

**SENSOR DE FLUJO ACÚSTICO PARA MEDICIONES DE FLUJO CONTINUO
DE MEDICAMENTOS Y CONTROL DE RETROALIMENTACIÓN DE LA
INFUSIÓN**

REFERENCIA CRUZADA PARA SOLICITUDES RELACIONADAS

[0001] Esta solicitud reivindica el beneficio de la Solicitud Provisional de EE. UU. No. 62/348,301, archivada el 10 de junio de 2016, titulada SENSOR DE FLUJO ACÚSTICO PARA MEDICIONES DE FLUJO CONTINUO DE MEDICAMENTOS Y CONTROL DE RETROALIMENTACIÓN DE LA INFUSIÓN. Los contenidos de la solicitud mencionada anteriormente se incorporan aquí como referencia en su totalidad, tal como se describe en detalle en el presente documento. El beneficio de la solicitud anterior se reivindica bajo el criterio legal apropiado, incluyendo, sin ninguna limitación, 35. U.S.C. § 119(e).

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Ámbito de la invención

[0002] La divulgación se refiere a los sistemas y métodos de detección de flujo para operar una bomba de infusión, que utiliza un sistema acústico de circuito cerrado de alta frecuencia, para medir y controlar la tasa de flujo volumétrico de la bomba de infusión.

Antecedentes de la invención

[0003] Los sistemas y métodos de infusión normalmente operan en una configuración de circuito abierto, sin recibir retroalimentación con respecto al volumen de fluido que se le suministra al paciente. Estos sistemas y métodos de infusión usualmente dependen de tolerancias minuciosamente controladas para

fabricar los componentes y ensamblajes individuales del sistema de bombeo de infusión, para mantener la precisión en la medicación que se suministra durante un tiempo prescrito. La precisión en la cantidad de medicación prescrita que se le suministra al paciente, mediante los sistemas y métodos de infusión actuales, puede variar con el tiempo debido a la degradación de los componentes durante la vida útil del infusor. Además, los requisitos de tolerancia estrecha para los componentes individuales del mecanismo de bombeo aumentan significativamente el costo de fabricación y el servicio del sistema de infusión. Otros sistemas y métodos de infusión utilizan diversas formas de intentar monitorear la cantidad de medicamento que se le suministra al paciente, con algunos inconvenientes adicionales.

[0004] Se necesita un sistema y método de infusión para reducir algunos inconvenientes asociados a varios de los sistemas y métodos de infusión actuales.

RESUMEN DE LA INVENCION

[0005] En una implementación de la divulgación, se divulga un sistema de infusión para detectar y ajustar automáticamente la tasa de flujo volumétrico suministrada por una bomba de infusión. El sistema de infusión incluye una bomba de infusión, una trayectoria de flujo, al menos un sensor acústico ascendente, al menos un sensor acústico descendente, al menos un procesador y al menos una memoria. La bomba de infusión está configurada para bombear fluido de infusión. El fluido de infusión está configurado para ser suministrado por la bomba de infusión a lo largo de la trayectoria de flujo. El sensor acústico ascendente está ubicado en posición ascendente de la trayectoria del flujo. El sensor acústico descendente está ubicado en posición descendente de la trayectoria del flujo. El sensor acústico descendente está configurado para detectar una señal acústica

ascendente emitida por el sensor acústico ascendente. El sensor acústico ascendente está configurado para detectar una señal acústica descendente emitida por el sensor acústico descendente. El procesador está en comunicación electrónica con la bomba de infusión, el sensor acústico ascendente y el sensor acústico descendente. La memoria está en comunicación electrónica con el procesador. La memoria incluye código de programación para que el procesador lo ejecute. El código de programación está configurado para determinar la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión, a lo largo de la trayectoria de flujo, con base en la señal acústica ascendente detectada por el sensor acústico descendente y en la señal acústica descendente detectada por el sensor acústico ascendente. El código de programación está configurado para determinar la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión, a lo largo de la trayectoria de flujo, con base en un primer retraso de fase de la señal acústica ascendente, entre el sensor acústico ascendente y el sensor acústico descendente, y/o en un segundo retraso de fase de la señal acústica descendente, entre el sensor acústico descendente y el sensor acústico ascendente. El código de programación está configurado además para ajustar automáticamente la bomba de infusión, con base en la tasa de flujo volumétrico establecida, para lograr la tasa deseada de flujo volumétrico del fluido de infusión, a lo largo de la trayectoria de flujo.

[0006] En otra implementación de la divulgación, se divulga un método para detectar y ajustar automáticamente la tasa de flujo volumétrico suministrado por una bomba de infusión. En un primer paso, el fluido de infusión se suministra con una bomba de infusión a lo largo de una trayectoria de flujo. En otro paso, se detecta una señal acústica ascendente emitida por al menos un sensor acústico ascendente, ubicado en posición ascendente de la trayectoria de flujo, con al menos un sensor acústico descendente ubicado en la parte inferior de la trayectoria de flujo. En un paso adicional, una señal acústica descendente emitida

por el sensor acústico descendente, ubicado en posición descendente de la trayectoria de flujo, se detecta con el sensor acústico ascendente, ubicado en posición ascendente de la trayectoria de flujo. En otro paso, se determina una tasa de fluido volumétrico del fluido de infusión a lo largo de la trayectoria de flujo, con al menos un procesador, en cada golpe de la bomba de infusión, con base en la señal acústica ascendente detectada por el sensor acústico descendente y en la señal acústica descendente detectada por el sensor acústico ascendente. El procesador determina la tasa de fluido volumétrico del fluido de infusión a lo largo de la trayectoria de flujo, en cada golpe de la bomba de infusión, determinando un primer retraso en la fase de la señal acústica ascendente, entre el sensor acústico ascendente y el sensor acústico descendente, o determinando un segundo retraso en la fase de la señal acústica descendente, entre el sensor acústico descendente y el sensor acústico ascendente. En otro paso más, la bomba de infusión se ajusta automáticamente, con el procesador, sobre cada ciclo de bombeo de la bomba de infusión con base en la tasa de flujo volumétrico establecido, para lograr la tasa deseada de flujo volumétrico del fluido de infusión, a lo largo de la trayectoria de flujo.

[0007] En otra implementación más de la divulgación, se divulga un computador no transitorio de medio legible. El medio no transitorio legible por computador está configurado para al menos al utilizar un procesador, detectar y ajustar automáticamente la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión suministrado por una bomba de infusión. El medio no transitorio legible por computador incluye un código de programación para indicarle al procesador que establezca, sobre cada golpe de la bomba de infusión, cuál es la tasa flujo volumétrico del fluido de infusión suministrado por la bomba de infusión a lo largo de la trayectoria de flujo. El código de programación está configurado para establecer, para cada golpe de la bomba de infusión, cuál es la tasa de flujo

volumétrico, basado en una señal acústica ascendente emitida por al menos un sensor acústico en sentido ascendente, ubicado en posición ascendente de la trayectoria de flujo, el cual es detectado por al menos un sensor acústico descendente ubicado en posición descendente de la trayectoria de flujo. Además, el código de programación está configurado para determinar, para cada golpe de la bomba de infusión, cuál es la tasa de flujo volumétrico, basado en una señal acústica descendente emitida por el sensor acústico descendente y detectado por el sensor acústico ascendente. El código de programación está configurado para ajustar automáticamente la bomba de infusión para cada ciclo de bombeo, basado en la tasa de flujo volumétrico establecida, para lograr la tasa deseada de flujo volumétrico del fluido de infusión, a lo largo de la trayectoria de flujo.

[0008] En ciertas implementaciones, un sistema de infusión puede controlar automáticamente una bomba de infusión. El sistema de infusión puede incluir una bomba de infusión que puede bombear fluido a lo largo de una trayectoria de flujo. El sistema de infusión también puede incluir un primer sensor acústico, ubicado en una primera posición de la trayectoria de flujo, y el primer sensor acústico puede detectar una primera señal acústica. El sistema de infusión puede incluir, además, un segundo sensor acústico, ubicado en una segunda posición descendente con respecto al primer sensor acústico, a lo largo de la trayectoria de flujo. El segundo sensor acústico puede detectar una segunda señal acústica. El sistema de infusión también puede incluir un controlador que puede establecer una primera tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión, basado en la primera señal acústica detectada y en la segunda señal acústica detectada. El controlador también puede controlar la bomba de infusión para que suministre el fluido de infusión a una segunda tasa de fluido volumétrico, basado en la primera tasa de flujo volumétrico detectada.

[0009] El sistema de infusión del párrafo anterior puede tener cualquier

sub-combinación en cuanto a las siguientes características: en donde la primera señal acústica se origina a partir del segundo sensor acústico y la segunda señal acústica se origina a partir del primer sensor acústico; en donde el primer sensor acústico consta de un primer transductor y el segundo sensor acústico consta de un segundo transductor; en donde el primer sensor acústico consta de un primer transmisor y un primer receptor, y el segundo sensor acústico consta de un segundo transmisor y un segundo receptor; en donde el primer receptor y el segundo receptor constan cada uno de al menos un componente de cancelación de ruido; en donde la primera tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión se calcula sobre cada golpe de la bomba de infusión; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se determina con base en el primer retraso en la fase, asociado a la primera señal acústica; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se determina con base en un segundo retraso en la fase, asociado a la segunda señal acústica; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se establece con base en la distancia entre la primera ubicación y la segunda ubicación; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se establece con base en la primera vez que toma la primera señal acústica para viajar entre el segundo sensor acústico; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se determina con base en la primera vez que toma la segunda señal acústica para viajar entre el primer sensor acústico y el segundo sensor acústico.

[0010] En ciertas implementaciones, el método para controlar la bomba de infusión puede incluir la detección de una primera señal acústica, a partir de un primer sensor acústico colocado en una primera posición a lo largo de la trayectoria de flujo. Además, el método incluye la detección de una segunda señal acústica a partir de un segundo sensor acústico colocado en una segunda posición descendente a partir del primer sensor acústico a lo largo de la trayectoria de flujo. El método también puede incluir establecer una primera tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión, con base en la primera señal acústica detectada y la segunda

señal acústica detectada. Además, el método puede incluir cambiar la primera tasa de flujo volumétrico a una segunda tasa de flujo volumétrico, con base en la primera tasa de flujo volumétrico establecida.

[0011] El método del párrafo precedente puede tener cualquier sub-combinación de las siguientes características: en donde la primera señal acústica se origina a partir del segundo sensor acústico y la segunda señal acústica se origina a partir del primer sensor acústico; en donde en el primer sensor acústico consta de un primer transductor y el segundo sensor acústico consta de un segundo transductor; en donde el primer sensor acústico consta de un primer transmisor y un primer receptor, y el segundo sensor acústico consta de un segundo transmisor y un segundo receptor; en donde el primer receptor y el segundo receptor constan, cada uno, de al menos un componente para la cancelación de ruido; en donde la primera tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión se calcula con base en cada golpe de la bomba de infusión; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se establece con base en un primer retraso en la fase, relacionado con la primera señal acústica; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se establece con base en un segundo retraso en la fase, relacionado con la segunda señal acústica; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se establece con base en una distancia establecida entre la primera ubicación y la segunda ubicación; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se establece con base en la primera vez que toma la señal acústica para viajar entre el segundo sensor acústico y el primer sensor acústico; en donde la primera tasa de flujo volumétrico se establece con base en la primera vez que toma la segunda señal acústica para viajar entre el primer sensor acústico y el segundo sensor acústico.

[0012] Estas y otras características, aspectos y ventajas de la divulgación se entenderán mejor con referencia a los siguientes dibujos, descripción

y reivindicaciones.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

[0013] La fig. 1 ilustra una implementación de un diagrama de caja de un sistema de infusión;

[0014] La fig. 1A ilustra una implementación de una vista pictórica de un frente de una bomba de infusión con un casete de bomba o un casete de equipo de infusión insertado en la bomba de infusión;

[0015] La fig. 2 ilustra una implementación de una vista lateral de un casete de equipo de infusión que ilustra la configuración y colocación de transductores acústicos ultrasónicos;

[0016] La fig. 2A ilustra otra implementación de una vista lateral de un casete de equipo de infusión que muestra la configuración y colocación de transductores acústicos ultrasónicos;

[0017] Las figs. 2B-2D ilustran diversas implementaciones de una vista parcial de sección transversal de una trayectoria de flujo de un sistema de infusión que muestra la configuración y colocación de transductores acústicos ultrasónicos;

[0018] La fig. 3 ilustra una implementación de un diagrama de circuito simplificado que muestra un sistema de detección de flujo acústico;

[0019] La fig. 3A ilustra otra implementación de un diagrama de circuito simplificado que muestra un sistema de detección de flujo acústico;

[0020] La fig. 3B ilustra también otra implementación de un diagrama de circuito simplificado que muestra un sistema de detección de flujo acústico;

[0021] La fig. 4 ilustra una implementación de un gráfico que muestra dos curvas de función de la presión acústica, con el tiempo trazado en el eje X y la presión representada en el eje Y, y un retardo de fase (diferencia entre la señal recibida y la señal emitida) entre las curvas de función de presión;

[0022] La fig. 5 ilustra una implementación de un conjunto de gráficos en los que dos diferentes frecuencias se transmiten, reciben y procesan por dos transductores diferentes respectivamente;

[0023] La fig. 6 ilustra una implementación de un diagrama de flujo que muestra un método para detectar y ajustar automáticamente una tasa de flujo volumétrico suministrada por una bomba de infusión;

[0024] La fig. 6A ilustra otra implementación de un diagrama de flujo que muestra un método para detectar y ajustar automáticamente una tasa de flujo volumétrico suministrada por una bomba de infusión, y

[0025] La fig. 7 ilustra una implementación de un gráfico, con el tiempo trazado en el eje X y la velocidad de flujo representada en el eje Y, que muestran un perfil de flujo cuando se realiza el bombeo por el movimiento intermitente de un mecanismo de bombeo que crea un perfil de flujo periódico.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

[0026] La siguiente divulgación detallada describe uno o más modos de llevar a cabo la invención. La divulgación no debe tomarse en un sentido limitante, sino que se hace meramente con el propósito de ilustrar los principios generales de la divulgación, dado que el alcance de la divulgación se define mejor por las reivindicaciones adjuntas. Se observa que las figuras son puramente para fines ilustrativos y no están a escala. Se señala además que cualquier parte de las implementaciones de la siguiente divulgación pueden ser, en diversas implementaciones, combinadas en parte o en su totalidad, se pueden agregar uno o más componentes, o se pueden quitar uno o más componentes.

[0027] La fig. 1 ilustra una implementación de un diagrama de caja de un sistema de infusión 10. El sistema de infusión 10 puede incluir una bomba de infusión o el infusor 11 y un equipo de infusión 13 que se inserta en, y es accionado por la bomba de infusión 11. El equipo de infusión 13 puede incluir, entre otros elementos, un tubo de entrada 4, un tubo de salida 6 y un casete 12. El sistema de infusión 10 también puede incluir una bomba de infusión 11 con un mecanismo de bombeo de infusión 15, un casete de bomba 12, un equipo de infusión 13 que tiene una trayectoria de flujo interno 14, al menos un sensor acústico ascendente 16, al menos un sensor acústico descendente 18, al menos un procesador de hardware 20, al menos una memoria (también denominada aquí como un medio no transitorio legible por computador) 22, el código de programación 23, un sensor proximal de aire en línea 24, un sensor proximal de presión 25, un sensor distal de presión 26, y un sensor distal de aire en línea 28. Las señales del mecanismo de bombeo de infusión 15 y los sensores 16, 18, 24, 25, 26, 28 se adquieren, condicionalmente si es necesario, y se envían al procesador del hardware 20 por medio de la electrónica de adquisición de señales 27 para monitorear el correcto funcionamiento del suministro de fluidos. El procesador del hardware 20 se puede programar para

ejecutar el código de programación 23 o varios algoritmos almacenados en la memoria 22 y puede controlar el funcionamiento del mecanismo de bombeo 15 a través de la electrónica de conducción. El código de programación o las instrucciones se pueden implementar en C, C ++, JAVA, o cualquier otro lenguaje de programación adecuado. En algunas implementaciones, algunas o todas las partes de las instrucciones programadas se pueden implementar en circuitos específicos de aplicación 928 tales como ASICs y FPGAs.

[0028] El sistema de infusión 10 se configura para detectar y ajustar automáticamente una tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión 30 suministrado por la bomba de infusión 11 a lo largo de la trayectoria de flujo 14. En otras implementaciones, el sistema de infusión 10 puede incluir diferentes componentes que varían en número, tamaño, tipo, orientación, configuración, ubicación o función. Por ejemplo, en otra implementación, el sistema de infusión 10 puede no utilizar un casete de bomba 12 (como ejemplo, ver la fig. 2B y la descripción a continuación).

[0029] Como se muestra colectivamente en las Figs. 1 y 1A, la bomba de infusión 11 se acopla operativamente al casete de bomba 12. En otras palabras, el casete 12 se inserta en la bomba de infusión 11. La bomba de infusión 11 está configurada para operar en el casete 12 para bombear el fluido de infusión 30 desde una fuente o depósito 2, que puede ser una bolsa, vial u otro recipiente, a través del tubo de entrada 4, al menos un pasaje interno del casete 12, y a través del tubo de salida 6 a lo largo de la trayectoria de flujo 14, que puede conducir a un paciente 8. En otras implementaciones, la trayectoria de flujo 14 puede ser una trayectoria de flujo fuera del casete de bomba 12 o el casete de bomba 12 puede no estar presente en absoluto y la trayectoria de flujo 14 puede ser cualquier trayectoria de flujo sobre la cual el fluido de infusión 30 fluye. El sensor acústico ascendente 16 está acoplado con el casete de bomba 12 y está ubicado en una posición ascendente 14a de la

trayectoria de flujo 14 en o integrada con la presión proximal sensor 25 que está acoplado con el casete de bomba 12. En otras implementaciones, el sensor acústico ascendente 16 puede ubicarse en o integrado con el sensor proximal de aire en línea 24 o se puede ubicar o integrar con diferentes componentes del sistema de infusión 10. El sensor acústico ascendente 16 puede incluir uno o más sensores ultrasónicos u otros tipos de sensor acústico. Ascendente y descendente son términos relativos que se usan en este documento para indicar la posición de Los sensores a lo largo de la trayectoria del flujo. En una implementación, el sensor ascendente encuentra el flujo o el fluido del depósito 2 antes del sensor descendente.

[0030] En una implementación, el sensor acústico descendente 18 se acopla con el casete de bomba 12 y se ubica en una posición descendente 14b de la trayectoria de flujo 14 en o integrado con el sensor distal de aire en línea 28 que se acopla con el casete de bomba 12. En otras implementaciones, el sensor acústico descendente 18 puede estar ubicado en o integrado con el sensor distal de presión 26 o ubicado o integrado con diferentes componentes del sistema de infusión 10.

[0031] El sensor acústico descendente 18 puede incluir uno o más sensores de ultrasonido u otros tipos de sensores acústicos. En una implementación, el sensor acústico descendente 18 está configurado para detectar una señal acústica ascendente emitida por el sensor acústico ascendente 16. El sensor acústico ascendente 16 también se puede configurar para detectar una señal acústica descendente emitida por el sensor acústico descendente 18. En una implementación, el sensor acústico ascendente 16 y el sensor acústico descendente 18 pueden tomar turnos sincronizados con el mecanismo de bombeo de la bomba de infusión 11, transmitiendo respectivamente sus señales acústicas ascendentes y acústicas descendentes. El procesador de hardware 20 puede calcular el flujo del

fluido de infusión integrando la medición del retardo de fase entre las señales ascendentes y descendentes sobre cada intervalo de bombeo periódico. El mecanismo de bombeo 15 funciona de manera periódica, la medición de flujo se obtiene por los sensores 16 y 18, y el flujo se calcula mediante la integración de la medición del retardo de fase medida sobre cada intervalo de bombeo periódico individual como se ve en la FIG. 7. La medición del flujo obtenida por los sensores 16 y 18 se puede sincronizar con el intervalo del periodo del mecanismo de bombeo 15 por el procesador de hardware 20 que determina la retardo de fase entre las señales ascendente y descendente en cada golpe del mecanismo de bombeo 15 (mostrado en la Figura 1) y utiliza el retardo de fase para determinar la tasa del flujo volumétrico del fluido de infusión sobre cada golpe del mecanismo de bombeo 15. Además, el procesador de hardware 20 (que se muestra en la FIG. 1) está configurado para realizar ajustes de la tasa de flujo en el fluido de infusión en cada ciclo de bombeo con base en la tasa de flujo determinada en cada golpe del mecanismo de bombeo 15. Además, el procesador de hardware 20 (mostrado en la figura 1) puede promediar las tasas de flujo determinadas a lo largo de una multitud de ciclos de bombeo y, de acuerdo con esto, ajustar la tasa de flujo del fluido de infusión. De tal manera, el cambio rápido en la tasa de flujo para la corrección en el suministro de bombeo se puede lograr utilizando un muestreo periódico durante el período de bombeo.

[0032] Se observa que el movimiento del fluido de infusión en una línea IV está modulado por numerosos elementos. Los elementos que modulan el flujo de fluido son complejos, incluyendo, pero no limitándose al movimiento del émbolo, el funcionamiento de la válvula de la bomba, la altura de la bolsa y la relación del paciente con la cámara de bombeo. Muchos de los cambios dinámicos son de naturaleza periódica como se muestra en la FIG. 7. Esta periodicidad se puede utilizar para crear un cambio más rápido en la tasa de flujo promedio. Para

tener un la lectura del flujo promedio por medios convencionales se puede requerir promediar las lecturas durante varios periodos periódicos. Sin embargo, al sincronizar lo promediado con el período periódico, se puede conocer el promedio en un periodo periódico. Esto puede permitir que el control del suministro de fluido sea corregido más rápidamente. En algunas implementaciones, esto es mucho más preciso para determinar la tasa de flujo que con los métodos convencionales. De tal manera, el procesador de hardware del sistema de infusión puede calcular el retraso de fase de cada infarto cerebral para determinar la tasa de flujo en cada golpe y posteriormente ajustar la tasa de flujo en cada ciclo de bombeo con base en la tasa del flujo determinada, el sistema de infusión tiene una precisión, en la tasa de flujo, superior a los sistemas y métodos convencionales. Esto permite que el uso del sistema de infusión en un período mucho más largo de tiempo como en el deterioro del diafragma y otro deterioro de los componentes del sistema de infusión se puedan contabilizar en tiempo real durante cada ciclo de bombeo del mecanismo de bombeo, ajustando la tasa de flujo del fluido de infusión de forma apropiada.

[0033] En otra implementación, el sensor acústico ascendente 16 y el sensor acústico descendente 18 pueden transmitir continuamente sus respectivas señales acústicas ascendente y descendente o las mediciones pueden ocurrir en un número dado de intervalos periódicos. Un experto en la materia reconocerá que los términos "ascendente" y "descendente", como se usan en este documento, son términos que describen la ubicación de un componente del sistema con respecto a uno o más componentes del sistema. La trayectoria de flujo 14 se puede considerar como un río en donde el fluido fluye normalmente desde la fuente 2 hacia el paciente 8. En una implementación, el sensor acústico ascendente 16 está ubicado entre el mecanismo de bombeo 15 y el depósito 2 o hacia arriba del mecanismo de bombeo 15, y el sensor acústico descendente 18 está ubicado entre el mecanismo de bombeo 15 y el paciente 8 o hacia abajo del mecanismo de bombeo 15. El sensor

acústico ascendente 16 está ubicado en posición ascendente a lo largo de la trayectoria de flujo normal 14 desde el sensor acústico descendente 18. Un experto en la técnica también considerará que los sensores acústicos ascendente y descendente 16 y 18 podrían ser referidos como sensores acústicos proximales y distales respectivamente.

[0034] Las figs. 2 y 2A ilustran dos configuraciones diferentes posibles y ubicaciones de los sensores acústicos 16 y 18 contra o adyacentes a un casete 12 como se muestra en relación con el tubo de entrada 4 y el tubo de salida 6. Los sensores acústicos 16 y 18 no son transductores ultrasónicos invasivos 16T y 18T. Los transductores 16T y 18T tienen doble función de emisores y receptores. Los transductores 16T y 18T entran en contacto con el casete 12 mediante el acoplamiento de elementos. Los elementos de acoplamiento 16C y 18C están hechos de un material conforme y aseguran el buen contacto acústico. En una implementación, los transductores 16T y 18T con sus elementos de acoplamiento 16C y 18C forman parte de la bomba 11 (mostrada en la figura 1).

[0035] La fig. 2B ilustra una implementación de una vista en sección transversal a través de un parte de un sistema de infusión 10 en el que la divulgación podría implementarse mostrando la trayectoria de flujo 14, el único sensor acústico ascendente 16, y el único sensor acústico descendente 18. El sensor acústico ascendente 16 incluye un primer transductor 16T que incluye un transmisor 16E y un primer receptor 16R que se muestran en mayor detalle con su electrónica adjunta en la fig. 3. El primer receptor 16R incluye un componente de cancelación de ruido, como un micrófono de cancelación de ruido 16M. Del mismo modo, el sensor acústico descendente 18 incluye un segundo transductor 18T que incluye un transmisor 18E y un segundo receptor 18R que se muestran en mayor detalle con su electrónica adjunta en la FIG. 3. El segundo receptor 18R también puede incluir

un componente de cancelación de ruido, tal como un micrófono de cancelación de ruido 18M. En implementaciones adicionales, el sensor acústico ascendente 16 y el sensor acústico descendente 18 puede variar aún más.

[0036] La fig. 2C ilustra otra implementación de una vista en sección transversal a través de una parte de un sistema de infusión 10 en el que la divulgación podría implementarse mostrando la trayectoria de flujo 14, el sensor acústico ascendente 16 y el sensor acústico descendente 18. El sensor acústico ascendente 16 puede incluir un primer transductor 16T y el sensor acústico descendente 18 incluye un segundo transductor 18T. El primer transductor 16T y el segundo el transductor 18T pueden incluir cada uno o estar conectados a un componente de cancelación de ruido tal como los micrófonos de cancelación de ruido 16M y 18M. En implementaciones adicionales, el sensor acústico ascendente 16 y el sensor acústico descendente 18 pueden variar aún más.

[0037] En otra implementación que se muestra en la FIG. 2A, el casete existente 12 se mejora con la adición de un tubo recto rígido 12T con un orificio interno preciso. El tubo 12T puede ser parte del casete 12 como una extensión de su puerto de salida. Los transductores 16T y 18T hacen contacto con el tubo 12T o están acoplados al tubo 12T con los elementos de acoplamiento 16C y 18C.

[0038] En otra implementación mostrada en la FIG. 2D, el sistema de infusión 10 puede o puede no incluir un casete, pero incluye en la trayectoria de flujo 14 un tubo recto rígido 12T que tiene un orificio interno dimensionado con precisión. Si el sistema 10 incluye un casete (que se muestra en la FIG. 1 como casete 12), el tubo rígido 12T se ubica debajo del casete y se coloca o integra con un tubo de salida (que se muestra en la Figura 1 como tubo de salida 6). Si el sistema no incluye un casete, el tubo 12T se puede ubicar debajo de cualquier mecanismo de bombeo

(que se muestra en la figura 1 como mecanismo de bombeo 15) existente. En el caso de flujo por gravedad, en donde no existe un mecanismo de bombeo más que por gravedad, el tubo 12T se puede ubicar entre la fuente (que se muestra en la Figura 1 como fuente 2) y el paciente (que se muestra en la Figura 1 como paciente 8), debajo de una abrazadera convencional o una válvula (que no se muestra) para controlar el flujo del fluido de infusión 30. El fluido de infusión 30 entra en el tubo 12T por medio de una entrada y fluye hacia una salida. El transductor ascendente 16T está acoplado al tubo 12T adyacente a la entrada por un elemento de acoplamiento 16C. El transductor descendente 18T está acoplado al tubo 12T adyacente a la salida mediante un elemento de acoplamiento 18C.

[0039] Tomando como ejemplo la implementación en la FIG. 2D, la FIG. 3 muestra una implementación de los circuitos del sensor de flujo que se pueden utilizar para monitorear la tasa de flujo del fluido de infusión 30. En este caso, los transductores 16T, 18T pueden ser transductores o cada uno puede incluir emisores o transmisores separados 16E, 18E y receptores 16R, 18R. La función del transmisor y el receptor se puede realizar con el mismo transductor o con transductores separados que realizan cada uno una sola función. Los transmisores 16E y 18E pueden emitir señales ultrasónicas y los receptores 16R y 18R reciben las señales ultrasónicas de los transmisores 18E y 16E. Los receptores 16R y 18R pueden incluir componentes de cancelación de ruido, tales como los micrófonos de cancelación de ruido 16M y 18M. El microcontrolador 302 (también conocido como procesador de hardware que en el presente documento podría incluir uno o más procesadores de hardware) le ordena a un generador de frecuencia 304 que genere una señal de voltaje con la frecuencia programada f . Un controlador 306 amplifica la señal y la envía al emisor 16E de uno de los transductores 16T. El emisor 16E genera una señal ultrasónica S que se propaga a través del fluido 30 y es detectada por el receptor 18R en el otro extremo del tubo, lo que genera una señal de voltaje

proporcional a la señal ultrasónica recibida R. La señal emitida S y la señal recibida R se alimenta de un comparador de fase 308 que genera una señal proporcional a la diferencia de fase entre las dos señales. Una etapa de acondicionamiento de señal 310 amplifica y filtra la señal y la envía a un convertidor analógico a digital 312 que la convierte en una señal de fase digital recibida por el microcontrolador 302. El microcontrolador 302 controla los interruptores 314A, 314B, 314C, 314D que seleccionan la dirección de propagación de la señal ultrasónica. En esta implementación la señal S se emite alternativamente con y en contra de la dirección del flujo. Cuando la señal S debe emitirse con la dirección del flujo de fluido, los interruptores normalmente cerrados 314A y 314B se cierran y los interruptores normalmente abiertos 314C y 314D se abren; y cuando la señal S se va a emitir en la dirección opuesta, en contra de la dirección del flujo de fluido, el microcontrolador 302 abre los interruptores 314A y 314B y cierra los interruptores 314C y 314D. Los transmisores y receptores pueden ser sistemas piezoeléctricos, electromagnéticos o micro-electromecánicos (MEMS) basados en la construcción.

[0040] Tomando como ejemplo la implementación de la FIG. 20, la fig. 3A muestra otra implementación de los circuitos del sensor de flujo que se pueden utilizar para monitorear el flujo del fluido de infusión 30. En este caso, los transductores 16T y 18T todavía contienen emisores separados 16E y 18E y los receptores 16R y 18R, pero los transductores 16T y 18T se operan continuamente. En otras palabras, se ilustra el caso de transmisión simultánea con transductores separados y transductores receptores. Hay dos canales separados, uno para la señal acústica que se propaga contra el flujo y otro para la señal acústica que se propaga con el flujo. Las frecuencias programadas f_1 y f_2 de las señales S1 y S2 en los dos canales son diferentes, por lo que pueden estar separados por los comparadores de fase 308A y 308B. El microcontrolador 302 ordena a un generador de frecuencia 304A que genere una señal de voltaje con la frecuencia programada

f₁. Un controlador 306A amplifica la señal S1 y la envía al emisor 16E de uno de los transductores 16T. El emisor 16E genera una señal ultrasónica que se propaga a través del fluido 30 y es detectada por el receptor 18R en el otro extremo del tubo, que genera una señal de voltaje proporcional a la señal ultrasónica recibida R1. La señal emitida S1 y la señal recibida R1 se alimentan a un comparador de fase 308A que genera una señal proporcional a la diferencia de fase entre las dos señales. Una señal la etapa de acondicionamiento 31 OA amplifica y filtra la señal y la envía a un convertidor de analógico a digital 312A que la convierte en una señal de fase digital recibida por el microcontrolador 302. El microcontrolador 302 ordena además a un generador de frecuencia 3048 que genere una señal de voltaje con la frecuencia programada f₂. Un controlador 3068 amplifica la señal S2 y la envía al emisor 18E de uno de los transductores 18T. El emisor 18E genera una señal ultrasónica que se propaga a través del fluido 30 y es detectada por el receptor 16R en el otro extremo del tubo, lo que genera una señal de voltaje proporcional a la señal ultrasónica recibida R2. La señal emitida S2 y la señal recibida R2 se alimentan a un comparador de fase 3088 que genera una señal proporcional a la diferencia de fase entre las dos señales. Una etapa de acondicionamiento de señal 31 OB amplifica y filtra la señal y la envía a un convertidor de analógico a digital 3128 que lo convierte en una señal de fase digital recibida por el microcontrolador 302. Los transductores y receptores pueden ser sistemas piezoeléctricos, electromagnéticos o micro-electromecánicos (MEMS) con base en la construcción.

[0041] De nuevo tomando como ejemplo la implementación de la FIG. 2B, la fig. 3B muestra otra implementación de los circuitos del sensor de flujo que pueden utilizarse para controlar la tasa de flujo del fluido de infusión 30. En este caso, los transductores 16T y 18T realizan ambas funciones de emisión y recepción de las señales ultrasónicas. Los transductores 16T y 18T transmiten simultáneamente y funcionan de manera continua. Todavía hay dos canales

separados. Las frecuencias f_1 , f_2 de las señales S1 y S2 en los dos canales son diferentes, por lo que pueden ser separadas por los comparadores de fase 308A y 308B. El voltaje en los terminales de cada uno de los transductores 16T y 18T es la suma de los voltajes de las señales S1 y S2 emitidas por los controladores 306A y 306B y los voltajes generados por los transductores 16T y 18T, que es proporcional a las señales recibidas R2 y R1. Los amplificadores de diferencia 316A y 316B restan las señales emitidas S1 o S2 de esta suma, emitiendo las señales recibidas R2 o R1 respectivamente. El microcontrolador 302 (también denominado procesador en este documento que podría incluir uno o más procesadores) ordena al generador de frecuencia 304A que genere una señal de voltaje con la frecuencia programada f_1 . Un controlador 306A amplifica la señal S1 y la envía al transductor 16T. El transductor 16T genera una señal ultrasónica que se propaga a través del fluido 30 y se detecta por el transductor 18T en el otro extremo del tubo, que genera una señal de voltaje de la suma de la señal ultrasónica recibida R1 y la señal S2 transmitida por el transductor. 18T. El amplificador de diferencia 316A resta la señal emitida S2 de esta suma, emitiendo la señal recibida R1. La señal emitida S1 y la señal recibida R1 se alimentan a un comparador de fase 308A que genera una señal proporcional a la diferencia de fase entre las dos señales. Una etapa de acondicionamiento de señal 310A amplifica y filtra la señal y la envía a un convertidor de analógico a digital 312A que la convierte en una señal de fase digital recibida por el microcontrolador 302. El microcontrolador 302 además le ordena al generador de frecuencia 304B que genere una señal de voltaje con la frecuencia f_2 programada. Un controlador 306B amplifica la señal S2 y la envía al transductor 18T. El transductor 18T genera una señal ultrasónica que se propaga a través del fluido 30 y se detecta por el transductor 16T en el otro extremo del tubo, lo que genera una señal de voltaje de la suma de la señal ultrasónica R2 recibida y la señal S1 transmitida por el transductor 16T. El amplificador de diferencia 316B resta la señal emitida S1 de esta suma, emitiendo la señal recibida R2. La señal emitida S2

y la señal recibida R2 se alimentan a un comparador de fase 308B que genera una señal proporcional a la diferencia de fase entre las dos señales. Una etapa de acondicionamiento de señal 310B amplifica y filtra la señal y la envía a un convertidor de análogo a digital 312B que la convierte en una señal de fase digital recibida por el microcontrolador 302. Los transductores de transmisión y recepción pueden ser sistemas piezoeléctricos, electromagnéticos o micro-electromecánicos (MEMS) basados en la construcción.

[0042] Como se muestra en la FIG. 1 (y como se detalla más en otras implementaciones en este documento usando los mismos o diferentes números de referencia), el procesador de hardware 20 está en comunicación electrónica con la bomba de infusión 11, el sensor acústico ascendente 16, el sensor acústico descendente 18, la única memoria 22, el sensor 24 de aire en línea proximal, el sensor proximal 25 de presión, el sensor distal 26 de presión y el sensor distal 28 de aire en línea. La memoria 22 contiene el código de programación 23 que está configurado para ser ejecutado por el procesador 20. El código de programación 23 está configurado para determinar la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión 30 a lo largo de la trayectoria de flujo 14 en función de la señal acústica ascendente detectada por el sensor acústico descendente 18 y en la señal acústica descendente detectada por el sensor acústico ascendente 16, y para ajustar automáticamente la bomba de infusión 11, con base en la tasa de flujo volumétrico determinado, para lograr una tasa de flujo volumétrico deseada del fluido de infusión 30 a lo largo La trayectoria del flujo 14.

[0043] En las implementaciones de las Figs. 3, 3A y 3B, el procesador de hardware 20 que ejecuta el código de programación 23 (mostrado en la FIG. 1) puede determinar la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión 30 a lo largo de la trayectoria de flujo 14 con base en un primer retardo de fase de la señal acústica

ascendente entre el sensor acústico ascendente 16 y el sensor acústico descendente 18, o en un segundo retardo de fase de la señal acústica descendente entre el sensor acústico en descendente 18 y el sensor acústico ascendente 16.

[0044] En la implementación de la Figura 1, el procesador de hardware 20 que ejecuta el código de programación 23 está configurado para determinar la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión 30 a lo largo de la trayectoria de flujo 14 utilizando el algoritmo $Q = V * A$. En el algoritmo, Q incluye el flujo volumétrico, V incluye una velocidad del fluido de infusión 30 generado por la bomba de infusión 11, y A incluye un área de sección transversal de la trayectoria de flujo 14. Además, $V = (L/2) * (1/t_1 - 1/t_2)$, en donde L incluye una longitud entre la ubicación en sentido ascendente 14a y la ubicación en sentido descendente 14b, t_1 incluye una primera vez que se toma la señal acústica ascendente para viajar desde el sensor acústico ascendente 16 hasta sensor acústico descendente 18, y t_2 incluye una segunda vez que se toma la señal acústica descendente para viajar desde el sensor acústico descendente 18 hasta el sensor acústico ascendente 16. En otras palabras, $t_1 - t_2$, puede considerarse como el tiempo de tránsito de la señal o delta t. La distancia entre los sensores dividida por delta t es la velocidad de la corriente de flujo. La velocidad multiplicada por el área de la trayectoria del flujo es igual al flujo volumétrico.

[0045] La figura 4 ilustra un gráfico 32 de una implementación de dos curvas de función de presión acústica 34 y 36 que representan el tiempo en el eje X y la presión en el eje Y para mostrar el retardo de fase entre las curvas de función de presión 34 y 36. La curva de función de presión acústica 34 incluye la onda de presión en el origen del sensor acústico ascendente 16 o 16T de la Figura 28. La curva de función de presión acústica 36 incluye la onda de presión a la distancia x desde el origen del sensor acústico 18 o 18T de la figura. 2B. Hay un

tiempo de retardo t_x entre las dos curvas de función de presión acústica 34 y 36. Las dos curvas de función de presión acústica 34 y 36 representan variaciones periódicas en el tiempo y el espacio en el líquido. Se puede suponer que la presión en la fuente es una función sinusoidal simple representada por

$$P(0,t) = P_0 \sin(2\pi f t),$$

donde P_0 incluye amplitud de presión, f incluye la frecuencia de la onda de sonido y t incluye el tiempo.

[0046] En la distancia x , la onda 36 se retrasa con el tiempo t , o, para expresarlo de otra manera, el argumento de la función seno se cambia por el ángulo de fase ϕ para que

[0047] $P(x,t) = P_0 \sin[2\pi f(t-t_x)] = P_0 \sin(2\pi f t + \phi)$. Usando un circuito electrónico llamado discriminador de fase, que se conoce en la técnica, para medir el ángulo de fase entre las dos ondas, el tiempo de retardo entre la onda 34 emitida y la onda 36 recibida a una cierta distancia puede calcularse como $t_x = -\phi / 2\pi f$. Para reducir el tamaño del aparato de medición, pueden requerirse mediciones de tiempo más cortas debido a la corta distancia entre el transmisor y el receptor. Estas mediciones de tiempo más cortas en las distancias más cortas se pueden lograr mediante el uso del discriminador de fase. Para aumentar la resolución del flujo de fluido sin restringir el área del canal de flujo, se utiliza una medición diferencial. Esta medición se realiza determinando el retardo de fase entre el transmisor y el receptor de una señal continua. Para convertir esta medida de ángulo de fase a la velocidad del fluido, es necesario tomar el período de la señal repetitiva por el ángulo, según la ecuación t_x que se muestra arriba.

[0048] Por ejemplo, en el caso de una corta distancia entre el transmisor y el receptor (menos de un ciclo completo), dada una frecuencia de

oscilador predeterminada / diseñada $f = 5$ MHz y un ángulo de retardo de fase medido de 12 grados, el método podría determinar:

[0049] Tiempo de retardo calculado $t_x = -\phi / 2\pi f$

[0050] $t_x = -12 \text{ deg.} / (2\pi \cdot 5 \text{ MHz}) = 42 \text{ nsecs}$

[0051] De este modo, este método permite medir un pequeño retraso de tiempo. La utilización del cambio de fase de la señal permite medir un retraso de tiempo muy pequeño. Ventajosamente, esto también puede traducirse en mediciones precisas en distancias muy cortas. Esto se logra utilizando un cambio de fase de la señal portadora entre la señal emitida por la fuente del transmisor a la señal en el receptor. El proceso descrito en el presente documento puede ilustrarse adicionalmente en las Figs. 4 y 5.

[0052] El tiempo de retardo determinado se puede usar para determinar la velocidad V del fluido, que a su vez se puede usar para determinar la tasa de flujo volumétrico Q . A continuación, se incluye una ilustración del cálculo de la velocidad con un ejemplo numérico hipotético donde: $V = (L) \cdot (1/t_1 - 1/t_2)$; $t_x = (1/t_1 - 1/t_2)$, y L = distancia entre el transmisor y el receptor.

[0053] En un enfoque de fase, en distancias más largas que en el ejemplo anterior, pueden existir varios ciclos completos entre el transmisor y el receptor debido a la distancia o longitud L entre ellos. Para los fines de la ilustración, a continuación, utilizaremos 50 ciclos completos, más un ciclo parcial que se mide como un retardo de fase. Suponiendo que L está predeterminado o diseñado para ser igual a .005 m, la frecuencia de la portadora es de 10 kHz, y $\phi = 143$ grados (medidos):

[0054] Dada la anterior t_x será: (convirtiendo el ángulo en tiempo)

$t_x = 143 \text{ grados} + 50 * 360 \text{ grados} / 2 * \pi * 10 \text{kHz} = 835 \mu\text{s}$ (convirtiendo entonces el tiempo en velocidad)

$$V = \frac{.005m}{t_x} = 5.98 \text{ m/s}$$

[0055] El área, A, es el área de la sección transversal de la trayectoria de flujo (en este ejemplo, la trayectoria del flujo es un tubo o tubería con un diámetro interior de .0003 metros)

$$Area = \left(\frac{.0003m}{2} \right)^2 * \pi = 0.071 \text{ mm}^2$$

[0056] Esto da el flujo volumétrico $Q = V * A$

$$Q = V * \text{Área} = 1523 \text{ ml/hr}$$

[0057] En la ecuación anterior, Q incluye la tasa de flujo volumétrico, V incluye una velocidad del fluido de infusión 30 generado por la bomba de infusión 11, y A incluye un área de sección transversal de la trayectoria de flujo 14.

[0058] De manera que, para revisar y resumir, la propagación del tiempo total de las ondas de sonido 34 y 36 se verá afectada por el flujo del fluido a través de la tubería y / o el canal. Habrá una diferencia en los retrasos, ya que la propagación se produce más rápido en sentido descendente que en sentido ascendente, de modo que $t_1 = L / C+V$, y $t_2 = L / C-V$, donde t_1 incluye el tiempo de propagación del sonido en sentido descendente, t_2 incluye el tiempo de la propagación del sonido en sentido ascendente, L incluye una longitud de la trayectoria de propagación del sonido en el canal del fluido, C incluye la velocidad del sonido en el fluido y v incluye la velocidad del fluido generado por el infusor. Si

se conocen los tiempos, se puede usar la siguiente ecuación $1/t_1 - 1/t_2 = (2*V)/L$. De esta ecuación, se puede obtener la siguiente ecuación $V = (L/2) * (1/t_1 - 1/t_2)$. Si se conoce el área de la sección transversal de la trayectoria de flujo A, la tasa de flujo volumétrico Q se puede calcular utilizando la ecuación $Q = V * A$. En la implementación de la fig. 1, el procesador de hardware 20 que ejecuta el código de programación 23 puede determinar la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión 30 a lo largo de la trayectoria de flujo 14 con base en el retraso de fase mediante el uso de las ecuaciones anteriores.

[0059] La fig. 5 ilustra una implementación de un conjunto de gráficos en los que dos transductores diferentes transmiten, reciben y procesan dos frecuencias diferentes respectivamente. Los gráficos representan los retardos de fase variables de las diferentes frecuencias.

[0060] La fig. 6 ilustra un diagrama de flujo de una implementación de un método 400 para detectar y ajustar automáticamente un flujo volumétrico suministrado por una bomba de infusión. La fig. 6 también se puede considerar como un diagrama de bloques del control de bucle cerrado que utiliza transductores de detección de flujo. El método 400 puede utilizar cualquiera de los sistemas de infusión descritos en el presente documento. En otras implementaciones, el método 400 puede utilizar diversos sistemas de infusión. El método puede comenzar en el nodo 402. En el paso 404, el usuario programa los parámetros de infusión que incluyen el flujo, la duración y la dosis deseados del fluido. Inicialmente solicitado por un comando de inicio de un usuario, en el paso 406, el procesador de hardware coordina la bomba en el bombeo de fluido de acuerdo con los parámetros programados. En la etapa 408, el flujo de fluido se mide como se describió anteriormente y se explica con más detalle con referencia a la FIG. 6A abajo. En el paso 410, el valor medido se convierte en unidades de ingeniería (cm / s, m / s, etc.)

que expresan el flujo real medido del fluido. Escalando con base en las dimensiones físicas del tubo o el canal de flujo y el tiempo las compensaciones se pueden utilizar. En el paso 412, el volumen real entregado se calcula con base en la tasa de flujo medida y en el paso 414, el volumen real entregado se compara con el volumen programado o deseado con base en la tasa de flujo de entrega programada. Si la tasa de flujo real es igual a la tasa de flujo deseada y, por lo tanto, el volumen entregado es correcto, entonces el método pasa al paso 416A y la bomba puede continuar como está o detenerse si se ha alcanzado el volumen programado completo para hacer la infusión. Si el flujo real se desvía o no es igual al flujo deseado y, por lo tanto, el volumen entregado es incorrecto, el método pasa al paso 4168 donde se realiza un ajuste de los parámetros de bombeo, como el programado o la tasa de flujo deseada se determina. En el paso opcional 418 el ajuste o el nuevo parámetro del programa, se puede evaluar para dar la aceptación por un procesador contra un límite o rango de límites en una memoria. Los límites pueden codificarse en forma segura en la bomba o incluirse en una biblioteca de medicamentos personalizable por el usuario, que se puede descargar al procesador o a la memoria de la bomba a través de una red. Si el parámetro de ajuste o programa ajustado está fuera del rango aceptable o excede un límite aceptable, entonces se genera una alarma opcional en el paso 420. La alarma puede manifestarse visualmente, audiblemente, por otros medios perceptibles o simplemente se transmite electrónicamente a un dispositivo remoto. Si el ajuste o el parámetro del programa ajustado, tal como una nueva tasa de flujo deseada, se encuentra dentro del rango o límite aceptable, el método regresa al paso 406 y el método continúa con el procesador de la bomba programado automáticamente para bombear el fluido, de acuerdo con el parámetro del programa recién ajustado tal como un nuevo flujo. En otras implementaciones, una o más etapas del método 400 se pueden cambiar en sustancia u orden, una o más etapas del método 400 se pueden no seguir, o se pueden agregar una o más etapas adicionales.

[0061] Con referencia a la FIG. 6A, en una implementación, la etapa de medición de flujo 408 y otras de la FIG. 6 se describen con mayor detalle como pasos de un proceso de medición de flujo y de ajuste automático 40. En el paso 42, el fluido de infusión se entrega con una bomba de infusión a lo largo de una trayectoria de flujo de un casete de bomba. En el paso 44, se detecta una señal acústica ascendente emitida por el sensor acústico ascendente, acoplada con el casete de la bomba y ubicada en una posición ascendente de la trayectoria de flujo, con el sensor acústico descendente acoplado con el casete de la bomba y ubicada en una posición descendente la trayectoria del flujo. El sensor acústico ascendente puede incluir al menos un sensor acústico ascendente ultrasónico. En otras implementaciones, el sensor acústico ascendente puede variar. En una implementación, el paso 44 puede incluir detectar la señal acústica ascendente emitida por el sensor acústico ascendente al recibir la señal acústica ascendente con un primer componente de cancelación de ruido, tal como un primer micrófono de cancelación de ruido.

[0062] En la etapa 46, una señal acústica descendente emitida por el sensor acústico descendente, junto con el casete de la bomba y ubicada en la posición descendente de la trayectoria del flujo, se detecta con el sensor acústico ascendente acoplada con el módulo de la bomba y ubicada en la posición ascendente de la trayectoria del flujo. El sensor acústico descendente puede incluir uno o más sensores acústicos ultrasónicos ascendentes. En otras implementaciones, el sensor acústico descendente puede variar. En una implementación, la etapa 46 puede incluir detectar la señal acústica descendente emitida por el sensor acústico descendente al recibir la señal acústica descendente con un segundo componente de cancelación de ruido tal como un segundo micrófono de cancelación del ruido. En el paso 48, se determina un flujo volumétrico,

con el procesador del hardware del fluido de infusión a lo largo de la trayectoria de flujo con base en la señal acústica ascendente detectada por el sensor acústico descendente y la señal acústica descendente detectada por el sensor acústico ascendente.

[0063] En una implementación, la etapa 48 puede incluir determinar, con el procesador de hardware, la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión a lo largo de la trayectoria de flujo al determinar un primer retardo de fase de la señal acústica ascendente entre el sensor acústico ascendente y el sensor acústico descendente, o determinando un segundo retraso de fase de la señal acústica descendente entre el sensor acústico descendente y el sensor acústico ascendente. Esto se puede hacer usando un algoritmo ejecutado por el procesador de hardware 20.

[0064] En otra implementación, el paso 48 puede incluir determinar, con el procesador, la tasa de flujo volumétrico del fluido de infusión a lo largo de la trayectoria de flujo utilizando el algoritmo $Q = V A$, en el que Q incluye el flujo volumétrico, V incluye una velocidad del fluido de infusión generado por la bomba de infusión, A incluye un área de sección transversal de la trayectoria de flujo, y $V = (L/2) * (1/t_1 - 1/t_2)$, en donde L incluye una longitud entre la posición ascendente y la ubicación descendente, t_1 incluye una primera vez que se toma la señal acústica ascendente para viajar desde el sensor acústico ascendente hasta el sensor acústico descendente, y t_2 incluye una segunda vez que se toma la señal acústica descendente para viajar desde el sensor acústico descendente al sensor acústico ascendente.

[0065] En la etapa 50, la bomba de infusión se ajusta automáticamente, con el procesador de hardware, con base en la tasa de flujo

volumétrico determinada para lograr una tasa de flujo volumétrico deseada del fluido de infusión a lo largo de la trayectoria del flujo. En otras implementaciones, uno o más pasos del método 40 pueden cambiarse en sustancia u orden, uno o más pasos del método 40 pueden no seguirse, o se pueden agregar uno o más pasos adicionales. Se observa que el método 40 puede utilizar cualquiera de las implementaciones del sistema o método divulgadas en el presente documento. Una o más implementaciones de la divulgación permiten una precisión mejorada para determinar la cantidad de fluido de infusión que se entrega al paciente mientras se reduce el costo de fabricación de la infusión. Por supuesto, debe entenderse que lo anterior se refiere a implementaciones ejemplares de la divulgación y que pueden realizarse modificaciones sin apartarse del alcance de la divulgación como se establece en las siguientes reivindicaciones.

[0066] A menos que el contexto claramente requiera lo contrario, a lo largo de la descripción y las reclamaciones, las palabras "comprenden", "que comprende" y similares, se deben interpretar en un sentido inclusivo en oposición a un sentido exclusivo o exhaustivo, es decir, en el sentido de "incluyendo, pero no limitado a".

[0067] La referencia a cualquier técnica anterior en esta especificación no es, y no debe tomarse como un reconocimiento o cualquier forma de sugerencia de que la técnica anterior forma parte del conocimiento general común en el campo del esfuerzo en cualquier país del mundo.

[0068] También se puede decir que los aparatos y sistemas divulgados consisten en las partes, elementos y características referidas o indicadas en la especificación de la solicitud, individual o colectivamente, en cualquiera o todas las combinaciones de dos o más de dichas partes, elementos o

características.

[0069] Cuando, en la descripción anterior, se ha hecho referencia a números enteros o componentes que tienen equivalentes conocidos de los mismos, esos números enteros se incorporan en este documento como si se expusieran individualmente.

[0070] Según la implementación, ciertos actos, eventos o funciones de cualquiera de los algoritmos, métodos o procesos descritos en este documento se pueden realizar en una secuencia diferente, se pueden agregar, fusionar u omitir por completo (por ejemplo, no todos los actos o eventos descritos son necesarios para la práctica de los algoritmos). Además, en ciertas implementaciones, los actos o eventos se pueden realizar de manera concurrente, por ejemplo, a través del procesamiento de subprocesos múltiples, el procesamiento de interrupciones, o procesadores múltiples o núcleos de procesadores o en otras arquitecturas paralelas, en lugar de secuencialmente.

[0071] Debe observarse que diversos cambios y modificaciones a las implementaciones actualmente preferidas descritas en el presente documento serán evidentes para los expertos en la técnica. Tales cambios y modificaciones se pueden realizar sin apartarse del espíritu y alcance de los aparatos y sistemas divulgados y sin disminuir sus ventajas concomitantes. Por ejemplo, varios componentes pueden ser reposicionados como se desee. Por lo tanto, se pretende que dichos cambios y modificaciones se incluyan dentro del alcance del aparato divulgado y los sistemas. Además, no todas las características, aspectos y ventajas son necesariamente necesarias para practicar los aparatos y sistemas divulgados. En consecuencia, se pretende que el alcance de los aparatos y los sistemas divulgados se definan solo por las reivindicaciones siguientes.