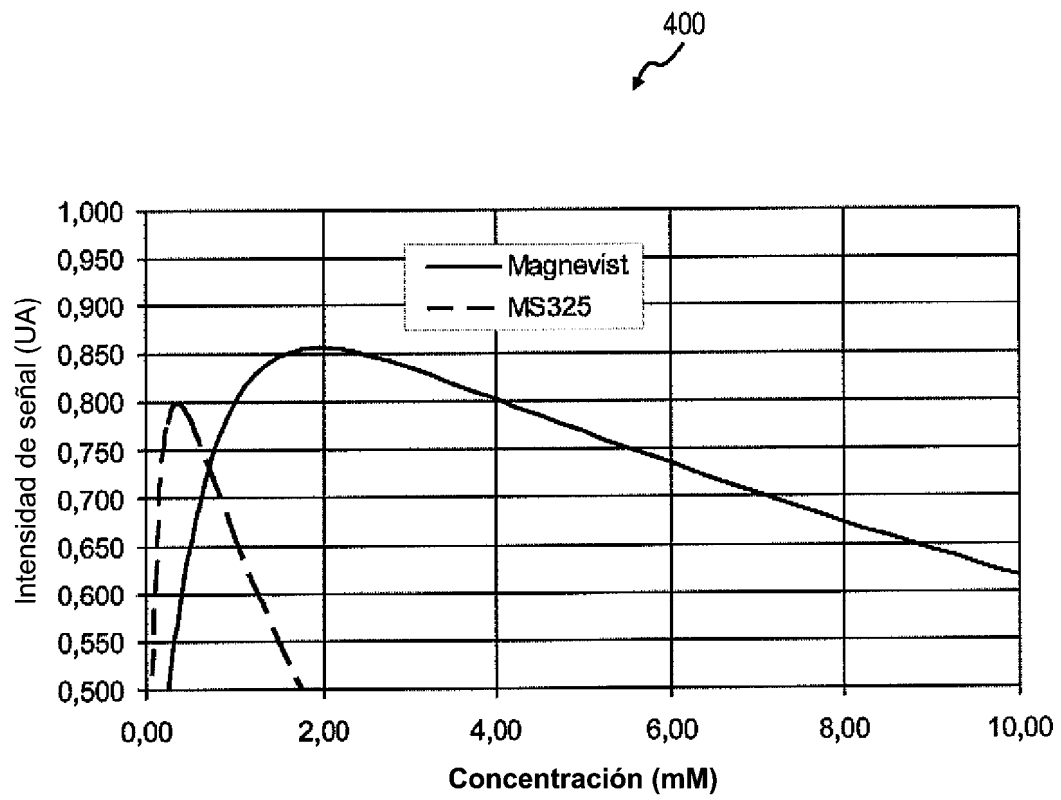


FIG.4

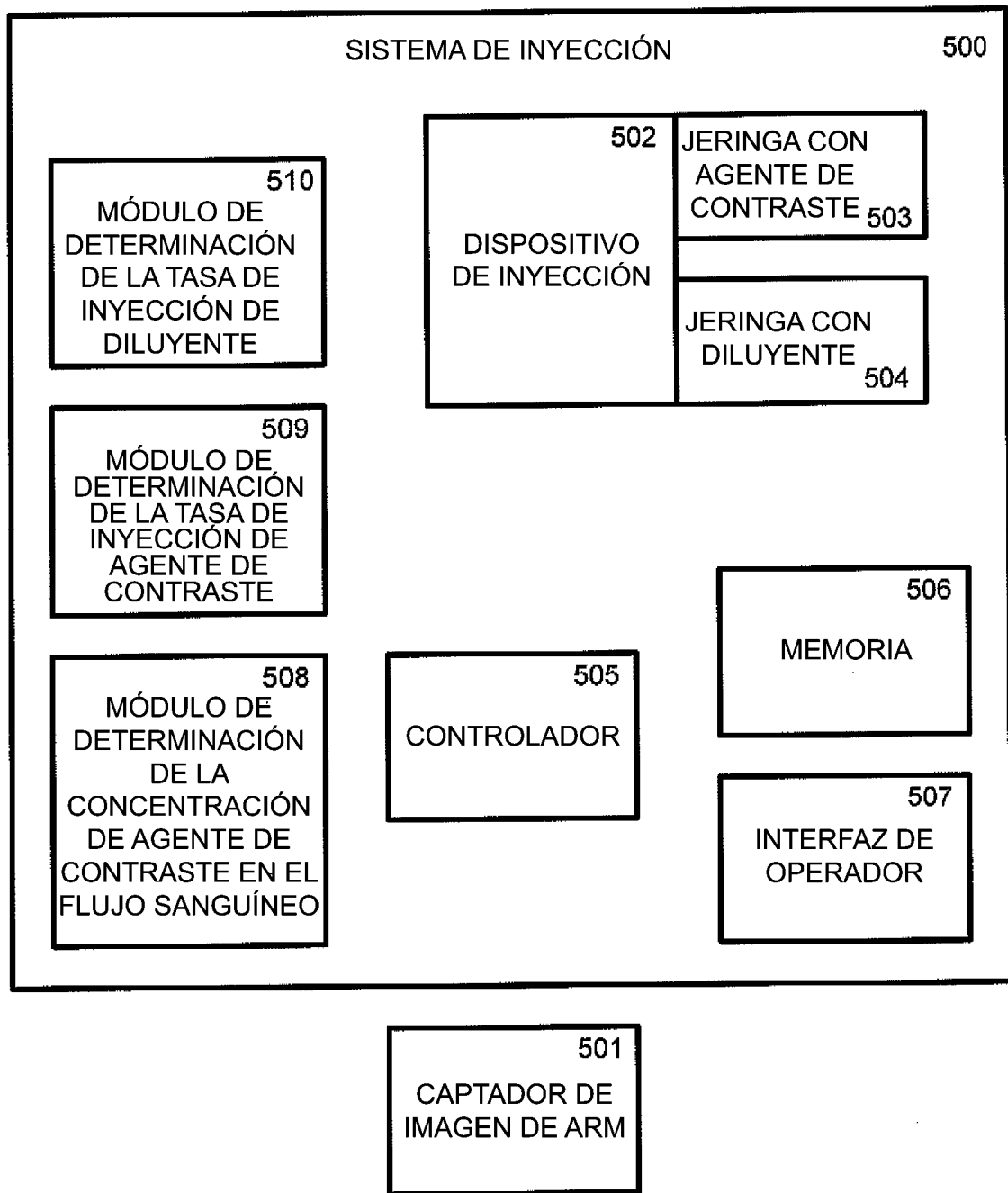


FIG. 5

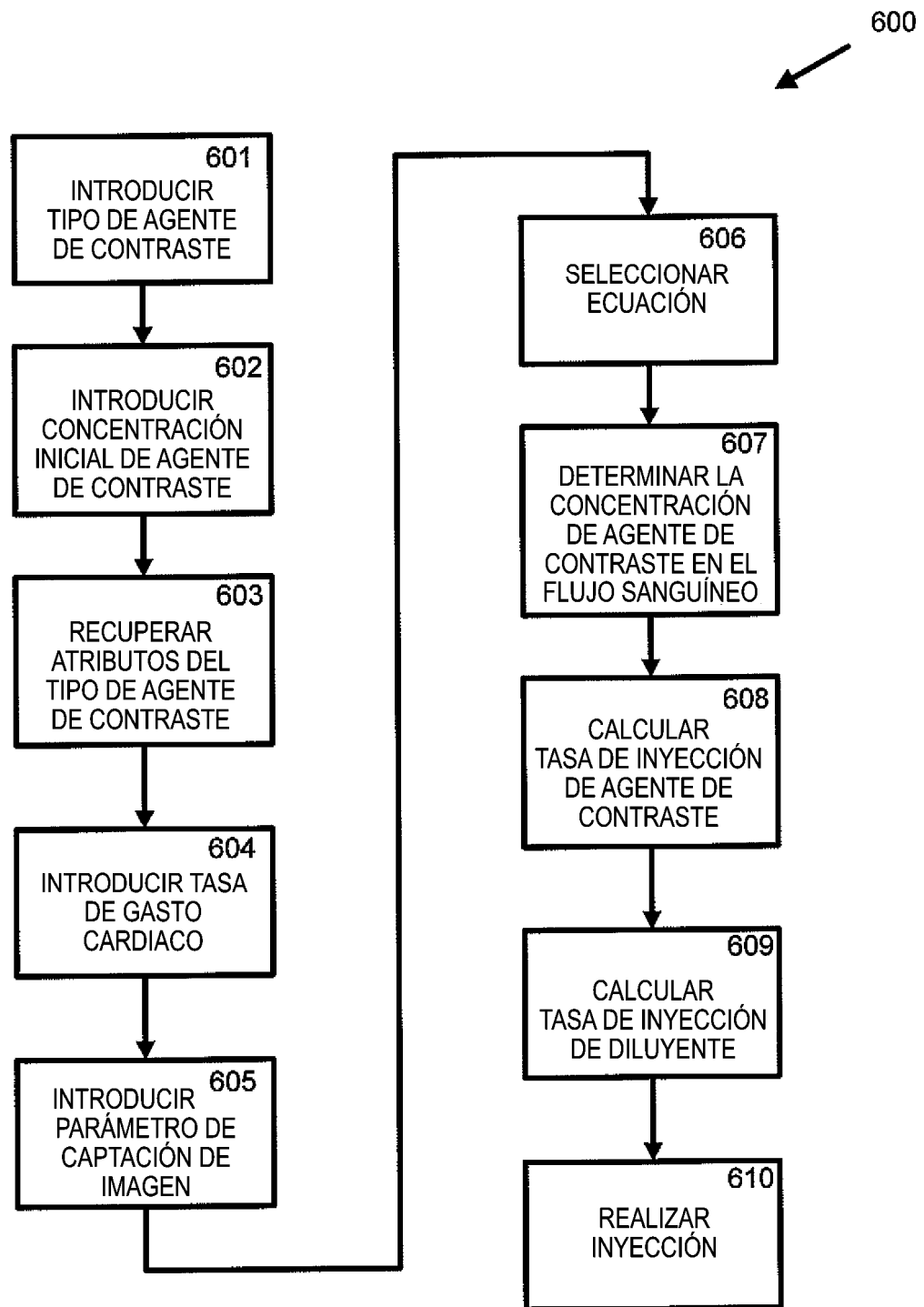


FIG. 6