

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 558 961**

51 Int. Cl.:

G01M 3/28 (2006.01)

G01L 27/00 (2006.01)

G01N 33/49 (2006.01)

A61M 1/36 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.06.2009 E 09769024 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.10.2015 EP 2303357**

54 Título: **Método y dispositivo para el procesamiento de una señal de medida dependiente del tiempo**

30 Prioridad:

26.06.2008 SE 0801517

26.06.2008 US 75774 P

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

09.02.2016

73 Titular/es:

GAMBRO LUNDIA AB (100.0%)

P.O. Box 10101

220 10 Lund, SE

72 Inventor/es:

SOLEM, KRISTIAN y

OLDE, BO

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 558 961 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

Método y dispositivo para el procesamiento de una señal de medida dependiente del tiempo

5 Campo técnico

La presente invención se refiere de forma general al procesamiento de señales de medida dependientes del tiempo obtenidas de un sistema que contiene un fluido, y en particular al filtrado dicha señal de medida para eliminar los pulsos de presión originados a partir de un generador específico de pulsos. La presente invención puede aplicarse, por ejemplo, en sistemas que contienen fluidos para el tratamiento de sangre extracorpórea.

10 Técnica anterior

15 En el tratamiento de sangre extracorpórea, se extrae sangre de un paciente, se trata y después se reintroduce en el paciente por medio de un circuito de circulación de sangre extracorpórea. Generalmente, la sangre se hace circular a lo largo del circuito por medio de uno o más dispositivos de bombeo. El circuito se conecta al acceso a un vaso sanguíneo del paciente, típicamente por medio de uno o más dispositivos de acceso, tales como agujas o catéteres, que se insertan en el acceso a los vasos sanguíneos. Dichos tratamientos de sangre extracorpórea incluyen hemodiálisis, hemodiafiltración, hemofiltración, plasmaféresis, etc.

20 El documento US2005/0010118 propone una técnica para la monitorización de la frecuencia de pulso de un paciente, de la presión arterial y también del estado del punto de acceso al vaso sanguíneo mediante la identificación de un componente de frecuencia de la onda de presión originada por el latido del corazón del paciente entre otras ondas de frecuencia en el circuito del flujo de sangre extracorpórea, realizando un análisis en frecuencia, tal como una transformada de Fourier, sobre la señal de presión obtenida de un sensor de presión en el circuito del flujo de sangre extracorpórea. Como se indica en el documento US2005/0010118, podría ser difícil extraer el componente relevante de la frecuencia a partir de una mezcla de componentes de la frecuencia producidos por dispositivos mecánicos en el circuito del flujo de sangre extracorpórea y por el latido cardiaco. En particular, el componente de la frecuencia del latido cardiaco puede superponerse con un componente de la frecuencia de los dispositivos mecánicos. Para superar esta limitación, el documento US2005/0010118 propone, por ejemplo, cambiar la frecuencia de la bomba de sangre dentro de un determinado intervalo de una frecuencia básica de operación durante el procedimiento de tratamiento. La señal de presión del sensor de presión en el circuito del flujo de sangre extracorpórea se analiza por FFT (transformada rápida de Fourier), que no es adecuada para la detección de componentes de frecuencia cuyas frecuencias cambian constantemente. Se afirma que el análisis por FFT reduce los componentes de frecuencia causados por la bomba de impulso de sangre. Sin embargo, acontecimientos periódicos causados por otros dispositivos mecánicos en el circuito del flujo de la sangre extracorpórea, tales como válvulas, pueden aún interferir con la monitorización. Aún más, puede no desearse accionar la bomba de impulso de sangre con una frecuencia de bombeo en cambio constante durante el procedimiento de tratamiento. Por ejemplo, si el circuito del flujo de sangre extracorpórea es parte de una máquina de diálisis, la dosis de la diálisis disminuirá con los cambios en la frecuencia de bombeo, incluso sin cambios en el flujo promedio a través del circuito del flujo de sangre extracorpórea.

45 A partir del documento WO97/10013 se sabe cómo filtrar una señal de presión eliminando los componentes de frecuencia de la bomba de impulso de la sangre mediante el uso de filtros de rechazo de banda o los denominados filtros equivalentes de rechazo de banda. De este último tipo de filtro se describe que actúa por medio de la generación de señales senoidales a una frecuencia conocida de la bomba de impulso de sangre junto con sus armónicos, y con la sustracción de estas señales de la señal de presión a una fase adecuada. De acuerdo con el documento WO97/10013, se puede usar un filtro adaptativo para determinar la amplitud y la fase de la señales generadas. Por tanto, el documento WO97/10013 propone generar una secuencia de señales senoidales individualmente adaptadas, que se restan una a una de la señal de presión.

50 Existe la necesidad de una técnica alternativa para identificar el latido cardiaco del paciente entre otras ondas de presión en un fluido y, en particular, una técnica con la capacidad de manejar la situación cuando la frecuencia del latido cardiaco del paciente es relativamente débil y/o coincide al menos parcialmente con un componente de frecuencia de dichas otras ondas de presión y/o cambia a lo largo del tiempo.

55 Pueden aparecer necesidades similares en otros campos tecnológicos. Por tanto, en términos generales, existe la necesidad de una técnica mejorada para el proceso señales de medida dependientes del tiempo obtenidas de un sensor de presión en un sistema que contiene un fluido, asociado con un primer generador de pulsos y un segundo generador de pulsos, de manera que se controla un parámetro funcional del sistema que contiene un fluido aislando un componente de señal originado por el segundo generador de pulsos de entre los componentes de señal originados por el primero y el segundo generador de pulsos.

Sumario

Es un objeto de la invención satisfacer al menos parcialmente una o más de las necesidades identificadas en lo que antecede en vista de la técnica anterior.

5 Este y otros objetos, que aparecerán a partir de la descripción siguiente, se consiguen al menos parcialmente por medio de un método, un dispositivo y un producto de programa de ordenador de acuerdo con las reivindicaciones independientes, definiéndose las realizaciones de los mismos mediante las reivindicaciones dependientes.

10 Un primer aspecto de la invención es un método de filtración, realizándose dicho método por medio de un dispositivo de procesamiento de datos y comprendiendo las etapas de: recibir una señal de medida dependiente del tiempo obtenida al de un sensor de presión en un sistema que contiene un fluido asociado con un primer generador de pulsos y un segundo generador de pulsos, estando el sensor de presión dispuesto en el sistema que contiene un fluido para detectar un primer pulso que se origina del primer generador de pulsos y el segundo pulso que se origina del segundo generador de pulsos; obtener el perfil de un primer pulso; y filtrar la señal de medida en el dominio del tiempo, usando el perfil del primer pulso y una estructura de filtro adaptativo, para esencialmente eliminar el primer pulso mientras se retiene el segundo pulso. De acuerdo con el método, se obtiene el perfil del primer pulso para que sea un perfil de la señal temporal predicha del primer pulso, y la etapa de filtrado de la señal de medida comprende el suministro de la señal de medida y del perfil del primer pulso como entradas a una estructura de filtro adaptativo configurada para proporcionar un dato de una señal de error en la que el primer pulso se ha eliminado esencialmente, mientras que se ha mantenido el segundo pulso.

25 En una realización, el perfil del primer pulso se obtiene en una medida de referencia en dicho sistema que contiene fluido, en el que la medida de referencia comprende las etapas de: accionar el generador del primer pulso para generar al menos un primer pulso, y obtener el perfil del primer pulso a partir de una señal de referencia generada por un sensor de presión de referencia en el sistema que contiene fluido. El generador del primer pulso puede accionarse para generar una secuencia de primeros pulsos durante la medida de referencia y el perfil de del primer pulso se puede obtener mediante la identificación y promedio de un conjunto de segmentos del primer pulso en la señal de referencia. Como alternativa o adicionalmente, la medida de referencia puede efectuarse de forma intermitente durante el funcionamiento del sistema que contiene fluido para proporcionar un perfil actualizado del primer pulso. Como alternativa o adicionalmente, el sensor de presión puede usarse como dicho sensor de presión de referencia. Como alternativa o adicionalmente, el sistema que contiene fluido puede accionarse, durante la medida de referencia, de tal manera que la señal de referencia contiene un primer pulso y no un segundo pulso. Como alternativa, la medida de referencia comprende: obtener un perfil de pulsos combinado según una primera señal de referencia que contiene un primer pulso y un segundo pulso; obtener el perfil del segundo pulso según una segunda señal de referencia que contiene un segundo pulso y no el primer pulso, y obtener el perfil de señal predicho restando el perfil del segundo pulso del perfil de pulsos combinado.

40 En una realización, la etapa de obtención comprende obtener un perfil de señal predeterminado, en el que la etapa de obtención puede comprender además la modificación del perfil de señal predeterminado de acuerdo con un modelo matemático basado en un valor actual de uno o más parámetros del sistema del sistema que contiene fluido.

45 En una realización, el método comprende además la etapa de obtención de un valor actual de uno o más parámetros del sistema del sistema que contiene fluido, en el que el perfil del primer pulso se obtiene como una función del valor actual.

50 En una realización, el paso de obtener el perfil del primer pulso comprende: identificar, basándose en el valor actual, uno o más perfiles de referencia en una base de datos de referencia; y obtener el perfil del primer pulso en base a dichos uno o más perfiles de referencia. El o los parámetros del sistema pueden ser indicativos de la tasa de primeros pulsos en el sistema que contiene fluido. El generador del primer pulso puede comprender un dispositivo de bombeo y el parámetro del sistema puede ser indicativo de una frecuencia de bombeo del dispositivo de bombeo. Cada perfil de referencia en la base de datos de referencia puede obtenerse a través de una medida de referencia en el sistema que contiene fluido para un valor respectivo de dichos uno o más parámetros del sistema.

55 En una realización, el paso de obtener el perfil del primer pulso comprende: identificar, basándose en el valor actual, una o más combinaciones de datos de energía y de ángulo de fase en una base de datos de referencia; y obtener el perfil del primer pulso en base a dichas una o más combinaciones de datos de energía y ángulo de fase. El perfil del primer pulso se puede obtener mediante la combinación de un conjunto de sinusoides de diferentes frecuencias, en el que la amplitud y el ángulo fase de cada sinusoide pueden venir dados por dichas una o más combinaciones de datos de energía y ángulo de fase.

60 En una realización, el paso de obtener el perfil del primer pulso comprende: introducir el valor actual en un algoritmo que calcula la respuesta del sensor de presión en base a un modelo matemático del sistema que contiene fluido.

65 En una realización, la etapa de filtrado comprende: Suministrar el perfil del primer pulso como entrada a un filtro adaptativo; calcular una señal de error entre la señal medida y una señal de salida del filtro adaptativo; y

proporcionar la señal de error como entrada para el filtro adaptativo, de modo que el filtro adaptativo está dispuesto para eliminar esencialmente el primer pulso en la señal de error. El filtro adaptativo puede comprender un filtro de respuesta de impulso finita con coeficientes de filtro que operan en el perfil del primer pulso para generar la señal de salida, y un algoritmo adaptativo que optimiza los coeficientes del filtro como una función de la señal de error y el perfil del primer pulso. Como alternativa o adicionalmente, el método puede comprender además la etapa de controlar el filtro adaptativo para bloquear los coeficientes de filtro, en base a una comparación de la tasa y / o la amplitud de los segundos pulsos a un valor límite.

En una realización, el sistema que contiene fluido comprende un circuito de flujo de sangre extracorpórea para conectar a un sistema de la sangre en un cuerpo humano, y en el que el generador del primer pulso comprende un dispositivo de bombeo en el circuito del flujo de sangre extracorpórea, y en el que el generador del segundo pulso comprende un generador de pulsos fisiológicos en el cuerpo humano. El generador del segundo pulso puede ser al menos uno de un corazón, un sistema de respiración y un vasomotor afectada por un sistema nervioso autónomo. En una implementación, el circuito de flujo de sangre extracorpórea comprende un dispositivo de acceso arterial, un dispositivo de procesamiento de sangre y un dispositivo de acceso venoso, en el que el sistema de la sangre humana comprende un acceso vascular, en el que el dispositivo de acceso arterial está configurado para ser conectado al sistema de sangre humana, en el que el dispositivo de acceso venoso está configurado para conectarse al acceso vascular para formar una conexión de fluido, y en el que el generador del primer pulso comprende un dispositivo de bombeo dispuestos en el circuito de flujo de sangre extracorpórea para bombear la sangre desde el dispositivo de acceso arterial a través el dispositivo de procesamiento de sangre al dispositivo de acceso venoso, comprendiendo dicho método la etapa de recibir la señal de medida ya sea desde un sensor de presión venosa situado aguas abajo del dispositivo de bombeo, o de un sensor de presión arterial situado aguas arriba del dispositivo de bombeo.

Un segundo aspecto de la invención es un producto de programa informático que comprende instrucciones para hacer que un dispositivo de procesamiento de datos realice el método de acuerdo con el primer aspecto.

Un tercer aspecto de la invención es un dispositivo para procesar una señal de medida dependiente del tiempo obtenida a partir de un sensor de presión en un sistema que contiene fluido asociado con un generador del primer pulso y un generador del segundo pulso, en el que el sensor de presión está dispuesto en el sistema que contiene fluido para detectar un primer pulso procedente del generador del primer pulso y un segundo pulso procedente del generador del segundo pulso, comprendiendo dicho dispositivo: medios para recibir la señal de medida; medios para obtener un perfil del primer pulso; y medios para filtrar la señal de medida en el dominio del tiempo, utilizando el perfil del primer pulso, para eliminar esencialmente el primer pulso al tiempo que conserva el segundo pulso, en el que los medios de filtrado comprende una estructura de filtro adaptativo. El medio para la obtención del perfil del primer pulso está configurado para obtener el perfil del primer pulso, de manera que sea un perfil de señal temporal predicho del primer pulso, y la estructura de filtro adaptativo está configurada para recibir la señal de medida y el perfil del primer pulso como entrada y para sacar una señal de error en la que el primer pulso se elimina esencialmente mientras que se conserva el segundo pulso.

Las formas de realización del tercer aspecto pueden corresponder a las formas de realización del primer aspecto identificadas anteriormente.

Aún aparecerán otros objetivos, características, aspectos y ventajas de la presente invención a partir de la siguiente descripción detallada, de las reivindicaciones adjuntas, así como de los dibujos.

Breve descripción de los dibujos

Las formas de realización de ejemplo de la invención se describirán ahora con más detalle con referencia a los dibujos esquemáticos que se acompañan.

La Fig. 1 es una vista esquemática de un sistema que contiene fluido general en el que el procesamiento de los datos de la invención puede usarse para filtrar una señal de presión.

La Fig. 2 es un diagrama de flujo de un proceso de monitorización de acuerdo con una forma realización de la invención.

La Fig. 3 (a) es un gráfico de una señal de presión como una función del tiempo, y la Fig. 3(b) es un gráfico de la señal de presión después de la filtración.

La Fig. 4 es una vista esquemática de un sistema para el tratamiento de hemodiálisis que incluye un circuito de flujo de sangre extracorpórea.

La Fig. 5(a) es una representación gráfica en el dominio del tiempo de una señal de presión venosa que contiene componentes de la frecuencia de la bomba y una señal de corazón, y la Fig. 5 (b) es una representación gráfica de la señal correspondiente en el dominio de la frecuencia.

La Fig. 6 es una representación gráfica de un perfil de señal predicho procedente de una bomba peristáltica en el sistema de la Fig. 4.

La Fig. 7 es un diagrama de flujo de un proceso para la obtención del perfil de la señal predicha.

La Fig. 8 es una representación gráfica para ilustrar un proceso de extrapolación para generar el perfil de señal predicho.

La Fig. 9(a) es una representación gráfica para ilustrar un proceso de interpolación para generar el perfil de señal predicho y la Fig. 9 (b) es una vista ampliada de la Fig. 9(a).

La Fig. 10 (a) representa un espectro de frecuencia de un pulso de presión procedente de un dispositivo de bombeo a un caudal, la Fig. 10 (b) representa los espectros de frecuencia correspondientes para tres caudales diferentes, en los que cada espectro de frecuencia se da en escala logarítmica y se mapean en los números armónicos. La Fig. 10 (c) es una representación gráfica de los datos de la Fig. 10(b) a escala lineal, y la Fig. 10(d) es un espectro de ángulo de fase correspondiente al espectro de frecuencias en la Fig. 10(a).

La Fig. 11 es una vista esquemática de una estructura de filtro adaptativo operable para filtrar una señal de medida basado en un perfil de señal predicho.

La Fig. 12 (a) ilustra una señal de presión filtrada (parte superior) y una señal de corazón correspondiente (parte inferior), obtenidas a partir de un sensor de presión venosa, y la Fig. 12 (b) ilustra una señal de presión filtrada (parte superior) y una señal de corazón correspondiente (parte inferior), obtenidas a partir de un sensor de presión arterial.

Descripción detallada de formas de realización de ejemplo

A continuación se describirán formas de realización de ejemplo de la invención con referencia a los sistemas que contienen fluidos en general. Más adelante, las formas de realización e implementaciones de la invención se ilustrarán adicionalmente en el contexto de los sistemas para el tratamiento de sangre extracorpórea.

A lo largo de la siguiente descripción, los elementos similares se designan con los mismos signos de referencia.

SECCIÓN GENERAL

La Fig. 1 ilustra un sistema que contiene fluido en el que se establece una conexión de fluido C entre un primer subsistema que contiene fluido S1 y un segundo subsistema que contiene fluido S2. La conexión de fluido C puede o no puede transferir fluido desde un subsistema a otro. Se dispone un generador del primer pulso 3 para generar una serie de ondas de presión en el fluido dentro del primer subsistema S1, y se dispone un generador del segundo pulso 3' para generar una serie de ondas de presión en el fluido dentro del segundo subsistema S2. Se dispone un sensor de presión 4a para medir la presión del fluido en el primer subsistema S1. Las ondas de presión generadas por el generador del segundo pulso 3' viajarán desde el segundo subsistema S2 al primer subsistema S1, a través de la conexión C y, por tanto, los segundos pulsos procedentes del generador del segundo pulso 3' serán detectados por el sensor de presión 4a además de los primeros pulsos procedentes del generador del primer pulso 3. Cabe destacar que uno de los generadores del primer y el segundo pulso 3, 3' puede incluir más de un dispositivo generador de pulsos. Además, cualquier dispositivo generador de pulsos de este tipo puede o puede no formar parte del respectivo subsistema S1, S2.

El sistema de la Fig. 1 incluye además un dispositivo de vigilancia 25 que está conectado al sensor de presión 4a, y posiblemente a uno o más sensores de presión adicionales 4b, 4c, como se indica en la Fig. 1. De este modo, el dispositivo de vigilancia 25 adquiere una o más señales de presión que son dependientes del tiempo para proporcionar una representación en tiempo real de la presión del fluido en el primer subsistema S1.

Generalmente, el dispositivo de vigilancia 25 está configurado para monitorizar un estado funcional o parámetro funcional del sistema que contiene fluido, mediante aislamiento y análisis de uno o más segundos pulsos en una de las señales de presión. Como se ilustra adicionalmente a continuación, el estado o parámetro funcional pueden monitorizarse para identificar una condición de fallo, por ejemplo, en los subsistemas primero S1 o segundo S2, el generador del segundo pulso 3' o la conexión de fluido C. Tras la identificación de una condición de fallo, el dispositivo de vigilancia 25 puede emitir una señal de alarma o advertencia y / o alertar a un sistema de control los subsistemas primero S1 o segundo S2 a tomar las medidas adecuadas. Como alternativa o adicionalmente, el dispositivo de vigilancia 25 puede estar configurado para registrar o producir una secuencia de tiempo de los valores del estado o parámetro funcional.

Dependiendo de la implementación, el dispositivo de vigilancia 25 puede usar componentes digitales o componentes analógicos, o una combinación de los mismos, para recibir y procesar la señal de presión. Por tanto, el dispositivo 25 puede ser un ordenador, o un dispositivo de procesamiento de datos similar, con el hardware adecuado para la adquisición y el procesamiento de la señal de presión de acuerdo con diferentes formas de realización de la

invención. Las formas de realización de la invención pueden implementarse, por ejemplo, mediante las instrucciones de software que se suministran en un medio legible por ordenador para su ejecución por un procesador 25a junto con una unidad de memoria 25b en el ordenador.

5 Típicamente, el dispositivo de vigilancia 25 está configurado para procesar continuamente la o las señales de presión en función del tiempo para aislar cualquier segundo pulso. Este procesamiento se representa esquemáticamente en el diagrama de flujo de la Fig. 2. El procesamiento ilustrado implica una etapa 201 de obtención de un perfil del primer pulso (n) , que es un perfil temporal de la señal predicha de los primeros pulsos, y una etapa 202 de filtrar la señal de presión $d(n)$, o una versión preprocesada de la misma, en el dominio del tiempo, utilizando el perfil del primer pulso $u(n)$, para eliminar esencialmente o cancelar el o los primeros pulsos al tiempo que se conserva el o los segundos pulsos contenidos en $d(n)$. En el contexto de la presente descripción, n indica un número de muestra y es, por tanto, equivalente a un punto de tiempo (relativo) en una señal dependiente del tiempo. En la etapa 203, a continuación se analiza la señal filtrada resultante $e(n)$ con el fin de monitorizar el estado o parámetro funcional citado anteriormente.

15 El perfil del primer pulso es un molde de la forma o perfil de señal estándar, que normalmente aparece como secuencia temporal de los valores de los datos, que refleja la forma del primer pulso en el dominio del tiempo. El perfil del primer pulso también se denomina "perfil de señal predicha" en la descripción siguiente.

20 Por "eliminar esencialmente" se entiende que el o los primeros pulsos se eliminan de la señal de presión hasta tal punto que el o los segundos pulsos se pueden detectar y analizar con el fin de monitorizar el estado o parámetro funcional mencionado anteriormente.

25 Al filtrar la señal de presión en el dominio del tiempo, utilizando el perfil del primer pulso, es posible eliminar esencialmente los primeros pulsos y todavía retener los segundos pulsos, incluso si el primer y el segundo pulso se superponen o casi se solapan en el dominio de la frecuencia. Tal superposición de frecuencias no es poco probable, por ejemplo, si uno o ambos de los primeros y segundos pulsos están compuestos por una combinación de frecuencias o gamas de frecuencias.

30 Además, la frecuencia, la amplitud y el contenido de fase de del primer pulso o del segundo pulso pueden variar con el tiempo. Dichas variaciones pueden ser el resultado de un control activo del generador del primero y/o segundo pulso 3, 3', o deberse a las desviaciones en el generador del primero y/o segundo pulso 3, 3' o por cambios en las propiedades hidrodinámicas de los subsistemas S1, S2 o la conexión de fluido C. Se pueden producir variaciones de la frecuencia cuando, por ejemplo, el generador del segundo pulso 3' es un corazón humano, y el segundo subsistema S2, por tanto, es el sistema sanguíneo de un ser humano. En sujetos sanos en condiciones de tranquilidad, las variaciones en el ritmo cardíaco (variabilidad de la frecuencia cardíaca, VFC) pueden ser de hasta un 15 %. Los sujetos que no están sanos pueden sufrir afecciones cardíacas graves, tales como fibrilación auricular y latidos ectópicos supraventriculares, que pueden dar lugar a una VFC superior al 20%, y latidos ectópicos ventriculares, para los que la VFC puede ser superior al 60 %. Estas afecciones cardíacas no son infrecuentes entre, por ejemplo, los pacientes en diálisis.

45 Cualquier superposición de frecuencias puede hacer imposible, o al menos difícil, aislar los segundos pulsos en la señal de presión mediante filtrado convencional en el dominio de frecuencia, por ejemplo, a través un filtro de peine y / o una combinación de filtros de banda eliminada o muesca, típicamente cascada acoplada, en la señal de presión para bloquear todos los componentes de frecuencia procedentes del generador del primer pulso 3. Además, las variaciones de la frecuencia hacen que sea aún más difícil aislar con éxito los segundos pulsos en la señal de presión, ya que la superposición de frecuencias puede variar con el tiempo. Incluso en ausencia de cualquier superposición de frecuencias, las variaciones de frecuencia hacen difícil definir filtros en el dominio de la frecuencia.

50 Dependiendo de lo bien que el perfil del primer pulso represente el o los primeros pulsos en la señal de presión, puede ser posible aislar los segundos pulsos por medio de la filtración de la invención en el dominio del tiempo, incluso si el primer y segundo pulsos se superponen en la frecuencia, e incluso si los segundos pulsos son mucho más pequeñas en cuanto a la amplitud que los primeros pulsos.

55 Aún más, el filtrado de la invención en el dominio del tiempo puede permitir un aislamiento más rápido de los segundos pulsos en la señal de presión que un proceso de filtrado en el dominio de la frecuencia. El primero puede tener la capacidad de aislar un solo segundo pulso en la señal de presión, mientras que los segundos pueden necesitar funcionar en una secuencia de primero y segundo pulsos en la señal de presión. Por lo tanto, el filtrado de la invención puede permitir una determinación más rápida del estado o parámetro funcional del sistema que contiene fluido.

60 La eficacia de la filtración de la invención se ilustra en la Fig. 3, en la que la Fig. 3(a) muestra un ejemplo de una señal de presión dependiente del tiempo $d(n)$ que contiene el primer y segundo pulsos con una magnitud relativa de 10: 1. El primer y segundo pulsos tienen una frecuencia de 1 Hz y 1,33 Hz, respectivamente. Debido a la diferencia en la magnitud, la señal de presión está dominada por los primeros pulsos. La Fig. 3 (b) muestra la señal filtrada dependiente del tiempo $e(n)$ que se obtiene después de aplicar la técnica de filtrado de la invención para la señal de

presión $d(n)$. La señal filtrada $e(n)$ se compone de segundos pulsos y el ruido. Cabe señalar que existe una ausencia de segundos pulsos después de aproximadamente 4 segundos, que pueden observarse por el dispositivo de vigilancia (25 en la Fig. 1) e identificado como una condición de fallo del sistema de que contiene fluido.

- 5 Volviendo a la Fig. 2, el procesamiento de datos de la invención comprende dos etapas principales: una determinación del perfil del primer pulso $u(n)$ (etapa 201) y una eliminación de uno o más primeros pulsos de una señal de medida $d(n)$ usando el perfil del primer pulso $u(n)$ (etapa 202).

10 Hay muchas maneras de implementar estas etapas principales. Por ejemplo, el perfil del primer pulso (perfil de señal estándar) se puede obtener en una medida de referencia, sobre la base de una señal de medida de uno o más de los sensores de presión 4a-4c en el primer subsistema S1, adecuadamente mediante la identificación y posiblemente el promedio un conjunto de segmentos del primer pulso de la o las señales de medida. El perfil del primer pulso puede o no puede actualizarse de forma intermitente durante la monitorización real del estado o parámetro funcional citado anteriormente. Como alternativa, se puede usar un perfil de señal estándar predeterminado (es decir, predefinido), que puede modificarse opcionalmente de acuerdo con un modelo matemático que representa el desgaste en el generador del primer pulso, las tasas de flujo del fluido, dimensiones de los tubos, velocidad del sonido en el fluido, etc. Además, la eliminación puede implicar restar el perfil del primer pulso de la señal de medida a una amplitud y fase adecuadas. La fase puede estar indicada por la información de fase que se puede obtener a partir de una señal generada por un sensor de fase acoplado el generador del primer pulso 3, o de una señal de control para el generador del primer pulso 3.

15 El filtrado de la invención también puede combinarse con otras técnicas de filtrado para mejorar aún más la calidad de la o las señales filtradas $e(n)$. En una forma de realización, la o las señales filtradas $e(n)$ se podrían pasar a través de un filtro de paso de banda con una banda de paso en el intervalo de frecuencia relevante para los segundos pulsos. Si los segundos pulsos proceden de un corazón humano, la banda de paso puede estar ubicada dentro del intervalo aproximado de 0,5–4 Hz, que corresponde a las frecuencias del pulso del corazón de 30-240 latidos por minuto. En otra forma de realización, si se conoce el intervalo (o intervalos) de frecuencia actuales de los segundos pulsos, la banda de paso del filtro de la banda de paso podría controlarse activamente hasta un intervalo estrecho alrededor del intervalo de frecuencia actual. Por ejemplo, se puede aplicar un control activo de este tipo siempre que se encuentre que las tasas del primer y segundo pulsos difieren en más de un cierto límite, por ejemplo, aproximadamente un 10 %. El intervalo de frecuencia actual se puede obtener a partir de la señal de presión, bien apagando de forma intermitente el generador del primer pulso 3 o evitando de forma intermitente que los primeros pulsos alcancen el sensor de presión relevante 4a–4c. Como alternativa, el intervalo de frecuencia actual puede obtenerse a partir de un sensor dedicado, ya sea en el primer o el segundo subsistemas S1, S2, o en base a una unidad de control (no mostrada) para el generador del segundo pulso 3'. De acuerdo con otra alternativa más, la ubicación y / o la anchura de la banda de paso se podría establecer, al menos en parte, basándose en la información específica del paciente, es decir, los registros de datos existentes para el paciente, por ejemplo, obtenidos en tratamientos anteriores del mismo paciente. La información específica del paciente se puede almacenar en una memoria interna del dispositivo de vigilancia (25 en la Fig. 1), en una memoria externa que se hace accesible para el dispositivo de vigilancia, o en una tarjeta de paciente donde la información, por ejemplo se transmite de forma inalámbrica al dispositivo de vigilancia, por ejemplo, mediante RFID (identificación por radiofrecuencia).

20 Estas y otras formas de realización se explicarán con más detalle a continuación, en el contexto de un sistema para el tratamiento de sangre extracorpórea. Para facilitar la siguiente discusión, los detalles de un circuito de flujo de sangre extracorpórea de ejemplo se describirán primero.

MONITORIZACIÓN DE UN CIRCUITO DE FLUJO DE SANGRE EXTRACORPÓREA

25 La Fig. 4 muestra un ejemplo de un circuito de flujo de sangre extracorpórea 20 del tipo que se utiliza para la diálisis. El circuito de flujo de sangre extracorpórea 20 (también denominado "circuito extracorpóreo") comprende los componentes 1-14 que se describen a continuación. Por lo tanto, el circuito extracorpóreo 20 comprende un dispositivo de acceso para la extracción de sangre en forma de una aguja arterial 1 y un segmento de tubo arterial 2 que conecta la aguja arterial 1 a una bomba de sangre 3 que puede ser de tipo peristáltico, como se indica en la Fig. 4. En la entrada de la bomba hay un sensor de presión 4b (en lo sucesivo denominado "sensor arterial") que mide la presión antes de la bomba en el segmento del tubo arterial 2. La bomba de sangre 3 empuja a sangre, a través de un segmento de tubo 5, hacia el lado de la sangre de un dializador 6. Muchas máquinas de diálisis se proporcionan adicionalmente con un sensor de presión 4c (en lo sucesivo denominado "sistema sensor") que mide la presión entre la bomba de sangre 3 y el dializador 6. La sangre se conduce a través de un segmento de tubo 10 desde el lado de la sangre del dializador 6 a una cámara de goteo venoso o cámara de desaireación 11 y desde allí de nuevo al paciente a través de un segmento de tubo venoso 12 y un dispositivo de acceso para la reintroducción de sangre en la forma de una aguja venosa 14. Un sensor de presión 4a (en lo sucesivo denominado "sensor venoso") se proporciona para medir la presión en el lado venoso del dializador 6. En el ejemplo ilustrado, el sensor de presión 4a mide la presión en la cámara de goteo venosa. Tanto la aguja arterial 1 como la aguja venosa 14 están conectadas a la paciente por medio de un acceso vascular. El acceso vascular puede ser de cualquier tipo adecuado, por ejemplo, una fístula, una derivación de Scribner, un injerto, etc. Dependiendo del tipo de acceso vascular, pueden utilizarse

otros tipos de dispositivos de acceso en lugar de agujas, por ejemplo, catéteres. Los dispositivos de acceso 1, 14 pueden, como alternativa, combinarse en una sola unidad.

En relación con el sistema que contiene fluido en la Fig. 1, el circuito extracorpóreo 20 corresponde al primer subsistema S 1, la bomba de sangre 3 (así como cualquier otra fuente de pulsos(s) dentro de o asociada con el circuito extracorpóreo 20, tal como una bomba solución de diálisis, válvulas, etc) corresponde al generador del primer pulso 3, el sistema sanguíneo del paciente corresponde al segundo subsistema S2, y la conexión del fluido C corresponde a al menos una de las conexiones de fluido del lado venoso y del lado arterial entre el paciente y el circuito extracorpóreo 20.

En la Fig. 4, se proporciona una unidad de control 23, entre otras cosas, para controlar el flujo de sangre en el circuito extracorpóreo 20 mediante el control de la velocidad de revolución de la bomba de sangre 3. El circuito 20 y la unidad de control extracorpórea 23 pueden formar parte de un aparato para el tratamiento de la sangre extracorpórea, tal como una máquina de diálisis. Aunque no se muestra ni se trata más, debe entenderse que tal aparato realiza muchas otras funciones, por ejemplo, controlar el flujo del fluido de diálisis, controlando la temperatura y la composición del líquido de diálisis, etc.

El sistema en la Fig. 4 incluye también un dispositivo de vigilancia / monitorización 25, que está conectado para recibir una señal de presión a partir de al menos uno de los sensores de presión 4a-4c y que ejecuta el procesamiento de los datos de acuerdo con la invención. En el ejemplo de la Fig. 4, el dispositivo de vigilancia 25 también está conectado a la unidad de control 23. Como alternativa o adicionalmente, el dispositivo 25 puede estar conectado a un sensor de la bomba 26 para indicar la velocidad de revolución y / o fase de la bomba de sangre 3. Debe entenderse que el dispositivo de vigilancia 25 puede incluir entradas de datos adicionales, por ejemplo, cualquiera otro parámetros del sistema que represente el estado general del sistema (véase por ejemplo la discusión con referencia a la Fig. 7 más adelante). El dispositivo 25 está fijado o conectado de forma inalámbrica a un dispositivo local o remoto 27 para generar una alarma audible / visual / táctil o una señal de advertencia. Como alternativa o adicionalmente, cualquiera de los dispositivos 25, 27 puede incluir una pantalla o monitor para mostrar el estado o parámetro funcional resultante de la etapa de análisis (203 en la Fig. 2), y / o la señal filtrada $e(n)$ resultante de la etapa de filtrado (202 en la Fig. 2), por ejemplo, para la inspección visual.

En la Fig. 4, el dispositivo de vigilancia 25 comprende una parte de adquisición de datos 28 para preprocesamiento de la o las señales entrantes, por ejemplo, incluyendo un convertidor A / D con una tasa mínima requerida de muestreo y resolución, uno o más amplificadores de señal, y uno o más filtros para eliminar los componentes no deseados de la o las señales entrantes, tales como el desplazamiento, el ruido de alta frecuencia y las perturbaciones de tensión de alimentación.

Después del preprocesamiento en la parte de adquisición de datos 28 se proporciona la señal de presión preprocesada como entrada a un parte principal de procesamiento de datos 29, que ejecuta el procesamiento de datos de la invención. La Fig. 5 (a) muestra un ejemplo de tal señal de presión preprocesada en el dominio del tiempo, y la Fig. 5(b) muestra el espectro de potencia correspondiente, es decir, la señal de presión preprocesada en el dominio de la frecuencia. El espectro de potencia revela que la señal de presión detectada contiene un número de diferentes componentes de frecuencia que emanan de la bomba de sangre 3. En el ejemplo ilustrado, hay un componente de frecuencia a la frecuencia base (f_0) de la bomba de sangre (a 1,5 Hz en este ejemplo), así como sus armónicos $2f_0$, $3f_0$ y $4f_0$. La frecuencia base, también indicó la frecuencia de la bomba a continuación, es la frecuencia de las golpes de la bomba que generan ondas de presión en el circuito extracorpóreo 20. Por ejemplo, en una bomba peristáltica del tipo mostrado en la Fig. 4, se generan dos golpes de la bomba para cada revolución completa del rotor 3a. La Fig. 5 (b) también indica la presencia de una componente de frecuencia en la mitad de la frecuencia de la bomba ($0,5f_0$) y los armónicos de la misma, en este ejemplo al menos f_0 , $1,5f_0$, $2f_0$ y $2,5f_0$. La Fig. 5 (b) muestra también una señal del corazón (a 1,1 Hz) que, en este ejemplo, es de aproximadamente 40 veces más débil que la señal de la bomba de sangre a la frecuencia base f_0 .

La parte principal del procesamiento de datos 29 ejecuta las etapas mencionadas anteriormente 201-203. En la etapa 202, la parte principal del procesamiento de datos 29 opera para filtrar la señal de presión preprocesada en el dominio del tiempo, y emite una señal filtrada o señal de monitorización ($e(n)$ en la Fig. 2) en la que se han eliminado los componentes de la señal de la bomba de sangre 3. La señal de monitorización todavía contiene ningún componente de señal que se originan en el paciente (véase la Fig. 3 (b)), tales como los pulsos de presión causados por el latido del corazón del paciente. Hay un número de fuentes para los fenómenos fisiológicos cíclicos que pueden generar pulsos de presión en la corriente sanguínea del paciente, incluyendo el corazón, el sistema respiratorio, o el vasomotor, que está controlado por el sistema nervioso autónomo. Por lo tanto, la señal de monitorización puede contener pulsos de presión que resultan de una combinación de los fenómenos cíclicos en el paciente. En términos generales, los componentes de señal en la señal de monitorización pueden originarse a partir de cualquier tipo de fenómeno fisiológico en el paciente, o combinaciones de los mismos, ya sea cíclico o no cíclico, repetitivo o no repetitivo, autónomo o no autónomo.

Dependiendo de la implementación, el dispositivo de vigilancia 25 puede estar configurado para aplicar un filtrado adicional a la señal de monitorización para aislar los componentes de la señal procedentes de un solo fenómeno

cíclico en el paciente. Como alternativa, la filtración de dicho componente de la señal se realiza durante el preprocesamiento de la señal de presión (por la parte de adquisición de datos 28). El filtrado del componente de señal se puede realizar en el dominio de frecuencia, por ejemplo, mediante la aplicación de un filtro de corte o de paso de banda, ya que los componentes de la señal de los diferentes fenómenos cíclicos en el paciente se separan típicamente en el dominio de la frecuencia. Generalmente, la frecuencia cardíaca es de aproximadamente 0,5 - 4 Hz, la frecuencia de la respiración es de aproximadamente 0,15 - 0,4 Hz, la frecuencia del sistema autónomo para la regulación de la presión arterial es de aproximadamente 0,04-0,14 Hz, la frecuencia del sistema autónomo para la regulación de la temperatura corporal es de aproximadamente 0,04 Hz.

5 El dispositivo de vigilancia 25 puede configurarse para monitorizar el patrón de respiración del paciente, mediante la identificación de los pulsos de respiración en la señal de monitorización. La información resultante podría usarse para la vigilancia en línea de apnea, hiperventilación, hipoventilación, ataques de asma u otras conductas irregulares de la respiración del paciente. La información resultante podría utilizarse también para identificar tos, estornudos, vómitos o convulsiones. Las vibraciones resultantes de la tos / estornudos / vómitos / convulsiones podrían alterar otros equipos de medida o vigilancia que está conectado al paciente o al circuito extracorpóreo 20. El dispositivo de vigilancia 25 puede estar dispuesto para la información de salida sobre el la cronología de alguno de tos / estornudos / vómitos / convulsiones, de tal manera que otro equipo de medida o de vigilancia pueden adoptar las medidas adecuadas para reducir la probabilidad de que la tos / estornudos / vómitos / convulsiones de lugar a medidas erróneas o falsas alarmas. Por supuesto, la capacidad de identificar la tos/ estornudos / vómitos / convulsiones también pueden tener un interés médico propio.

El dispositivo de vigilancia 25 puede configurarse para monitorizar la frecuencia cardíaca del paciente, mediante la identificación de los pulsos cardíacos en la señal de monitorización.

25 El dispositivo de vigilancia 25 puede configurarse para recoger y almacenar datos sobre la evolución temporal de la frecuencia cardíaca, el patrón de respiración, etc., por ejemplo, para el posterior análisis de tendencia o estadístico.

El dispositivo de vigilancia 25 puede estar configurado para controlar la integridad de la conexión de fluido entre el paciente y el circuito extracorpóreo 20, en particular, la conexión de fluido del lado venoso (a través del dispositivo de acceso 14). Esto podría hacerse mediante la monitorización de la presencia de un componente de señal que se origina a partir de, por ejemplo, el corazón o el sistema respiratorio del paciente en la señal de monitorización. La ausencia de un componente de dicha señal puede tomarse como una indicación de un fallo en la integridad de la conexión de fluido C, y podría llevar a que el dispositivo 25 active una alarma y / o detenga el flujo de sangre, por ejemplo, al detener la bomba de sangre 3 y activar un dispositivo de sujeción 13 en el segmento de tubo 12. Para monitorizar la integridad de la conexión de fluido del lado venoso, también conocido como MAV (monitorización de la aguja venosa), el dispositivo de vigilancia 25 puede estar configurado para generar la señal de monitorización basada en una señal de presión desde el sensor venoso 4a. El dispositivo 25 también puede conectarse a sensores de presión 4b, 4c, así como cualquier sensor de presión adicional incluido en el circuito extracorpóreo 20.

40 El circuito extracorpóreo 20 puede tener la opción de operar en un modo de hemodiafiltración (modo HDF), en el que la unidad de control 23 activa un segundo dispositivo de bombeo (bomba de HDF, no mostrada) para suministrar una solución de infusión en la vía aguas arriba y / o aguas abajo del dializador 6, por ejemplo, en uno o más de los segmentos del tubo 2, 5, 10 o 12.

45 OBTENCIÓN DEL PERFIL DE SEÑAL PREDICHO DE LOS PRIMEROS PULSOS

Esta sección describe diferentes formas de realización para predecir o estimar el perfil de señal de primeros pulsos en el sistema mostrado en la Fig. 4. El perfil de señal predicho típicamente se da como una serie de valores de presión durante un periodo de tiempo que normalmente corresponde a al menos un ciclo completo de bomba de la bomba de sangre 3.

La Fig. 6 ilustra un ejemplo de un perfil de señal predicho para el sistema en la Fig. 4. Dado que la bomba de sangre 3 es una bomba peristáltica, en la que dos rodillos 3b se acoplan a un segmento de tubo durante una revolución completa del rotor 3a, el perfil de presión consta de dos golpes de la bomba. Los golpes de la bomba pueden dar lugar a diferentes valores de presión (perfiles de presión), por ejemplo, debido a ligeras diferencias en el acoplamiento entre los rodillos 3b y el segmento de tubo, y, por lo tanto, puede ser deseable para el perfil de señal predicho para representar ambos golpes de la bomba. Si se puede tolerar una precisión inferior del perfil de señal predicho, es decir, si la salida del proceso de eliminación posterior es aceptable, el perfil de la señal predicho podría representar solo un golpe de la bomba.

60 A un nivel general, el perfil de la señal predicho se puede obtener en una medida de referencia, a través de la simulación matemática del sistema de fluido, o combinaciones de los mismos.

Medida de referencia

Un primer grupo principal de los métodos para la obtención del perfil de señal predicho se basa en derivar una señal de presión de referencia en función del tiempo ("señal de referencia") a partir de un sensor de presión en el sistema, por lo general (pero no necesariamente) del mismo sensor de presión que proporciona la señal de medida (señal de presión) que debe procesarse para la eliminación de los primeros pulsos. Durante esta medida de referencia, se impide que los segundos pulsos alcancen el sensor de presión relevante, ya sea mediante el cierre / desactivación del generador del segundo pulso 3' o mediante el aislamiento del sensor de presión de los segundos pulsos. En el sistema de la Fig. 4, la medida de referencia podría llevarse a cabo durante una fase de cebado, en la que el circuito extracorpóreo 20 se separa del paciente y un fluido de cebado se bombea a través de las vías de sangre. Como alternativa, la medida de referencia se podría realizar en un tratamiento simulado con la sangre o con cualquier otro fluido. Opcionalmente, la medida de referencia podría implicar un promedio de una pluralidad de perfiles de presión para reducir el ruido. Por ejemplo, en la señal de referencia puede identificarse una pluralidad de segmentos de señal relevantes, con lo cual estos segmentos están alineados para lograr un solapamiento adecuado de los perfiles de presión en los diferentes segmentos y después se suman. La identificación de segmentos de señal pertinentes puede basarse, al menos parcialmente, en la información de la cronología que indica la posición esperada de cada primer pulso en la señal de referencia. La información de temporización se puede obtener de un punto de activación en la señal de salida del sensor de la bomba 26, en una señal de control de la unidad de control 23, o en la señal de presión de otro de los sensores de presión 4a-4c. Por ejemplo, un punto de tiempo previsto de un primer pulso en la señal de referencia puede calcularse a partir de una diferencia conocida en el tiempo de llegada entre el punto de activación y el sensor de presión que genera la señal de referencia. En la variante, si la señal de referencia es periódica, se pueden identificar segmentos de señal relevantes mediante la identificación de los puntos de cruce de la señal de referencia con un nivel de señal dado, en el que los segmentos de señal relevantes se identifican para extenderse entre cualquier par respectivos de los puntos de cruce.

En una primera forma de realización, el perfil de la señal predicho se obtiene directamente en una medida de referencia antes de que el circuito extracorpóreo 20 se conecte al paciente y después se usa como entrada al posterior proceso de eliminación, que se ejecuta cuando el circuito extracorpóreo 20 está conectado a el paciente. En esta realización, se supone, por lo tanto, que el perfil de señal predicho es representativo de los primeros pulsos cuando el sistema está conectado al paciente. Adecuadamente, se utiliza la misma frecuencia / velocidad de la bomba durante la medida de referencia y durante el proceso de eliminación. También es deseable que otros parámetros del sistema pertinentes se mantengan esencialmente constantes.

La Fig. 7 es un diagrama de flujo de una segunda forma de realización. En la segunda forma de realización, una biblioteca de referencia o base de datos se crea primero en base a la medida de referencia (etapa 701). La biblioteca de referencia resultante se almacena típicamente en una unidad de memoria, por ejemplo, RAM, ROM, EPROM, HDD, Flash, etc (véase 25b en la Fig. 1) del dispositivo de vigilancia (véase 25 en la Fig. 1). Durante la medida de referencia, las señales de presión de referencia se adquieren para un número de diferentes estados operativos del circuito extracorpóreo. Cada estado de funcionamiento está representado por una combinación única de valores de los parámetros del sistema. Para cada estado de funcionamiento, se genera un perfil de referencia para representar el perfil de señal de los primeros pulsos. Los perfiles de referencia, junto con los valores de los parámetros del sistema asociados, se almacenan después en la biblioteca de referencia, que se implementa como una estructura de datos de búsqueda, tales como una lista, una tabla de consulta, un árbol de búsqueda, etc.

Durante el proceso de monitorización real, es decir, cuando los primeros pulsos deben eliminarse de la señal de medida, la información del estado actual que indica el estado de funcionamiento actual del sistema que contiene el fluido se obtiene del sistema, por ejemplo, desde un sensor, una unidad de control o de otra manera (etapa 702). La información del estado actual puede incluir un valor actual de uno o más parámetros del sistema. A continuación, el valor actual se empareja con los valores de los parámetros del sistema en la biblioteca de referencia. En función del emparejamiento, se seleccionan uno o más perfiles de referencia (etapa 703) y se utilizan para la preparación del perfil de señal predicho (etapa 704).

Generalmente, los parámetros del sistema mencionados anteriormente representan el estado general del sistema, incluyendo, pero sin limitaciones, la estructura, la configuración, el estado y las variables del sistema que contiene fluido o sus componentes. En el sistema de la Fig. 4, los parámetros del sistema a modo de ejemplo pueden incluir:

Parámetros relacionados con la bomba: número de bombas activas conectadas directamente o indirectamente (por ejemplo en un sistema de preparación de fluido para el dializador) al circuito extracorpóreo, el tipo de bombas usadas (bomba de rodillos, bomba de membrana, etc.), el caudal, la velocidad de revolución de las bombas, la posición del eje del accionador de la bomba (por ejemplo, posición angular o lineal), etc.

Ajustes de la máquina de diálisis: temperatura, velocidad de ultrafiltración, cambios de modo, posición de la válvula / cambios, etc.

Equipo de diálisis / material desechable: información sobre la cámara de la bomba / segmento de la bomba (materiales, la geometría y estado de desgaste), tipo de vía (material y geometría), tipo de dializador, tipo y geometría de los dispositivos de acceso, etc.

Variables del sistema de diálisis: presiones absolutas reales del sistema aguas arriba y aguas abajo de la bomba de sangre, por ejemplo, la presión venosa (desde el sensor 4a), la presión arterial (desde el sensor 4b) y la presión del sistema (desde el sensor 4c), los volúmenes de gas atrapado en la trayectoria de flujo, la suspensión en la vía, el tipo de fluido (por ejemplo sangre o fluido de diálisis), etc.

5 Estado del paciente: propiedades del acceso de sangre, propiedades de la sangre tales como, por ejemplo, hematocrito, concentración de proteínas en plasma, etc.

10 Debe entenderse que cualquier número o combinación de los parámetros del sistema pueden almacenarse en la biblioteca de referencia y / o usarse como variables de búsqueda en la biblioteca de referencia durante el proceso de monitorización.

15 A continuación, la segunda forma realización se explicará adicionalmente en relación con una serie de ejemplos. En todos estos ejemplos, la frecuencia de revolución de la bomba ("frecuencia de la bomba"), o un parámetro relacionado (por ejemplo, el caudal sanguíneo) se utilizan para indicar el estado de funcionamiento actual del sistema que contiene fluido durante el proceso de monitorización. En otras palabras, la frecuencia de la bomba se utiliza como variable de búsqueda en la biblioteca de referencia. La frecuencia de la bomba puede, por ejemplo, venir dada un valor establecido para el caudal de la sangre desde la unidad de control, o por una señal de salida de un sensor que indica la frecuencia de la bomba (véase el sensor de la bomba 26 en la Fig. 4). Como alternativa, la frecuencia de la bomba podría obtenerse mediante análisis de frecuencia de la señal de presión a partir de cualquiera de los sensores 4a-4c durante el funcionamiento del sistema de fluido. Tal análisis de frecuencia podría lograrse mediante la aplicación de cualquier forma de análisis de armónicos a la señal de presión, tal como Fourier o análisis wavelet. Como se indica en la figura. 5 (b), la frecuencia base f_0 de la bomba se puede identificar en un espectro de potencia resultante.

25 En un primer ejemplo, se busca en la biblioteca de referencia para la recuperación del perfil de referencia que está asociado con la frecuencia de la bomba que se encuentra más cercana a la frecuencia la bomba actual. Si no se encuentra una coincidencia exacta con la frecuencia actual de la bomba, se ejecuta un proceso de extrapolación para generar el perfil de la señal predicho. En el proceso de extrapolación, el perfil de referencia recuperado se escala en el tiempo para el ciclo de bombeo actual, en base a la diferencia conocida ("diferencia de frecuencia de la bomba") entre la frecuencia de la bomba actual y la frecuencia de la bomba asociada con el perfil de referencia recuperado. La escala de amplitud también se puede ajustar para compensar los cambios de amplitud debido a la frecuencia de la bomba, por ejemplo, en base a una función conocida de la amplitud como una función de la frecuencia de la bomba. La Fig. 8 ilustra un perfil de referencia $r_1(n)$ obtenido a un caudal de 470 ml / min, y el perfil de señal predicho $u(n)$ que se obtiene mediante la ampliación del perfil de referencia a un caudal de 480 ml / min. Solo para comparación, también se muestra un perfil de referencia $r_{real}(n)$ obtenido a 480 ml / min, para ilustrar esto, el proceso de extrapolación puede, de hecho, producir un perfil de señal correctamente predicho.

40 En un segundo ejemplo, se busca de nuevo en la biblioteca de referencia en base a la frecuencia de la bomba actual. Si no se encuentra una coincidencia exacta con la frecuencia actual de la bomba, se ejecuta un proceso de combinación para generar el perfil de la señal predicho. Aquí, los perfiles de referencia asociados con las dos frecuencias de la bomba de mayor coincidencia se recuperan y se combinan. La combinación puede realizarse mediante reescalado del tiempo de ciclo de la bomba de los perfiles de referencia recuperados a la frecuencia actual de la bomba y mediante el cálculo del perfil de la señal predicho a través de la interpolación de los perfiles de referencia reescalados. Por ejemplo, el perfil de la señal predicho $u(n)$ a la frecuencia actual de la bomba v puede venir dado por:

$$u(n) = g(v - v_i) \cdot r_i(n) + (1 - g(v - v_i)) \cdot r_j(n),$$

50 en la que $r_i(n)$ y $r_j(n)$ indican los dos perfiles de referencia recuperados obtenidos a una frecuencia de la bomba v_i y v_j , respectivamente, después de reescalar a la frecuencia de la bomba actual v , y g es un parámetro de relajación que se da como una función de la diferencia de frecuencias $(v - v_i)$, en la que $v_i \leq v \leq v_j$ y $0 \leq g \leq 1$. El experto percibe que el perfil de la señal predicho $u(n)$ se puede generar combinando más de dos perfiles de referencia.

55 La Fig. 9 (a) ilustra un perfil de señal predicho $u(n)$ a un caudal actual de 320 ml / min para una señal de medida obtenida a partir del sensor venoso 4^a en el sistema de la Fig. 4. El perfil de la señal predicho $u(n)$ se ha calculado como promedio de un perfil de referencia $r_1(n)$ obtenido a un caudal de 300 ml / min desde el sensor venoso y un perfil de referencia $r_2(n)$ obtenido a un caudal de 340 ml / min desde el sensor venoso. Solo para comparación, también se muestra un perfil de referencia $r_{real}(n)$ obtenido a 320 ml / min para ilustrar que el proceso de combinación, de hecho, puede producir un perfil de señal correctamente predicho. De hecho, las diferencias son tan pequeñas que solo son apenas visibles en la vista ampliada de la Fig. 9(b).

60 Los ejemplos primero y segundo se pueden combinar, por ejemplo, mediante la ejecución del proceso de extrapolación del primer ejemplo si la diferencia de frecuencia de la bomba es inferior a un cierto límite, y, de otro modo, ejecutando el proceso de combinación del segundo ejemplo.

65

En una tercera forma de realización, como en la segunda forma de realización mostrada en la Fig. 7, se adquiere una serie de señales de referencia en la medida de referencia, en la que cada señal de referencia se obtiene para una combinación específica de valores de parámetros del sistema. Las señales de referencia se procesan después para la generación de espectros de referencia, que son indicativos de la energía y el ángulo de fase como función de la frecuencia. Estos espectros de referencia pueden, por ejemplo, obtenerse mediante análisis de Fourier, o equivalente, de las señales de referencia. Los datos correspondientes de energía y de fase se almacenan después en una biblioteca de referencia junto con los valores de los parámetros del sistema asociados (véase la etapa 701 en la Fig. 7). La implementación de la biblioteca de referencia puede ser la misma que en la segunda formas de realización.

Durante el proceso de monitorización real, es decir, cuando los primeros pulsos se han de eliminar de la señal de medida, se obtiene un valor actual de uno o más parámetros del sistema a partir del sistema que contiene fluido (véase la etapa 702 en la Fig. 7). A continuación, el valor actual se empareja con los valores de los parámetros del sistema en la biblioteca de referencia. Basado en el emparejamiento, un conjunto específico de datos de energía y de fase puede recuperarse de la biblioteca de referencia que se utilizará para generar el perfil de señal predicho (véase la etapa 703 en la Fig. 7). En general, el perfil de señal predicho se genera mediante la adición de sinusoides de frecuencia, amplitud y fase adecuadas, de acuerdo con los datos de energía y de fase recuperados (véase la etapa 704 en la Fig. 7).

En términos generales, sin limitar la presente divulgación, puede ser ventajoso generar el perfil de la señal predicho a partir de los datos de energía y de fase cuando los primeros pulsos (a eliminar) contienen solo una o unas pocas frecuencias de base (y los armónicos de las mismas), ya que el perfil de la señal predicho puede estar representado por un pequeño conjunto de datos (que contiene datos de energía y de fase para las frecuencias de base y los armónicos). Por otro lado, cuando el espectro de potencia de los primeros pulsos es más complejo, por ejemplo, una mezcla de muchas frecuencias de base, en su lugar puede ser preferible generar el perfil de la señal predicho a partir de uno o más perfiles de referencia.

La Fig. 10 (a) representa un espectro de energía de una señal de referencia adquirida a un caudal de 300 ml / min en el sistema de la Fig. 4. En este ejemplo, la señal de referencia consiste esencialmente en una frecuencia básica de la bomba a 1,2 Hz (f_0 , primer armónico) y un conjunto de sobretonos de esta frecuencia (segundo y más armónicos). En comparación con el espectro de potencia de la Fig. 5 (b), las señales de presión usadas para la generación de los gráficos en la Fig. 10 (a) -10 (d) no contienen ningún componente de frecuencia significativo a $0,5f_0$ y sus armónicos. El gráfico de la Fig. 10 (a) muestra la distribución relativa de la energía, en la que los valores de energía se han normalizado hasta la energía total para las frecuencias en el intervalo de 0-10 Hz. La Fig. 10 (b) representa los espectros de energía de las señales de referencia adquiridas a tres caudales diferentes en el sistema de la Fig. 4. Los espectros de energía se dan en la escala logarítmica frente al número de armónico (primero, segundo, etc). Como se muestra, se puede identificar una relación lineal aproximada entre la energía logarítmica y el número de armónico para los primeros cuatro a cinco números de armónicos. Esto indica que cada espectro de energía puede estar representado por una función exponencial respectiva. La Fig. 10 (c) ilustra los datos de la Fig. 10 (b) a escala lineal, en la que una función polinómica respectiva se ha ajustado a los datos. Como se indica en las Figs. 10(a)–10(c), los espectros de energía pueden estar representados en diferentes formatos en la biblioteca de referencia, por ejemplo, como un conjunto de valores de energía asociados con los valores de frecuencia discretos o los números de armónicos, o como una función de energía que representa la energía frente a la frecuencia / número de armónico.

La Fig. 10(d) ilustra un espectro ángulo de fase adquirida junto con el espectro de energía en la Fig. 10 (a), es decir, para un caudal de 300 ml / min. El gráfico en la Fig.10 (d) ilustra el ángulo de fase como una función de la frecuencia, y una función lineal se ha ajustado a los datos. En una representación alternativa (no mostrada), el espectro de fase se puede dar como una función del número de armónico. Al igual que los espectros de energía, los espectros de fase pueden estar representados en diferentes formatos en la biblioteca de referencia, por ejemplo, como un conjunto de valores de ángulo de fase asociados con valores de frecuencia discretos o números de armónicos, o como una función de fase que representa el ángulo de fase frente a la frecuencia / número de armónico.

A partir de lo anterior, debe entenderse que los datos de energía y de fase que se almacenan en la biblioteca de referencia pueden usarse para generar el perfil de la señal predicho. Cada valor de la energía en los datos de energía corresponde a una amplitud de un senoide con una frecuencia dada (la frecuencia asociada con el valor de energía), en el que el valor de fase para la frecuencia dada indica el ángulo de fase adecuado del senoide. Este método de preparación del perfil de señal predicho mediante la combinación de (típicamente añadiendo) sinusoides de frecuencia apropiada, la amplitud y el ángulo de fase permite que el perfil de la señal predicho incluye todos los armónicos de la frecuencia de la bomba dentro de un intervalo de frecuencia deseado.

Cuando se va a generar un perfil de señal predicho, se buscó primero en la biblioteca de referencia en base a un valor actual de uno o más parámetros del sistema, tales como la frecuencia de la bomba actual. Si no se encuentra una coincidencia exacta en la biblioteca de referencia, se ejecuta un proceso de combinación para generar el perfil de la señal predicho. Por ejemplo, las dos frecuencias de bomba coincidentes más cercanos pueden identificarse en

la biblioteca de referencia y los datos de energía y de fase asociados pueden recuperarse y combinarse para formar el perfil de la señal predicho. La combinación se puede realizar mediante la interpolación de los datos de energía y los datos de fase. En el ejemplo de las Figs. 10(a)–10(d), se puede calcular un valor de energía interpolado para cada número de armónicos y, de manera similar, se pudo calcular un valor de fase interpolado para cada número de armónico. Cualquier tipo de función de interpolación se podría utilizar, ya sea lineal o no lineal.

En la primera, segunda y tercera formas de realización, las señales de referencia y las señales de medida se obtienen adecuadamente a partir de la misma unidad de sensor de presión en el sistema que contiene fluido. Como alternativa, se podrían usar diferentes unidades de sensor de presión, siempre que las unidades de sensor de presión producen respuestas de señal idénticas con respecto a los primeros pulsos o que las respuestas de señal pueden emparejarse usando una relación matemática conocida.

Para mejorar aún más la primera, segunda y tercera formas de realización, el proceso de generación de del perfil de señal predicho también puede implicar la compensación de otros factores potencialmente relevantes que difieren entre la medida de referencia y el estado de funcionamiento actual. Estos denominados factores de confusión, pueden comprender uno o más de los parámetros del sistema enumerados anteriormente, tales como las presiones venosa y arteriales promedio, la temperatura, el hematocrito / la viscosidad, de la sangre, los volúmenes de gas, etc. Esta compensación se puede realizar con el uso de fórmulas de compensación predefinidas o tablas de consulta.

En otras variaciones, la segunda y tercera formas de realización se pueden combinar, por ejemplo, en cuanto a que la biblioteca de referencia almacena no solo los datos de energía y de fase, sino también los perfiles de referencia, en asociación con el o los valores de los parámetros del sistema. Cuando se encuentra una coincidencia exacta en la biblioteca, el perfil de referencia se recupera de la biblioteca y se utiliza como el perfil de señal predicho, de lo contrario, el perfil de señal predicho se obtiene mediante la recuperación y la combinación de (por ejemplo, interpolación) los datos de energía y de fase, como en la tercera forma de realización. En una variante, el perfil de la señal predicho $u(n)$ a la frecuencia de la bomba actual v se obtiene mediante:

$$u(n) = r_i(n) - r_i^f(n) + r^f(n),$$

en la que $r_i(n)$ denota un perfil de referencia que está asociado con la frecuencia de la bomba coincidente más cercano v_i en la biblioteca de referencia, $r_i^f(n)$ denota un perfil de referencia que se reconstruye a partir de los datos de energía y de fase asociados con la frecuencia de la bomba coincidente más cercana v_i en la biblioteca de referencia y $r^f(n)$ indica el perfil de referencia estimado a la frecuencia de la bomba actual v . El perfil de referencia estimado $r^f(n)$ puede obtenerse aplicando funciones predeterminadas para estimar los datos de energía y de fase, respectivamente, a la frecuencia de la bomba actual v en base a los datos de energía y de fase asociados con la frecuencia de la bomba coincidente más cercana v_i . Con referencia a las Figs. 10(b)–10(c), una función predeterminada de este tipo puede, por lo tanto, representar el cambio en los datos de energía entre los diferentes caudales. Como alternativa, el perfil de referencia estimado $r^f(n)$ se puede obtener mediante la recuperación y la combinación de (por ejemplo, interpolación) de los datos de energía y de fase para las dos frecuencias de bomba coincidentes más cercanas v_i y v_j como en la tercera forma de realización.

En una variante adicional, la medida de referencia se realiza durante el funcionamiento regular del sistema que contiene fluido, en lugar de o además de cualquier medida de referencia efectuada antes de la operación regular (por ejemplo, durante el cebado o los tratamientos simulados con sangre). Tal variante supone que es posible cerrar de forma intermitente el generador del segundo pulso o impedir de forma intermitente que los segundos pulsos lleguen al sensor de presión relevante. Este enfoque es más difícil en el circuito extracorpóreo 20 de la Fig. 4 si las señales de referencia y las señales de medida se obtienen del uno y el mismo sensor de presión. Sin embargo, este enfoque puede, por ejemplo, aplicarse si el sistema de fluido incluye un sensor de presión que está aislado sustancialmente de los segundos pulsos. En tal situación, el perfil de referencia (o espectros de referencia) puede obtenerse a partir del sensor aislado, y se utiliza para generar el perfil de la señal predicho (opcionalmente después del ajuste / modificación de las diferencias en los factores de confusión), que después se usa para la eliminación de primeros pulsos a partir de una señal de medida que contiene el primero y el segundo pulso. Por ejemplo, la señal de presión desde el sensor 4c del sistema en el circuito 20 de la Fig. 4 puede aislarse esencialmente de los segundos pulsos que se originan en el paciente, y esta señal de presión puede, por lo tanto, usarse en una medida de referencia.

Como se ha explicado anteriormente, el circuito extracorpóreo 20 en la Fig. 4 puede cambiarse a un modo de HDF, en el que una bomba de HDF adicional se activa para suministrar un líquido de infusión en la vía de sangre del circuito extracorpóreo 20. Tal cambio de modo de funcionamiento puede causar un cambio en las características de la señal de los primeros pulsos de la señal de medida. Por lo tanto, puede ser necesario justificar este cambio, garantizando que la biblioteca de referencia incluya los datos de referencia adecuados (perfiles de referencia y / o los datos de energía y ángulo de fase) asociados con este estado de funcionamiento.

Como alternativa, puede ser deseable aislar los pulsos de presión procedentes de la bomba de HDF. Esto podría lograrse mediante la obtención de un perfil de referencia de la señal de presión del sensor arterial 4b (Fig. 4). La

señal de presión arterial incluye pulsos de presión procedentes de la paciente y de la bomba de sangre 3, mientras que los pulsos de presión procedentes de la bomba de HDF son amortiguados de manera significativa por el paciente y la bomba de sangre 3, respectivamente, y, por lo tanto, apenas llegan al sensor arterial 4b. Por otra parte, las señales de presión del sensor venoso 4a y el sensor del sistema 4c contienen pulsos de presión procedentes del paciente, de la bomba de sangre 3 y de la bomba de HDF. Por lo tanto, la señal de presión arterial se puede utilizar para la obtención del perfil de señal predicho de los pulsos de presión combinados procedentes de la bomba de sangre 3 y el paciente, ya que deben buscar en la señal de presión desde el sensor venoso 4a o el sensor del sistema 4c. El perfil de señal predicho puede usarse después para aislar los pulsos de presión procedentes de la bomba de HDF en la señal de presión desde el sensor venoso 4a o el sensor del sistema 4c. En este ejemplo, el paciente y el circuito extracorpóreo 20 podrían considerarse como un primer subsistema (S 1 en la Fig. 1) y la bomba de HDF y el tubo de infusión asociado podrían considerarse como un segundo subsistema (S2 en la Fig. 1), que están conectados a través de una conexión de fluido. Así, en este ejemplo, el procesamiento de datos de la invención no se aplica para aislar pulsos procedentes de un fenómeno fisiológico cíclico en el paciente, sino pulsos procedentes de otra bomba en el sistema de fluido. Debe tenerse en cuenta que, en otras disposiciones, el perfil de referencia se puede obtener de la señal de presión del sensor venoso 4a (Fig. 4), y se utiliza para el procesamiento de la señal de presión del sensor arterial 4c o el sensor del sistema 4c.

Simulaciones

Como alternativa al uso de mediciones de referencia, el perfil de señal predicho se puede obtener directamente a través de simulaciones, es decir, cálculos utilizando un modelo matemático del sistema que contiene fluido, basándose en la información del estado actual que indica el estado de funcionamiento actual del sistema. Dicha información del estado actual puede incluir un valor actual de uno o más parámetros del sistema mencionados anteriormente. El modelo puede basarse en relaciones físicas conocidas de los componentes del sistema (o por medio de una representación equivalente, por ejemplo, representando el sistema como un circuito eléctrico con el flujo y la presión del fluido dados por la corriente eléctrica y el voltaje, respectivamente). El modelo puede ser expresada, implícita o explícitamente, en términos analíticos. Como alternativa se puede usar un modelo numérico. El modelo podría ser cualquier cosa, desde una descripción física completa del sistema a una función simple. En un ejemplo, una función tan simple podría convertir los datos de la velocidad angular instantánea del rotor de la bomba 3a en un perfil de señal predicho, utilizando datos empíricos o teóricos. Tales datos sobre la velocidad angular instantánea pueden obtenerse del sensor de la bomba 26 en la Fig. 4.

En otra realización, las simulaciones se utilizan para generar perfiles de referencia para diferentes estados de funcionamiento del sistema. Estos perfiles de referencia pueden almacenarse después en una biblioteca de referencia, a la que se puede acceder y usar de la misma manera que se ha descrito anteriormente para la segunda y tercera formas de realización. También debe entenderse que los perfiles de referencia (y / o los datos de energía y ángulo de fase correspondiente) obtenidos por simulaciones se pueden almacenar junto con los perfiles de referencia (y / o los datos de energía y ángulo de fase correspondientes) obtenidos por medida de referencia.

ELIMINACIÓN DE LOS PRIMEROS PULSOS

Hay varias maneras diferentes de eliminar uno o más primeros pulsos de la señal de medida, utilizando el perfil de señal predicho. Aquí, se describirán dos procesos de eliminación diferentes: Restado individual y filtrado adaptativo. Por supuesto, la descripción de los procesos de eliminación y sus implementaciones no es completa (ni de las diferentes alternativas ni de las implementaciones), que es obvia para una persona experta en la técnica.

Dependiendo de la implementación, el perfil de la señal predicho puede introducirse en el proceso de eliminación como tal, o el perfil de la señal predicho puede duplicarse para la construcción de una señal de entrada de longitud adecuada para el proceso de eliminación.

Resta individual

En este proceso de eliminación, un único perfil de señal predicho se resta de la señal de medida. El perfil de señal predicho puede desplazarse y ampliarse en el tiempo y ampliarse en amplitud de cualquier manera, por ejemplo, para minimizar el error de la eliminación. Los diferentes criterios de minimización se pueden usar para una autoescalada, por ejemplo, minimizando la suma de los errores cuadráticos, o la suma de los errores absolutos. Como alternativa o adicionalmente, el perfil de la señal predicho se desplaza en el tiempo en base a la información que indica el tiempo esperado del o los primeros pulsos en la señal de medida. La información de la cronología se puede obtener de la misma manera que se ha descrito anteriormente en relación con el promedio de los segmentos de presión en la señal de referencia.

Una limitación potencial de este proceso de eliminación es que la relación entre diferentes frecuencias en el perfil de señal predicho es siempre la misma, ya que el proceso solo desplaza y escala el perfil de la señal predicho. Por lo tanto, no es posible cambiar la relación entre las diferentes frecuencias armónicas, tampoco es posible utilizar solo una parte del contenido de frecuencia en el perfil de señal predicho y suprimir otras frecuencias. Para superar esta

limitación, se puede usar filtrado adaptativo, ya que utiliza un filtro lineal antes de la resta, por ejemplo, como se describe a continuación.

Filtrado adaptativo

5 La Fig. 11 es una vista general esquemática de un filtro adaptativo 30 y una estructura de filtro adaptativo que está diseñado para recibir el perfil de señal predicho $u(n)$ y una señal de medida $d(n)$, y emitir una señal de error $e(n)$ que forma la señal de monitorización mencionada anteriormente en el que se eliminan los primeros pulsos.

10 Los filtros adaptativos son filtros electrónicos bien conocidos (digitales o analógicos) que autoajustan su función de transferencia de acuerdo con un algoritmo de optimización. En concreto, el filtro adaptativo 30 incluye un filtro variable 32, típicamente un filtro de respuesta finita al pulso (RFP) de longitud M con coeficientes de filtro $w(n)$.

15 Incluso si los filtros adaptativos son conocidos en la técnica, que no son fácilmente aplicables para cancelar los primeros pulsos en la señal de medida $d(n)$. En la realización ilustrada, esto se ha logrado mediante la introducción del perfil de señal predicho $u(n)$ en el filtro variable 32, que procesa el perfil de señal predicho $u(n)$ para generar una señal de medida estimada $\hat{d}(n)$, y un algoritmo de actualización adaptativo 34, que calcula los coeficientes de filtro del filtro variable 32 basado en el perfil de señal predicho $u(n)$ y la señal de error $e(n)$. La señal de error $e(n)$ viene dada por la diferencia entre la señal de medida $d(n)$ y la señal estimada de medida $\hat{d}(n)$.

20 Básicamente, el filtrado adaptativo también implica una resta del perfil de señal predicho $u(n)$ de la señal de medida $d(n)$, ya que cada uno de los coeficientes de filtro funciona para desplazar y posiblemente volver a aumentar la amplitud del perfil de señal predicho $u(n)$. La señal de medida estimada $\hat{d}(n)$, que se resta de la señal de medida $d(n)$ para generar la señal de error $e(n)$, se forma de este modo como una combinación lineal de los perfiles de señal predichos desplazados $M u(n)$, es decir, un filtrado lineal de $u(n)$.

25 El algoritmo de actualización adaptativo 34 se puede implementar de muchas maneras diferentes, algunas de las cuales se describirán a continuación. La divulgación no es de ninguna manera limitante a estos ejemplos, y el experto no debería tener ninguna dificultad en encontrar nuevas alternativas basadas en la siguiente descripción.

30 Hay dos enfoques principales para el filtrado adaptativo: estocástico y determinista.

35 La diferencia radica en la reducción al mínimo de la señal de error $e(n)$ mediante el algoritmo de actualización 34, donde se obtienen diferentes criterios de minimización si se asume que $e(n)$ es estocástico o determinista. Un enfoque estocástico normalmente usa una función de costes J con una expectativa en el criterio de minimización, mientras que un enfoque determinista utiliza típicamente una media. La señal de error al cuadrado $e^2(n)$ se utiliza típicamente en una función de costes al minimizar $e(n)$, ya que esto se traduce en un mínimo global. En algunas situaciones, el error absoluto $|e(n)|$ puede usarse en la minimización, así como diferentes formas de minimizaciones restringidas. Por supuesto, se puede utilizar cualquier forma de la señal de error, sin embargo la convergencia hacia un mínimo global no siempre está garantizada y la minimización no siempre puede solucionarse.

40 En una descripción estocástica de la señal, la función de costes puede ser típicamente conforme a

$$J(n) = E \left\{ |e(n)|^2 \right\},$$

45 y en una descripción determinista de la señal, la función de costes puede ser típicamente conforme a

$$J(n) = \sum e^2(n).$$

50 Los primeros pulsos se eliminarán de la señal de medida $d(n)$ cuando se minimiza la señal de error $e(n)$ (función de costes $J(n)$). Por lo tanto, la señal de error $e(n)$ se limpiará de los primeros pulsos al tiempo que conserva los segundos pulsos, una vez que el filtro adaptativo 30 ha convergido y alcanzado el mínimo error.

55 A fin de obtener los coeficientes de filtro óptimos $w(n)$ para el filtro variable 32, la función de costes J tiene que minimizarse con respecto a los coeficientes de filtro $w(n)$. Esto se puede conseguir con el vector gradiente de la función de costes ∇J , que es la derivada de J con respecto a los diferentes coeficientes de filtro w_0, w_1, \dots, w_{M-1} . El descenso más inclinado es un método recursivo (no un filtro adaptativo) para la obtención de los coeficientes de filtro óptimos que minimizan la función de costes J . El método recursivo se inicia dando a los coeficientes del filtro un valor inicial, que a menudo se establece en cero, es decir, $w(0) = 0$. Los coeficientes del filtro se actualizan después de acuerdo con

$$w(n+1) = w(n) + \frac{1}{2} \mu [-\nabla J(n)],$$

donde w viene dada por,

$$w = [w_0 \quad w_1 \quad \dots \quad w_{M-1}]^T \quad M \times 1.$$

5 Por otra parte, el vector gradiente ∇J apunta en la dirección en la que el coste está creciendo más rápido. Por lo tanto, los coeficientes de filtro se corrigen en la dirección opuesta al gradiente, en la que la longitud de la corrección se ve influida a través del parámetro de tamaño de la etapa μ . Siempre existe el riesgo de que el algoritmo de descenso más inclinado diverja, ya que el algoritmo contiene una retroalimentación. Esto establece límites sobre el parámetro del tamaño de la etapa μ con el fin de asegurar la convergencia. Se puede demostrar que el criterio de estabilidad para el algoritmo de descenso más inclinado viene dado por

$$0 < \mu < \frac{2}{\lambda_{\max}}$$

donde λ_{\max} es el mayor valor de R , la matriz de correlación del perfil de señal predicho $u(n)$, dada por

$$R = E [\bar{u}(n) \bar{u}^T(n)] = \begin{bmatrix} r(0) & r(1) & \dots & r(M-1) \\ r(1) & r(0) & & r(M-2) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r(M-1) & r(M-2) & \dots & r(0) \end{bmatrix},$$

donde $u(n)$ viene dado por,

$$\bar{u}(n) = [u(n) \quad u(n-1) \quad \dots \quad u(n-M+1)]^T \quad M \times 1.$$

Si se usa el error cuadrático medio (MSE) de la función de costes (definida por $J = E\{|e(n)|^2\}$), puede demostrarse que los coeficientes del filtro se actualizan de acuerdo con

$$w(n+1) = w(n) + \mu E [\bar{u}(n) e(n)],$$

donde $e(n)$ viene dado por,

$$e(n) = d(n) - \bar{u}^T(n) w(n).$$

El algoritmo de descenso más inclinado es un algoritmo recursivo para el cálculo de los coeficientes del filtro óptimos cuando se conocen las estadísticas de las señales. Sin embargo, esta información a menudo se desconoce. El algoritmo de la media de mínimos cuadrados (LMS) es un método que se basa en los mismos principios que el algoritmo de descenso más inclinado, pero en el que las estadísticas se estiman continuamente. Por lo tanto, el algoritmo de LMS es un filtro adaptativo, ya que el algoritmo se puede adaptar a cambios en las estadísticas de la señal (debido a las estimaciones estadísticas continuas), aunque el gradiente puede llegar a ser ruidoso. Debido al ruido en el gradiente, es poco probable que el algoritmo de LMS alcance el error mínimo J_{\min} , como lo hace el algoritmo del descenso más inclinado. En el algoritmo de LMS se usan las estimaciones instantáneas de la expectativa, es decir, se retira la expectativa. Por lo tanto, para el algoritmo LMS, la ecuación de actualización de los coeficientes del filtro se convierte

$$w(n+1) = w(n) + \mu \bar{u}(n) e(n).$$

El criterio de convergencia del algoritmo de LMS es el mismo que para el algoritmo de descenso más inclinado. En el algoritmo de LMS, el tamaño de la etapa es proporcional a al perfil de la señal predicho $u(n)$, es decir, el ruido del gradiente se amplifica cuando el perfil de señal predicho es fuerte. Una solución a este problema es para normalizar la actualización de los coeficientes del filtro con

$$\|\bar{u}(n)\|^2 = \bar{u}^T(n) \bar{u}(n).$$

La nueva ecuación de actualización de los coeficientes del filtro se denomina el LMS normalizado, y viene dada por

$$w(n+1) = w(n) + \frac{\tilde{\mu}}{a + \|\bar{u}(n)\|^2} \bar{u}(n) e(n),$$

cuando $0 < \tilde{\mu} < 2$, y a es una constante de protección positiva.

Hay muchas más alternativas diferentes al algoritmo de LMS, en el que se modifica el tamaño de la etapa. Uno de ellos es utilizar una etapa de adaptación variable,

5
$$w(n+1) = w(n) + \alpha(n) \bar{u}(n) e(n),$$

en la que $\alpha(n)$ puede ser, por ejemplo,

$$\alpha(n) = \frac{1}{n+c},$$

10 donde c es una constante positiva. También es posible seleccionar las etapas de adaptación independientes para cada coeficiente de filtro en el algoritmo de LMS, por ejemplo, de acuerdo con

$$w(n+1) = w(n) + A \bar{u}(n) e(n),$$

15 donde A viene dada por,

$$A = \begin{bmatrix} \alpha_1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \alpha_2 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & \alpha_3 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & \alpha_M \end{bmatrix}.$$

20 Si por el contrario se usa la siguiente función de costes

$$J(n) = E \{ |e(n)| \}$$

la ecuación de actualización convierte

25
$$w(n+1) = w(n) + \alpha \operatorname{sign}[e(n)] \bar{u}(n).$$

Este filtro adaptativo se denomina el LMS de la Señal, que se utiliza en aplicaciones con requisitos extremadamente altos sobre la baja complejidad computacional.

30 Otro filtro adaptativo es el Leaky LMS, que utiliza una minimización restringida con la siguiente función de costes

$$J(n) = E \{ |e(n)|^2 \} + \alpha \|w(n)\|^2.$$

35 Esta restricción tiene el mismo efecto que si se añadió ruido blanco con varianza α al perfil de la señal predicho $u(n)$. Como resultado de ello, la incertidumbre en la señal de entrada $u(n)$ se incrementa, lo que tiende a mantener los coeficientes de filtro de nuevo. El Leaky LMS se utiliza preferentemente cuando R , la matriz de correlación de $u(n)$, tiene uno o más valores propios iguales a cero. Sin embargo, en los sistemas sin ruido, el Leaky LMS tiene un rendimiento peor. La ecuación de actualización de los coeficientes de filtro para el Leaky LMS viene dada por

40
$$w(n+1) = (1 - \mu\alpha) w(n) + \mu \bar{u}(n) e(n).$$

En lugar de minimizar la función de costes de MSE como anteriormente, el algoritmo recursivo del filtro adaptativo de los mínimos cuadrados (RLS) reduce al mínimo la siguiente función de costes

45
$$J(n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} |e(i)|^2,$$

donde λ se denomina factor de olvido, $0 < \lambda \leq 1$, y el método se denomina mínimos cuadrados ponderados exponencialmente. Se puede demostrar que las ecuaciones de actualización de los coeficientes de filtro para el algoritmo RLS son, después de la siguiente inicialización

50

$$w(0) = 0_{M \times 1}$$

$$P(0) = \delta^{-1} I_{M \times M}$$

donde $I_{M \times M}$ es la matriz identidad $M \times M$, dada de acuerdo con

$$k(n) = \frac{\lambda^{-1} P(n-1) \bar{u}(n)}{1 + \lambda^{-1} \bar{u}^T(n) P(n-1) \bar{u}(n)}$$

$$\xi(n) = d(n) - w^T(n-1) \bar{u}(n)$$

$$w(n) = w(n-1) + k(n) \xi(n)$$

$$P(n) = \lambda^{-1} P(n-1) - \lambda^{-1} k(n) \bar{u}^T(n) P(n-1),$$

donde δ es una pequeña constante positiva para una relación señal-ruido (RSR) alta y una gran constante positiva para una RSR baja $\delta \ll 0,01 \sigma_u^2$, y $\xi(n)$ corresponde a $e(n)$ in en los algoritmos anteriores. Durante la fase de inicialización la siguiente función de costes

$$J(n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} |e(i)|^2 + \delta \lambda^n \|w(n)\|^2,$$

se reduce al mínimo en su lugar, debido al uso de la inicialización $P(0) = \delta^{-1} I$. El algoritmo RLS converge en aproximadamente $2M$ iteraciones que es considerablemente más rápido que para el algoritmo LMS. Otra ventaja es que la convergencia del algoritmo RLS es independiente de los valores propios de R , que no es el caso para el algoritmo LMS.

Varios algoritmos de RLS que funcionan en paralelo pueden usarse con diferentes λ y δ , que se pueden combinar con el fin de mejorar el rendimiento, es decir, también se puede usar $\lambda = 1$ en el algoritmo (solución de estado estacionario) con muchos δ :s diferentes.

Cabe señalar que tanto el algoritmo LMS y el algoritmo RLS se pueden implementar en aritmética de punto fijo, de tal manera que se pueden ejecutar en un procesador que no tiene ninguna unidad de punto flotante, tales como un microprocesador o microcontrolador integrado de bajo coste.

Para ilustrar la eficacia del proceso de eliminación mediante un filtro adaptativo, el gráfico superior en la Fig. 12 (a) ilustra la señal de error $e(n)$ producida por la estructura de filtro adaptativo en la Fig. 11, utilizando un algoritmo RLS como algoritmo de actualización adaptativa 32, que opera en una señal de medida desde el sensor venoso 4a en la Fig. 4, a un caudal de 430 ml / min. La estructura del filtro adaptativo está provisto de un perfil de señal predicho obtenido en una medida de referencia al mismo caudal. El algoritmo RLS, diseñado con $M = 15$, converge después de aproximadamente $2M$, lo que equivale a 3 segundos con la frecuencia de muestreo actual de 10 Hz. Por tanto, el gráfico superior muestra la señal de medida después de la eliminación de los primeros pulsos. El gráfico inferior en la figura. 12 (a) se incluye como referencia y muestra la señal de medida desde el sensor venoso 4a mientras la bomba de sangre 3 está parada. Claramente, el filtrado adaptativo es operable para proporcionar, después de un periodo de convergencia, una señal de monitorización que representa correctamente los segundos pulsos.

La Fig. 12 (b) corresponde a la Fig. 12 (a), pero se obtiene para una señal de medida desde el sensor arterial 4b en la Fig. 4.

Independientemente de la aplicación, el rendimiento del filtro adaptativo 30 (Fig. 11) puede mejorarse aún más cambiando el filtro adaptativo 30 a un modo estático, en el que el algoritmo de actualización 34 está desactivado y, por lo tanto, los coeficientes de filtro del filtro 32 (Fig. 11) están bloqueados en un conjunto actual de valores. El cambio del filtro adaptativo 30 puede controlarse mediante un proceso externo que analiza los segundos pulsos en la señal de error $e(n)$, típicamente en relación con los datos del primer pulso. Los datos del primer pulso se pueden obtener a partir de la señal de medida, una señal de referencia (véase anteriormente), un sensor de pulso dedicado, una unidad de control para el generador del primer pulso, etc. El filtro adaptativo 30 puede cambiarse en el modo estático si el proceso externo revela que la tasa de segundos pulsos comienza a acercarse a la tasa de los primeros pulsos y / o que la amplitud de los segundos pulsos es muy débil (en relación con un límite absoluto o en relación con un límite determinado por la amplitud de los primeros pulsos). El filtro adaptativo puede permanecer en modo estático durante un período de tiempo predeterminado, o hasta que sea liberado por el proceso.

Aunque la invención se ha descrito con referencia a unas pocas formas de realización, está definida y limitada solo por las reivindicaciones adjuntas.

Por ejemplo, las señales de medida y de referencia pueden proceder de cualquier tipo concebible de sensor de presión, por ejemplo, operando por sensibilidad resistiva, capacitiva, inductiva, magnética u óptica, y el uso de uno o más diafragmas, fuelles, tubos Bourdon, componentes piezoeléctricos, componentes semiconductores, medidores de tensión, cables resonantes, acelerómetros, etc.

5 Aunque la Fig. 1 indica que el sensor de presión 4a-4c está conectado al primer subsistema S 1, en su lugar puede estar conectado para medir la presión del fluido en el segundo subsistema S 2. Además, el sistema que contiene fluido no tiene que dividirse en los subsistemas primero y segundo S1, S2 conectados a través de una conexión de fluido C, pero en su lugar podría ser un sistema unitario que contiene fluido asociado con un generador de primer pulso y un generador de segundo pulso , en el que el cada sensor de presión está dispuesto en el sistema que
10 contiene fluido para detectar un primer pulso procedente del generador de primer pulso y un segundo pulso procedente del generador del segundo pulso.

15 Además, la técnica de la invención es aplicable para la monitorización en todo tipo de circuitos de flujo de sangre extracorpórea en los que la sangre se toma del circuito de la sangre sistémica del paciente para aplicarle un proceso antes de que sea devuelta al paciente. Tales circuitos de flujo de la sangre incluyen circuitos para hemodiálisis, hemofiltración, hemodiafiltración, plasmaféresis, aféresis, oxigenación por membrana extracorpórea, circulación sanguínea asistida y soporte/diálisis hepática extracorpórea. La técnica de la invención es igualmente aplicable a la monitorización en otros tipos de circuitos de flujo de sangre extracorpórea, tales como circuitos para transfusión de
20 sangre, infusión, así como de máquinas corazón-pulmón.

La técnica de la invención es también aplicable a los sistemas de fluidos que contienen otros líquidos distintos a la sangre.

25 Además, la técnica de la invención es aplicable para eliminar los pulsos de presión procedentes de cualquier tipo de dispositivo de bombeo, no solo bombas peristálticas giratorias según se ha divulgado anteriormente, sino también otros tipos de bombas de desplazamiento positivo, tales como bombas peristálticas lineales, bombas de diafragma, así como bombas centrífugas. De hecho, la técnica de la invención es aplicable para la eliminación de pulsos de presión que se originan en cualquier tipo de generador de pulsos, ya sea mecánico o humano.

30 Asimismo, la técnica de la invención es aplicable para aislar los pulsos de presión que se originan en cualquier tipo de generador de pulsos, ya sea mecánico o humano.

35 La técnica de la invención no tiene por qué funcionar en datos en tiempo real, pero podría usarse para el procesamiento de datos fuera de línea, tal como una señal de medida previamente registrada.

REIVINDICACIONES

1. Un método para el filtrado, realizándose dicho método mediante un dispositivo de procesamiento de datos (25) y comprendiendo las etapas de
- 5 recibir una señal de medida dependiente del tiempo ($d(n)$) obtenida a partir de un sensor de presión (4a-4c) en un sistema que contiene fluido asociado con un generador del primer pulso (3) y un generador del segundo pulso (3'), estando el sensor de presión (4a-4c) dispuesto en el sistema que contiene fluido para detectar un primer pulso procedente del generador del primer pulso (3) y un segundo pulso procedente del generador del segundo pulso (3'),
- 10 obtener un perfil del primer pulso ($u(n)$), y filtrar la señal de medida ($d(n)$) en el dominio del tiempo, utilizando el perfil del primer pulso ($u(n)$) y una estructura de filtro adaptativo, para eliminar esencialmente el primer pulso al tiempo que conserva el segundo pulso, caracterizado por que el perfil del primer pulso ($u(n)$) se obtiene de forma que un perfil de la señal temporal predicho del primer pulso, y la etapa de filtrado de la señal de medida ($d(n)$) comprende el suministro de la señal de medida
- 15 ($d(n)$) y del perfil del primer pulso ($u(n)$) como entradas a una estructura de filtro adaptativo configurada para proporcionar un dato de una señal de error ($e(n)$) en la que el primer pulso se ha eliminado esencialmente, mientras que se ha mantenido el segundo pulso.
2. El método de la reivindicación 1, en el que el perfil del primer pulso ($u(n)$) se obtiene en una medida de referencia en dicho sistema que contiene fluido, en el que la medida de referencia comprende las etapas de: accionar el generador del primer pulso (3) para generar al menos un primer pulso, y obtener el perfil del primer pulso ($u(n)$) a partir de una señal de referencia generada por un sensor de presión (4a-4c) de referencia en el sistema que contiene fluido.
- 20 3. El método de la reivindicación 1, en el que la etapa de obtención comprende obtener un perfil de señal predeterminado.
4. El método de la reivindicación 3, en el que la etapa de obtención comprende además modificar el perfil de señal predeterminado de acuerdo con un modelo matemático basado en un valor actual de uno o más parámetros del sistema del sistema que contiene fluido.
- 30 5. El método de la reivindicación 1, que comprende además la etapa de obtención de un valor actual de uno o más parámetros del sistema del sistema que contiene fluido, en el que el perfil del primer pulso ($u(n)$) se obtiene como una función del valor actual.
- 35 6. El método de la reivindicación 5, en el que dicha etapa de obtención del perfil del primer pulso ($u(n)$) comprende: identificar, basándose en el valor actual, uno o más perfiles de referencia ($r_1(n)$, $r_2(n)$) en una base de datos de referencia; y obtener el perfil del primer pulso ($u(n)$) en base a dichos uno o más perfiles de referencia ($r_1(n)$, $r_2(n)$).
- 40 7. El método de la reivindicación 6, en el que dicho uno o más parámetros del sistema es indicativo de la tasa de primeros pulsos en el sistema que contiene fluido.
8. El método de la reivindicación 6 o 7, en el que cada perfil de referencia ($r_1(n)$, $r_2(n)$) en la base de datos de referencia se obtiene mediante una medida de referencia en el sistema que contiene fluido para un valor respectivo
- 45 de dichos uno o más parámetros del sistema.
9. El método de la reivindicación 5, en el que dicha etapa de obtención del perfil del primer pulso ($u(n)$) comprende: identificar, en base al valor actual, una o más combinaciones de datos de energía y de ángulo de fase en una base de datos de referencia, y obtener el perfil del primer pulso ($u(n)$) sobre la base de dichas una o más combinaciones de datos de energía y de ángulo de fase; o introducir el valor actual en un algoritmo que calcula la respuesta del sensor de presión (4a-4c) en base a un modelo matemático del sistema que contiene fluido.
- 50 10. El método de cualquier reivindicación precedente, en el que la estructura de filtro adaptativo comprende un filtro adaptativo (30), y en el que la etapa de filtrado comprende: Suministrar el perfil del primer pulso ($u(n)$) como entrada al filtro adaptativo (30); calcular la señal de error ($e(n)$) entre la señal de medida ($d(n)$) y la señal de salida ($\hat{d}(n)$) del filtro adaptativo (30); y proporcionar la señal de error ($e(n)$) como entrada al filtro adaptativo (30), de modo que el filtro adaptativo (30) está dispuesto para eliminar esencialmente el primer pulso en la señal de error ($e(n)$).
- 55 11. El método de la reivindicación 10, en el que el filtro adaptativo (30) comprende un filtro de respuesta de impulso finita (32) con coeficientes de filtro que operan en el perfil del primer pulso ($u(n)$) para generar la señal de salida ($\hat{d}(n)$), y un algoritmo adaptativo (34) que optimiza los coeficientes del filtro como una función de la señal de error ($e(n)$) y el perfil del primer pulso ($u(n)$).
- 60 12. El método de la reivindicación 11, en el que la señal de salida ($\hat{d}(n)$) se forma como una combinación lineal de M perfiles del primer pulso ($u(n)$) desplazados, posiblemente reescalados en amplitud, en el que M es la longitud del filtro de respuesta de pulso finita (32).
- 65

- 5 13. El método de la reivindicación 10 u 11, que comprende además la etapa de controlar el filtro adaptativo (30) para bloquear los coeficientes de filtro, en base a una comparación de la tasa y / o la amplitud de los segundos pulsos a un valor límite.
- 10 14. El método de cualquier reivindicación precedente, en el que el sistema que contiene fluido comprende un circuito de flujo de sangre extracorpórea (20) para conectar a un sistema de la sangre en un cuerpo humano, y en el que el generador del primer pulso comprende un dispositivo de bombeo (3) en el circuito del flujo de sangre extracorpórea (20), y en el que el generador del segundo pulso (3') comprende una generador de pulsos fisiológicos en el cuerpo humano.
- 15 15. El método de la reivindicación 14, en el que el generador del segundo pulso (3') es al menos uno de un corazón, un sistema de respiración y un vasomotor afectado por un sistema nervioso autónomo.
- 20 16. El método de la reivindicación 14 o 15, en el que el circuito de flujo de sangre extracorpórea (20) comprende un dispositivo de acceso arterial (1), un dispositivo de procesamiento de sangre (6) y un dispositivo de acceso venoso (14), en el que el sistema de la sangre humana comprende un acceso vascular, en el que el dispositivo de acceso arterial (1) está configurado para ser conectado al sistema de sangre humana, en el que el dispositivo de acceso venoso (14) está configurado para conectarse al acceso vascular para formar una conexión de fluido (C) y en el que el generador del primer pulso comprende un dispositivo de bombeo (3) dispuesto en el circuito de flujo de sangre extracorpórea (20) para bombear la sangre desde el dispositivo de acceso arterial (1) a través el dispositivo de procesamiento de sangre (6) al dispositivo de acceso venoso (14), comprendiendo dicho método la etapa de recibir la señal de medida ($d(n)$) ya sea desde un sensor de presión venosa (4a) situado aguas abajo del dispositivo de bombeo (3), o de un sensor de presión arterial (4b) situado aguas arriba del dispositivo de bombeo (3).
- 25 17. Un producto de programa informático que comprende instrucciones para hacer que un dispositivo de procesamiento de datos (25) lleve a cabo el método de una cualquiera de las reivindicaciones 1-16.
- 30 18. Un dispositivo para procesar una señal de medida dependiente del tiempo ($d(n)$) obtenida a partir de un sensor de presión (4a-4c) en un sistema que contiene fluido asociado con un generador del primer pulso (3) y un generador del segundo pulso (3'), en el que el sensor de presión (4a-4c) está dispuesto en el sistema que contiene fluido para detectar un primer pulso procedente del generador del primer pulso (3) y un segundo pulso procedente del generador del segundo pulso (3'), comprendiendo dicho dispositivo:
- 35 medios (28) para recibir la señal de medida ($d(n)$),
 medios (29) para la obtención de un perfil de primer pulso ($u(n)$), y
 medios (29) para filtrar la señal de medida ($d(n)$) en el dominio del tiempo, utilizando el perfil del primer pulso ($u(n)$) para eliminar esencialmente el primer pulso al tiempo que conserva el segundo pulso, en el que dichos medios (29) para el filtrado comprenden una estructura de filtro adaptativo, caracterizado porque dichos medios (29) para la obtención del perfil del primer pulso ($u(n)$) está configurado para obtener el perfil de primer pulso ($u(n)$) de manera que sea un perfil temporal de la señal predicho del primer pulso, y dicha estructura de filtro adaptativo está configurada para recibir la señal de medida ($d(n)$) y el perfil del primer pulso ($u(n)$) como entrada y a la salida de una señal de error ($e(n)$), en el que el primer pulso se elimina esencialmente mientras que el segundo pulso se conserva.
- 40

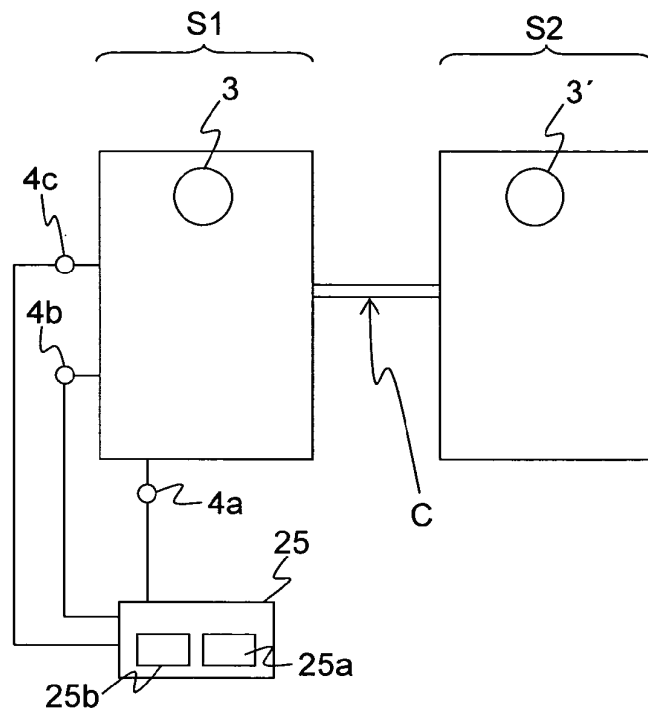


FIG. 1

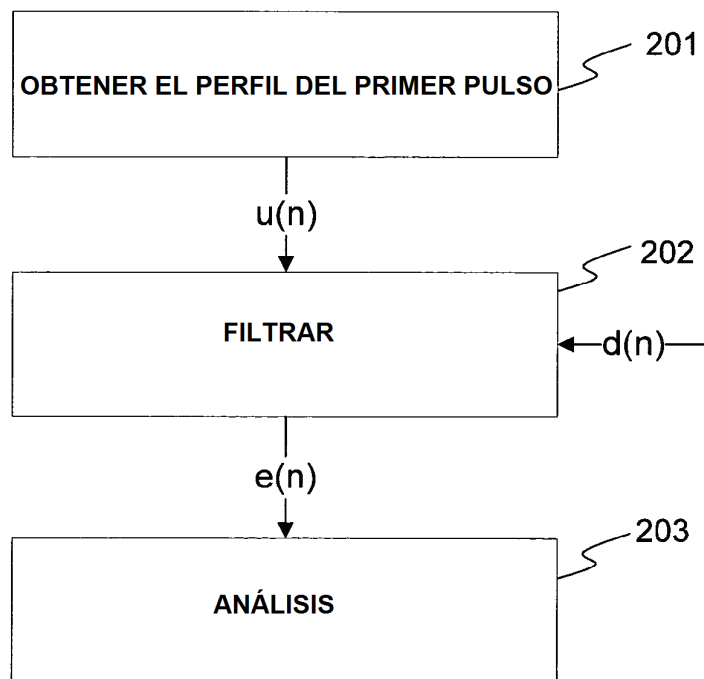


FIG. 2

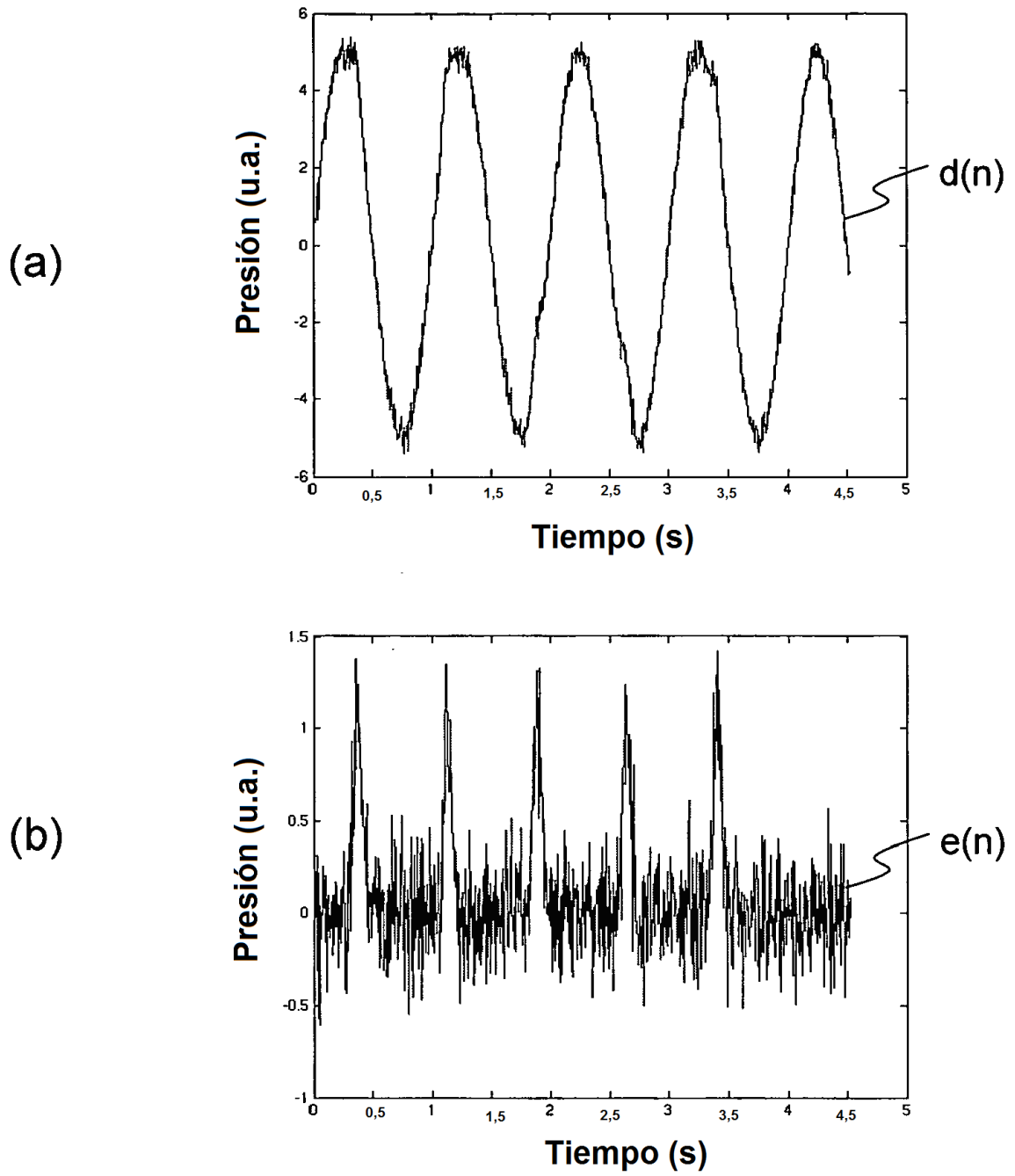


FIG. 3

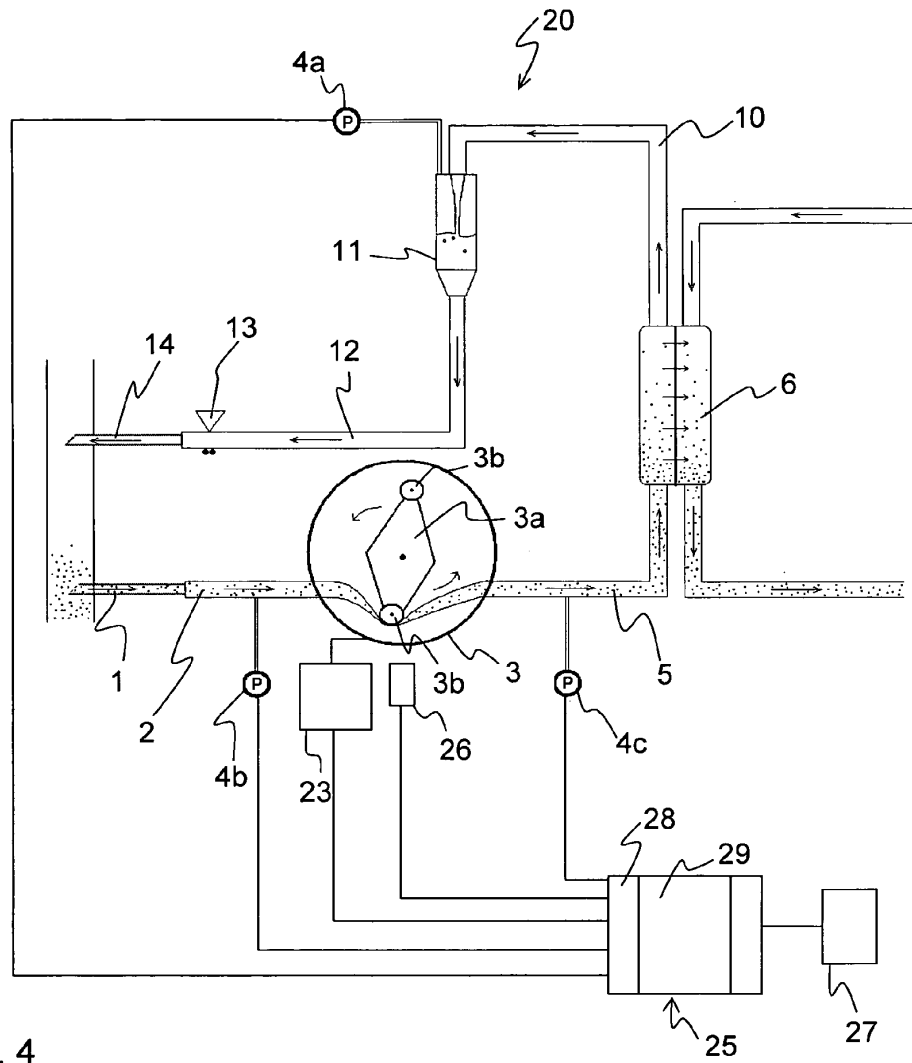


FIG. 4

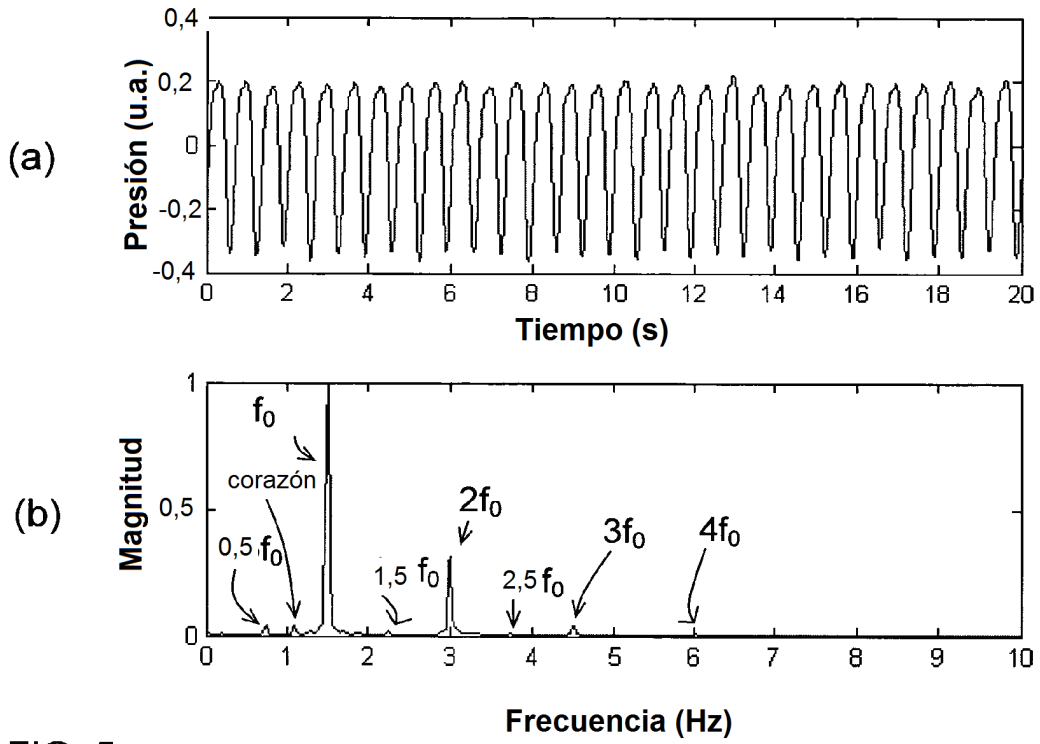


FIG. 5

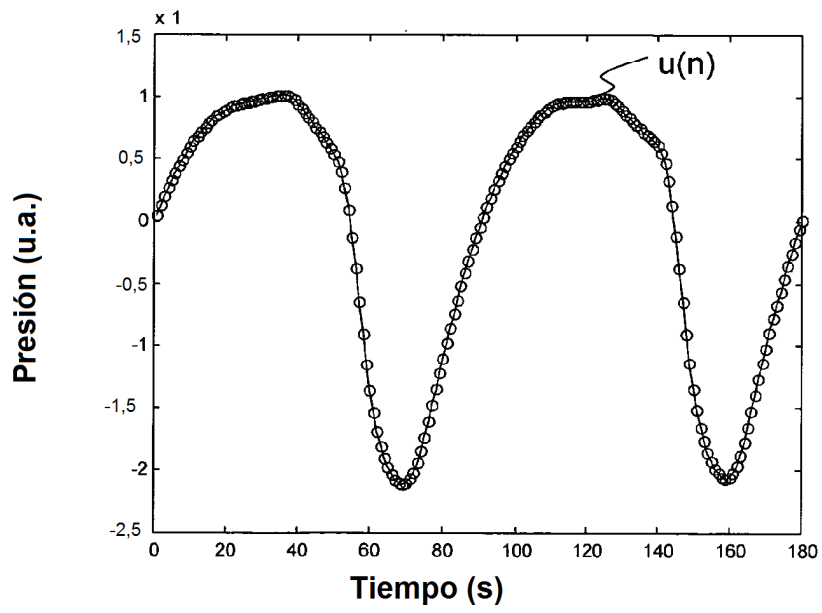


FIG. 6

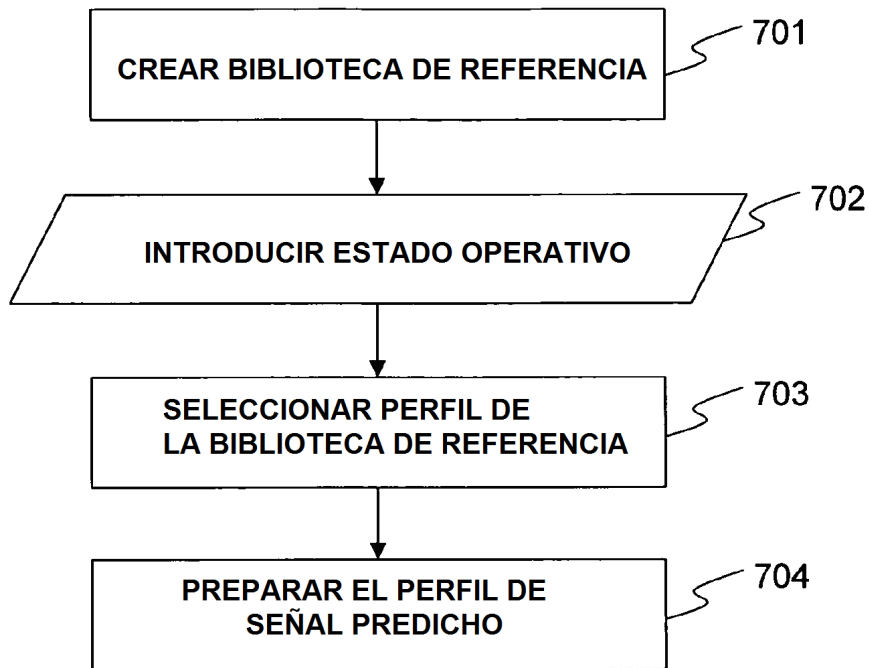


FIG. 7

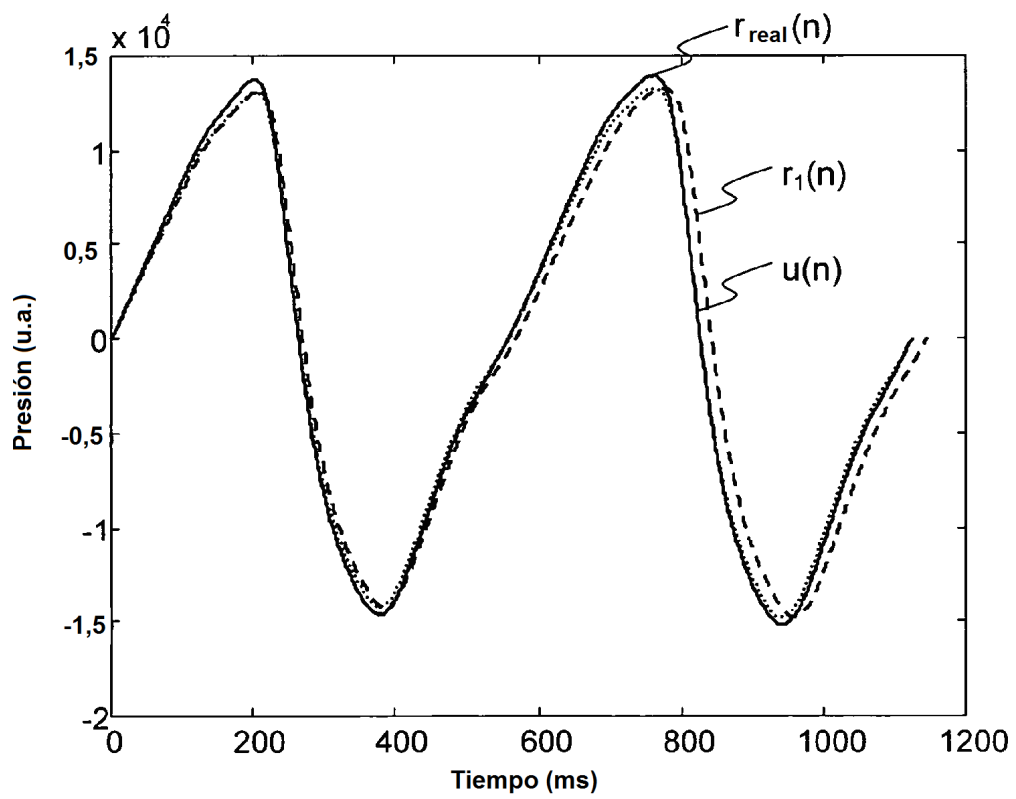


FIG. 8

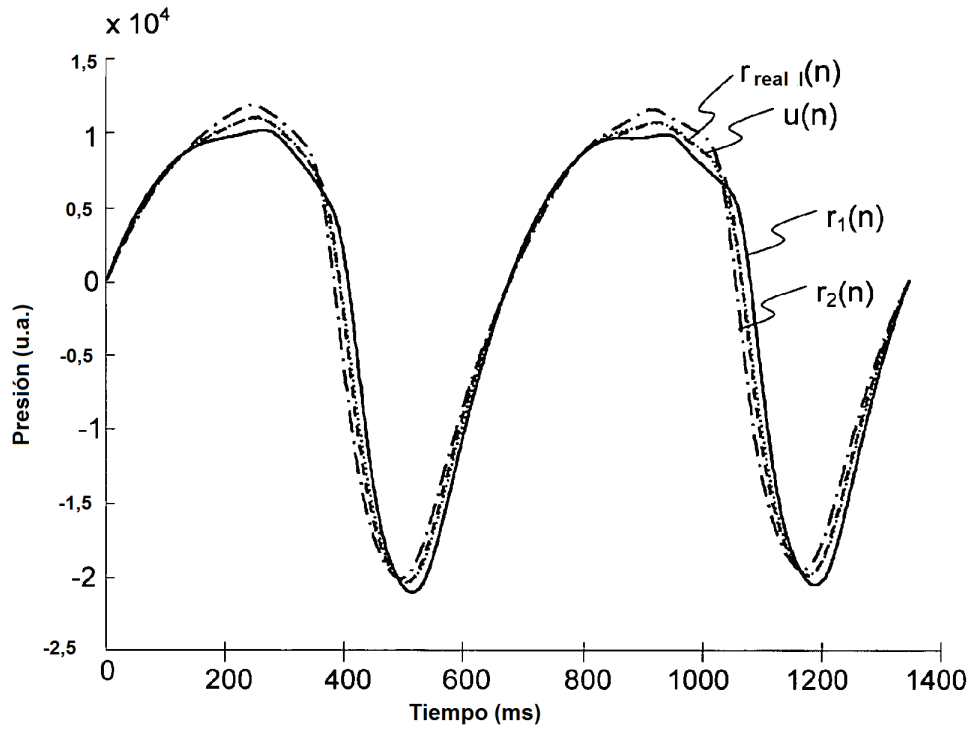


FIG. 9(a)

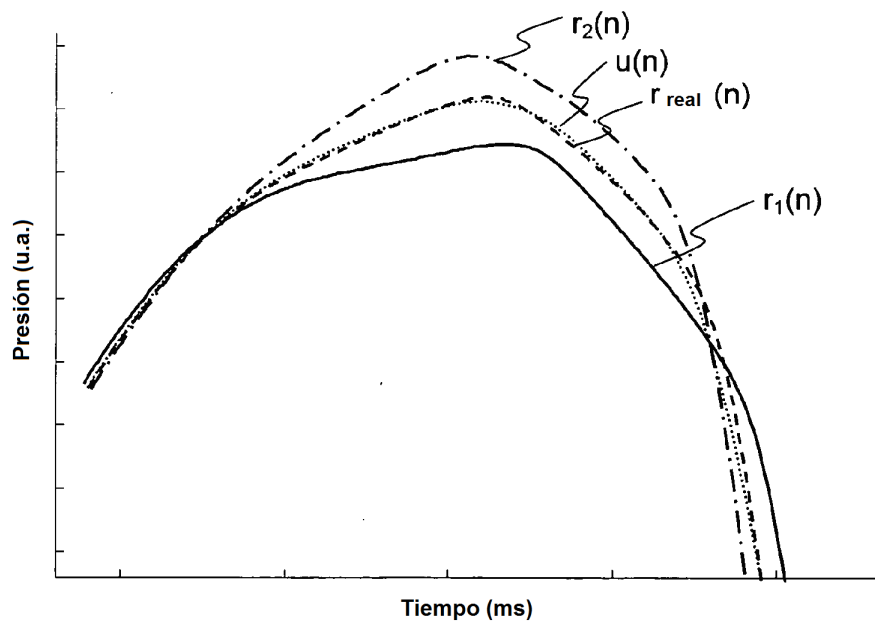


FIG. 9(b)

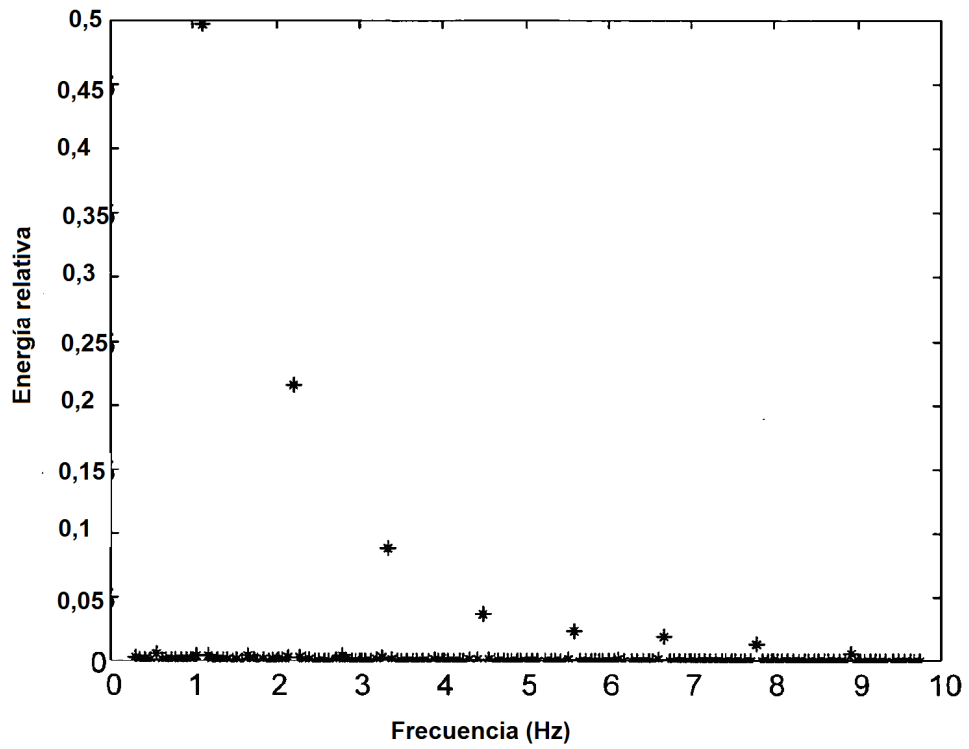


Fig. 10(a)

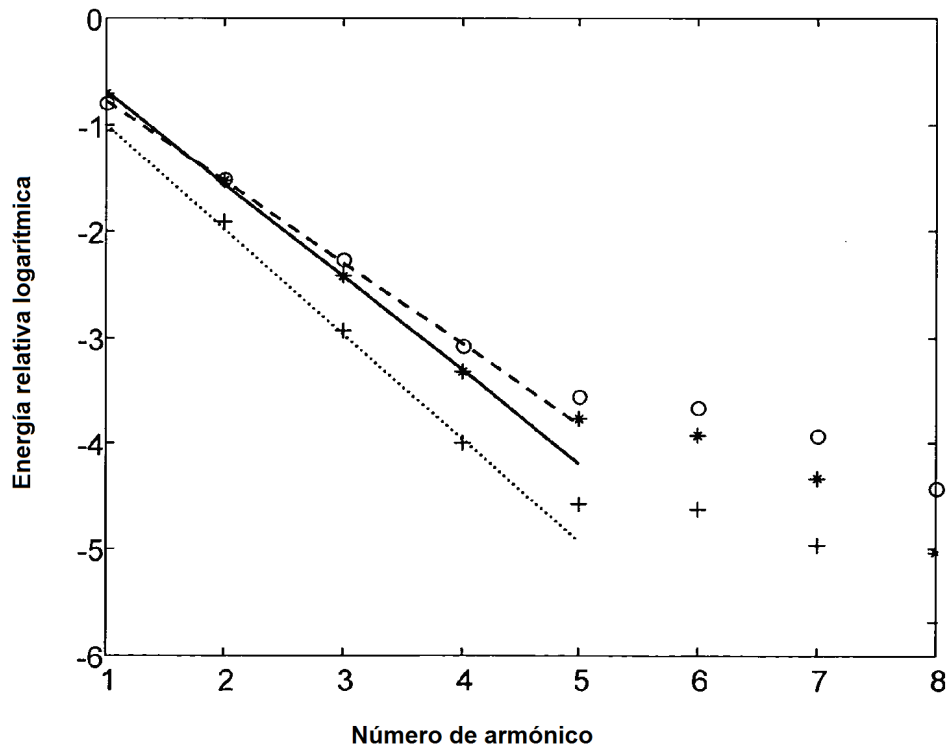


FIG. 10(b)

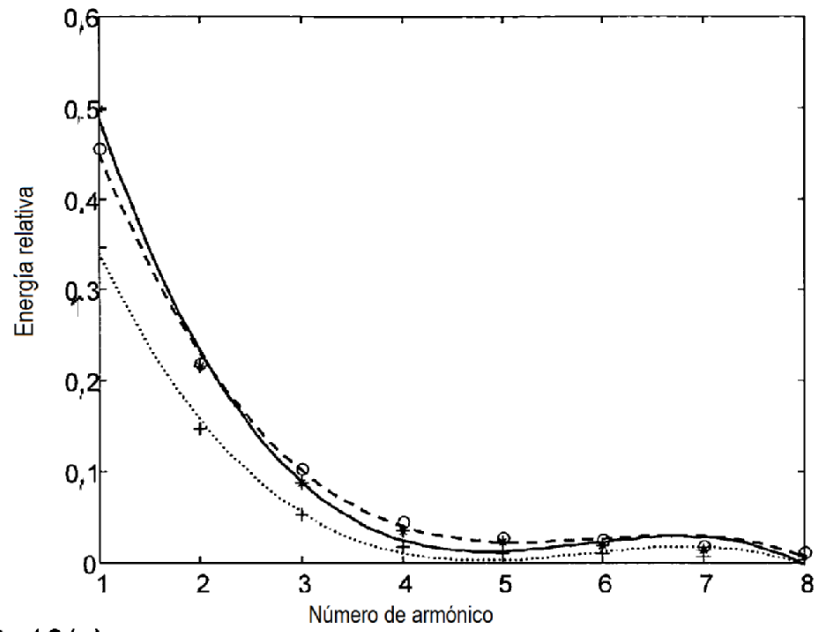


FIG. 10(c)

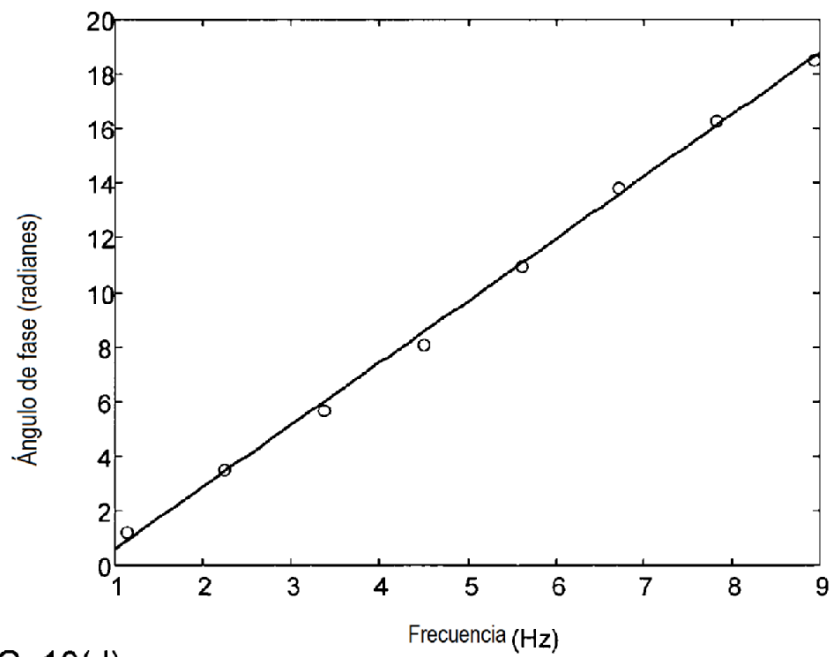


FIG. 10(d)

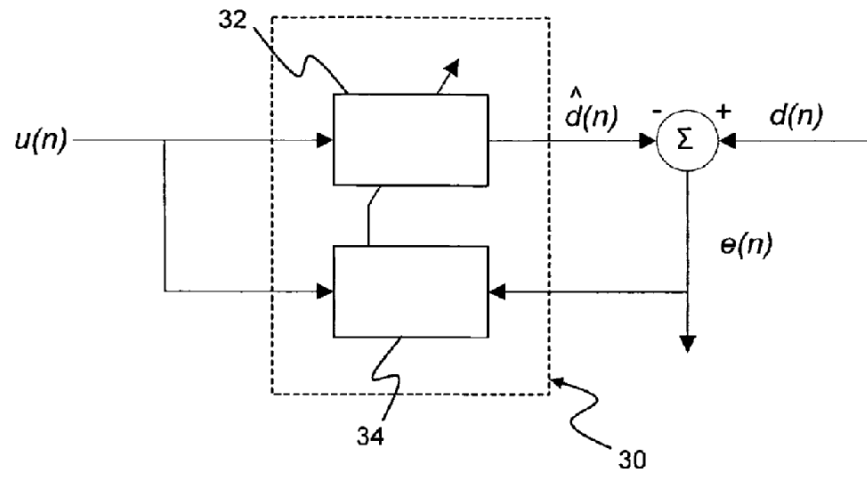


FIG. 11

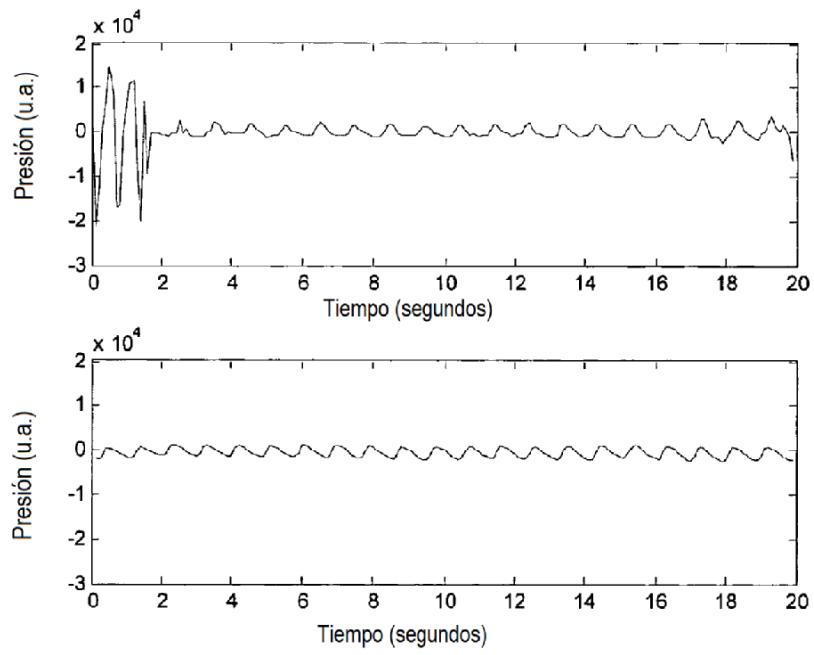


FIG. 12(a)

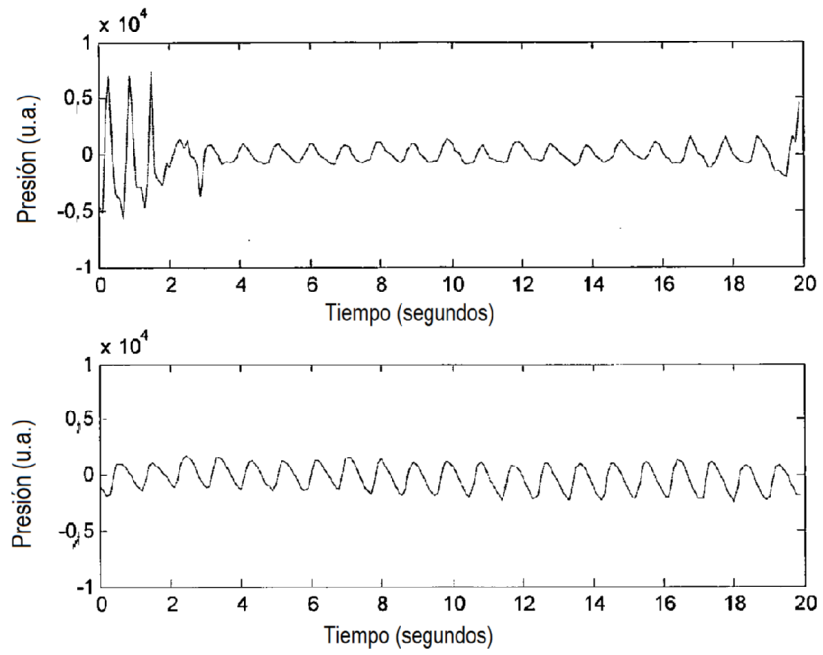


FIG. 12(b)