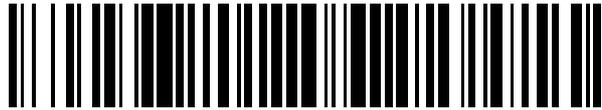


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 553 875**

51 Int. Cl.:

**A61M 5/145** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.11.2011 E 11791165 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.09.2015 EP 2643035**

54 Título: **Sistema inyector de fluidos médicos**

30 Prioridad:

**24.11.2010 US 417091 P**

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

**14.12.2015**

73 Titular/es:

**LIEBEL-FLARSHEIM COMPANY LLC (100.0%)  
675 McDonnell Boulevard  
Hazelwood MO 63042, US**

72 Inventor/es:

**SMALL, JAMES R.;  
PERKINS, JEFFREY A.;  
FAGO, FRANK M. y  
GLENN, MARK JON**

74 Agente/Representante:

**UNGRÍA LÓPEZ, Javier**

**ES 2 553 875 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**

Sistema inyector de fluidos médicos

**5 Campo de la invención**

La presente invención se refiere de forma general al campo de los sistemas que se utilizan para inyectar uno o más fluidos médicos a un objetivo, tal como un paciente.

**10 Antecedentes**

Varios procedimientos médicos requieren que uno o más fluidos médicos se inyecten a un paciente. Por ejemplo, los procedimientos de obtención de imágenes médicas implican la inyección de medios de contraste a un paciente, posiblemente junto con suero salino y/u otros fluidos. Otros procedimientos médicos implican la inyección de uno o más fluidos a un paciente con fines terapéuticos. Para estos tipos de aplicaciones se pueden utilizar inyectores eléctricos.

Un inyector eléctrico incluye de forma general lo que se denomina habitualmente como cabezal de impulsión. Se pueden montar una o más jeringas en el cabezal de impulsión de varias formas (por ejemplo, de forma desmontable; de carga posterior; de carga frontal; de carga lateral). Cada jeringa suele incluir lo que se caracteriza como un émbolo de jeringa, pistón, o similares. Cada uno de estos émbolos de jeringa está diseñado para encajar (por ejemplo, entrar en contacto y/o interconectar temporalmente con) un impulsor del émbolo de la jeringa que está incorporado en el cabezal de impulsión, de forma que la operación del impulsor del émbolo de la jeringa hace avanzar axialmente el émbolo de la jeringa asociado en el interior y con respecto al cilindro de la jeringa. Un impulsor del émbolo de la jeringa típico se encuentra en forma de un ariete que está montado en un hilo roscado o un tornillo de accionamiento. La rotación del tornillo de accionamiento en una dirección de rotación avanza el ariete asociado en una dirección axial, mientras que la rotación del tornillo de accionamiento en la dirección opuesta avanza el ariete asociado en la dirección axial opuesta.

El documento WO 2005/102416 describe un inyector de fluidos médicos del que se puede derivar la parte precaracterizadora de la reivindicación 1 adjunta al presente documento.

**Sumario**

Los diferentes aspectos de la presente invención se pueden utilizar con respecto a la ejecución de un protocolo de inyección. Un protocolo de inyección puede incluir una o más fases que se pueden programar de cualquier manera adecuada. Cada fase de un protocolo de inyección puede incluir parámetros de inyección tales como la cantidad total de fluido a inyectar y un caudal de inyección, así como posiblemente uno o más retrasos de inyección (denominados a veces como "paradas" y/o "pausas") y cada una de ellas puede tener una duración finita o infinita. Una fase de un protocolo de inyección puede estar dirigida a inyectar un único líquido en un único sitio de inyección. Una fase de un protocolo de inyección puede estar dirigida a inyectar simultáneamente múltiples fluidos (por ejemplo, medios de contraste y suero salino) en un único sitio de inyección.

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un sistema inyector de fluidos médicos que comprende un impulsor del émbolo de la jeringa que comprende una fuente de impulsión y un ariete de impulsión; y una lógica de control del movimiento del ariete de impulsión que se caracteriza por que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión está configurada para derivar un aumento de velocidad del ariete de impulsión a partir de una presión objetivo configurada en respuesta a la entrada de un usuario.

La fuente de impulsión puede ser un motor de cualquier tipo adecuado y el ariete de impulsión puede ser una estructura móvil axialmente. La invención permite un método para inyectar al menos un fluido usando un sistema inyector de fluidos médicos, donde se introducen los datos de una presión diana para un protocolo de inyección (por ejemplo, se introduce en el sistema inyector de fluidos médicos), y donde se deriva un aumento de velocidad del ariete de impulsión del sistema inyector de fluidos médicos a partir de esta presión objetivo.

Se pueden aplicar a la presente invención numerosos refinamientos de sus características. Estos refinamientos de sus características y las características adicionales se pueden utilizar individualmente o en cualquier combinación. De este modo, cada una de las siguientes características que se describirán se puede usar, aunque no de forma obligatoria, junto con cualquier otra característica o combinación de características.

La invención se puede caracterizar como dirigida al uso de una presión objetivo para controlar la forma en que la velocidad de al menos un ariete de impulsión del sistema inyector de fluidos médicos se aumenta durante al menos parte de al menos una fase de un protocolo de invención. La invención se puede implementar para controlar la forma en que la velocidad de uno o más arietes de impulsión de un sistema inyector de fluidos médicos deben aumentarse durante cualquier parte relevante de un protocolo de inyección, y basándose en la presión objetivo. La invención se puede utilizar en la ejecución de cualquier número adecuado de fases de un protocolo de inyección dado, en

cualquier momento o momentos durante una fase dada, e independientemente del número de arietes de impulsión que se hacen avanzar durante una fase dada (por ejemplo, la presión diana se puede utilizar para controlar un aumento de velocidad de un único ariete durante una fase dada; la presión diana se puede utilizar para controlar un aumento de velocidad de múltiples arietes de impulsión en una fase dada -lo que se puede caracterizar como una fase de inyección simultánea). En una realización, una única presión objetivo está asociada con la totalidad del protocolo de inyección, independientemente del número de fases (por ejemplo, se puede utilizar la misma presión diana con respecto a cada fase de un protocolo de inyección).

La presión objetivo se puede configurar en respuesta a la entrada de un usuario, donde esta entrada de usuario está en forma de una entrada de un valor en el sistema inyector de fluidos médicos de cualquier manera adecuada (por ejemplo, mediante un dispositivo de entrada de datos de cualquier tipo adecuado) y en cualquier ubicación adecuada (por ejemplo, desde una consola remota del sistema inyector de fluidos médicos; desde un cabezal de impulsión de un inyector eléctrico del sistema inyector de fluidos médicos; desde una consola que comparten un inyector eléctrico del sistema inyector de fluidos médicos, y un escáner u otro dispositivo de obtención de imágenes médicas). Un indicador relacionado con la presión (por ejemplo, un indicador de una presión máxima; un indicador de una presión objetivo) puede aparecer en una o más pantallas del sistema inyector de fluidos médicos en una o más ubicaciones. Pueden estar disponibles uno o más dispositivos de entrada de datos para introducir un valor de una presión combinados con el indicador relacionado con la presión citada. El valor de la presión objetivo se podría configurar para que fuera el mismo valor que el introducido para una presión máxima, o bien, la presión objetivo se podría definir a partir del valor que se introduce para una presión máxima (por ejemplo, de acuerdo con un algoritmo, de forma que la presión objetivo = presión máxima menos 25 psi (172,4 kPa). Cualquier valor que se introduzca para una presión máxima se puede caracterizar como datos que se pueden utilizar para configurar la presión objetivo.

Aunque la velocidad de uno o más arietes de impulsión del sistema inyector de fluidos médicos podría aumentar continuamente durante al menos una fase de un protocolo de inyección y basarse en la presión objetivo en el caso del primer aspecto, que no tiene porqué ser el caso. La presión objetivo se puede utilizar para controlar la forma en que la velocidad de un ariete de impulsión dado aumenta con el tiempo desde que se inicia una fase concreta hasta algún punto posterior en el tiempo (por ejemplo, hasta que se alcance realmente la presión objetivo; hasta que se alcance un caudal objetivo de la fase asociada; hasta la finalización de la fase asociada). Se puede utilizar cualquier velocidad inicial para los fines de una derivación original de la velocidad de un ariete de impulsión para una fase dada, incluyendo una velocidad de cero. Una vez que la velocidad de un ariete de impulsión dado del sistema inyector de fluidos médicos ha aumentado durante algún período de tiempo, la velocidad de este ariete de impulsión se puede mantener en un determinado valor y/o realmente se puede reducir. Sin embargo, cualquier aumento(s) posterior en la velocidad de este ariete de impulsión puede seguir estando derivado de la presión objetivo original y de acuerdo con el primer aspecto.

La presión objetivo se puede caracterizar como una variable independiente, mientras que una velocidad derivada de un ariete de impulsión dado del sistema inyector de fluidos médicos se puede caracterizar como una variable dependiente. La derivación de la velocidad de un ariete de impulsión se puede caracterizar como dependiente y/o afectada por al menos la presión objetivo. En una realización, la presión objetivo (por ejemplo, un valor de la presión objetivo) puede ser cualquier entrada en un algoritmo de control del movimiento del ariete de impulsión, y la salida de este algoritmo de control del movimiento del ariete de impulsión puede ser una velocidad del ariete de impulsión (por ejemplo, un valor de la velocidad del ariete de impulsión). Si la salida de este algoritmo de control del movimiento del ariete de impulsión es una magnitud más grande que la ejecución inmediatamente anterior en el tiempo de este mismo algoritmo de control del movimiento del ariete de impulsión, esto se puede caracterizar como un aumento de la velocidad del ariete de impulsión para los fines del primer aspecto. En cualquier caso, dicho algoritmo de control del ariete de impulsión se podría ejecutar sobre cualquier base adecuada, tal como periódicamente (por ejemplo, cada 40 milisegundos, o cualquier otro período de tiempo adecuado).

Al menos un aumento de velocidad del ariete de impulsión derivado de una presión objetivo se puede utilizar con respecto a la invención. Se pueden derivar múltiples aumentos en la velocidad de los arietes de impulsión con respecto a la invención y se pueden llevar a cabo (y, por supuesto, implementar, es decir, usarse para controlar la velocidad del ariete de impulsión asociado) sobre cualquier base adecuada. Se puede utilizar cualquier temporización adecuada en el caso de derivaciones de la velocidad de múltiples arietes de impulsión. Se puede considerar el caso en que la invención aumenta de forma incremental la velocidad de un ariete de impulsión con respecto a la presión objetivo y hasta cualquier ocurrencia de la primera condición. Esta primera condición puede ser que el sistema inyector de fluidos médicos alcance la presión objetivo, alcance un caudal objetivo de una fase asociada, alcance la finalización de la fase asociada, o cualquier combinación de los mismos. En una realización, la presión objetivo (por ejemplo, para la totalidad del protocolo de inyección), un caudal objetivo (por ejemplo, para una fase asociada), o ambos se puede basar en la correspondiente entrada en el sistema inyector de fluidos médicos realizada por un usuario de cualquier forma adecuada (por ejemplo, mediante un dispositivo de entrada de datos de cualquier tipo adecuado). El aumento incremental derivado en la velocidad de ariete de impulsión se puede iniciar al principio de una fase dada de un protocolo de inyección, y puede continuar sobre cualquier base adecuada hasta cualquier ocurrencia de la primera condición. El tiempo transcurrido desde el inicio de la fase hasta la ocurrencia de la primera condición durante esta fase se puede caracterizar por un primer intervalo de tiempo a fines de la invención. El uso de la presión objetivo para controlar el aumento en la velocidad de un ariete de impulsión del

sistema inyector de fluidos médicos se puede implementar en cualquier momento adecuado durante la ejecución de un protocolo de inyección, incluyendo cualquier momento después de que la velocidad del ariete de impulsión haya disminuido realmente por cualquier motivo adecuado (por ejemplo, tras alcanzar y/o superar la presión objetivo; tras alcanzar y/o superar el caudal objetivo de la fase asociada).

5 La velocidad de un ariete de impulsión se puede derivar repetidamente sobre cualquier base adecuada desde al menos la presión objetivo para los fines de la invención, y que abarca bien el caso en donde la velocidad del ariete de impulsión se aumenta en respuesta a dicha derivación y en donde la velocidad del ariete de impulsión disminuye en respuesta a dicha derivación. Al menos un parámetro adicional (por ejemplo, otra variable independiente) se puede utilizar en la derivación de la velocidad del ariete de impulsión. Por ejemplo, la velocidad del ariete de impulsión (por ejemplo, una variable dependiente) se puede derivar tanto de la presión objetivo (por ejemplo, una variable independiente) y una presión real, operacional, o presión monitorizada (por ejemplo, una variable independiente, y a continuación "una presión monitorizada"). Un valor de la presión monitorizada asociada con la operación de un ariete de impulsión dado se puede adquirir de cualquier manera adecuada. En una realización, un valor de la presión monitorizada se deriva tanto de la potencia utilizada para hacer avanzar el ariete de impulsión, junto con una velocidad del ariete de impulsión (donde esta velocidad se puede determinar de cualquier forma adecuada). Cualquier presión monitorizada o valor de la presión monitorizada utilizado en la invención se puede asociar con un único momento temporal, o puede ser un promedio de presiones monitorizadas o valores de presión asociadas con diferentes momentos temporales (por ejemplo, la presión monitorizada puede estar en forma de un promedio móvil).

Se puede usar un diferencial entre la presión objetivo y la presión monitorizada citada para derivar un valor de la velocidad del ariete de impulsión. Un valor de la velocidad del ariete de impulsión se puede derivar de una forma que intente reducir la magnitud de un error entre la presión objetivo y la presión monitorizada. En una realización, se utiliza al menos un controlador de dos términos para derivar una velocidad del ariete de impulsión tanto de la presión objetivo como de un valor actualizado de la presión monitorizada (por ejemplo, uso de un término proporcional y de un término derivado). En una realización, se utiliza un controlador PID (controlador proporcionar derivativo integral) para derivar un valor para la velocidad del ariete de impulsión tanto de la presión objetivo como de la presión monitorizada, aunque de hecho, no se utilizan los tres términos de dicho controlador. Cualquier aumento en la velocidad del ariete de impulsión de acuerdo con la invención se puede caracterizar como recursivamente derivado, iterativamente derivado, y/o repetidamente derivado, incluyendo sin limitación el uso de un controlador de cualquiera de las configuraciones citadas.

Otras características de la invención serán evidentes de las subreivindicaciones adjuntas al presente documento.

La presión objetivo se puede configurar en respuesta a la entrada de un usuario, donde esta entrada de usuario está en forma de una entrada de un valor en el sistema inyector de fluidos médicos de cualquier manera adecuada (por ejemplo, mediante un dispositivo de entrada de datos de cualquier tipo adecuado) y en cualquier ubicación adecuada (por ejemplo, desde una consola remota del sistema inyector de fluidos médicos; desde un cabezal de impulsión de un inyector eléctrico del sistema inyector de fluidos médicos; desde una consola que comparten un inyector eléctrico del sistema inyector de fluidos médicos, y un escáner u otro dispositivo de obtención de imágenes médicas). Un indicador relacionado con la presión (por ejemplo, un indicador de una presión máxima; un indicador de una presión objetivo) puede aparecer en una o más pantallas del sistema inyector de fluidos médicos en una o más ubicaciones. Pueden estar disponibles uno o más dispositivos de entrada de datos para introducir un valor de una presión combinados con el indicador relacionado con la presión citada. El valor de la presión objetivo se podría configurar para que fuera el mismo valor que el introducido para una presión máxima, o bien, la presión objetivo se podría definir a partir del valor que se introduce para una presión máxima (por ejemplo, de acuerdo con un algoritmo, de forma que la presión objetivo = presión máxima menos 25 psi (172.4 kPa). Cualquier valor que se introduzca para una presión máxima se puede caracterizar como datos que se pueden utilizar para configurar la presión objetivo.

La presente invención puede utilizar una o más pantallas. Una pantalla dada puede estar situada en cualquier ubicación apropiada (por ejemplo, dentro o fuera de una sala para obtención de imágenes). Se pueden utilizar múltiples pantallas y colocarse en cualquier disposición adecuada (por ejemplo, incorporarse a una consola remota situada en el exterior de una sala para obtención de imágenes; incorporarse a un cabezal de impulsión de un inyector eléctrico situado en el interior de una sala para obtención de imágenes; incorporarse a una consola común para un escáner y un inyector eléctrico que está situado en el interior de una sala para obtención de imágenes).

La presente invención puede utilizar uno o más dispositivos de entrada de datos de cualquier tipo adecuado. Cada uno de estos dispositivos de introducción de datos puede estar en cualquier ubicación adecuada (por ejemplo, en el exterior de una sala para obtención de imágenes, dentro de una sala para obtención de imágenes). Cada uno de estos dispositivos de datos puede estar asociado con cualquier componente o combinación de componentes (por ejemplo, una consola remota asociada con un inyector eléctrico; un cabezal de impulsión de un inyector eléctrico; una consola común para un escáner y un inyector eléctrico).

La presente invención puede utilizar una o más pantallas. Una pantalla dada puede estar situada en cualquier ubicación apropiada (por ejemplo, dentro o fuera de una sala para obtención de imágenes). Se pueden utilizar

múltiples pantallas y colocarse en cualquier disposición adecuada (por ejemplo, incorporarse a una consola remota situada en el exterior de una sala para obtención de imágenes; incorporarse a un cabezal de impulsión de un inyector eléctrico situado en el interior de una sala para obtención de imágenes; incorporarse a una consola común para un escáner y un inyector eléctrico que está situado en el interior de una sala para obtención de imágenes).

5 La presente invención puede utilizar uno o más dispositivos de entrada de datos de cualquier tipo adecuado. Cada uno de estos dispositivos de introducción de datos puede estar en cualquier ubicación adecuada (por ejemplo, en el exterior de una sala para obtención de imágenes, dentro de una sala para obtención de imágenes). Cada uno de estos dispositivos de datos puede estar asociado con cualquier componente o combinación de componentes (por ejemplo, una consola remota asociada con un inyector eléctrico; un cabezal de impulsión de un inyector eléctrico; una consola común para un escáner y un inyector eléctrico).

15 Cualquier inyector eléctrico que se pueda utilizar para proporcionar una descarga de fluidos puede tener cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo adecuado. Cualquier inyector eléctrico de este tipo puede utilizar uno o más impulsores del émbolo de la jeringa de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo adecuado, donde cada uno de dicho impulsor del émbolo de la jeringa puede tener al menos un movimiento bidireccional (por ejemplo, un movimiento en la primera dirección para descargar fluido; un movimiento en una segunda dirección para acomodar una carga y/o impulsar un fluido y/o de forma que regrese a una posición para una operación de descarga de fluido posterior), y donde cada uno de ese impulsor del émbolo de la jeringa puede interactuar con su correspondiente émbolo de la jeringa de cualquier manera adecuada (por ejemplo, por contacto mecánico; por un acoplamiento adecuado (mecánico o de otro tipo)) de forma que pueda avanzar el émbolo de la jeringa en al menos una dirección (por ejemplo, para descargar fluido). Cada impulsor del émbolo de la jeringa puede utilizar una o más fuentes de impulsión de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo adecuado. Múltiples salidas de fuentes de impulsión se pueden combinar de cualquier forma adecuada para hacer avanzar un único émbolo de jeringa en un momento dado. Una o más fuentes de impulsión puedan estar dedicados a un único impulsor del émbolo de la jeringa, una o más fuentes de impulsión pueden estar asociadas con múltiples impulsores del émbolo de la jeringa (por ejemplo, incorporando una transmisión de forma que se cambie la salida de un émbolo de la jeringa a otro émbolo de la jeringa), o una combinación de los mismos. Las formas de fuentes de impulsión representativas incluyen un motor eléctrico con escobillas o sin escobillas, un motor hidráulico, un motor neumático, un motor piezoeléctrico, o un motor paso a paso.

25 Cualquiera de estos inyectores eléctricos se puede utilizar para cualquier aplicación adecuada en la que se desee la administración de uno o más fluidos médicos, incluyendo sin limitación cualquier aplicación adecuada de obtención de imágenes médicas (por ejemplo, tomografía computerizada u obtención de imágenes mediante TC; obtención de imágenes mediante resonancia magnética, o IRM; tomografía computerizada de emisión de fotón único, u obtención de imágenes mediante SPECT; tomografía de emisión de positrones, u obtención de imágenes mediante PET; obtención de imágenes mediante rayos X; obtención de imágenes mediante angiografía; obtención de imágenes ópticas; obtención de imágenes mediante ultrasonidos) y/o cualquier aplicación para diagnóstico médico y/o aplicación terapéutica adecuadas (por ejemplo, inyección de quimioterapia, gestión del dolor, etc.). Cualquiera de estos inyectores eléctricos se puede utilizar junto con cualquier componente o combinación de componentes, tal como un sistema obtención de imágenes adecuados (por ejemplo, un escáner TC). Por ejemplo, se puede transmitir información entre cualquiera de estos inyectores eléctricos y uno o más componentes adicionales (por ejemplo, información de retraso de barrido, señal de inicio de la inyección, tasa de inyección).

35 Se puede utilizar cualquier número de jeringas con cualquiera de estos inyectores eléctricos de cualquier manera adecuada (por ejemplo, de forma desmontable; carga frontal; carga posterior; carga lateral), cualquier fluido médico adecuado se puede descargar desde una jeringa dada de cualquiera de estos inyectores eléctricos (por ejemplo, medios de contraste, fluido terapéutico, un compuesto radiofarmacéutico, solución salina, y cualquier combinación de los mismos), y cualquier fluido adecuado se puede descargar desde una configuración de inyector eléctrico multijeringa de cualquier forma adecuada (por ejemplo, secuencialmente, simultáneamente), o cualquier combinación de los mismos. En una realización, el fluido descargado desde una jeringa mediante la operación del inyector eléctrico se dirige a un conducto (por ejemplo, configuración de conducciones médicas), donde este conducto esta interconectado fluidamente con la jeringa de cualquier manera adecuada y dirige el fluido a una ubicación deseada (por ejemplo, a un catéter que se inserta en un paciente para su inyección). Se pueden descargar múltiples jeringas en un conducto común (por ejemplo, para provisión de un único sitio de inyección), o una jeringa puede descargar en un único conducto (por ejemplo, para provisión a un único sitio de inyección), mientras que otra jeringa puede descargar en un conducto diferente (por ejemplo, para provisión de un sitio de inyección diferente). En una realización, cada jeringa incluye un cilindro de jeringa y un émbolo que se dispone en su interior y se puede desplazar con respecto al cilindro de la jeringa. Este émbolo puede ser una interfase con el conjunto impulsor del émbolo de la jeringa del inyector eléctrico, de forma que el conjunto impulsor del émbolo de la jeringa pueda hacer avanzar el émbolo en al menos una dirección, y posiblemente en dos direcciones opuestas.

45 Cualquier "lógica" que se pueda utilizar en cualquiera de los diferentes aspectos de la presente invención se puede implementar de la manera adecuada, incluyendo sin limitación cualquier software adecuado, firmware, o hardware, usando una o más plataformas, usando uno o más procesadores, usando memorias de cualquier tipo adecuado, usando un único ordenador o cualquier tipo adecuado o varios ordenadores de cualquier tipo adecuado e

interconectarse de cualquier manera adecuada, o cualquier combinación de los mismos. Esta lógica se puede implementar en cualquier localización o en múltiples localizaciones que están interconectadas de cualquier manera adecuada (por ejemplo, mediante cualquier tipo de red).

5 Cualquier característica de la presente invención prevista para que esté limitada a un contexto "singular" o similar se definirá claramente en el presente documento con términos tales como "solamente", "única", "limitada a", o similar. La mera introducción de una característica de acuerdo con la práctica base antecedente comúnmente aceptada no limita la característica correspondiente al singular (por ejemplo, lo que indica que un inyector eléctrico incluye "una jeringa" sola no significa que el inyector eléctrico incluye solamente una única jeringa). Además, cualquier fallo en  
 10 usar frases tales como "al menos uno" tampoco limita la correspondiente característica al singular (por ejemplo, lo que indica que un inyector eléctrico incluye "una jeringa" sola no significa que el inyector eléctrico incluye solamente una única jeringa). El uso de la frase "al menos generalmente" o similar en relación a una característica particular que abarca la correspondiente característica en variantes insustanciales de la misma (por ejemplo, indicar que un cilindro de jeringa es al menos generalmente cilíndrico abarca que el cilindro de la jeringa es cilíndrico). Finalmente,  
 15 una referencia a una característica junto con la frase "en una realización" no limita el uso de la característica a una única realización.

### Breve descripción de las figuras

20 La Figura 1 es un esquema de una realización de un inyector eléctrico.  
 La Figura 2A es una vista en perspectiva de una realización de un inyector eléctrico montado en un soporte portátil.  
 La Figura 2B es una vista en perspectiva ampliada parcialmente en despiece de un cabezal de impulsión usado por el inyector eléctrico de la Figura 2A.  
 25 La Figura 2C es un esquema de una realización de un émbolo de un conjunto impulsor del émbolo de la jeringa usado mediante el inyector eléctrico de la Figura 2A.  
 La Figura 3A es un esquema de una realización de una sala para obtención de imágenes que utiliza tanto un sistema inyector de fluidos médicos y un sistema para obtención de imágenes.  
 La Figura 3B es un esquema de un sistema inyector de fluidos médicos de doble cabezal que se puede utilizar para inyectar simultáneamente dos fluidos médicos.  
 30 La Figura 3C es un esquema de una realización de un módulo/lógica de control de un inyector eléctrico que se puede utilizar por el sistema inyector de fluidos médicos de la Figura 3B.  
 La Figura 4 es un esquema de una realización de un protocolo de configuración de inyección que se puede utilizar por un sistema inyector de fluidos médicos.  
 35 La Figura 5 es un esquema de una realización de un protocolo de determinación de un caudal que se puede utilizar por un sistema inyector de fluidos médicos.  
 La Figura 6 es un esquema de una realización de un protocolo de determinación del volumen de inyección que se puede utilizar por un sistema inyector de fluidos médicos.  
 La Figura 7 es un esquema de una realización de un protocolo de una pantalla de control que se puede utilizar por un sistema inyector de fluidos médicos,  
 40 La Figura 8 es un esquema de una realización de un protocolo de control de un ariete de impulsión que se puede utilizar por un sistema inyector de fluidos médicos.  
 La Figura 9 es un esquema de una realización de un protocolo de monitorización de la presión que se puede utilizar por un sistema inyector de fluidos médicos.  
 45 La Figura 10 es una realización de una pantalla de un sistema inyector de fluidos médicos durante la programación de un protocolo de inyección.  
 La Figura 11 es una realización de una pantalla de un sistema inyector de fluidos médicos tras completar la programación de un protocolo de inyección.  
 50 La Figura 12 es una realización de una pantalla de un sistema inyector de fluidos médicos tras completar la programación de un protocolo de inyección, y que utiliza gráficos multicolor para transferir una concentración 70/30 de una fase del protocolo de inyección.  
 La Figura 13 es una realización de una pantalla de un sistema inyector de fluidos médicos tras completar la programación de un protocolo de inyección, y que utiliza gráficos multicolor para transferir una concentración 30/70 de una fase del protocolo de inyección.  
 55

### Descripción detallada

La Figura 1 presenta un esquema de una realización de un inyector eléctrico 10 que tiene un cabezal de impulsión 12. Una o más interfases gráficas de usuario o GUI 11 se pueden asociar al cabezal de impulsión 12. Cada GUI 11:  
 60 1) puede tener cualquier tamaño, forma, configuración y/o tipo adecuado; 2) puede estar operativamente interconectado con el cabezal de impulsión 12 de cualquier manera adecuada; 3) puede estar situada en cualquier ubicación apropiada; 4) puede estar configurada para proporcionar cualquiera de las siguientes funciones: controlar uno o más aspectos de la operación del inyector eléctrico 10; imputar/editar uno o más parámetros asociados con la operación del inyector eléctrico 10; y mostrar la información adecuada (por ejemplo, asociado con la operación del inyector eléctrico 10); o 5) cualquier combinación de los anteriores. Se puede utilizar cualquier número de GUI 11. En una realización, el inyector eléctrico 10 incluye una GUI 11 que se ha incorporado a una consola que está  
 65

separada pero se comunica con el cabezal de impulsión 12. En otra realización, el inyector eléctrico 10 incluye una GUI 11 que forma parte del cabezal de impulsión 12. En otra realización adicional, el inyector eléctrico 10 utiliza una GUI 11 en una consola independiente que se comunica con el cabezal de impulsión 12 (por ejemplo, una consola remota; una consola común para el inyector eléctrico 12 y un dispositivo de obtención de imágenes), y también  
 5 utiliza otra GUI 11 que está en el cabezal de impulsión 12. Cada GUI 11 podría proporcionar la misma funcionalidad o conjunto de funcionalidades, o las GUI 11 pueden diferir en al menos cierto aspecto en relación con sus funcionalidades respectivas.

Una jeringa 28 se puede instalar en el cabezal de impulsión 12 y, cuando esté instalada, se puede considerar parte  
 10 del inyector eléctrico 10. Algunos procedimientos de inyección pueden dar como resultado una presión relativamente elevada generada en el interior de la jeringa 28. En este sentido, puede ser deseable disponer la jeringa 28 dentro de una camisa presurizada 26. La camisa presurizada 26 está asociada típicamente con el cabezal de impulsión 12 de una forma que permita que la jeringa 28 esté situada en su interior como parte o después de instalar la jeringa 28 en el cabezal de impulsión 12. La misma camisa presurizada 26 permanecerá normalmente asociada con el cabezal  
 15 de impulsión 12, ya que varias jeringas 28 se sitúan en el interior, y se retiran, de la camisa presurizada 26 para procedimientos de inyección múltiple. El inyector eléctrico 10 puede eliminar la camisa presurizada 26 si el inyector eléctrico 10 se configura/utiliza para inyecciones de baja presión y/o si la(s) jeringa(s) 28 a utilizar con el inyector eléctrico 10 es (son) de durabilidad suficiente para soportar inyecciones de alta presión sin el soporte adicional proporcionado por una camisa presurizada 26. En cualquier caso, el fluido descargado de la jeringa 28 se puede  
 20 dirigir a un conducto 38 de cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiado, que puede estar interconectado entre fluidos con la jeringa 28 de cualquier manera apropiada, y que puede dirigir fluido a cualquier ubicación apropiada (por ejemplo, a un paciente).

El cabezal de impulsión 12 incluye un conjunto impulsor del émbolo de la jeringa o impulsor del émbolo de la jeringa  
 25 14 que interactúa (por ejemplo, tiene una interfase) con la jeringa 28 (por ejemplo, un émbolo 32 de la misma) para descargar fluido de la jeringa 28. Este conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa incluye una fuente de impulsión 16 (por ejemplo, un motor puede tener cualquier tamaño, forma, configuración y/o tipo adecuado, con un dentado opcional, y similar) que alimenta una salida de accionamiento 18 (por ejemplo, un tornillo de accionamiento giratorio). Un ariete de impulsión o ariete 20 se puede hacer avanzar a lo largo de un camino adecuado (por ejemplo, axial) mediante la salida de accionamiento 18. El ariete 20 puede incluir un acoplador 22 para interactuar o  
 30 interactuar con una parte correspondiente de la jeringa 28 de una forma que se describirá a continuación.

La jeringa 28 incluye un émbolo o pistón 32 que está dispuesto de forma móvil en el interior de un cilindro 30 de la  
 35 jeringa (por ejemplo, para un movimiento axial recíproco a lo largo de un eje que coincide con la flecha de doble cabeza B). El émbolo 32 puede incluir un acoplador 34. Este acoplador 34 del émbolo de la jeringa puede interactuar o interconectar con el acoplador 22 del émbolo para permitir que el conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa retraiga el émbolo 32 de la jeringa en el interior del cilindro 30 de la jeringa. El acoplador 34 del émbolo de la jeringa puede tener la forma de un eje 36a que se extiende desde un cuerpo del émbolo 32 de la jeringa, junto con una cabeza o botón 36b. Sin embargo, el acoplador 34 del émbolo de la jeringa puede tener cualquier tamaño, forma,  
 40 configuración, y/o tipo apropiado.

En general, el conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa del inyector eléctrico 10 puede interactuar con el émbolo  
 45 32 de la jeringa de la jeringa 28 de cualquier manera adecuada (por ejemplo, por contacto mecánico; mediante un acoplamiento adecuado (mecánico o de otro tipo)) de forma que sea capaz de mover o avanzar el émbolo 32 de la jeringa (con respecto al cilindro 30 de la jeringa) en al menos una dirección (por ejemplo, para descargar fluido de la correspondiente jeringa 28). Esto es, aunque el conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa puede ser capaz de movimiento bidireccional (por ejemplo, mediante la operación de la misma fuente de impulsión 16), el inyector eléctrico 10 se puede configurar de forma que la operación del conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa realmente solo desplaza cada émbolo 32 de la jeringa que se utiliza por el inyector eléctrico 10 en solamente una  
 50 dirección. Sin embargo, el conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa se puede configurar para interactuar con cada émbolo 32 de la jeringa que se utiliza por el inyector eléctrico 10 de manera que pueda desplazar cada uno de dicho émbolo 32 de la jeringa en cada una de dos direcciones diferentes (por ejemplo, en direcciones diferentes a lo largo de un único camino axial).

La retracción del émbolo 32 de la jeringa se puede utilizar para acomodar una carga de fluido dentro del cilindro 30  
 55 de la jeringa para una posterior inyección o descarga, se puede utilizar para realmente retirar fluido al interior del cilindro 30 de la jeringa para una posterior inyección o descarga, o para cualquier otro fin adecuado. Es posible que algunas configuraciones no requieran que el conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa pueda retraer el émbolo 32 de la jeringa, en cuyo caso, el acoplador 22 del émbolo y el acoplador 34 del émbolo de la jeringa pueden no ser deseados. En este caso, el conjunto 14 impulsor del émbolo de la jeringa se puede retraer para ejecutar otra  
 60 operación de suministro de fluidos (por ejemplo, después de colocar otra jeringa 28 precargada). Incluso cuando acoplador 22 del émbolo y el acoplador 34 del émbolo de la jeringa se utilizan, estos componentes pueden estar acoplados, o no, cuando el ariete 20 avanza el émbolo 32 de la jeringa para descargar fluido desde la jeringa 28 (por ejemplo, el ariete 20 pueda simplemente "empujar" el acoplador 34 del émbolo de la jeringa o directamente sobre un extremo proximal del émbolo 32 de la jeringa). Cualquier movimiento simple o combinación de movimientos de cualquier dimensión adecuada o combinación de dimensiones se puede utilizar para disponer el acoplador 22 del  
 65

émbolo y el acoplador 34 del émbolo de la jeringa en un estado o condición de acoplamiento, para disponer el acoplador 22 del émbolo y el acoplador 34 del émbolo de la jeringa en un estado o condición de acoplamiento, o ambos.

5 La jeringa 28 se puede instalar en el cabezal de impulsión 12 de cualquier manera apropiada. Por ejemplo, la jeringa 28 se puede configurar para instalarse directamente sobre el cabezal de impulsión 12. En la realización ilustrada, una carcasa 24 está montada apropiadamente sobre el cabezal de impulsión 12 para proporcionar una interfase entre la jeringa 28 y el cabezal de impulsión 12. Esta carcasa 24 puede tener la forma de un adaptador en el que se pueden instalar una o más configuraciones de jeringas 28, y donde al menos una configuración de una jeringa 28 se puede instalar directamente sobre el cabezal de impulsión 12 sin utilizar ninguno de dichos adaptadores. La carcasa 24 puede tener también la forma de una placa frontal en la que se pueden instalar una o más configuraciones de jeringas 28. En este caso, puede ser tal que se requiere una placa frontal para instalar una jeringa 28 sobre el cabezal de impulsión 12 - la jeringa 28 no se podría instalar sobre el cabezal de impulsión 12 sin la placa frontal. Cuando se utiliza una camisa presurizada 26, se puede instalar sobre el cabezal de impulsión 12 de las diferentes formas descritas en el presente documento con respecto a la jeringa 28, y la jeringa 28, a continuación, se podrá instalar en la camisa presurizada 26.

La carcasa 24 se puede montar encima, y permanecer en una posición fija con respecto al cabezal de impulsión 12 cuando se instala una jeringa 28. Otra opción es interconectar de forma móvil la carcasa 24 y el cabezal de impulsión 12 para acomodar la instalación de una jeringa 28. Por ejemplo, la carcasa 24 se puede mover en un plano que contiene la flecha de doble cabeza A para proporcionar uno o más estados o condiciones de acoplamiento y un estado o condición de no acoplamiento entre el acoplador 22 del émbolo y el acoplador 34 del émbolo de la jeringa.

25 Una configuración particular del inyector eléctrico se ilustra en la Figura 2A, que se identifica con el número de referencia 40, y que de una forma general está de acuerdo con el inyector eléctrico 10 de la Figura 1. El inyector eléctrico 40 incluye un cabezal de impulsión 50 que está montado en un soporte portátil 48. Dos jeringas 86a, 86b del inyector eléctrico 40 están montadas sobre el cabezal de impulsión 50. El fluido se puede descargar de las jeringas 86a, 86b durante la operación del inyector eléctrico 40.

30 El soporte portátil 48 puede tener cualquier tamaño, forma, configuración, y/o tipo apropiado. Engranajes, rodillos, crisoles de colada, o similares se pueden utilizar para fabricar el soporte portátil 48. El cabezal de impulsión 50 se puede mantener en una posición fija con respecto al soporte portátil 48. Sin embargo, puede ser deseable permitir que la posición del cabezal de impulsión 50 se puede ajustar con respecto al soporte portátil 48 de al menos alguna forma. Por ejemplo, puede ser deseable tener el cabezal de impulsión 50 en una posición relativa al soporte portátil 48 cuando se carga fluido en una o más de las jeringas 86a, 86b, y tener el cabezal de impulsión 50 en una posición relativa diferente con respecto al soporte portátil 48 para la realización de un procedimiento de inyección. En este sentido, el cabezal de impulsión 50 puede estar interconectado de forma móvil con el soporte portátil 48 de cualquier manera adecuada (por ejemplo, de forma que el cabezal de impulsión 50 se pueda pivotar en al menos determinado intervalo de movimiento, y posteriormente se mantenga en la posición adecuada).

Se debe apreciar que el cabezal de impulsión 50 pueda estar soportado de cualquier manera adecuada para proporcionar fluido. Por ejemplo, en lugar de estar montado en una estructura portátil, el cabezal de impulsión 50 podría estar interconectado con un conjunto de soporte, que a su vez está montado en una estructura adecuada (por ejemplo, techo, pared, suelo). Cualquier conjunto de soporte del cabezal de impulsión 50 puede tener una posición ajustable respecto a al menos (por ejemplo, teniendo una o más secciones de soporte que se pueden recolorear con respecto a una o más secciones de soporte adicionales), o se puede mantener en una posición fija. Además, el cabezal de impulsión 50 se puede integrar con cualquier de este conjunto de soporte de forma que bien se mantenga en una posición fija o bien se pueda ajustar con respecto al conjunto de soporte.

50 El cabezal de impulsión 50 incluye una interfaz gráfica de usuario, o GUI 52. Esta GUI 52 puede estar configurada para proporcionar una o cualquier combinación de las siguientes funciones: control de uno o más aspectos de la operación del inyector eléctrico 40; imputar/editar uno o más parámetros asociados con la operación del inyector eléctrico 40; y mostrar la información adecuada (por ejemplo, asociada con la operación del inyector eléctrico 40). El inyector eléctrico 40 también puede incluir una consola 42 y una fuente de alimentación 46 y cada uno de ellos puede estar en comunicación con el cabezal de impulsión 50 de cualquier manera adecuada (por ejemplo, mediante uno o más cables), que se puede colocar sobre una mesa o montarse en una gradilla electrónica en una sala de exploraciones o cualquier otra ubicación adecuada, o ambos. La fuente de alimentación 46 puede incluir uno o más de los siguientes, y en cualquier combinación adecuada: una fuente de alimentación eléctrica para el inyector 40; circuitería de interfaz para proporcionar comunicación entre la consola 42 y el cabezal de impulsión 50; circuitería para permitir la conexión del inyector eléctrico 40 a unidades remotas tales como consolas remotas, pedales o manijas de control remoto, u otras conexiones de control remoto del fabricante del equipo original (OEM, por sus siglas en inglés) (por ejemplo, para permitir que la operación del inyector eléctrico 40 esté sincronizada con la exposición a rayos X de un sistema de obtención de imágenes); y cualquier otro componente adecuado. 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 adecuada: permitir a un operador controlar remotamente uno o más aspectos de la operación

del inyector eléctrico 40; permitir a un operador introducir/editar uno o más parámetros asociados con la operación del inyector eléctrico 40; permitir a un operador especificar y almacenar programas para el funcionamiento automatizado del inyector eléctrico 40 (que posteriormente puede ejecutar el inyector eléctrico 40 tras su inicio por el operador); y mostrar cualquier información adecuada relativa al inyector eléctrico 40 y que incluye cualquier aspecto de su funcionamiento.

Varios detalles relativos a la integración de las jeringas 86a, 86b con el cabezal de impulsión 50 se presentan en la Figura 28. Cada una de las jeringas 86a, 86b incluye los mismos componentes generales. La jeringa 86a incluye un émbolo o pistón 90a que está dispuesto de forma móvil en el interior de un cilindro 88a de la jeringa. El movimiento del émbolo 90a a lo largo de un eje 100a (Figura 2A) mediante la operación del cabezal de impulsión 50 se descargará desde el interior de un cilindro 88a de la jeringa a través de una boquilla 89a de la jeringa 86a. Un conducto adecuado (no se muestra) estará típicamente interconectado fluidamente con la boquilla 89a de cualquier manera adecuada para dirigir el fluido a una ubicación deseada (por ejemplo, un paciente). De manera similar, la jeringa 86b incluye un émbolo o pistón 90b que está dispuesto de forma móvil en el interior de un cilindro 88b de la jeringa. El movimiento del émbolo 90b a lo largo de un eje 100b (Figura 2A) mediante la operación del cabezal de impulsión 50 se descargará desde el interior del cilindro 88b de la jeringa a través de una boquilla 89b de la jeringa 86b. Un conducto adecuado (no se muestra) estará típicamente interconectado fluidamente con la boquilla 89b de cualquier manera adecuada para dirigir el fluido a una ubicación deseada (por ejemplo, un paciente).

La jeringa 86a está interconectada con el cabezal de impulsión 50 mediante una placa frontal 102a intermedia. Esta placa frontal 102a incluye una horquilla 104 que soporta al menos parte del cilindro 88a de la aguja, y que puede proporcionar/acomodar cualquier funcionalidad o combinación de funcionalidades adicional. Una montura 82a está dispuesta sobre, y está fijada, con respecto al cabezal de impulsión 50 para formar una interfase con la placa frontal 102a. Un acoplador 76 de ariete de un ariete 74 (Figura 2C), cada uno de ellos parte de un conjunto impulsor del émbolo de la jeringa o impulsor del émbolo de la jeringa 56 (Figure 2C) de la jeringa 86a, está situado en la proximidad de la placa frontal 102a cuando está montada sobre el cabezal de impulsión 50. Los detalles relativos al conjunto impulsor del émbolo de la jeringa 56 se describirán más detalladamente a continuación con respecto a la Figura 2C. En general, el acoplador 76 de ariete puede estar acoplado al émbolo 90a de jeringa de la jeringa 86a, y el acoplador 76 de ariete y el ariete 74 (Figure 2C) se pueden desplazar después con respecto al cabezal de impulsión 50 para desplazar el émbolo 90a de jeringa a lo largo del eje 100a (Figura 2A). Puede ser tal que el acoplador 76 de ariete encaje, pero realmente no está acoplado, con el émbolo 90a de jeringa cuando el émbolo 90a de jeringa se desplaza para descargar fluido a través de la boquilla 89a de la jeringa 86a.

La placa frontal 102a se puede desplazar al menos generalmente en un plano que es ortogonal a los ejes 100a, 100b (asociado con el movimiento de los émbolos de jeringa 90a, 90b, respectivamente, como se ilustra en la Figura 2A), ambos para subir la placa frontal 102a y para retirar la placa frontal 102a de su montura 82a en el cabezal de impulsión 50. La placa frontal 102a se puede usar para acoplar el émbolo 90a de jeringa con su correspondiente acoplador 76 de ariete en el cabezal de impulsión 50. En este sentido, la placa frontal 102a incluye un par de manillas 106a. Generalmente, y con la jeringa 86a inicialmente colocada dentro de la placa frontal 102a, las manillas 106a se puede desplazar a su vez para mover/trasladar la jeringa 86a al menos generalmente en un 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 desplazamiento de las manillas 106a a una posición mueve/traslada la jeringa 86a (con respecto a la placa frontal 102a) en al menos una dirección generalmente descendente para acoplar su émbolo 90a de jeringa con su correspondiente acoplador 76 de ariete. El desplazamiento de las manillas 106a a otra posición mueve/traslada la jeringa 86a (con respecto a la placa frontal 102a) en al menos una dirección generalmente ascendente para desacoplar su émbolo 90a de jeringa de su correspondiente acoplador 76 de ariete.

La jeringa 86b está interconectada con el cabezal de impulsión 50 mediante una placa frontal 102b intermedia. Una montura 82b está dispuesta sobre, y está fijada, con respecto al cabezal de impulsión 50 para formar una interfase con la placa frontal 102b. Un acoplador 76 de ariete de un ariete 74 (Figura 2C), cada uno de ellos parte de un conjunto impulsor 56 del émbolo de la jeringa de la jeringa 86b, está situado en la proximidad de la placa frontal 102b cuando está montada sobre el cabezal de impulsión 50. Los detalles relativos al conjunto impulsor del émbolo de la jeringa 56 se describirán de nuevo más detalladamente a continuación con respecto a la Figura 2C. En general, el acoplador 76 de ariete puede estar acoplado al émbolo 90b de jeringa de la jeringa 86b, y el acoplador 76 de ariete y el ariete 74 (Figure 2C) se pueden desplazar con respecto al cabezal de impulsión 50 para desplazar el émbolo 90b de jeringa a lo largo del eje 100b (Figura 2A). Puede ser tal que el acoplador 76 de ariete encaje, pero realmente no está acoplado, con el émbolo 90b de jeringa cuando el émbolo 90b de jeringa se desplaza para descargar fluido a través de la boquilla 89b de la jeringa 86b.

La placa frontal 102b se puede desplazar al menos generalmente en un plano que es ortogonal a los ejes 100a, 100b (asociado con el movimiento de los émbolos de jeringa 90a, 90b, respectivamente, como se ilustra en la Figura 2A), ambos para subir la placa frontal 102b y para retirar la placa frontal 102b de su montura 82b en el cabezal de impulsión 50. La placa frontal 102b también se puede usar para acoplar el émbolo 90b de jeringa con su correspondiente acoplador 76 de ariete en el cabezal de impulsión 50. En este sentido, la placa frontal 102b puede incluir una manilla 106b. Generalmente, y con la jeringa 86b inicialmente colocada dentro de la placa frontal 102b, la jeringa 86b puede rotar alrededor de su eje largo 100b (Figura 2A) y con respecto a la placa frontal 102b. Esta

- rotación se puede realizar desplazando la manilla 106b, sujetando y haciendo girar la jeringa 86b, o ambos. En cualquier caso, esta rotación mueve/traslada tanto la jeringa 86b como la placa frontal 102b al menos generalmente en un 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 giro de la jeringa 86b en una dirección mueve/traslada la jeringa 86b y la placa frontal 102b en al menos una dirección generalmente descendente para acoplar su émbolo 90b de jeringa con su correspondiente acoplador de ariete 76. El giro de la jeringa 86b en la dirección opuesta mueve/traslada la jeringa 86b y la placa frontal 102b en al menos una dirección generalmente ascendente para desacoplar su émbolo 90b de jeringa de su correspondiente acoplador de ariete 76.
- 5 Tal como se ilustra en la Figura 28, el émbolo 90b de jeringa incluye un cuerpo 92 de émbolo y un acoplador 94 del émbolo de la jeringa. Este acoplador 94 del émbolo de la jeringa incluye un eje 98 que se extiende desde el cuerpo 92 de émbolo, junto con una cabeza 96 que está separada del cuerpo 92 de émbolo. Cada uno de los acopladores de ariete 76 incluye una ranura grande que se coloca detrás de una ranura más pequeña en la cara del acoplador 76 de ariete. La cabeza 96 del acoplador 94 del émbolo de la jeringa se puede colocar dentro de la ranura grande del acoplador 76 de ariete, y el eje 98 del acoplador 94 del émbolo de la jeringa se puede extender a través de la ranura más pequeña en la cara del acoplador 76 de ariete cuando el émbolo 90b de jeringa y su correspondiente acoplador 76 de ariete están en un estado o condición de acoplamiento. El émbolo 90a de jeringa puede incluir un acoplador 94 del émbolo de la jeringa similar para interactuar con su correspondiente acoplador 76 de ariete.
- 10 El cabezal de impulsión 50 se utiliza para descargar fluido de las jeringas 86a, 86b en el caso del inyector eléctrico 40. Esto es, el cabezal de impulsión 50 proporciona la fuerza motriz para descargar fluido desde cada una de las jeringas 86a, 86b. Una realización de lo que se puede caracterizar como un conjunto impulsor del émbolo de la jeringa o impulsor del émbolo de la jeringa se ilustra en la Figura 2C, que se identifica con el número de referencia 56, y se puede utilizar por el cabezal de impulsión 50 para descargar fluido desde cada una de las jeringas 86a, 86b. Un conjunto impulsor del émbolo de la jeringa 56 independiente se puede incorporar al cabezal de impulsión 50 para cada una de las jeringas 86a, 86b. A este respecto, y citando de nuevo las Figuras 2A-B, el cabezal de impulsión 50 puede incluir los botones manuales 80a y 80b para su uso en el control independiente de cada uno de los conjuntos impulsores del émbolo de la jeringa 56.
- 15 Inicialmente, y con respecto al conjunto impulsor del émbolo de la jeringa 56 de la Figura 2C, cada uno de sus componentes individuales puede tener cualquier tamaño, forma, configuración y/o tipo apropiado. El conjunto impulsor del émbolo de la jeringa 56 incluye una fuente de impulsión o motor 58, que tiene un eje de salida 60. Un engranaje de transmisión 62 está montado encima y gira junto con el eje de salida 60 del motor 58. El engranaje de transmisión 62 está engranado o al menos puede engranar con un engranaje de tracción 64. Este engranaje de tracción 64 está montado encima y gira junto con un tornillo de accionamiento o eje 66. El eje alrededor del cual gira el tornillo de accionamiento 66 se identifica con el número de referencia 68. Uno o más cojinetes 72 soportan adecuadamente el tornillo de accionamiento 66.
- 20 Un transporte o ariete de impulsión 74 está montado de forma móvil sobre el tornillo de accionamiento 66. En general, la rotación del tornillo de accionamiento 66 en una dirección axial avanza el ariete 74 a lo largo del tornillo de accionamiento 66 (y por tanto a lo largo del eje 68) en la dirección de la correspondiente jeringa 86a/b, mientras que la rotación del tornillo de accionamiento 66 en la dirección axial opuesta avanza el ariete 74 a lo largo del tornillo de accionamiento 66 (y por tanto a lo largo del eje 68) alejándose de la correspondiente jeringa 86a/b. En este sentido, el perímetro de al menos parte del tornillo de accionamiento 66 incluye filetes helicoidales 70 que interactúan con al menos parte del ariete 74. El ariete 74 también está montado de forma móvil dentro de un casquillo 78 adecuado que no permite que el ariete 74 gire durante la rotación del tornillo de accionamiento 66. Por 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.
- 25 El ariete 74 incluye un acoplador 76 que puede estar acoplado de forma separable a un acoplador 94 del émbolo 90a/b de la jeringa de la correspondiente jeringa 86a/b. Cuando el acoplador 76 de ariete y el acoplador 94 del émbolo de la jeringa están adecuadamente acoplados, el émbolo 90a/b de la jeringa se mueve a lo largo del ariete 74. La Figura 2C ilustra una configuración en la que la jeringa 86a/b se puede desplazar a lo largo de su correspondiente eje 100a/b sin acoplarse con el ariete 74. Cuando la jeringa 86a/b se desplaza a lo largo de su correspondiente eje 100a/b de forma que la cabeza 96 de su émbolo 90a/b de jeringa esté alineado con el acoplador 76 de ariete, pero con los ejes 68 aún en la configuración desplazada de la Figura 2C, la jeringa 86a/b se puede trasladar en un plano que es ortogonal al eje 68 mientras se desplaza el ariete 74. Esto establece una unión con acoplamiento entre el acoplador 76 de ariete y el acoplador 96 del émbolo de la jeringa de la forma anteriormente citada.
- 30 Los inyectores eléctricos 10, 40 de la Figuras 1 y 2A-C se pueden utilizar, cada uno de ellos, en cualquier aplicación adecuada, incluyendo sin limitación en aplicaciones de obtención de imágenes médicas donde el fluido se inyecta a un sujeto (por ejemplo, un paciente) y/o cualquier aplicación para diagnóstico médico y/o aplicación terapéutica adecuadas (por ejemplo, inyección de quimioterapia, gestión del dolor, etc.). Aplicaciones representativas de obtención de imágenes médicas de los inyectores eléctricos 10, 40 incluyen sin limitación tomografía computerizada u obtención de imágenes mediante TC, obtención de imágenes mediante resonancia magnética, o IRM, tomografía

- 5 computerizada de emisión de fotón único, u obtención de imágenes mediante SPECT, tomografía de emisión de positrones, u obtención de imágenes mediante PET, obtención de imágenes mediante rayos X, obtención de imágenes mediante angiografía, obtención de imágenes ópticas, y obtención de imágenes por ultrasonidos. Los inyectores eléctricos 10, 40 se pueden utilizar, cada uno de ellos, en solitario o combinados con uno o más componentes adicionales. Los inyectores eléctricos 10,40, cada uno de ellos, puede estar interconectados operativamente con uno o más componentes, por ejemplo, de tal forma que la información se puede transmitir entre el inyector eléctrico 10,40 y uno o más componentes adicionales (por ejemplo, información de retraso de barrido, señal de inicio de la inyección, tasa de inyección).
- 10 Se puede utilizar cualquier número de jeringas con cada uno de los inyectores eléctricos 10, 40, incluyendo sin limitación configuraciones de un solo cabezal (para una sola jeringa) y configuraciones de cabezal doble (para dos jeringas). En el caso de una configuración con múltiples jeringas, cada inyector eléctrico 10,40 puede descargar fluido desde las diferentes jeringas de cualquier manera adecuada y de acuerdo con cualquier temporización (por ejemplo, descargas secuenciales desde dos o más jeringas, descargas simultáneas desde dos o más jeringas, o cualquier combinación de los mismos). Se pueden descargar múltiples jeringas en un conducto común (por ejemplo, para provisión de un único sitio de inyección), o una jeringa puede descargar en un único conducto (por ejemplo, para provisión a un único sitio de inyección), mientras que otra jeringa puede descargar en un conducto diferente (por ejemplo, para provisión de un sitio de inyección diferente). Cada una de las jeringas utilizadas con cada uno de los inyectores eléctricos 10, 40 puede incluir cualquier fluido adecuado (por ejemplo, un fluido médico), por ejemplo, medios de contraste, fluido terapéutico, un compuesto radiofarmacéutico, solución salina, y cualquier combinación de los mismos. Cada una de las jeringas utilizadas con cada uno de los inyectores eléctricos 10, 40 se puede instalar de cualquier manera adecuada (por ejemplo, se pueden utilizar configuraciones de carga posterior; se pueden utilizar configuraciones de carga frontal; se pueden utilizar configuraciones de carga lateral).
- 15 20
- 25 La Figura 3A presenta esquemáticamente una realización de lo que se caracteriza como una sala de obtención de imágenes 400. En la realización ilustrada, la sala de obtención de imágenes 400 incluye una sala de control 402 y una dependencia de obtención de imágenes 420 que están separadas por una barrera 412 adecuada. Es posible que esta separación no sea necesaria en todos los casos. En algunas realizaciones, esta barrera 412 puede incluir protección contra radiaciones (por ejemplo, alfa, beta y/o gamma), protección contra radiofrecuencia, y/o cualquier otro tipo de material que reduzca la posibilidad de condiciones indeseadas que podrían impedir la adquisición de imágenes.
- 30
- La sala de obtención de imágenes 400 incluye un sistema inyector 430 de fluidos médicos o medios de contraste. El sistema inyector 430 de medios de contraste incluye un inyector eléctrico 432 (por ejemplo, inyector eléctrico 10; inyector eléctrico 40) y una consola remota 404. El inyector eléctrico 432 está operativamente conectada con la consola remota 404, puede estar operativamente conectado con un dispositivo de obtención de imágenes 422 (descrito a continuación), que se puede conectar en transmisión de fluidos con un paciente 424 (por ejemplo, de forma que el inyector eléctrico 432 pueda inyectar medios de contraste al paciente 424). El inyector eléctrico 432 puede incluir una pantalla 434 y al menos un dispositivo 436 de entrada de usuario de cualquier tipo adecuado (por ejemplo, un teclado, ratón, pantalla táctil, joystick, trackball, o similares). Tanto la pantalla 434 y uno o más de estos dispositivos 436 de entrada de usuario se pueden asociar con un cabezal de impulsión del inyector eléctrico 432.
- 35 40
- La consola remota 404 (por ejemplo, un ordenador) del sistema inyector 430 de medios de contraste se puede ubicar en la sala de control 402. Los componentes de la consola remota 404 incluyen una pantalla 406 de la consola remota y al menos un dispositivo 408 de entrada de usuario. Cada dispositivo 408 de entrada de usuario del sistema inyector 430 puede ser de cualquier tipo adecuado, por ejemplo, en forma de un teclado, ratón, pantalla táctil, joystick, trackball, o similares. La consola remota 404 está interconectada operativamente con el inyector eléctrico 432 mediante un enlace de comunicación 410 de cualquier tipo apropiado. En general, un usuario puede programar los parámetros del inyector eléctrico 432 (por ejemplo, definir un protocolo de inyección, por ejemplo, una o más fases, y donde cada fase incluye parámetros de inyección tales como un volumen de medio de contraste a inyectar y un caudal de inyección, junto con posiblemente uno o más retrasos de inyección (por ejemplo, una parada o pausa)) mediante el dispositivo 408 de entrada de usuario de la consola remota 404.
- 45 50
- La sala de obtención de imágenes 400 también incluye un sistema de obtención de imágenes médicas 407. El sistema de obtención de imágenes médicas 407 incluye una consola remota 409 y un dispositivo de obtención de imágenes 422. El dispositivo de obtención de imágenes 422 puede tener cualquier tamaño, forma, configuración y/o tipo apropiado, y su funcionalidad de adquisición de imágenes puede utilizar cualquier tecnología o combinación de tecnologías que sea adecuada. En una realización, el dispositivo de obtención de imágenes 422 está en la forma de un escáner TC.
- 55 60
- La consola remota 409 (por ejemplo, un ordenador) del sistema de obtención de imágenes médicas 407 se puede ubicar en la sala de control 402. Los componentes de la consola remota 409 pueden incluir una pantalla 411 de la consola remota y al menos un dispositivo 413 de entrada de usuario. Cada dispositivo 413 de entrada de usuario del sistema de obtención de imágenes médicas 407 puede ser de cualquier tipo adecuado, por ejemplo, en forma de un teclado, ratón, pantalla táctil, joystick, trackball, o similares. La consola remota 409 del sistema de obtención de imágenes médicas 407 está interconectada operativamente con el dispositivo de obtención de imágenes médicas
- 65

422 mediante un enlace de comunicación 415 de cualquier tipo apropiado. En general, un usuario puede programar los parámetros de obtención de imágenes 422 y/o controlar (por ejemplo, iniciar y/o finalizar) los procedimientos de obtención de imágenes mediante el dispositivo 413 de entrada de usuario de la consola remota 409.

5 El sistema de obtención de imágenes médicas 407 (por ejemplo, su consola remota 409) puede estar operativamente conectado con el sistema inyector 430 de medios de contraste (por ejemplo, su consola remota 404). En el caso donde el sistema de obtención de imágenes 407 está indudablemente conectado operativamente con el sistema inyector 430, algunas realizaciones permiten a un usuario programar parámetros de inyección y/o de control (por ejemplo, iniciar y/o terminar) de los procedimientos de inyección del inyector eléctrico 432 mediante el  
10 dispositivo 413 de entrada de usuario de la consola remota 409 del sistema de obtención de imágenes además de realizar las funcionalidades de programación y de control descritas en el presente documento con respecto al dispositivo de obtención de imágenes 422. En algunas realizaciones de la sala de obtención de imágenes 400, el sistema inyector 430 y el sistema de obtención de imágenes médicas 407 pueden incluir solamente una única consola remota compartida (no se muestra) desde la que un usuario puede realizar cualquiera de las operaciones de  
15 programación y/o control descritas en el presente documento tanto en el dispositivo de obtención de imágenes 422 como el inyector eléctrico 432.

Varios protocolos a describir en el presente documento pueden ser particularmente relevantes para lo que se puede caracterizar como un inyector de doble cabezal. El sistema inyector 430 de medios de contraste de la Figura 3A  
20 puede utilizar dicho inyector de cabezal doble (por ejemplo, el inyector eléctrico 432 de la Figura 3A puede estar en la forma de un inyector de doble cabezal). Un esquema de un sistema inyector de fluidos médicos que pueda inyectar separada o simultáneamente dos fluidos médicos diferentes se ilustra en la Figura 3B y se identifica por el número de referencia 450. El sistema inyector de fluidos médicos 450 incluye tanto un lado "A" (por ejemplo, una cabeza) y un lado "B" (por ejemplo, otra cabeza). Los lados A y B del sistema inyector de fluidos médicos 450  
25 pueden incorporar un cabezal de impulsión común (por ejemplo, cabezal de impulsión 50) de un inyector eléctrico (por ejemplo, inyector eléctrico 40) para definir una configuración de doble cabezal.

El lado A del sistema inyector de fluidos médicos 450 incluye un primer impulsor 452a del émbolo de la jeringa y una primera jeringa 460a. El primer impulsor 452a del émbolo de la jeringa incluye una primera fuente de impulsión 454a  
30 que puede desplazar un primer ariete de impulsión 456a a lo largo de un camino axial en al menos una primera dirección asociada con un pulso de descarga, aunque la primera fuente de impulsión 454a podría desplazar el primer ariete de impulsión 456a en cada una de las direcciones primera y segunda a lo largo de dicho camino axial. De manera similar, el segundo impulsor 452b del émbolo de la jeringa incluye una segunda fuente de impulsión 454b  
35 que puede desplazar un segundo ariete de impulsión 456b a lo largo de un camino axial en al menos una primera dirección asociada con un pulso de descarga, aunque la segunda fuente de impulsión 454b podría desplazar el segundo ariete de impulsión 456b en cada una de las direcciones primera y segunda a lo largo de dicho camino axial.

Una primera jeringa 460a está asociada al lado A del sistema inyector de fluidos médicos 450. Esta primera jeringa  
40 460a incluye un primer cilindro 462a de jeringa, junto con un primer émbolo 464a de jeringa que está colocado en dentro del primer cilindro 462a de jeringa. Una primera rama de salida 472a de un conjunto de conducciones 470 están conectados desde el punto de vista de los fluidos con el puerto o puertos de descarga de la jeringa 460a. De manera similar, una segunda jeringa 460b está asociada al lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450. Esta segunda jeringa 460b incluye un segundo cilindro 462b de jeringa, junto con un segundo émbolo 464b de jeringa que  
45 está colocado en dentro del segundo cilindro 462b de jeringa. Una segunda rama de salida 472b del conjunto de conducciones 470 están conectados desde el punto de vista de los fluidos con el puerto o puertos de descarga de la jeringa 460a. En la realización ilustrada, la primera rama de salida 472a y la segunda rama de salida 472b del conjunto de conducciones 470 se unen en una rama 474 de descarga común.

50 Un primer fluido médico 466a (por ejemplo, medios de contraste) está contenido en el interior del primer cilindro 462a de jeringa. La operación del primer impulsor 452a del émbolo de la jeringa avanza el primer ariete de impulsión 456a con respecto al primer cilindro 462a de jeringa, y que a su vez avanza el primer émbolo 464a de jeringa con respecto al primer cilindro 462a de jeringa para descargar el primer fluido médico 466a de la primera jeringa 460a en el conjunto de conducciones 470. De manera similar, un segundo fluido médico 466b (por ejemplo, suero salino)  
55 está contenido en el interior del segundo cilindro 462b de jeringa. La operación del segundo impulsor 452b del émbolo de la jeringa avanza el segundo ariete de impulsión 456b con respecto al segundo cilindro 462b de jeringa, y que a su vez avanza el segundo émbolo 464b de jeringa con respecto al segundo cilindro 462b de jeringa para descargar el segundo fluido médico 466b de la segunda jeringa 460b en el conjunto de conducciones 470.

60 Se deberá apreciar que el sistema inyector de fluidos médicos 450, tal como se presenta en la Figura 3B, se puede utilizar para inyectar por separado un primer fluido médico 466a en un paciente en un sitio de inyección común (por ejemplo, mediante la operación del primer impulsor 452a del émbolo de la jeringa, pero sin operar el segundo impulsor del émbolo de la jeringa 452b), para inyectar por separado el segundo fluido médico 466b en el primer  
65 paciente en este sitio de inyección común (por ejemplo, mediante la operación del segundo impulsor 452b del émbolo de la jeringa, pero sin operar el primer impulsor del émbolo de la jeringa 452a), y para inyectar simultáneamente el primer fluido médico 466a y el segundo fluido médico 466b en el paciente en este mismo sitio de

inyección común (por ejemplo, mediante la operación simultánea del primer impulsor 452a del émbolo de la jeringa y el segundo impulsor del émbolo de la jeringa 452b). Se pueden utilizar otros conjuntos de conducciones con el sistema inyector de fluidos médicos 450, y donde los impulsores 452a, 452b de los émbolos de la jeringas podrían bien operarse individualmente y operarse de forma simultáneamente.

5 La Figura 3e ilustra esquemáticamente una realización de un módulo de control/lógica 122 de un inyector eléctrico del sistema inyector de fluidos médicos 450 de la Figura 3B, pero que se puede utilizar por cualquier inyector eléctrico adecuado o cualquier sistema inyector de fluidos médicos adecuado, incluyendo sin limitación el inyector eléctrico 10 de la Figura 1, el inyector eléctrico 40 de la Figuras 2A-e, y el sistema inyector de fluidos médicos 430 de la Figura 3A. Uno o más dispositivos 126 de entrada de datos de usuario de cualquier tipo o configuración adecuados (por ejemplo, de acuerdo con la realización de la Figura 3A) puede estar interconectado operativamente con el módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico. Se pueden utilizar múltiples dispositivos 126 de entrada de datos que se pueden situar en cualquier ubicación adecuada (por ejemplo, en la sala de control 402, por ejemplo, como parte de la consola remota 404; en la dependencia de obtención de imágenes 420). Un dispositivo 126 de entrada de datos se podría comunicar no solamente con el sistema inyector de fluidos médicos 450, sino también con el sistema de obtención de imágenes (por ejemplo, el sistema de obtención de imágenes 407, por ejemplo, mediante una consola de control común que se comunica con cada uno del sistema inyector de fluidos médicos y un sistema de obtención de imágenes).

20 Una o más pantallas 124 de cualquier configuración y/o tipo apropiado también pueden estar operativamente interconectadas con el módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico. Se pueden utilizar múltiples pantallas 124 que se pueden situar en cualquier ubicación adecuada (por ejemplo, en la sala de control 402, por ejemplo, como parte de la consola remota 404; en la dependencia de obtención de imágenes 420, por ejemplo, como parte de un cabezal de impulsión que incluye los lados A y B del sistema inyector de fluidos médicos 450). Una pantalla 124 dada puede estar asociada no solamente con el sistema inyector de fluidos médicos 450, sino también con el sistema de obtención de imágenes (por ejemplo, el sistema de obtención de imágenes 407, por ejemplo, mediante una consola de control común que se comunica con cada uno del sistema inyector de fluidos médicos y un sistema de obtención de imágenes). Una o más pantallas 124 pueden utilizar la funcionalidad de pantalla táctil.

30 En la realización ilustrada, la el módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico de la Figura 3e incluye un módulo de control/lógica 128 de un protocolo de inyección, un módulo de control/lógica 130 de determinación del caudal, un módulo de control/lógica 132 de determinación del volumen de inyección, un módulo de control/lógica 134 de pantalla, un módulo de control/lógica 136 del movimiento del ariete de impulsión, y un módulo de control/lógica 138 de monitorización de la presión. Los protocolos/configuraciones representativos que se pueden utilizar en cada uno de los módulos ilustrados en la Figura 3e se describirán más detalladamente a continuación. El módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico puede utilizar otros módulos. Por ejemplo, el sistema inyector de fluidos médicos 450 puede incluir un módulo que incluye uno o más protocolos de inyección que se han programado y almacenamiento anteriormente en un medio de almacenamiento legible por ordenador adecuado (por ejemplo, una biblioteca o almacén de datos de protocolos de inyección que se puede ejecutar en el sistema inyector de fluidos médicos 450). Dicho módulo se puede comunicar y/o formar parte del módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico. Un protocolo de inyección puede incluir una o más fases programadas. Cada fase de un protocolo de inyección puede incluir parámetros de inyección tales como la cantidad total de fluido a inyectar y un caudal de inyección, así como posiblemente uno o más retrasos de inyección (denominados a veces como "paradas" y/o "pausas") y cada una de ellas puede tener una duración finita o infinita. Una fase de un protocolo de inyección puede estar dirigida a inyectar un único líquido en un único sitio de inyección. Una fase de un protocolo de inyección puede estar dirigida a inyectar simultáneamente múltiples fluidos (por ejemplo, medios de contraste y suero salino) en un único sitio de inyección. Un protocolo de inyección puede incluir una o más fases que se programan de cualquier manera adecuada.

50 El módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico de la Figura 3e puede utilizar otros protocolos programados, por ejemplo, un módulo que incluye uno o más protocolos OptiBolus®, un módulo que incluye uno o más protocolos Timing Bolus®, y un módulo que incluye uno o más protocolos de administración por goteo. En general, se puede configurar un protocolo OptiBolus® para suministrar un caudal de inyección que disminuya exponencialmente que optimice el uso del contraste y proporciona un periodo prolongado de mejora uniforme del área de interés. Se puede configurar un protocolo de inyección Timing Bolus® para proporcionar una inyección en bolo programada - un pequeño volumen de medio de contraste, seguido de un pequeño volumen de suero salino - a un paciente para determinar el retraso de barrido óptimo necesario para capturar el medio de contraste en el área de interés. Se puede configurar un protocolo de administración por goteo para proporcionar una inyección por goteo - un bajo caudal de inyección de un pequeño volumen de solución salina administrada al paciente para mantener abierto en canal de fluidos entre el inyector eléctrico y el paciente.

65 Un módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico dado puede utilizar uno o más de los anteriores módulos de control/lógica en cualquier combinación apropiada. Se deberá apreciar que la forma en la que el módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico implementa una o más de las funcionalidades anteriormente citadas, así como las reseñadas posteriormente, no es de importancia especial. Se puede utilizar cualquier configuración o disposición en el módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico para proporcionar una cualquiera o más de

dichas funcionalidades.

Una realización de un protocolo de configuración de inyección que puede utilizar el módulo de control/lógica 128 del protocolo de inyección (Figure 3e) se ilustra en la Figura 4 y se identifica con el número de referencia 140. Un protocolo de inyección a ejecutar por el sistema inyector de fluidos médicos 450 se puede programar en el sistema inyector de fluidos médicos 450 de acuerdo con el protocolo 140 de configuración de la inyección. La etapa 142 del protocolo 140 de la Figura 4 se dirige a configurar una presión diana. En la realización ilustrada, se puede configurar una sola presión diana para el protocolo de inyección que se está programando, independientemente de cuantas fases se van a utilizar en el protocolo de inyección (por ejemplo, se puede aplicar la misma presión diana con respecto a cada fase de un protocolo de inyección). En general, la presión objetivo que se ha configurado en la etapa 142 se puede utilizar para controlar la operación del sistema inyector de fluidos médicos 450, por ejemplo, la velocidad a la cual uno o ambos arietes de impulsión 456a, 456b del sistema inyector de fluidos médicos 450 se avanzan. Esto se describirá más detalladamente a continuación con respecto al protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión de la Figura 8.

La presión diana asociada con la etapa 142 puede coincidir con un valor programado provisto por el usuario (por ejemplo, una entrada del sistema inyector de fluidos médicos 450 realizada por un usuario mediante un icono de presión máxima 212 que se describirá más detalladamente a continuación con respecto a una o más pantallas que se pueden utilizar en el sistema inyector de fluidos médicos 450 - Figuras 10-13). Esto es, si un usuario programa un protocolo de inyección que tiene una presión máxima de 325 psi (2,24 MPa), la presión diana de la etapa 142 también se podría configurar a 325 psi. Sin embargo, la presión asociada a la etapa 142 se podría derivar de cualquier base adecuada a partir de un valor que el usuario haya programado como presión máxima. Por ejemplo, la presión máxima se podría determinar mediante un algoritmo que utiliza una presión máxima programada como entrada (por ejemplo, presión objetivo = presión máxima menos 25 psi (0,17 MPa) (o cualquier otro valor adecuado)).

Se puede definir cualquier número de fases adecuada mediante el protocolo 140 de configuración de la inyección. Una fase a definir por el protocolo de inyección se puede configurar de cualquier manera adecuada según la etapa 144, y se puede definir de la siguiente forma. Las etapas 146, 148, 150, y 152 se pueden ejecutar en cualquier orden adecuado. La etapa 146 se dirige a seleccionar si la fase actualmente definida se debe asociar con la operación de solamente el lado A del sistema inyector de fluidos médicos 450 (identificado por una designación "A" en la etapa 146), con la operación solamente del lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450 (identificado por una designación "B" en la etapa 146), o con la operación simultánea de los lados A y B del sistema inyector de fluidos médicos 450 (identificado por una designación "AB" en la etapa 146). Otros parámetros de la fase que se pueden definir mediante el protocolo 140 incluyen sin limitación: 1) entrada del caudal diana en el sistema inyector de fluidos médicos 450 según la etapa 148; 2) entrada del volumen total de inyección en el sistema inyector de fluidos médicos 450 según la etapa 150; y 3) introducción de la duración de la fase en el sistema inyector de fluidos médicos 450 según la etapa 152.

En el caso de seleccionarse una fase de inyección simultánea mediante la ejecución de la etapa 146 (es decir, se ha seleccionado "AB" según la etapa 146), el protocolo 140 pasa de la etapa 154 a las etapas 156 y 158. La etapa 156 y la etapa 158 se pueden ejecutar en cualquier orden adecuado. La etapa 156 se dirige a la ejecución del protocolo 170 para la determinación de un caudal que se describirá más detalladamente a continuación con respecto a la Figura 5, pero que de forma general se dirige a como se van a determinar los caudales del lado A y lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450 para una fase de inyección simultánea. La etapa 158 se dirige a la ejecución del protocolo 190 para la determinación de un volumen de inyección que se describirá más detalladamente a continuación con respecto a la Figura 6, pero que de forma general se dirige a como se van a determinar los volúmenes de inyección del lado A y lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450 para una fase de inyección simultánea. Se debe apreciar que el protocolo 140 de configuración de la inyección (Figura 4), así como mediante el protocolo 170 de determinación del caudal (Figura 5) y el protocolo 190 de determinación del volumen de inyección (Figura 6), se pueden configurar para evitar la ejecución duplicada de etapas.

Cada uno de los diferentes parámetros que se introducen según el protocolo 140 de configuración de la inyección de la Figura 4 para una fase particular (por ejemplo, la operación del ariete o arietes de impulsión 456a, 456b (etapa 146), caudal objetivo (etapa 148), volumen total de inyección (etapa 150), y duración de la fase (152)) se pueden caracterizar como entradas de usuario. Se puede utilizar cualquier dispositivo 126 de entrada de datos del sistema inyector de fluidos médicos 450 adecuado para configurar o introducir dichos parámetros. En cualquier caso, y después de que se hayan definidos los parámetros relevantes de una fase dada con respecto a lo anterior, se puede hacer una determinación según la etapa 160 sobre si se han definido todas las fases deseadas del protocolo de inyección mediante la ejecución del protocolo 140 de configuración de la inyección. De lo contrario, el protocolo 140 de configuración de la inyección vuelve a la etapa 144 para repetición de acuerdo con lo anterior. Por otra parte, el protocolo 140 se puede finalizar según la etapa 162.

Una realización de un protocolo de determinación del caudal que puede utilizar en el módulo de control/lógica 130 de determinación del caudal (Figure 3e) se ilustra en la Figura 5 y se identifica con el número de referencia 170. Como se ha indicado anteriormente, el protocolo 170 de determinación del caudal se puede ejecutar según la etapa 156

del protocolo 140 de configuración de la inyección (Figure 4). En cualquier caso, el protocolo 170 de determinación del caudal se puede ejecutar para el caso donde una fase del protocolo de inyección que se está programando implica una inyección simultánea de varios fluidos (por ejemplo, una fase de inyección simultánea). La etapa 148 del protocolo 140 de configuración de la inyección se dirige de nuevo a introducir un caudal objetivo. El caudal objetivo que se introduce según la etapa 148 deberá ser el caudal total que se desea inyectar en el paciente en una configuración de inyección simultánea (por ejemplo, donde ambos lado A y B de un sistema inyector de fluidos médicos 450 se operan simultáneamente para inyectar el primer fluido 466a y el segundo fluido 466b a un paciente). Los datos de la etapa 148 del protocolo 140 de configuración de la inyección se pueden usar en el protocolo 170 de determinación del caudal de la Figura 5, o el protocolo 170 de determinación del caudal se puede configurar para adquirir independientemente datos sobre el caudal total objetivo.

La concentración de la fase de inyección simultánea a definir se puede introducir en el sistema inyector de fluidos médicos 450 según la etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal. La etapa 172 se puede ejecutar en cualquier momento después de seleccionar la designación "AB" según la etapa 146 del protocolo 140 de configuración de la inyección. En cualquier caso, se puede utilizar cualquier formato adecuado para introducir la concentración. En general, la concentración se refiere a cantidades relativas del primer fluido 466a y segundo fluido 466b que se van a inyectar simultáneamente según la fase que se está definiendo. En una realización, la concentración se puede introducir en la forma de un número que se identifica como un porcentaje de la cantidad del primer fluido 466a que se debe inyectar en la fase sujeto con respecto a la cantidad total del primer fluido 466a y el segundo fluido 466b que se van a inyectar simultáneamente en dicha fase.

Según la etapa 174 del protocolo 170 de determinación del caudal, el sistema inyector de fluidos médicos 450 calcula el caudal objetivo de su lado A (por ejemplo, la velocidad a la que el ariete de impulsión 456a debe avanzarse para realizar su caudal diana - el caudal del primer fluido 466a que se descarga desde la primera jeringa 460a por la operación del primer impulsor 452a del émbolo de la jeringa) de tanto el caudal objetivo (etapa 148 del protocolo 140 de configuración de la inyección) como la concentración (etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal), y calcula además el caudal objetivo de su lado B (por ejemplo, la velocidad a la que el ariete de impulsión 456b debe avanzarse para realizar su caudal diana - el caudal del segundo fluido 466b que se descarga desde la segunda jeringa 460b por la operación del segundo impulsor 452b del émbolo de la jeringa) de tanto el caudal objetivo total (etapa 148 del protocolo 140 de configuración de la inyección) como la concentración (etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal).

En determinados casos, los caudales objetivo de los lados A y B del sistema inyector 450 serán, simplemente, los correspondientes porcentajes de la concentración (etapa 172 del protocolo 140 de determinación del caudal), multiplicado por el caudal objetivo total (etapa 148 del protocolo 140 de configuración de la inyección). Por ejemplo, si el caudal objetivo total de la etapa 148 del protocolo 140 de configuración de la inyección es 10 ml/s y la concentración de la etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal es 60 %, el sistema inyector 450 puede calcular el caudal objetivo del lado A multiplicando el caudal objetivo total (10 ml/s) por 0,6 para obtener un caudal objetivo para el lado A de 6 ml/s, y el sistema inyector 450 puede calcular el caudal objetivo del lado B multiplicando el caudal objetivo total (10 ml/s) por 0,4 para obtener un caudal objetivo para el lado B de 4 ml/s. Dependiendo de la magnitud de la concentración, los caudales objetivo de los lados A y B que calcula el sistema inyector de fluidos médicos 450 pueden no estar prorrateados exactamente con respecto a la concentración (por ejemplo, se pueden implementar uno o más factores para derivar adicionalmente la concentración del 50 % del primer fluido 466a y el 50 % del segundo 466b).

El sistema inyector de fluidos médicos 450 también calcula la presión objetivo de ambos de su lado A y lado B para ambas presiones objetivo (etapa 142 del protocolo 140 de configuración de la inyección; por ejemplo, basándose de alguna manera en la entrada del usuario, ya sea directamente mediante una introducción de la presión objetivo por el usuario o indirectamente mediante una introducción de la presión máxima por el usuario y de la que se puede derivar una presión objetivo como se ha indicado anteriormente) y la concentración (etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal) según la etapa 176 del protocolo 170 de determinación del caudal. Existen numerosas opciones para que el sistema inyector 450 calcule la presión objetivo de los lados A y B. En una realización, las presiones objetivo de los lados A y B del sistema inyector 450 serán, simplemente, los correspondientes porcentajes de la concentración (etapa 172), multiplicada por la presión objetivo (etapa 142 del protocolo 140 de configuración de la inyección). Por ejemplo, si la presión objetivo de la etapa 142 del protocolo 140 de configuración de la inyección es 300 psi (2,07 MPa) y la concentración de la etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal es 60 %, el sistema inyector 450 puede calcular la presión objetivo del lado A multiplicando la presión objetivo (300 psi (2,07 MPa)) por 0,6 para obtener una presión objetivo para el lado A de 180 psi (1,24 MPa), y el sistema inyector 450 puede calcular la presión objetivo del lado B multiplicando la presión objetivo (300 psi (2,07 MPa)) por 0,4 para obtener una presión objetivo para el lado B de 120 psi (0,83 MPa). Dependiendo de la magnitud de la concentración, las presiones objetivo de los lados A y B que calcula el sistema inyector de fluidos médicos 450 pueden no estar prorrateados exactamente con respecto a la concentración (por ejemplo, se pueden implementar uno o más factores para derivar adicionalmente la concentración del 50 % del primer fluido 466a y el 50 % del segundo 466b).

En otra realización, la presión diana de cada uno de los lados A y B se configura inicialmente por el sistema inyector 450 como la presión objetivo global (etapa 142 del protocolo 140 de configuración de la inyección; por ejemplo,

basándose de alguna manera en la entrada del usuario, ya sea directamente mediante una introducción de la presión objetivo por el usuario o indirectamente mediante una introducción de la presión máxima y de la que se puede derivar una presión objetivo como se ha indicado anteriormente). Las presiones objetivo individuales de cada uno de los lados A y B se deriva después mediante el sistema inyector 450 mediante la resta de un factor de corrección de esta presión objetivo global, y donde el factor de corrección de cada uno de los lados A y B es el resultado de una ecuación cuadrática que utiliza la concentración (etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal) como entrada.

Se deberá apreciar que el caudal objetivo y la presión objetivo del lado A y el lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450 se podría calcular en cualquier orden adecuado y de acuerdo con lo anterior (por ejemplo, la etapa 176 se podría ejecutar antes de la etapa 174). Una vez que tanto el caudal objetivo como la presión objetivo de cada uno del lado A y el lado A se han calculado mediante el sistema inyector de fluidos médicos 450, el protocolo 170 de determinación del caudal devuelve el control al protocolo 140 de configuración de la inyección de la Figura 4 mediante la ejecución de la etapa 178.

Una realización de un protocolo de determinación del volumen de inyección que puede utilizar en el módulo de control/lógica 132 de determinación del volumen de inyección (Figura 3e) se ilustra en la Figura 6 y se identifica con el número de referencia 190. Como se ha indicado anteriormente, el protocolo 190 de determinación del volumen de inyección se puede ejecutar según la etapa 158 del protocolo 140 de configuración de la inyección (Figure 4). En cualquier caso, el protocolo 190 de determinación del volumen de inyección se puede ejecutar para el caso donde una fase del protocolo de inyección que se está programando implica una inyección simultánea de varios fluidos (por ejemplo, una fase de inyección simultánea). La etapa 150 del protocolo 140 de configuración de la inyección se dirige de nuevo a introducir un volumen de inyección total. El volumen de inyección total que se introduce según la etapa 150 deberá ser el volumen total que se desea inyectar en el paciente en una configuración de inyección simultánea (por ejemplo, donde ambos lado A y B de un sistema inyector de fluidos médicos 450 se operan simultáneamente para inyectar el primer fluido 466a y el segundo fluido 466b a un paciente). Los datos de la etapa 150 del protocolo 140 de configuración de la inyección se pueden usar en el protocolo 190 de determinación del volumen de inyección de la Figura 6, o el protocolo 190 de determinación del volumen de inyección se puede configurar para adquirir independientemente datos sobre el volumen de inyección total.

La concentración de la fase de inyección simultánea a definir se puede introducir en el sistema inyector de fluidos médicos 450 según la etapa 192 del protocolo 190 de determinación del volumen de inyección. La etapa 192 se puede ejecutar en cualquier momento después de seleccionar la designación "AB" según la etapa 146 del protocolo 140 de configuración de la inyección. La discusión anteriormente presentada con respecto a la concentración y la etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal también se puede aplicar a la etapa 192 de introducción de la concentración del protocolo 190 de determinación del volumen de inyección. Adicionalmente, y como se ha indicado anteriormente, es posible que solo se requiera que un usuario introduzca una sola vez una concentración para definir una fase de inyección simultánea (es decir, la misma concentración introducida se puede usar en el protocolo 170 de determinación del caudal y en el protocolo 190 de determinación del volumen de inyección).

El sistema inyector de fluidos médicos 450 calcula un volumen de inyección para ambos lados A y B a partir tanto del volumen de inyección total (etapa 150 del protocolo 140 de configuración de la inyección) como de la concentración (etapa 192 del protocolo 190 de determinación del volumen de inyección) según la etapa 194 del protocolo 190 de determinación del volumen de inyección. En determinados casos, los volúmenes de inyección de los lados A y B del sistema inyector 450 serán, simplemente, los correspondientes porcentajes de la concentración, multiplicado por el volumen de inyección total. Por ejemplo, si el volumen de inyección total (etapa 150 del protocolo 140) es de 100 ml y la concentración (etapa 192 del protocolo 190) era 60 %, el sistema inyector 450 puede calcular el volumen de inyección para el lado A multiplicando el volumen de inyección total (100 ml) por 0,6 para obtener un volumen de inyección para el lado A de 60 ml, y el sistema inyector 450 puede calcular el volumen de inyección para el lado B multiplicando el volumen de inyección total (100 ml) por 0,4 para obtener un volumen de inyección para el lado B de 40 ml. Dependiendo de la magnitud de la concentración, los volúmenes de inyección de los lados A y B que calcula el sistema inyector de fluidos médicos 450 pueden no estar prorrateados exactamente con respecto a la concentración (por ejemplo, se pueden implementar uno o más factores para derivar adicionalmente la concentración del 50 % del primer fluido 466a y el 50 % del segundo 466b). En cualquier caso, una vez que el sistema inyector de fluidos médicos 450 ha calculado el volumen de inyección de lado A y el lado B, el protocolo 190 de determinación del volumen de inyección devuelve el control al protocolo 140 de configuración de la inyección de la Figura 4 mediante la ejecución de la etapa 196.

Una realización de un protocolo de pantalla de control que puede utilizar el módulo de control/lógica 134 de la pantalla de control (Figure 3e) se ilustra en la Figura 7 y se identifica con el número de referencia 200. En general, el protocolo 200 de la pantalla de control se dirige a transportar información de la concentración sobre una fase de inyección simultánea de un protocolo de inyección que utiliza al menos un gráfico multicolor, cuando las cantidades relativas de múltiples colores de dicho gráfico multicolor están correlacionadas con la concentración.

La etapa 202 del protocolo 200 de la pantalla de control se dirige a introducir un valor de la concentración en el sistema inyector de fluidos médicos 450. La etapa 202 se puede ejecutar en cualquier momento después de

seleccionar la designación "AB" según la etapa 146 del protocolo 140 de configuración de la inyección. La discusión anteriormente presentada con respecto a la concentración y la etapa 172 del protocolo 170 de determinación del caudal también se puede aplicar a la etapa 202 de introducción de la concentración del protocolo 200 de pantalla de control. La concentración en la etapa 202 del protocolo 200 se puede recuperar del sistema inyector de fluidos médicos 450 a partir de una fase de inyección simultánea de un protocolo de inyección anteriormente definido. La concentración de la etapa 202 también puede ser una entrada del sistema inyector de fluidos médicos 450 con respecto a una fase de inyección simultánea que está actualmente siendo programada en el sistema inyector de fluidos médicos 450. En cualquier caso, el valor que se introduce según la etapa 202 se puede utilizar para una variable de concentración programada (etapa 204). Se puede generar al menos un gráfico multicolor y presentarse en una o más pantallas 124 del sistema inyector de fluidos médicos 450 (etapa 206) de acuerdo con la concentración de la etapa 202. En una realización, la cantidad del primer fluido 466a a inyectar en una fase de inyección simultánea dada se corresponde con una primera cantidad de un primer color en uno o más de dichos gráficos multicolor, mientras que la cantidad del segundo fluido 466b a inyectar en la misma fase de inyección simultánea se corresponde con una segunda cantidad de un segundo color en uno o más de dichos gráficos multicolor.

El protocolo 200 de la pantalla de control se puede ejecutar en cualquier momento adecuado. El protocolo 200 de la pantalla de control se puede ejecutar mientras se programa un protocolo de inyección, tal como mientras se edita un protocolo de inyección, o mientras se está ejecutando un protocolo de inyección por el sistema inyector de fluidos médicos 450.

Una realización de un protocolo de pantalla de control del movimiento del ariete de impulsión puede utilizar el módulo de control/lógica 136 del movimiento del ariete de impulsión (Figura 3e) se ilustra en la Figura 8 y se identifica con el número de referencia 270. En general, el protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se puede caracterizar para proporcionar un control de la velocidad de un ariete de impulsión 456 en función de la presión (por ejemplo, ariete de impulsión 456a; ariete de impulsión 456b) de un sistema inyector de fluidos médicos (por ejemplo, sistema inyector de fluidos médicos 450). El protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se puede usar para controlar la velocidad de cada ariete de impulsión 456a, 456b del sistema inyector de fluidos médicos 450 de las Figuras 3B y 3e, tanto si funcionan de forma independiente como si funcionan de forma simultánea.

La etapa 272 del protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se dirige a adquirir una presión objetivo asociada con un ariete de impulsión 456 (por ejemplo, ariete de impulsión 456a; ariete de impulsión 456b). En una fase de inyección no simultánea de un protocolo de inyección, puede tratarse de un valor configurado en respuesta a una entrada del usuario (por ejemplo, mediante la etapa 142 del protocolo 140 de configuración de la inyección de la Figura 4, como se ha descrito anteriormente). En una fase de inyección simultánea de un protocolo de inyección, la presión objetivo de la etapa 272 del protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se puede proporcionar mediante la etapa 176 del protocolo 170 de determinación del caudal de la Figura 5.

La etapa 274 del protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se dirige a adquirir un caudal objetivo del ariete de impulsión 456. En una fase de inyección no simultánea de un protocolo de inyección, puede tratarse de un valor introducido por el usuario (por ejemplo, mediante la etapa 148 del protocolo 140 de configuración de la inyección de la Figura 4). En una fase de inyección simultánea de un protocolo de inyección, el caudal objetivo de la etapa 274 del protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se puede proporcionar mediante la etapa 174 del protocolo 170 de determinación del caudal de la Figura 5.

La etapa 276 del protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se dirige a obtener un valor nuevo o actualizado de la presión monitorizada para el funcionamiento actual del ariete de impulsión 456. Esta presión se puede adquirir de cualquier manera adecuada, incluyendo mediante la ejecución del protocolo 290 de monitorización de la presión que se describirá más adelante con respecto a la Figura 9. En cualquier caso, la velocidad del ariete de impulsión 456 se deriva tanto de la presión objetivo (etapa 272) como de la presión monitorizada (etapa 276) del ariete de impulsión 456 según la etapa 278, e incluyendo en función de un diferencial entre ambos valores.

La etapa 278 se puede ejecutar para una presión monitorizada que se basa en un único punto temporal. Otra opción sería que la etapa 278 usara un promedio móvil de presiones monitorizadas proporcionado por la etapa 276 (por ejemplo, el valor de presión monitorizada usado en la etapa 278 puede ser el promedio de los "x" valores más recientes de presión monitorizada provistos por la etapa 276). En cualquier caso, y en el caso en que se realizara una determinación según la etapa 280 tal que la velocidad derivada para el ariete de impulsión 456 (etapa 278) no superara un valor umbral (por ejemplo, una velocidad del ariete de impulsión 456 que proporcionara el caudal objetivo para el ariete de impulsión 456 - etapa 274), se puede usar la etapa 282 para avanzar el ariete de impulsión 456 a la velocidad derivada de la etapa 278. Sin embargo, en el caso en que se realizara una determinación según la etapa 280 tal que la velocidad derivada para el ariete de impulsión 456 (etapa 278) superara un valor umbral (por ejemplo, una velocidad del ariete de impulsión 456 que proporcionara el caudal objetivo para el ariete de impulsión 456 - etapa 274), se puede usar la etapa 284 para avanzar el ariete de impulsión 456 a una velocidad tal que proporcione el caudal objetivo (etapa 274). A continuación, se puede adquirir un nuevo valor de la presión monitorizada (276), y las etapas 278 y 280 se repiten de acuerdo con lo anterior.

Se puede usar un diferencial entre la presión objetivo (etapa 272) y la presión monitorizada (etapa 276) para derivar una velocidad del ariete de impulsión 446 en la etapa 278 del protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión. La etapa 278 se puede caracterizar por estar dirigida a derivar un valor de la velocidad del ariete de impulsión 456 de una forma que intente reducir la magnitud de un error entre la presión objetivo (etapa 272) y la presión monitorizada (etapa 276). En una realización, la etapa 278 utiliza al menos un controlador de dos términos para derivar una velocidad del ariete de impulsión tanto de la presión objetivo como de un valor actualizado de la presión monitorizada (por ejemplo, uso de un término proporcional y de un término derivado). En una realización, la etapa 278 utiliza un controlador PID (controlador proporcionar derivativo integral) para derivar un valor para la velocidad del ariete de impulsión tanto de la presión objetivo como de la presión monitorizada, aunque de hecho, no se utilizan los tres términos de dicho controlador.

El protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se puede usar para controlar la velocidad a la cual un ariete de impulsión 456 dado se avanza durante la totalidad de un protocolo de inyección, y que se incluye con respecto a cada fase de un protocolo de inyección. El protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se puede ejecutar desde el principio de al menos una fase de un protocolo de inyección, y posteriormente se puede ejecutar en la totalidad del resto de la fase relevante. En la primera ejecución de la etapa 278 para una fase dada de un protocolo de inyección, la presión monitorizada de la etapa 276 puede ser cero (es decir, la primera ejecución de la etapa 278 se puede llevar a cabo antes de avanzar el ariete de impulsión 456 de cualquier forma). Esta debería coincidir con un error máximo entre la presión objetivo (etapa 272) y la presión monitorizada (etapa 276). Sin embargo, el protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión se podría iniciar con el ariete de impulsión 456 que se avanza hasta alguna velocidad inicial diferente de cero para los fines de la primera ejecución de la etapa 278.

En la Figura 9 se ilustra una realización de un protocolo de pantalla de monitorización de la presión que puede utilizar el módulo de control/lógica 138 de monitorización de la presión (Figura 3e) y se identifica con el número de referencia 290. En general, el protocolo 290 de monitorización de la presión se puede usar para adquirir una presión asociada con la operación de un ariete de impulsión 456 (por ejemplo, ariete de impulsión 456a, 456b del sistema inyector de fluidos médicos 450) que se ha hecho avanzar mediante la correspondiente fuente de impulsión 454 (por ejemplo, fuente de impulsión 454a, 454b del sistema inyector de fluidos médicos 450). La potencia introducida a la fuente de impulsión 454 asociada se puede adquirir de cualquier manera adecuada (etapa 292). En una realización, la potencia de entrada se adquiere de una señal (por ejemplo, de un chip de control) que se utiliza actualmente para operar la fuente de impulsión 454. La velocidad del ariete de impulsión 456 se puede adquirir de cualquier manera adecuada (etapa 294). Por ejemplo, cada fuente de impulsión 454a, 454b puede tener un engranaje codificador, que se puede utilizar para determinar en una velocidad en revoluciones por unidad de tiempo, y esta se puede convertir en una velocidad lineal para el correspondiente ariete de impulsión 456a, 456b.

Un valor de la presión monitorizada se puede adquirir (por ejemplo, calcular o derivar) de la potencia de entrada (etapa 292) y la velocidad del ariete de impulsión (etapa 294) según la etapa 296 del protocolo 290 de monitorización de la presión de cualquier manera adecuada. En el caso en que el protocolo de inyección no se haya completado o finalizado aún, el protocolo 290 de monitorización de la presión puede volver a la etapa 292 para repetición de acuerdo con lo anterior. De lo contrario, el protocolo 290 de monitorización de la presión se puede finalizar según la etapa 300.

Más detalladamente, en la etapa 296 del protocolo 290 de monitorización de la presión de la Figura 9, se puede derivar empíricamente una familia de curvas (o una familia de ecuaciones (por ejemplo, una ecuación que define una curva)) que relacione la potencia de entrada para cada pluralidad de velocidades lineales (una curva o ecuación para cada velocidad lineal). Esto es, para una velocidad lineal dada, puede existir una relación predefinida entre la potencia de entrada y la presión. Por tanto, conocer la velocidad identifica la curva/ecuación relevante, y conocer la potencia de entrada permite, entonces, la presión a determinar de la misma. Se apreciará que se puede utilizar la interpolación (por ejemplo, si no existe una relación predefinida entre la potencia de entrada y la presión para una velocidad lineal dada).

Las Figuras 10-13 ilustran pantallas o salidas de pantalla representativas que puede utilizar el sistema inyector de fluidos médicos 450 mostrado en las Figuras 3B y 3e, incluyendo, sin limitación, con respecto a la ejecución de uno o más de los protocolos 140 (Figura 4), 170 (Figura 5), 190 (Figura 6), y 200 (Figura 7). En general, cada una de estas pantallas incluye una pluralidad de gráficas o representaciones gráficas (por ejemplo, iconos o botones). Cada una de estas gráficas se puede usar en la programación de un protocolo de inyección, para transportar información relativa a un protocolo de inyección, o ambos.

La pantalla o salida de pantalla 210 mostrada en la Figura 10 se puede presentar en una o más pantallas 124 usadas por el sistema inyector de fluidos médicos 450. La pantalla 210 ilustra una programación representativa de un protocolo de inyección del sistema inyector de fluidos médicos 450. Inicialmente, la pantalla 210 presenta un icono/botón de presión máxima 212. Se puede programar una única presión máxima para el protocolo de inyección, y se puede utilizar para controlar la velocidad del ariete de impulsión 456a y/o 456b del sistema inyector de fluidos médicos 450 durante una fase particular de un protocolo de inyección de acuerdo con el protocolo 270 de control del movimiento del ariete de impulsión descrito anteriormente con respecto a la Figura 8.

El protocolo de inyección que se programa en la pantalla 210 mostrado en la Figura 10 incluye tres fases. Se puede programar cualquier número de fases adecuado para un protocolo de inyección y/o se puede presentar simultáneamente en la pantalla 210. La pantalla 210 incluye tres iconos o botones de fase 214 - uno para cada fase del protocolo de inyección que se está programando (el icono de fase 214 en forma de "1" coincide con la fase 1; el icono de fase 214 en forma de "2" coincide con la fase 2; y el icono de fase 214 en forma de "3" coincide con la fase 3). Cada fase del protocolo de inyección ilustrado que se está programando y que se asocia con la pantalla 210 (por ejemplo, cada icono de fase 214) incluye un icono/botón 216 asociado con el ariete de impulsión, un icono/botón 218 para el caudal total, un icono/botón 220 para el volumen de inyección total, y un icono/botón 222 para la duración de la fase. Todas las fases, que no sean la última fase de un protocolo de inyección, pueden incluir también un icono/botón 226 de retraso de la fase. Así, y en el caso de la pantalla 210 mostrada en la Figura 10, se muestra un icono/botón 226 de retraso de la fase para cada una de las fases 1 y 2 del protocolo de inyección que se está programando, pero no para la fase 3.

El sistema inyector de fluidos médicos 450 se puede programar usando la pantalla 210 mostrada en la Figura 10. Un usuario puede usar el icono 216 del ariete de impulsión para seleccionar qué ariete de impulsión 456a, 456b del sistema inyector de fluidos médicos 450 debe avanzarse para la fase asociada. Cada cono 216 del ariete de impulsión puede estar "conmutado" (por ejemplo, mediante una pulsación o conexión secuencial de un icono 216 del ariete de impulsión concreto) entre al menos tres estados o condiciones - siendo una condición cuando solamente el lado A del sistema inyector de fluidos médicos 450 se activa (por ejemplo, impulsor del émbolo de la jeringa 452a) de forma que solamente el primer fluido 466a se suministra al conjunto de conducciones 470; siendo otra condición cuando solamente el lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450 se activa (por ejemplo, impulsor del émbolo de la jeringa 452b) de forma que solamente el segundo fluido 466b se suministra al conjunto de conducciones 470; y siendo otra condición cuando el lado A y el lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450 se activan simultáneamente (por ejemplo, impulsor del émbolo de la jeringas 452a, 452b) de forma que tanto el primer fluido 466a como el segundo fluido 466b se suministren simultáneamente al conjunto de conducciones 470. En el caso de la inyección que se programa en la pantalla 210 mostrada en la Figura 10: la fase 1 conlleva activar solamente el lado A del sistema inyector de fluidos médicos 450 (por ejemplo, mediante su correspondiente icono 216 del ariete de impulsión que se ha configurado en "A"); la fase 2 conlleva la activación simultánea de los lados A y B del sistema inyector de fluidos médicos 450 (por ejemplo, mediante su correspondiente icono 216 del ariete de impulsión que se ha configurado en "AB"); y la fase 3 conlleva activar solamente el lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450 (por ejemplo, mediante su correspondiente icono 216 del ariete de impulsión que se ha configurado en "B").

Los valores del caudal total, volumen de inyección total, duración de la fase, y retraso de fase de cada fase se puede introducirse en cada pulsando, encajando, o seleccionando (por ejemplo, activando) el icono 218 del caudal total relevante, icono 220 del volumen de inyección total, icono 222 de duración de fase, e icono 226 de retraso de la fase. La activación de cualquiera de los iconos 218, 220, 222, y 226 puede permitir a un usuario introducir los valores deseados usando uno o más dispositivos 126 de introducción de datos (Figura 3e). La presión objetivo del protocolo de inyección que se está programando se puede configurar activando el icono de presión máxima 212 e introduciendo el valor deseado usando uno o más dispositivos 126 de entrada de datos (Figura 3e).

Cuando un icono 216 del ariete de impulsión de una fase dada está señalado en una configuración "AB" (una configuración donde los lados A y B del sistema inyector de fluidos médicos 450 se activan simultáneamente), se genera un icono/botón 224 de concentración sobre la pantalla 210 de la correspondiente fase para permitir al usuario introducir la concentración deseada. En el caso de la pantalla 210 que se muestra en la Figura 10, el icono 216 del ariete de impulsión de la segunda fase se ha dispuesto en una configuración "AB", y dicho icono 224 de presentación se ha presentado en la pantalla 210 para permitir a un usuario introducir la concentración deseada. Además, un dispositivo 126 de entrada de datos en la forma de una barra deslizante 228 también se ha presentado en la pantalla 210. Un usuario puede utilizar la barra deslizante 228 para introducir la concentración deseada (por ejemplo, 70 % en la realización ilustrada). La activación de cualquier icono 218 de caudal total, icono 220 del volumen de inyección total, icono 222 de duración de fase, e icono 226 de retraso de fase podría producir un dispositivo 126 de entrada de datos similar en la pantalla 210 para introduciendo los valores asociados a la fase correspondiente. Los valores presentados por cualquiera de dichas barras deslizantes podrían por supuesto personalizarse para el parámetro correspondiente al icono activado 218, 220, 222, y 226 (por ejemplo, una barra deslizante presentada sobre la pantalla 210 para introducir un caudal total para una fase puede presentar un intervalo adecuado de valores de caudal, por ejemplo, de 0 ml/s a 10 ml/s; una barra deslizante presentada sobre la pantalla 210 para introducir un volumen total de inyección para una fase puede presentar un intervalo adecuado de valores de volúmenes de inyección, por ejemplo, hasta 400 ml). El sistema inyector de fluidos médicos 450 puede estar configurado para presentar un dispositivo 126 de entrada de datos en una pantalla solamente durante un determinado intervalo de tiempo después que un ícono dado 212, 218, 220, 222, 224, 226 haya sido activado.

La información de varios parámetros de cada fase de un protocolo de inyección puede bien comunicarse gráficamente o bien expresarse numéricamente en el caso del sistema inyector de fluido médico 450. A este respecto, y todavía en referencia a la Figura 10, parte de los gráficos puede presentarse solamente en un primer color 230 (por ejemplo, amarillo), parte de los gráficos puede presentarse solamente en un segundo color 232 (por ejemplo, morado o lavanda), y parte de los gráficos puede presentarse tanto en un primer color 230 como en un segundo color 232.

Los gráficos de la pantalla 210 que se presentan en solamente el primer color 230 denotan que solo un primer fluido 466a se está administrando en la fase correspondiente. Puesto que el icono 216 del ariete de impulsión se ha configurado en el lado A para la fase 1 de la realización mostrada en la Figura 10, la totalidad de cada icono 216 del ariete de impulsión, el icono 218 de caudal total, el icono 220 del volumen de inyección total, y el icono 226 de retraso de fase de la primera fase mostrada en la pantalla 210 de la Figura 10 se presentan solamente en el primer color 230.

Los gráficos de la pantalla 210 que se presentan en solamente el segundo color 232 denotan que solo un segundo fluido 466b se está administrando en la fase correspondiente. Puesto que el icono 216 del ariete de impulsión se ha configurado en el lado B para la fase 3 de la realización mostrada en la Figura 10, la totalidad de cada icono 216 del ariete de impulsión, el icono 218 de caudal total, y el icono 220 de volumen total de inyección para la tercera fase mostrada en la pantalla 210 de la Figura 10 se presentan solamente en el segundo color 232.

Los gráficos de la pantalla 210 que se presentan en el primer color 230 y el segundo color 232 significan que el primer fluido 466a y el segundo fluido 466b se están administrando (por ejemplo, inyectados simultáneamente) en la fase correspondiente. Como el icono 216 del ariete de impulsión se ha configurado al lado AB para la fase 2 en la realización mostrada en la Figura 10: una parte de cada uno del icono 216 del ariete de impulsión, el icono 218 de caudal total, el icono 220 del volumen de inyección total, y el icono 226 de retraso de fase de la segunda fase mostrada en la pantalla 210 de la Figura 10 se presentan solamente en el primer color 230; y el resto de cada icono 216 del ariete de impulsión, el icono 218 de caudal total, el icono 220 del volumen de inyección total, y el icono 226 de retraso de fase de la segunda fase mostrada en la pantalla 210 de la Figura 10 se presenta solamente en el segundo color 232. La cantidad del primer color 230 y la cantidad del segundo color 232 incluidas en cada gráfico corresponde (por ejemplo, pro rata) con la concentración. En la realización ilustrada en la Figura 10 donde se está programando una concentración del 70 % para la segunda fase: 70 % de cada uno del icono 216 del ariete de impulsión, el icono 218 de caudal total, el icono 220 del volumen de inyección total, y el icono 226 de retraso de fase se presentan en el primer color 230; y 30 % de cada uno del icono 216 del ariete de impulsión, el icono 218 de caudal total, el icono 220 del volumen de inyección total, y el icono 226 de retraso de fase se presentan en el segundo color 232.

El icono 224 de concentración mostrado en la Figura 10 está realmente presente en un tercer color 234 (por ejemplo, beige). Este se puede usar para transmitir a un usuario que se está programando actualmente la concentración de una fase concreta. Una vez que la programación de la concentración se ha completado para una fase concreta, el icono 224 de concentración se puede presentar de la misma manera que el resto de iconos de la misma fase. A este respecto y ahora en referencia a la Figura 11, el 70 % del botón de concentración 224 de la segunda fase del protocolo de inyección se presenta en el primer color 230, y el 30 % del botón de concentración 224 de esta segunda fase se presenta en el segundo color 232. Una vez que ha finalizado la programación del protocolo de inyección, la barra deslizante 228 de la pantalla 210 de la Figura 10 deja de aparecer en la pantalla 240 de la Figura 11.

El icono 224 de concentración que se muestra en la pantalla 240 de la Figura 11 transmite numéricamente la concentración programada (es decir, 70 %), y además transmite gráficamente la concentración programada correlacionando las cantidades del primer color 230 y del segundo color 232 en el icono 224 de la concentración con la concentración programada. Otro de los iconos presentados en la pantalla 240 puede transmitir información sobre dos parámetros diferentes de una fase dada. Por ejemplo, cada uno del icono 216 del ariete de impulsión, icono 218 de caudal total, icono 220 del volumen de inyección total, e icono 226 de retraso de fase de cada fase transmite numéricamente un valor de un parámetro de la fase, y transmite gráficamente la concentración programada correlacionando las cantidades del primer color 230 y el segundo color 232 en dichos iconos 216, 218, 220, y 226 con la concentración programada. De esta forma: 1) cada icono 216 del ariete de impulsión transmite numéricamente el ariete de impulsión asociado programado (A, B, o AB), y también transmite gráficamente la concentración programada correlacionando las cantidades del primer color 230 y del segundo color en el icono 232 del ariete de impulsión respectivo con la concentración programada; 2) cada icono 218 del caudal total transmite numéricamente el caudal programado asociado, y también transmite gráficamente la concentración programada correlacionando las cantidades del primer color 230 y del segundo color 232 en el icono 218 de caudal total respectivo con la concentración programada; 3) cada icono 220 del volumen total de inyección transmite numéricamente el volumen de inyección programado asociado, y también transmite gráficamente la concentración programada correlacionando las cantidades del primer color 230 y del segundo color 232 en el icono 220 de volumen de inyección total respectivo con la concentración programada; y 4) cada icono 226 de retraso de fase transmite numéricamente el retraso de fase programado asociado, y también transmite gráficamente la concentración programada correlacionando las cantidades del primer color 230 y del segundo color en el icono 226 de retraso de fase respectivo con la concentración programada.

Las pantallas 210, 240 de las Figuras 10 y 11 se pueden presentar respectivamente en cualquier pantalla adecuada 124 del sistema inyector de fluido médico 450 (Figuras 3B y 3e), incluyendo una pantalla incorporada a un cabezal de impulsión de inyector eléctrico (por ejemplo, en la pantalla 434 del inyector eléctrico 432 (Figura 3A)), en una consola remota interconectada operativamente con un inyector eléctrico y donde la consola remota y el inyector eléctrico forman parte de un sistema inyector (por ejemplo, consola remota 404 (Figure 3A)), en una consola común

que está interconectada operativamente con un dispositivo de formación de imágenes médicas y un inyector eléctrico), o similares.

La Figura 12 es una pantalla 250 representativa que puede presentarse en una cualquiera o más pantallas 124 del sistema inyector de fluidos médicos 450, incluyendo sin limitación en una consola remota de un sistema de inyección de medios de contraste/fluidos médicos, en una consola común de un dispositivo de formación de imágenes médicas y un inyector eléctrico, o ambos. Los gráficos correspondientes de la pantalla 210 de la Figura 10 y de la pantalla 250 de la Figura 12 se identifican mediante los mismos números de referencia. El protocolo de inyección en la forma que se muestra en la pantalla 250 de la Figura 12 incluye dos fases. El icono de fase 214 en la forma de "PH1" coincide con la fase 1 del protocolo de inyección presentado en la pantalla 250, el icono de fase 214 en la forma de "PH2" coincide con la fase 2 del protocolo de inyección presentado en la pantalla 250, y así sucesivamente.

Existen numerosas características adicionales que se muestran en la pantalla 250 de la Figura 12. Una es el icono 216 del ariete de impulsión para la fase 3. Este icono 216 del ariete de impulsión particular es de color blanco o está vacío, excepto por una raya pequeña, para transmitir que no se ha programado todavía la fase 3. Este tipo de icono 216 del ariete de impulsión se puede generar después que se ha programado la fase inmediatamente precedente, o una vez que se ha iniciado la programación de la fase inmediatamente precedente. Una primera activación del icono 216 del ariete de impulsión para la fase 3 podría conmutar el mismo a una configuración "A", una segunda activación del icono 216 del ariete de impulsión para la fase 3 podría conmutar el mismo a una configuración "B", y una tercera activación del icono 216 del ariete de impulsión para la fase 3 podría conmutar el mismo a una configuración "AB".

Otra característica incorporada por la pantalla 250 que se muestra en la Figura 12 es la pantalla de volúmenes de los dos fluidos que se van a inyectar simultáneamente en una fase de inyección simultánea. En este sentido, la fase 1 del protocolo de inyección que se muestra en la Figura 12 es una fase de inyección simultánea que se ha programado para que sea una concentración al 70 % del primer fluido 466a y una concentración al 30 % de un segundo fluido 466b. Puesto que el volumen total de inyección se ha programado como 100 ml para esta fase de inyección simultánea (fase 1) de este protocolo de inyección concreto (por ejemplo, indicado en el icono 220 de volumen total de inyección), el módulo de control/lógica 134 de pantalla se puede configurar para presentar numéricamente el volumen del primer fluido 466a (mediante un icono 252 del volumen de inyección total) y para presentar numéricamente el volumen del segundo fluido 466b (mediante un icono 254 del volumen de inyección total) que se van a inyectar simultáneamente. Los valores asociados a los iconos 252 y 256 de la pantalla 250 se pueden proporcionar mediante el protocolo de determinación del volumen de inyección 190 de la Figura 6.

Se muestran también las representaciones gráficas 262 de dos jeringas en la pantalla 250 - correspondiendo una con el lado A del sistema inyector de fluidos médicos 450, y correspondiendo la otra con el lado B del sistema inyector de fluidos médicos 450. El icono 264 de designación del lado A (así como la capacidad volumétrica de la jeringa correspondiente-125 ml en la realización ilustrada) se puede presentar en el primer color 230 (que está asociado con el primer fluido 466a). El icono 266 de designación del lado B (así como la capacidad volumétrica de la jeringa correspondiente (200 ml en la realización ilustrada) se puede presentar en el segundo color 232 (que está asociado con el segundo fluido 466b).

La Figura 13 es otra pantalla 260 representativa que puede presentarse en una cualquiera o más pantallas 124 del sistema inyector de fluidos médicos 450, incluyendo sin limitación en una consola remota de un sistema de inyección de medios de contraste/fluidos médicos, en una consola común de un dispositivo de formación de imágenes médicas y un inyector eléctrico, o ambos. Los gráficos correspondientes de la pantalla 250 de la Figura 12 y de la pantalla 260 de la Figura 13 se identifican mediante los mismos números de referencia. La figura 13 ilustra una concentración del 30 % para la fase 1 (una fase de inyección simultánea). Esto es, la fase 1 del protocolo de inyección que se muestra en la Figura 13 es una fase de inyección simultánea que se ha programado para que sea una concentración al 30 % del primer fluido 466a y una concentración al 70 % de un segundo fluido 466b. Puesto que el volumen total de inyección se ha programado como 100 ml para esta fase de inyección simultánea (fase 1) de este protocolo de inyección concreto (por ejemplo, indicado en el icono 220 de volumen total de inyección), el módulo de control/lógica 134 de pantalla se puede configurar para presentar numéricamente el volumen del primer fluido 466a (mediante un icono 252 del volumen total de inyección - 30 ml en la realización ilustrada) y para presentar numéricamente el volumen del segundo fluido 466b (mediante un icono 254 de volumen total de inyección - 70 ml en la realización ilustrada) que se van a inyectar simultáneamente. Los valores asociados a los iconos 252 y 256 de la pantalla 260 se pueden proporcionar mediante el protocolo de determinación del volumen de inyección 190 de la Figura 6.

El módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico, incluyendo uno cualquiera o más del módulo de control/lógica 128 del protocolo de inyección, el módulo de control/lógica 130 de determinación del caudal, el módulo de control/lógica 132 de determinación del volumen de inyección, el módulo de control/lógica 134 de pantalla, el módulo de control/lógica 136 del movimiento del ariete de impulsión, el módulo de control/lógica 138 de monitorización de la presión, junto con uno cualquiera o más de los protocolos mostrados en las Figuras 4-9, se pueden implementar de cualquier manera adecuada, incluyendo sin limitación cualquier software adecuado, firmware, o hardware, usando una o más plataformas, usando uno o más procesadores, usando memorias de cualquier tipo adecuado, usando un único ordenador o cualquier tipo adecuado o varios ordenadores de cualquier tipo adecuado e interconectarse de

- 5 cualquier manera adecuada, o cualquier combinación de los mismos. El módulo de control/lógica 122 del inyector eléctrico, incluyendo uno cualquiera o más del módulo de control/lógica 128 del protocolo de inyección, el módulo de control/lógica 130 de determinación del caudal, el módulo de control/lógica 132 de determinación del volumen de inyección, el módulo de control/lógica 134 de pantalla, el módulo de control/lógica 136 del movimiento del ariete de impulsión, el módulo de control/lógica 138 de monitorización de la presión, junto con uno cualquiera o más de los protocolos mostrados en las Figuras 4-9, se puede implementar en cualquier localización o en múltiples localizaciones que están interconectadas de cualquier manera adecuada (por ejemplo, mediante cualquier tipo de red).
- 10 Tanto un gráfico de retraso de la inyección como un gráfico de retraso del barrido se presentan en la pantalla 250 de la Figura 12 y en la pantalla 260 de la Figura 13. Un "retraso de la inyección" se puede caracterizar como un retraso (normalmente en segundos) desde el momento en que un operario inicia una inyección, hasta que la inyección que se ha descrito mediante el protocolo de inyección programada comienza realmente. Un "retraso del barrido" se puede caracterizar como un retraso (normalmente en segundos) desde el momento en que el operario inicia una inyección hasta que se inician las operaciones de obtención de imágenes con el dispositivo para obtención de imágenes. En cualquier caso, la activación bien del gráfico de retraso de la inyección o bien el gráfico del retraso del barrido permite programar los respectivos retrasos en un protocolo de inyección. Los valores actuales programados para el retraso de la inyección ("0" en la realización ilustrada, y que puede estar preconfigurado) y para el retraso del barrido ("0" en la realización ilustrada, y que puede estar preconfigurado) se pueden presentar en los gráficos respectivos. Una o más pantallas de configuración se pueden presentar en una o más pantallas 124 del sistema inyector de fluidos médicos 450, y pueden proporcionar una opción a medida que un gráfico de retraso de la inyección, un gráfico de retraso del barrido, o ambos, se presentan en una pantalla cuando se programa un protocolo de inyección y/o cuando se ejecuta un protocolo de inyección utilizando el sistema inyector de fluidos médicos 450.
- 25 La anterior descripción de la presente invención se ha realizado con fines ilustrativos y descriptivos. Además, no se pretende que la descripción limite la invención a la forma descrita en el presente documento. En consecuencia, las variaciones y modificaciones que se corresponden con las anteriores enseñanzas, y la experiencia y conocimiento de la técnica relevante, están comprendidos en el alcance de la presente invención. Se pretende además que las realizaciones anteriormente descritas en el presente documento, expliquen las mejores formas conocidas de realizar la invención y permiten a otros expertos en la materia utilizar la invención en dichas u otras realizaciones y con diversas modificaciones necesarias para la aplicación(o aplicaciones) concreta(s) o el uso (o usos) de la presente invención. Se pretende que se considere que las reivindicaciones adjuntas incluyan realizaciones alternativas en la extensión permitida por la técnica anterior.
- 35

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema inyector de fluidos médicos que comprende:

5 un impulsor del émbolo de la jeringa (14) que comprende una fuente de impulsión (16) y un ariete de impulsión (20); y una lógica de control del movimiento del ariete de impulsión (136) que se **caracteriza por que** dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión está configurada para derivar un aumento de velocidad del ariete de impulsión a partir de una presión objetivo configurada en respuesta a la entrada de un usuario.

10 2. El sistema inyector de fluidos médicos de la reivindicación 1, en el que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión (136) está configurada para aumentar de forma incremental la velocidad de un ariete de impulsión con respecto a dicha presión objetivo, hasta la ocurrencia de una primera condición, y durante la ejecución de al menos una fase de un protocolo de inyección.

15 3. El sistema inyector de fluidos médicos de la reivindicación 2, en el que dicha primera condición comprende que dicho sistema inyector de fluidos médicos alcance al menos una de dicha presión objetivo, un caudal objetivo para una fase asociada de dicho protocolo de inyección, y una finalización de una fase asociada de dicho protocolo de inyección.

20 4. El sistema inyector de fluidos médicos de la reivindicación 2 o la reivindicación 3, en el que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión (136) está configurada para aumentar de forma incremental la velocidad de un ariete de impulsión con respecto a dicha presión objetivo a través de un primer intervalo de tiempo, en el que dicho primer intervalo de tiempo se extiende desde un principio de una fase asociada de dicho protocolo de inyección y hasta cualquier ocurrencia de dicha primera condición.

25 5. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión (136) está configurada para derivar cada uno de dichos aumentos de velocidad del ariete de impulsión a partir de dicha presión objetivo.

30 6. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en el que dicha presión objetivo comprende una variable independiente, y en el que una velocidad de dicho ariete de impulsión (20) proporcionado por dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión comprende una variable dependiente.

35 7. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión (136) está configurada para derivar repetidamente una velocidad de un ariete de impulsión a partir de dicha presión objetivo.

40 8. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en el que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión (136) está configurada para derivar recursivamente dicho incremento de la velocidad de un ariete de impulsión a partir de dicha presión objetivo.

45 9. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en el que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión (136) está configurada para derivar iterativamente dicho incremento de la velocidad de un ariete de impulsión a partir de dicha presión objetivo.

50 10. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-9, en el que dicha lógica de control del movimiento del ariete de impulsión está configurada para derivar repetidamente dicho incremento de la velocidad de un ariete de impulsión a partir de dicha presión objetivo.

50 11. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-10, que comprende además:

55 una jeringa (86a) que comprende un émbolo (90a) de la jeringa, en el que dicho impulsor (14) del émbolo de la jeringa interactúa con dicho émbolo de la jeringa para desplazar dicho émbolo de la jeringa en al menos una primera dirección asociada con un pulso de descarga.

55 12. El sistema inyector de fluidos médicos de cualquiera de las reivindicaciones 1-11, que comprende además:

60 un primer dispositivo de entrada de datos (52), en el que los datos de dicha presión objetivo se pueden introducir mediante dicho primer dispositivo de entrada de datos.

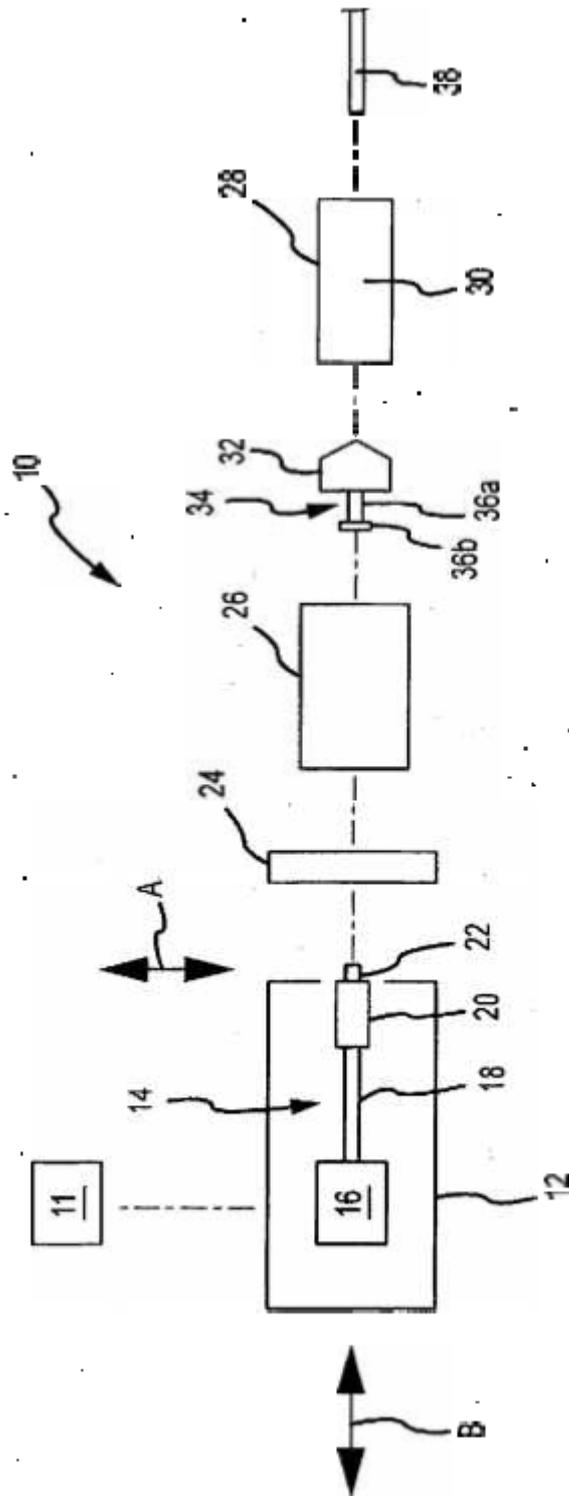


FIG.1

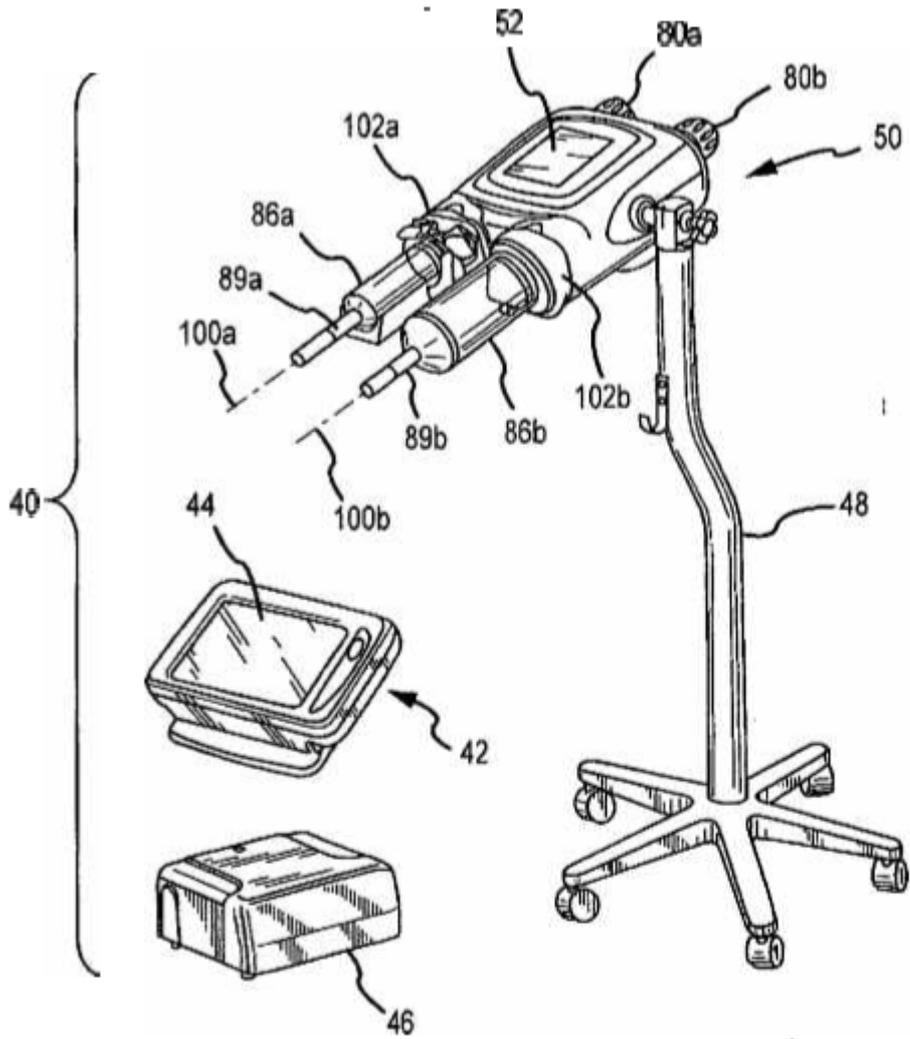


FIG.2A

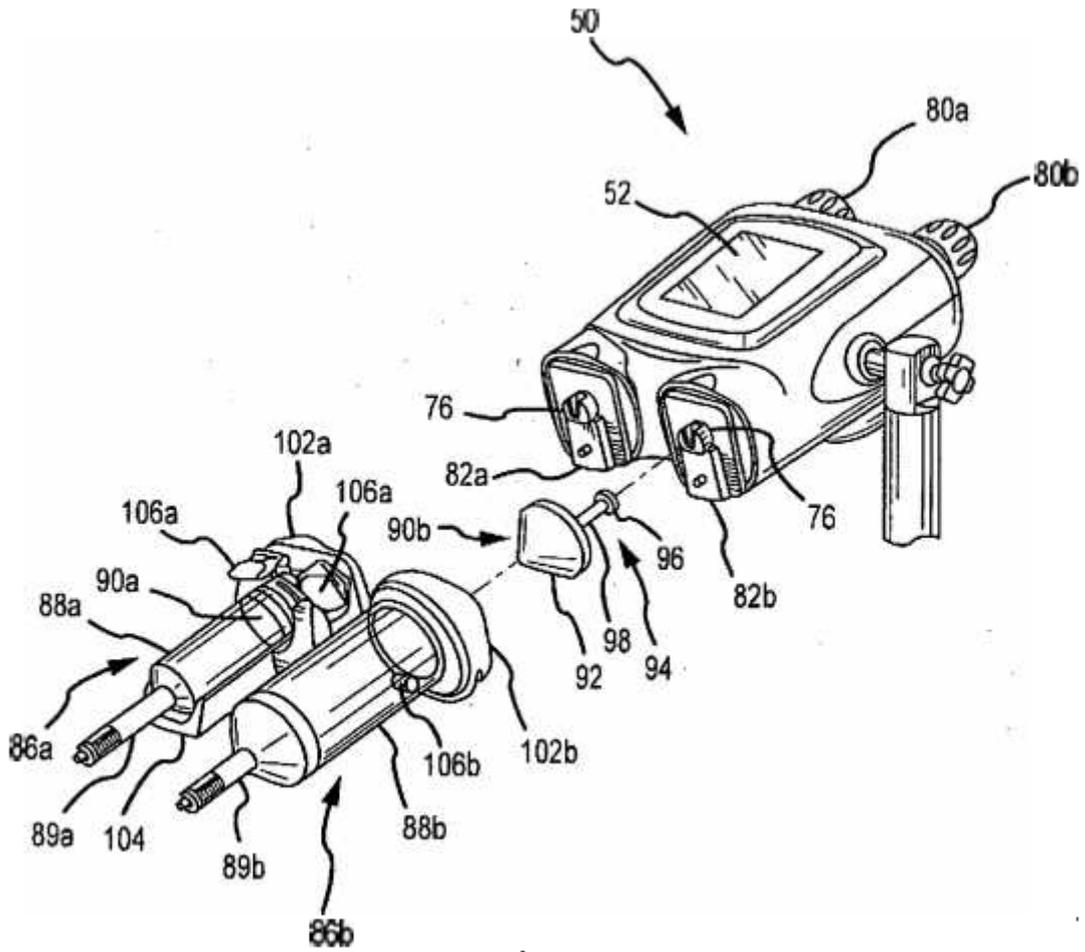
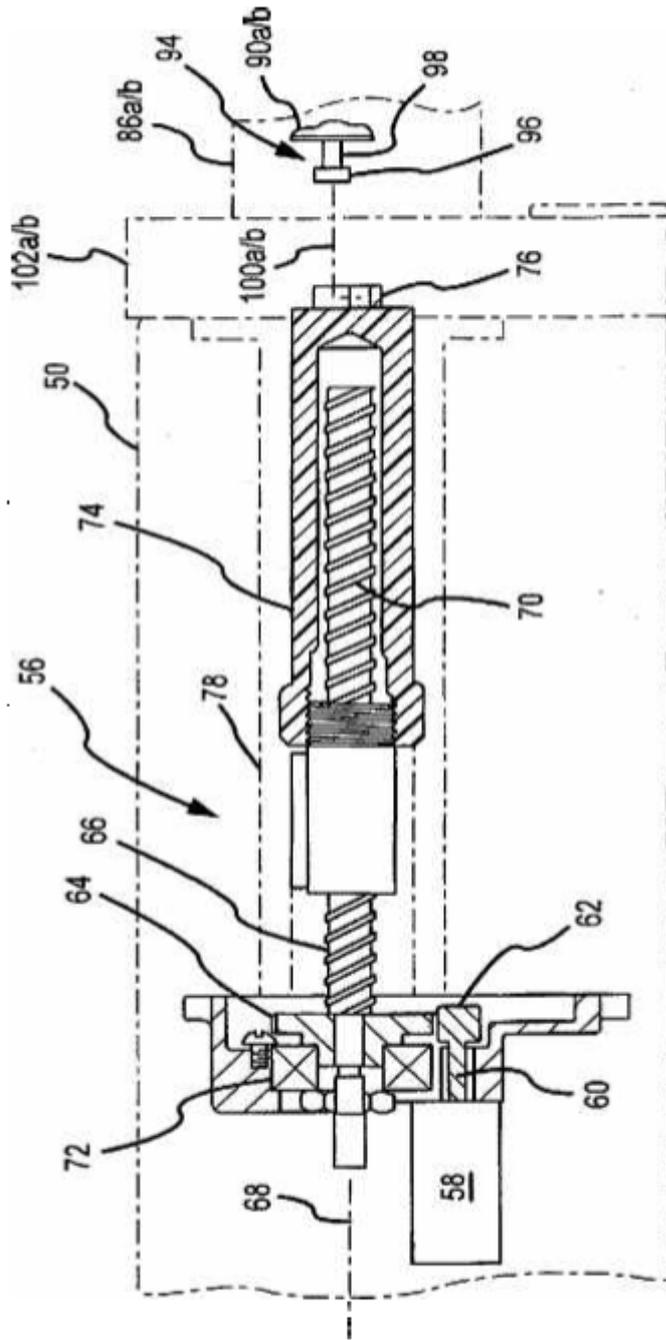


FIG.2B



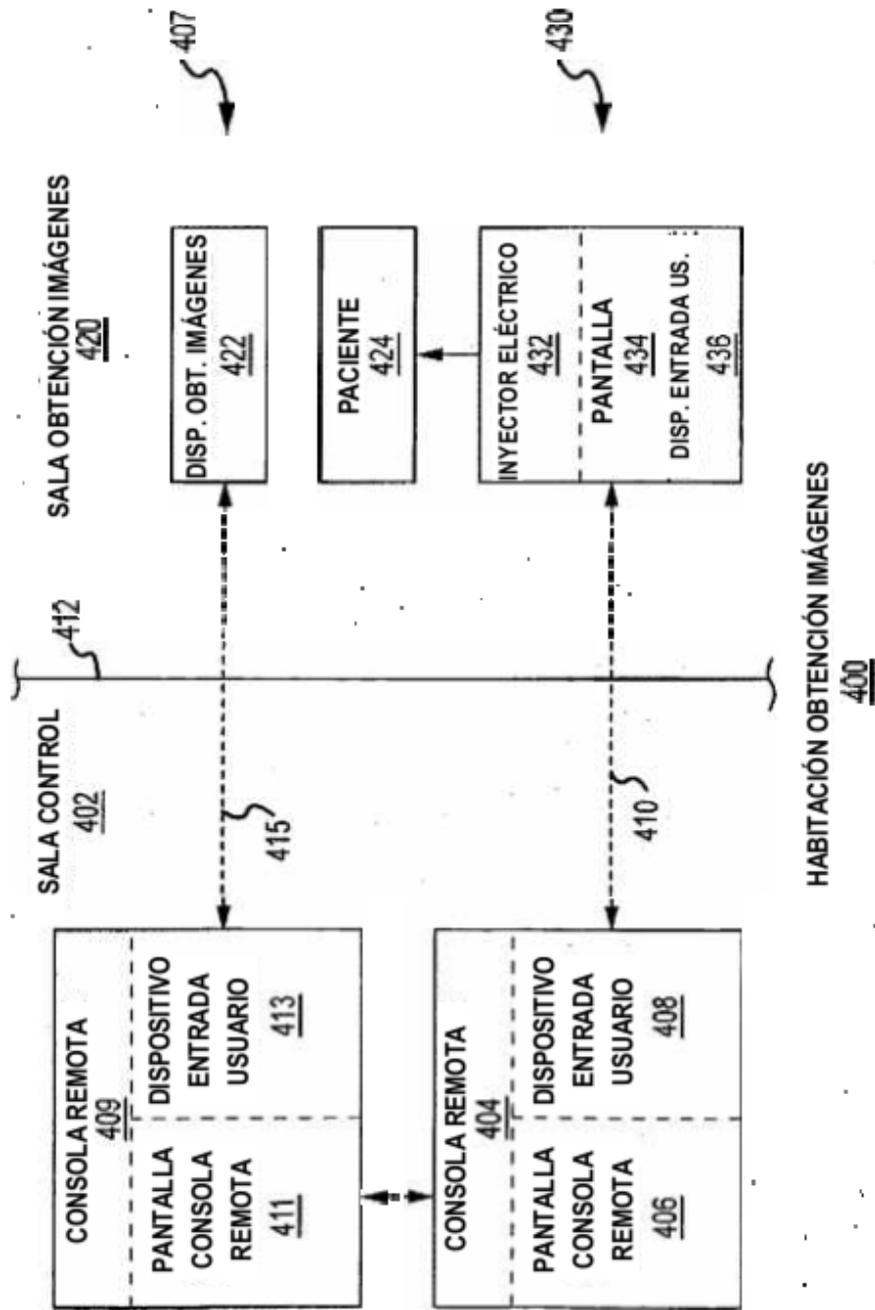
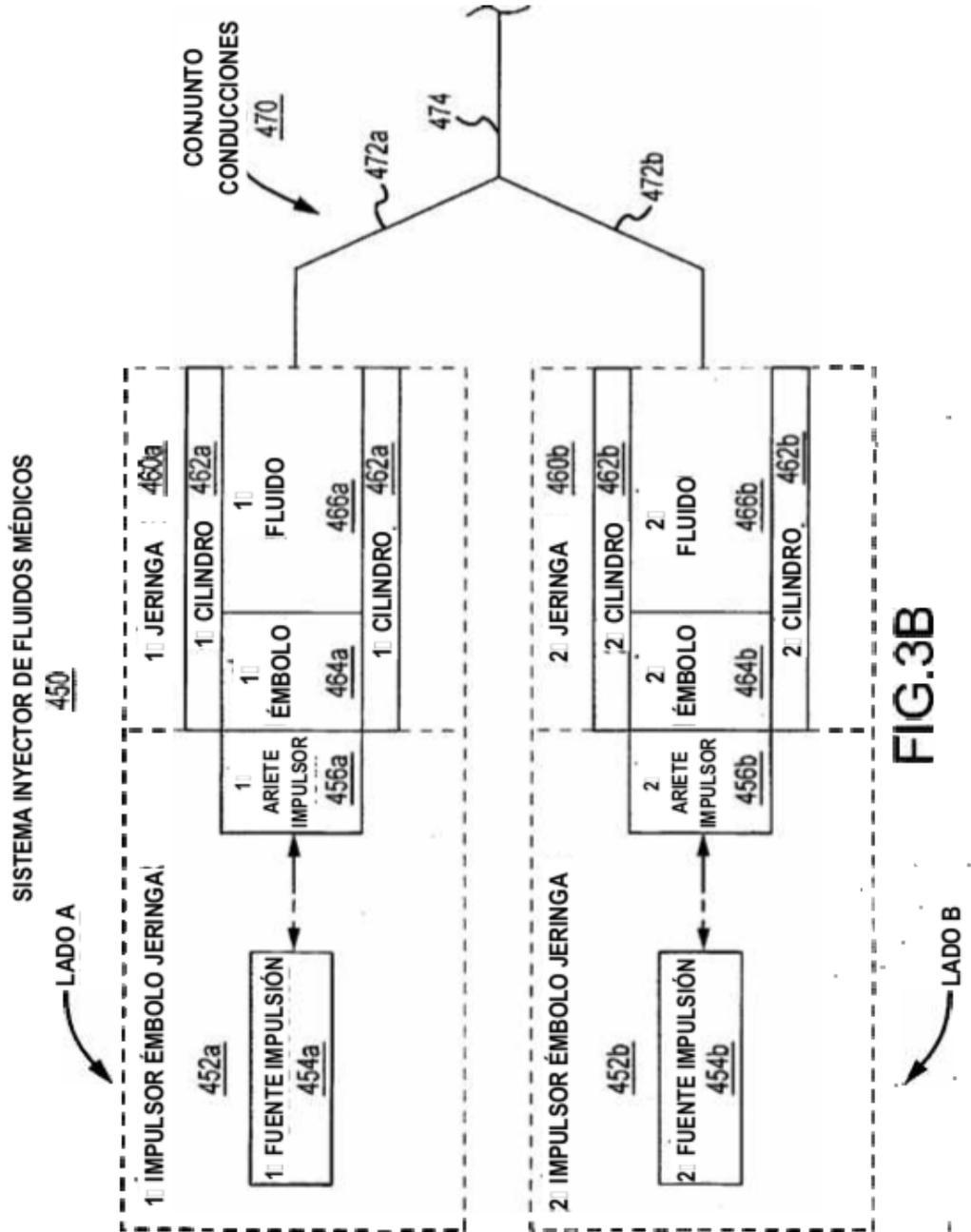


FIG.3A



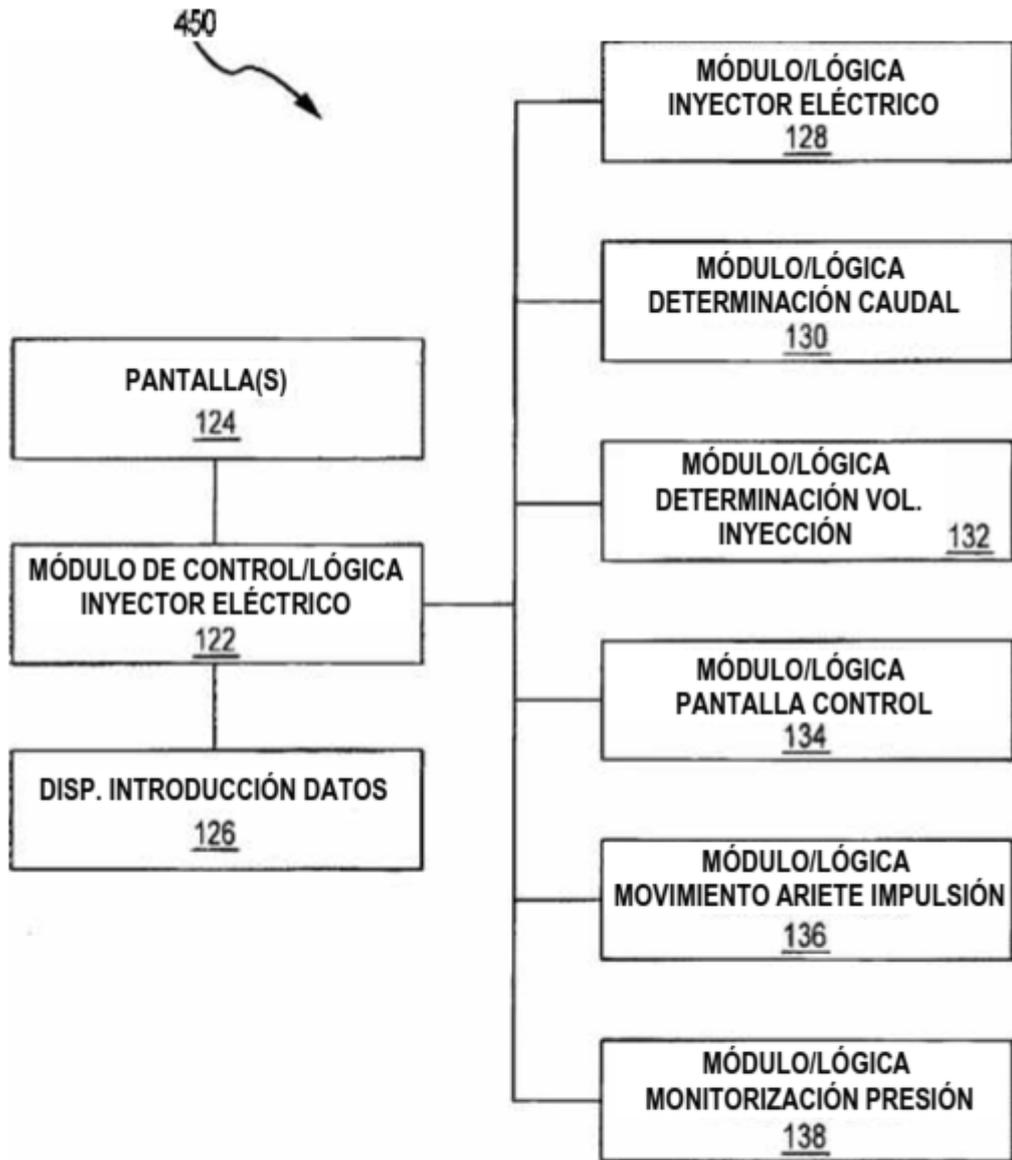


FIG.3C

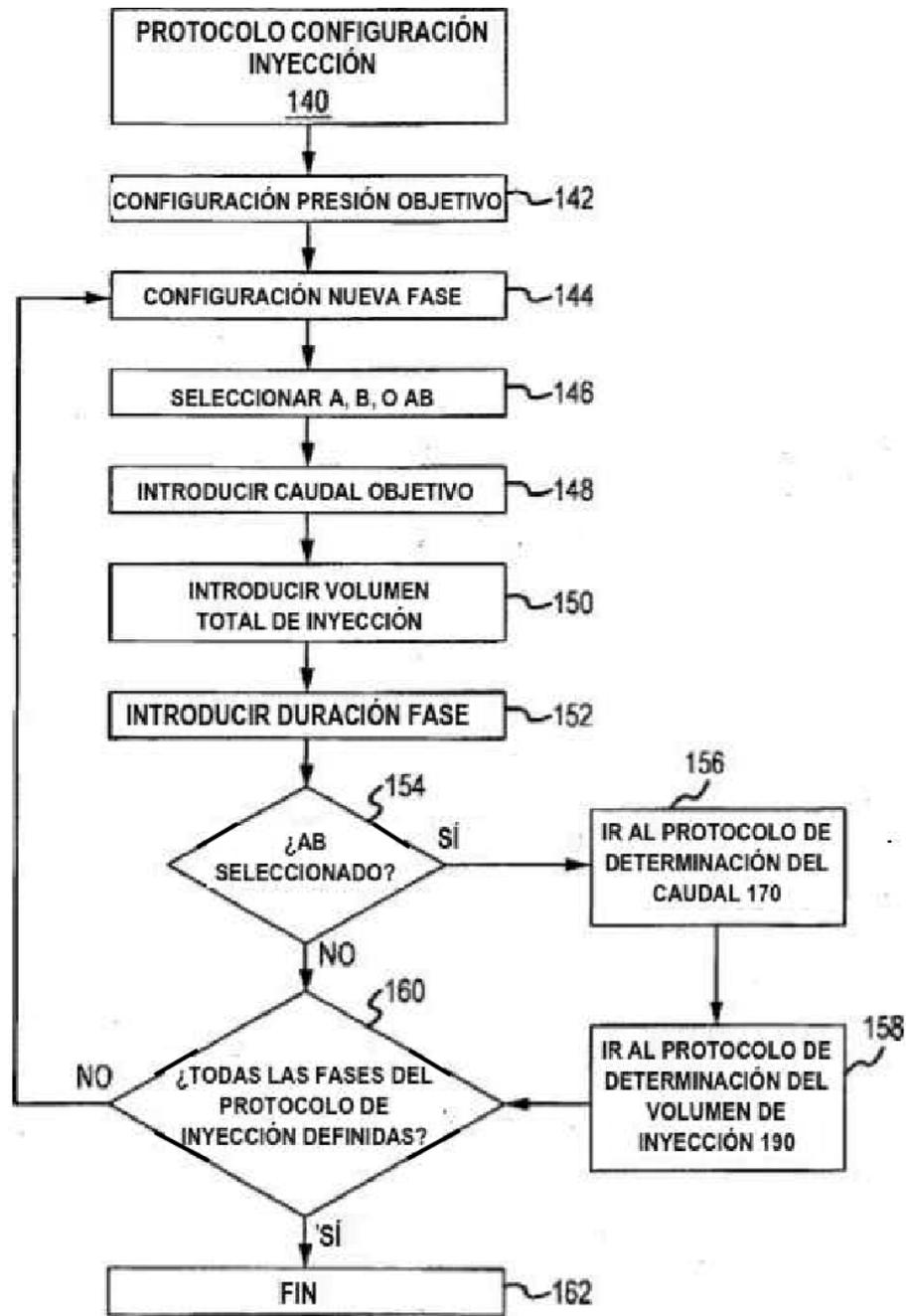


FIG.4

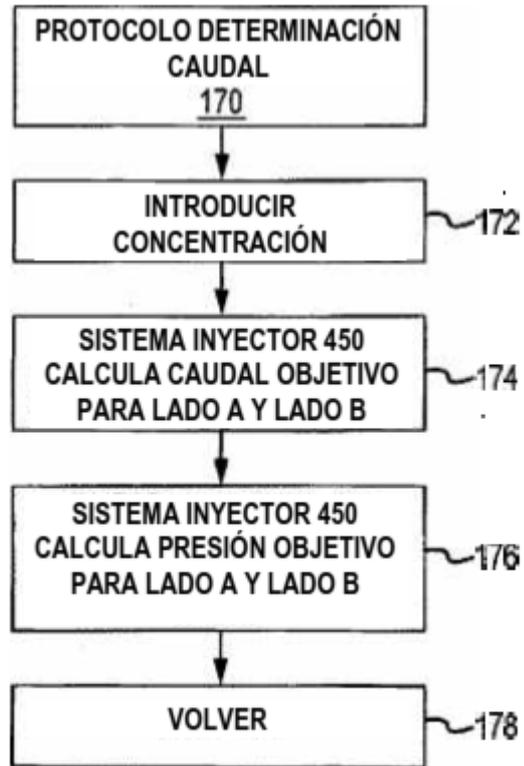


FIG.5

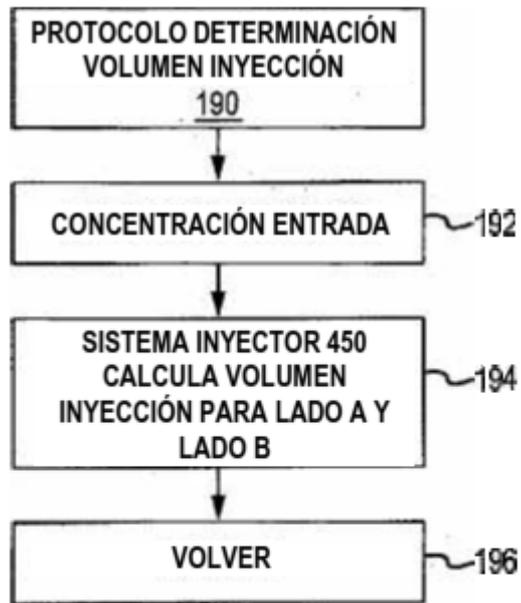


FIG.6

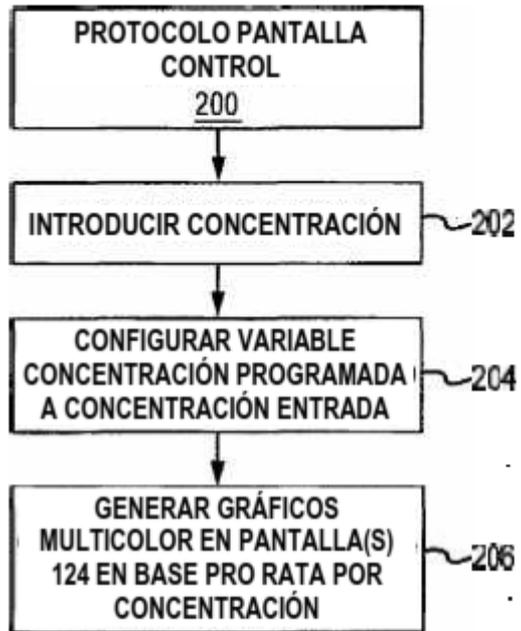


FIG.7

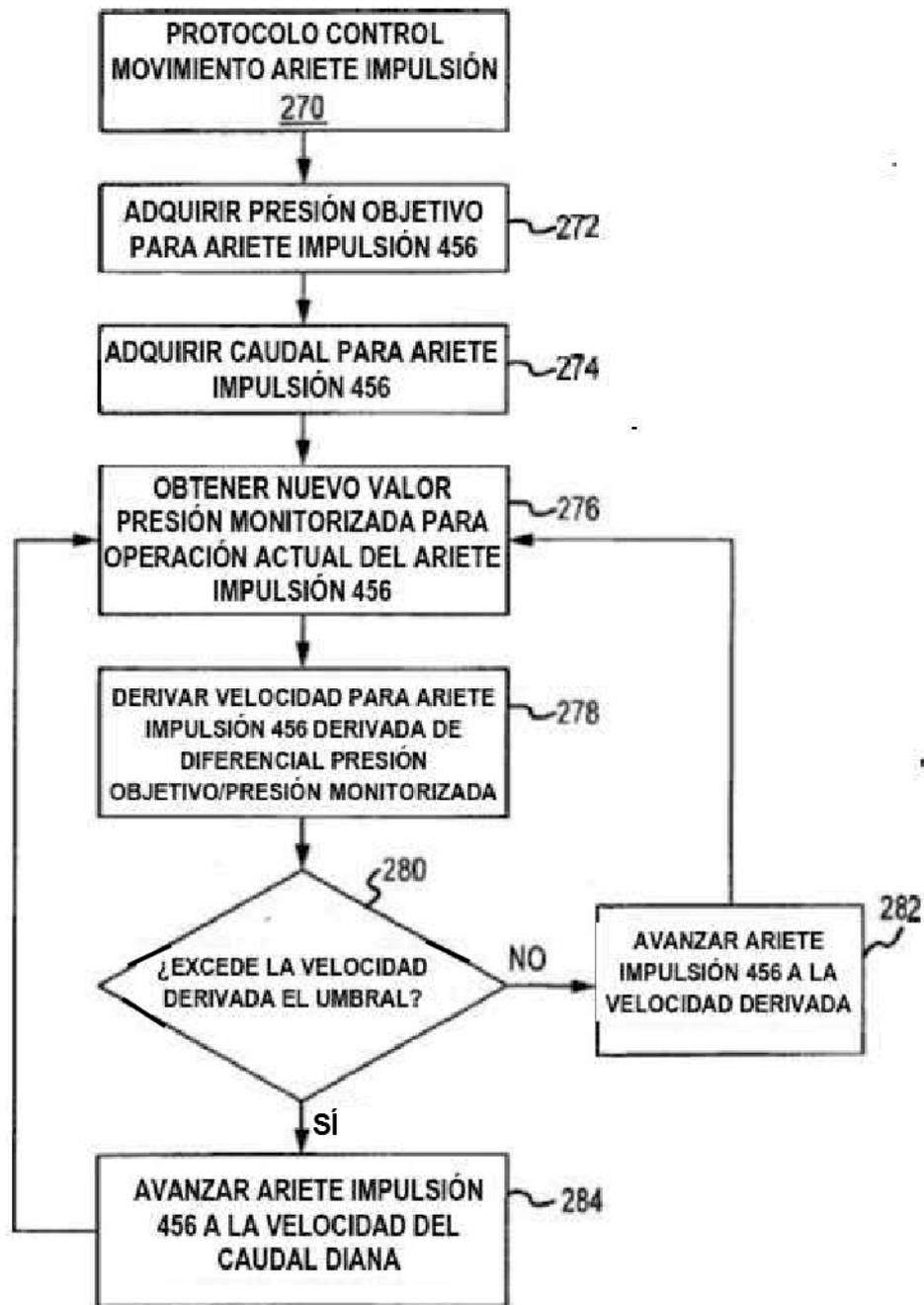


FIG.8

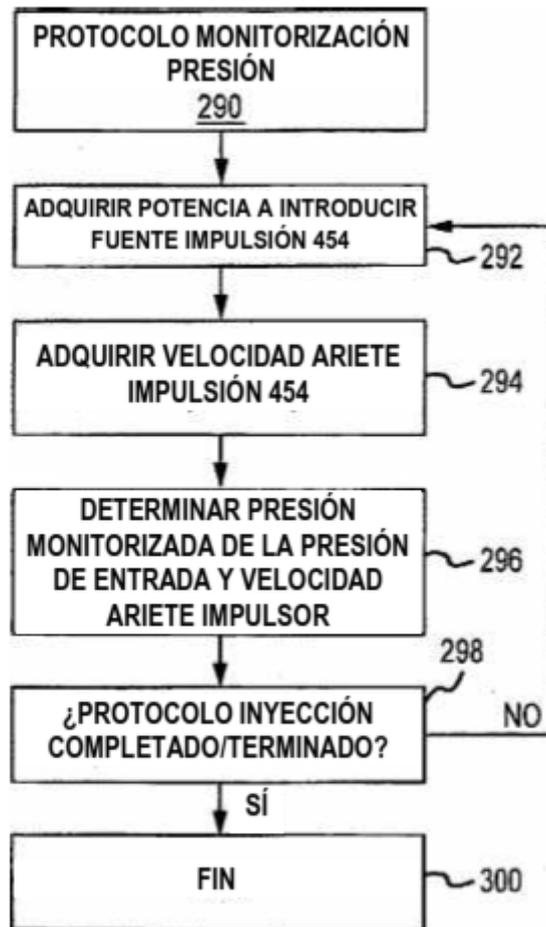


FIG.9

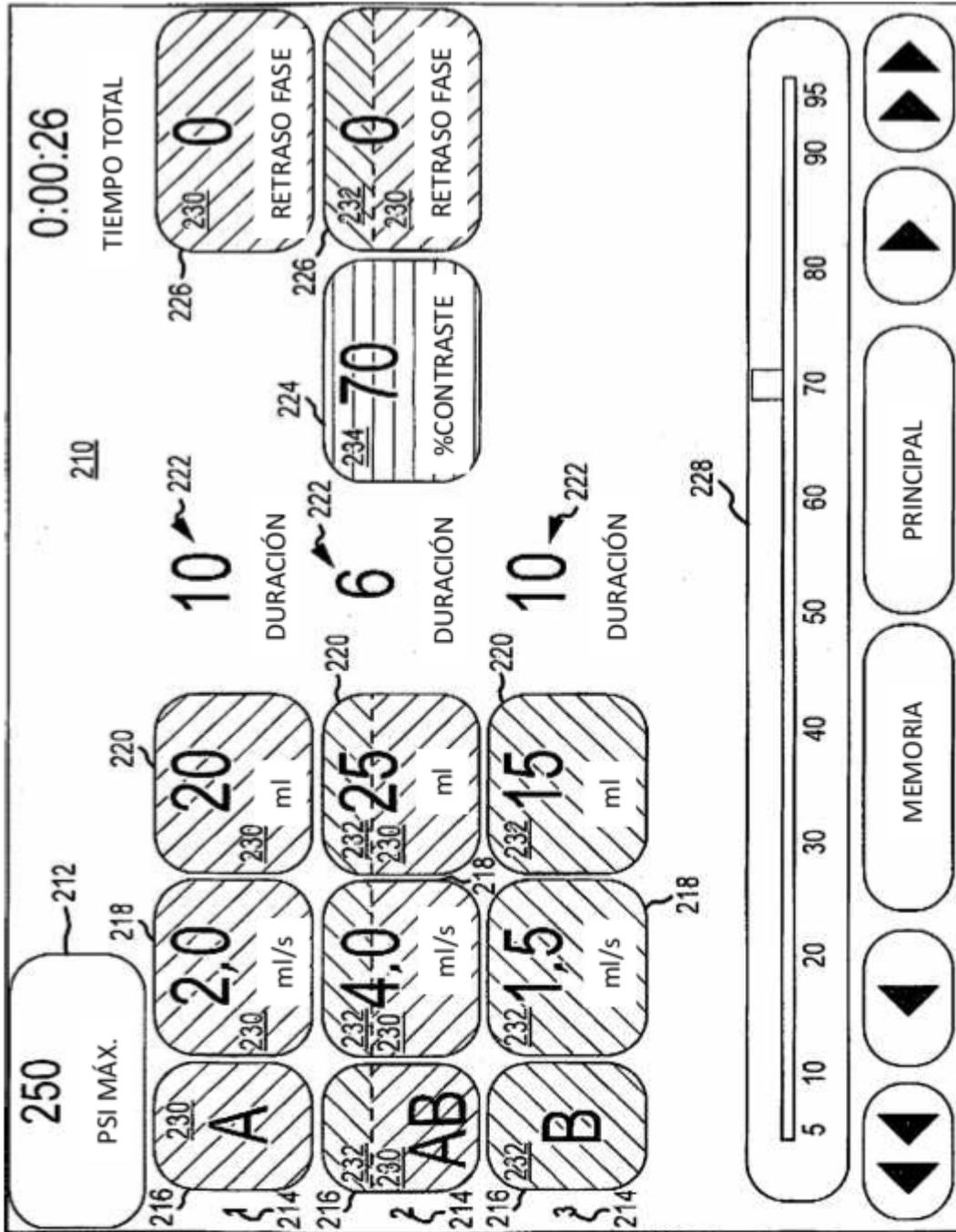


FIG.10

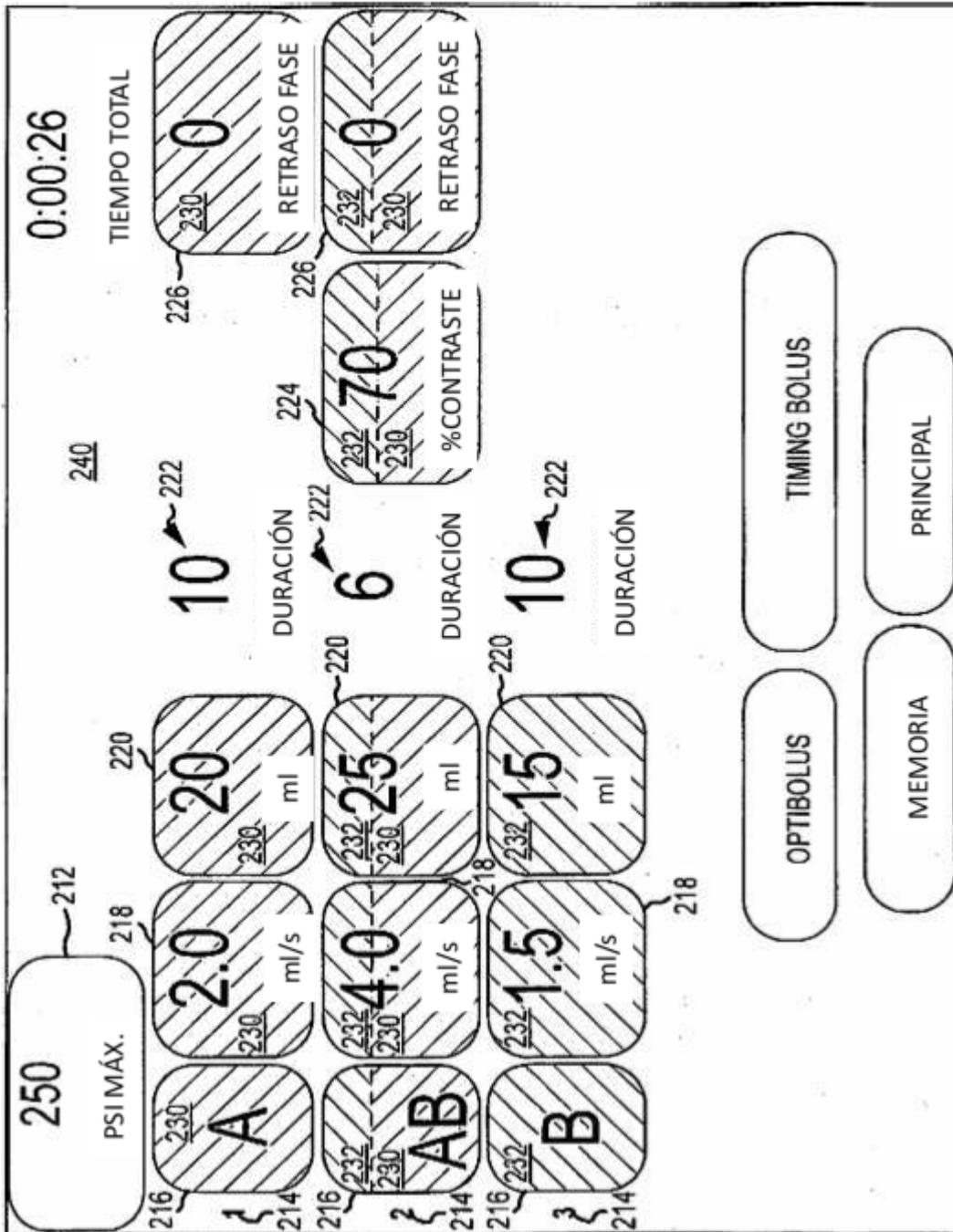


FIG.11

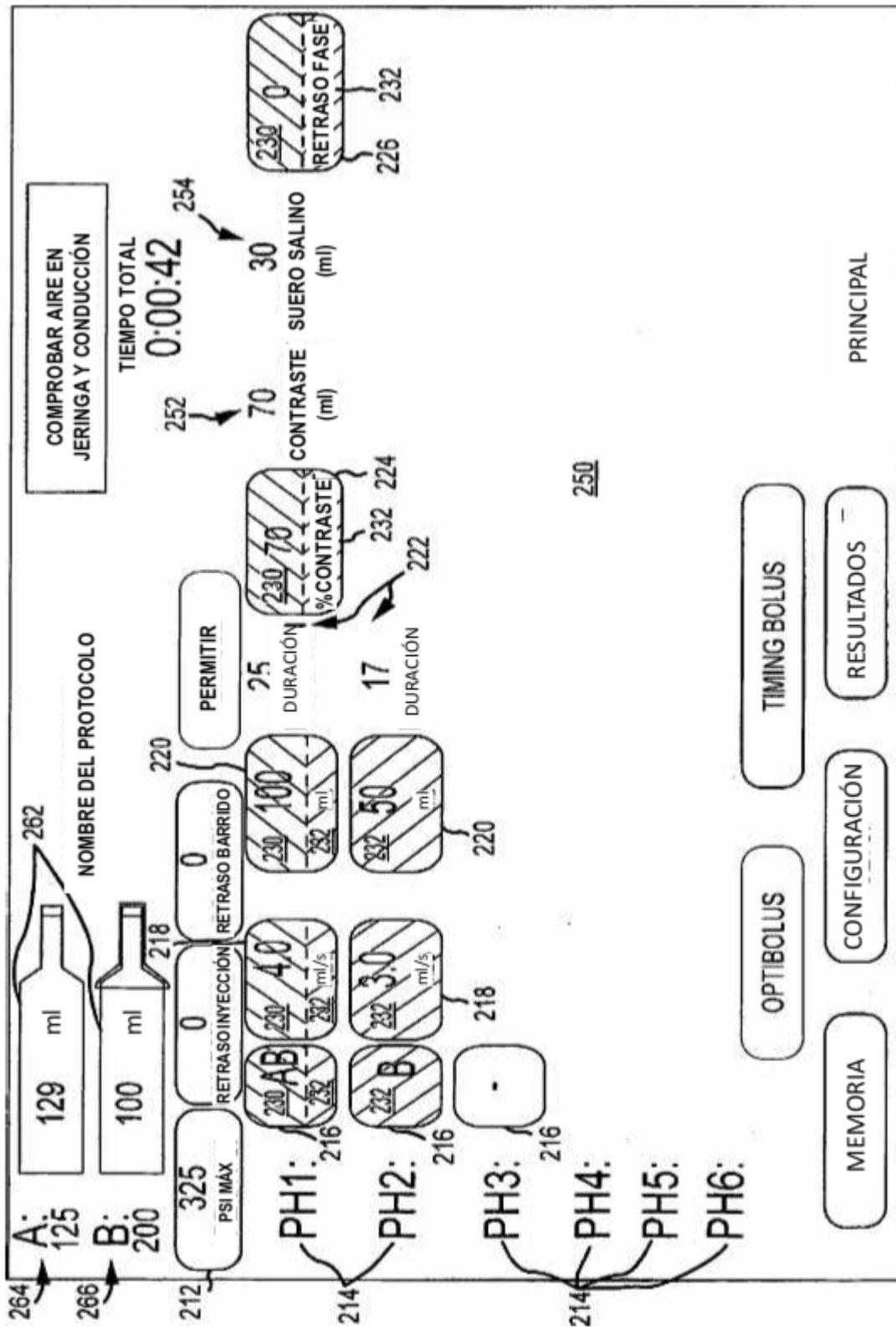


FIG.12

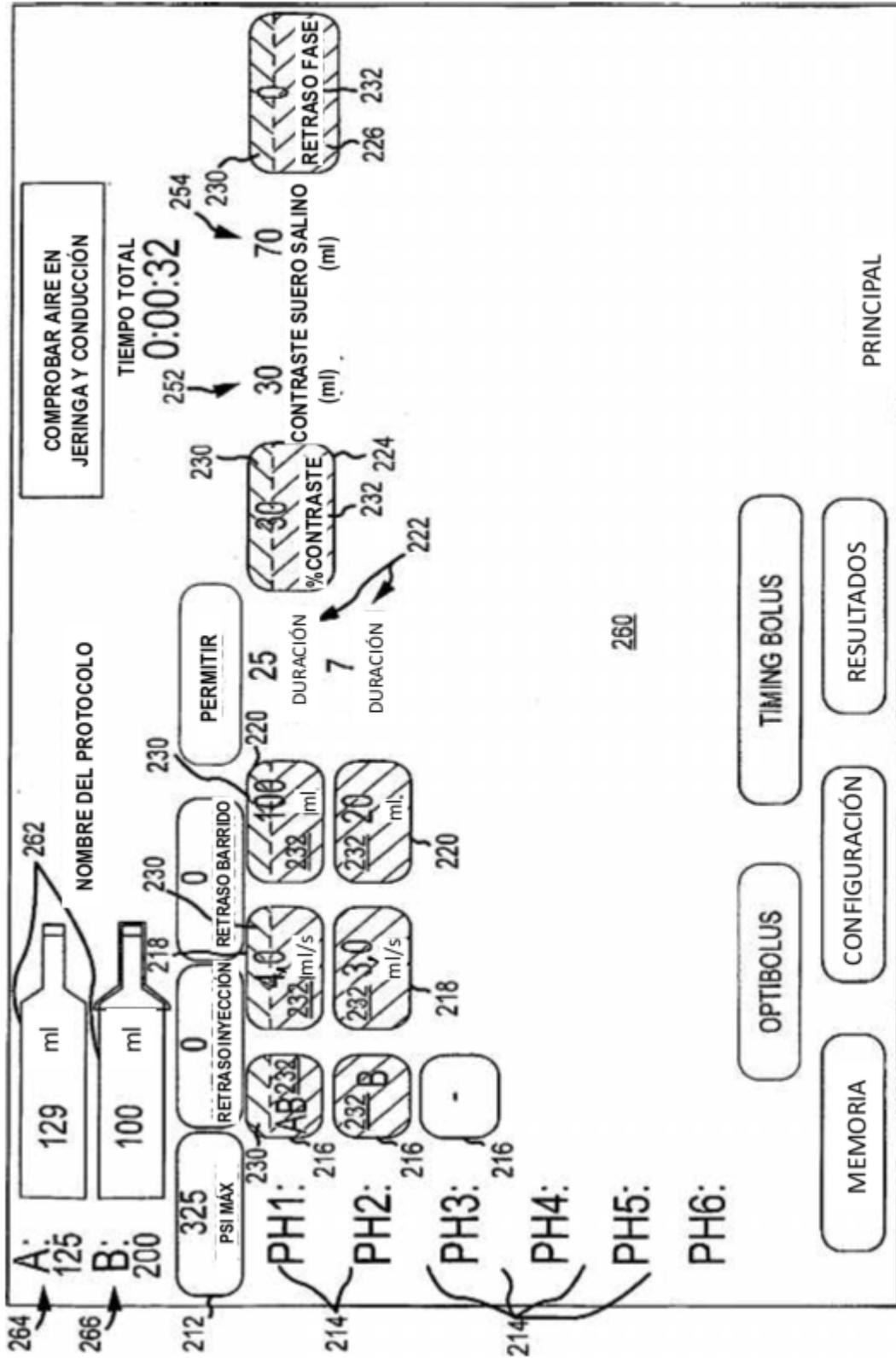


FIG.13