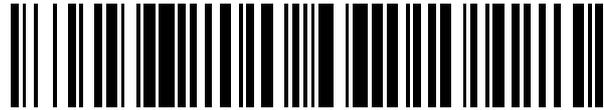


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 556 929**

51 Int. Cl.:

A61B 8/04

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.04.2004 E 04728889 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.10.2015 EP 1617752**

54 Título: **Procedimientos y dispositivos para la evaluación de un resonador mecánico**

30 Prioridad:

28.04.2003 US 465785 P

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

21.01.2016

73 Titular/es:

**MICROTECH MEDICAL TECHNOLOGIES LTD.
(100.0%)**

**Kiryat Atidim, Bldg. 7 P.O. Box 58187
61581 Tel Aviv, IL**

72 Inventor/es:

**GIRMONSKY, DORON;
EISENBERG, RAN y
AVRAHAM, NISSIM**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 556 929 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

Procedimientos y dispositivos para la evaluación de un resonador mecánico

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a procedimientos y sistemas para utilizar el efecto Doppler en determinar la frecuencia de resonancia de resonadores y sensores ultrasónicos, en general, y a la utilización del efecto Doppler para la detección del sensor y el centrado del haz y para la determinación de la frecuencia de resonancia en sensores ultrasónicos pasivos en particular.

10 El documento US 5.997.477 divulga procedimientos y aparatos para detectar microcalcificaciones en mamas. La frecuencia de resonancia de una microcalcificación en mama es activada, lo que permite de ese modo la detección de pequeñas masas.

El documento US 5.749.364 divulga un procedimiento de mapear y presentar un parámetro de presión de fluido en un cuerpo vivo que comprende la etapa de introducir microburbujas en el cuerpo y aplicar ondas de ultrasonidos al cuerpo cuando las ondas que vuelven de las microburbujas contribuyen a la formación de un espectro acústico asociado con las microburbujas.

15 Antecedentes de la invención

Se han descrito procedimientos, dispositivos y sistemas, que utilizan sensores pasivos activados ultrasónicamente para detectar y medir los valores de diferentes parámetros físicos dentro de un cuerpo humano o en otros entornos y aplicaciones científicas e industriales. La patente de EE.UU. 5.619.997 para Kaplan divulga un sistema de sensores pasivos que emplean energía ultrasónica. Un sistema de activación y detección ultrasónica activa ultrasónicamente 20 los sensores pasivos ultrasónicamente que tienen partes capaces de vibrar (tales como haces capaces de vibrar o membranas capaces de vibrar) dirigiendo un haz de ultrasonidos al sensor o sensores pasivos. El sensor o sensores se pueden implantar en un cuerpo o disponer en otros entornos. El sensor o los sensores pasivos activados, o las partes de los mismos capaces de vibrar, vibran o resuenan a una frecuencia que es función del valor de la variable física que ha de ser medida. Los sensores pasivos, por ello, absorben energía ultrasónica del haz ultrasónico de 25 excitación principalmente a la frecuencia de vibración (frecuencia de resonancia) del sensor. La frecuencia (o intervalo de frecuencias) a la que el sensor pasivo absorbe energía puede ser detectada por un detector adecuado y utilizada para determinar el valor del parámetro físico.

Los parámetros físicos medibles con tales sensores ultrasónicos pasivos pueden incluir pero sin limitarse a la 30 temperatura, la presión, la concentración de una especie química en el fluido en el que se sumerge el sensor, y al espesor de una capa de sustancia depositada en la parte capaz de vibrar del sensor.

Si el haz ultrasónico de excitación es pulsado (o es un haz de CW abruptamente terminada), el sensor ultrasónico puede continuar vibrando después de que el pulso (o el haz de CW) termina. La radiación ultrasónica emitida por el sensor pasivo activado después de apagar el haz ultrasónico de excitación puede ser detectada y utilizada para 35 determinar el valor del parámetro físico de interés.

Dado que en la frecuencia de vibración de los sensores pasivos puede influir más de una variable física, puede que sea necesaria una corrección para compensar los efectos de otros parámetros físicos no relacionados con el parámetro físico que necesita ser determinado en la frecuencia de vibración medida del sensor. Por ejemplo, si la presión es el parámetro físico que va a ser determinado, los cambios de temperatura pueden afectar a la frecuencia de vibración del sensor. Las patentes de EE.UU. 5.989.190 y 6.083.165 para Kaplan divulgan pares de sensores 40 compensados y procedimientos para su utilización para compensar los efectos de las variables físicas diferentes no vinculadas en el valor determinado de otra variable física que esté siendo determinada. Por ejemplo, tales pares de sensores compensados, se pueden utilizar para compensar las inexactitudes en las medidas de presión debidas a cambios de temperatura.

Típicamente, el tamaño de los sensores ultrasónicos pasivos implantables, tales como pero sin limitarse a sensores de presión ultrasónicos pasivos intraluminales representa un compromiso de diseño. Disminuir el tamaño del sensor puede permitir la implantación en espacios intraluminales y otros espacios corporales más pequeños y puede 45 disminuir la interferencia con el flujo de sangre o con el flujo de otros fluidos corporales en espacios intraluminales y otros intracavitarios. El tamaño más pequeño del sensor también puede ser ventajoso en casos en los que se necesitan implantar en el mismo lugar una serie de sensores.

Sin embargo, disminuir las dimensiones del sensor también puede disminuir las dimensiones de la membrana capaz de vibrar lo que puede disminuir la energía absorbible del haz ultrasónico de excitación y la energía total radiada por el sensor a o en torno a la frecuencia de resonancia. Esto puede disminuir la intensidad de la señal de retorno y (suponiendo un nivel de ruido fijo) disminuir la relación señal - ruido (S/R). 50

Los problemas adicionales que se pueden encontrar con sensores ultrasónicos pasivos cuando se utiliza un haz de ultrasonidos interrogante estrecho para excitar el sensor pasivo vinculado y la necesidad de distinguir entre la señal 55

emitida por el sensor a la frecuencia de resonancia y los ecos espurios reflejados por las superficies reflectantes distintas de la membrana capaz de vibrar del sensor (tal como, por ejemplo, los ecos reflejados por las superficies no del sensor que no vibran y los ecos reflejados por diversas interfaces reflectantes).

Compendio de la invención

5 La invención se establece en las reivindicaciones.

La presente invención se refiere a procedimientos, dispositivos y sistemas para determinar la resonancia de resonadores capaces de vibrar. El resonador capaz de vibrar puede ser cualquier tipo de resonador que tenga una o más partes capaces de vibrar o estructuras capaces de vibrar. Los resonadores pueden incluir pero sin limitarse a cualquier tipo adecuado de sensor capaz de vibrar o sensor resonante capaz de vibrar para detectar una variable física en un entorno de medida.

La presente invención proporciona un procedimiento para determinar la frecuencia de resonancia de un resonador capaz de vibrar. El procedimiento incluye la etapa de someter el resonador a un haz sónico que tiene una o más frecuencias de excitación del resonador para excitar vibraciones del resonador capaz de vibrar, y una frecuencia portadora capaz de ser frecuencia modulada por las vibraciones del resonador capaz de vibrar. La frecuencia portadora es más alta que las frecuencias de excitación del resonador. El procedimiento también incluye las etapas de recibir señales sónicas de retorno del resonador capaz de vibrar, y procesar las señales de retorno para determinar la frecuencia de resonancia de dicho resonador capaz de vibrar.

La presente invención también proporciona un sistema para determinar la frecuencia de resonancia de un resonador capaz de vibrar. El sistema puede incluir una unidad transmisora configurada para dirigir al resonador capaz de vibrar un haz sónico que incluye una o más frecuencias de excitación del resonador y una frecuencia portadora mayor que las frecuencias de excitación del resonador. El sistema también puede incluir una unidad receptora configurada para recibir señales de retorno de dicho resonador capaz de vibrar, y una unidad de procesamiento acoplada operativamente a la unidad transmisora y a la unidad receptora. La unidad de procesamiento está configurada para procesar las señales de retorno para obtener datos que representan la amplitud de las señales a frecuencias que representan componentes de frecuencia desplazada por efecto Doppler de la frecuencia portadora y para determinar la frecuencia de resonancia del resonador capaz de vibrar a partir de los datos.

La presente invención también proporciona un sistema para determinar la frecuencia de resonancia de un resonador capaz de vibrar, el sistema puede incluir medios de transmisión configurados para dirigir al resonador capaz de vibrar un haz sónico que incluye una o más frecuencias de excitación del resonador y una frecuencia portadora mayor que las frecuencias de excitación. El sistema puede incluir además medios receptores configurados para recibir señales de retorno del resonador capaz de vibrar, y medios de procesamiento acoplados operativamente a los medios de transmisión y a los medios de recepción. Los medios de procesamiento pueden ser configurados para procesar las señales de retorno para obtener datos que representan la amplitud de las señales a las frecuencias que representan componentes de frecuencia desplazada por efecto Doppler de la frecuencia portadora y para determinar la frecuencia de resonancia del resonador capaz de vibrar a partir de los datos.

De acuerdo con una realización de la invención, el sistema puede incluir una unidad de medida de la presión o un barómetro adecuadamente acoplado al sistema para determinar la presión externa en las proximidades del sistema. El sistema puede utilizar el valor de la presión externa medida para seleccionar las frecuencias de excitación apropiadas del resonador que se usará.

De acuerdo con una realización de la invención, el sensor o el resonador puede ser un sensor ultrasónico pasivo capaz de vibrar sensible a la presión, pero también se pueden utilizar otros tipos de sensores. Los resonadores o sensores capaces de vibrar puede ser sensores pasivos o sensores activos, o cualquier otro tipo de resonador o sensor capaz de vibrar conocido en la técnica.

De acuerdo con un aspecto de la invención, el procedimiento puede incluir el dirigir un haz sónico que incluye una frecuencia portadora y una o más frecuencias de excitación del resonador hacia el resonador o sensor capaz de vibrar y recibir una señal de retorno. Las señales de retorno se pueden analizar para determinar la frecuencia de resonancia de la parte o partes capaces de vibrar del resonador o sensor.

La frecuencia portadora puede ser mayor que las frecuencias de excitación del resonador y puede ser seleccionada suficientemente alejada del intervalo de frecuencias de resonancia del resonador de tal modo que el portador no induce vibraciones sustanciales de la parte o partes capaces de vibrar del resonador. Las frecuencias de excitación del sensor pueden ser seleccionadas para que estén dentro del intervalo de frecuencias de resonancia del resonador o sensor.

Un aspecto de la invención es que las vibraciones de la parte o partes del resonador capaz o capaces de vibrar pueden ser excitadas por la frecuencia o frecuencias de excitación del resonador. La frecuencia portadora en el haz sónico puede ser reflejada por la parte o partes capaces de vibrar del resonador o sensor.

La frecuencia portadora puede ser modulada por las vibraciones de la parte o partes capaces de vibrar de acuerdo

con fenómeno Doppler. Las señales de retorno de la parte o partes capaces de vibrar del resonador o sensor pueden incluir frecuencias desplazadas por efecto Doppler diferentes de la frecuencia portadora transmitida.

5 Las señales de retorno del resonador o sensor pueden ser adquiridas y procesadas. De acuerdo con un aspecto de la invención, la señal de retorno adquirida puede ser digitalizada y procesada utilizando un procedimiento digital de transformada de Fourier para obtener datos del dominio de frecuencia que representan la señal de retorno adquirida. Las frecuencias desplazadas por efecto Doppler pueden ser representadas mediante bandas laterales de frecuencia que flanquean la frecuencia portadora. La amplitud de las bandas laterales se puede determinar.

10 Para cada frecuencia de excitación del resonador en el haz sónico transmitido, se pueden determinar las amplitudes de la banda lateral relevante y puede obtenerse un valor de la amplitud de la banda lateral calculada. El valor de la amplitud de la banda lateral (para cualquier frecuencia particular de excitación del resonador) puede ser calculada como la amplitud de una banda lateral seleccionada de las dos bandas laterales asociadas con cada frecuencia de excitación del resonador, o puede ser calculada como un valor medio de la amplitud de la banda lateral a partir de las amplitudes de ambas bandas laterales (puede utilizarse una media aritmética o geométrica de las amplitudes de ambas bandas laterales, pero también se pueden utilizar otros procedimientos de promediación).

15 La frecuencia de excitación del resonador o sensor que está más cerca de la frecuencia de resonancia del resonador tendrá la amplitud mayor de la banda lateral. Por lo tanto, de acuerdo con una realización de la invención, la frecuencia de resonancia del resonador o sensor se puede determinar como la frecuencia de excitación del resonador que da como resultado el máximo valor de amplitud de la banda lateral. De acuerdo con otra realización de la invención, el procedimiento puede determinar los valores de amplitud de la banda lateral para cada frecuencia de excitación del resonador y puede ajustar una curva a los puntos de los datos (cada punto incluye un valor de la amplitud de la banda lateral y un valor de frecuencia que representa la frecuencia de excitación del resonador asociada con el valor de amplitud de la banda lateral). El punto máximo de la curva ajustada se puede calcular y la frecuencia en el punto máximo se puede tomar como la frecuencia de resonancia del resonador o sensor.

25 Un aspecto de la presente invención es que determinando las amplitudes de la señal a las frecuencias desplazadas por efecto Doppler puede ser posible evitar las principales fuentes de ruido que se deben a reflexiones (ecos) de la frecuencia portadora de retorno de la parte o partes del resonador que no pueden vibrar y/o de otras partes o interfaces reflectantes en el entorno en el que está dispuesto el resonador o sensor. Esto se basa en el hecho de que los componentes con frecuencia desplazada por efecto Doppler están presentes en las partes de la señal que son reflejadas por la parte o partes capaces de vibrar del resonador o sensor, mientras que su intensidad puede ser de órdenes de magnitud más pequeña en las partes de la señal que son reflejadas por la parte o partes que no pueden vibrar del resonador o en otros ecos de retorno de otras partes o interfaces del entorno de la medida.

El haz sónico puede ser transmitido en varias configuraciones diferentes. De acuerdo con una realización de la invención, la frecuencia portadora y/o las frecuencias de excitación del resonador pueden ser transmitidas como un haz sónico de onda continua.

35 De acuerdo con otra realización de la invención, la frecuencia portadora y/o las frecuencias de excitación del resonador pueden ser transmitidas como ráfagas de frecuencia en un haz sónico. Una posibilidad puede ser transmitir la frecuencia portadora como una onda continua y las frecuencias de excitación del resonador como ráfagas de frecuencia. Todas las frecuencias de excitación del resonador pueden ser transmitidas dentro de la misma ráfaga, o, como alternativa, pueden ser transmitidas como una serie de ráfagas secuenciales. Cada ráfaga en la serie puede incluir un subgrupo diferente de frecuencias de excitación del resonador. Un subgrupo puede incluir una o más frecuencias de excitación del resonador.

De acuerdo con otra realización de la invención, el haz sónico puede incluir una serie de ráfagas separadas por períodos de tiempo en los que no se transmite ninguna señal. En este caso, cada ráfaga de frecuencia puede incluir la frecuencia portadora y una o más frecuencias de excitación del resonador.

45 De acuerdo con otra realización de la invención el haz sónico puede incluir la frecuencia portadora y uno o más chirridos o barridos de frecuencia que pueden incluir barridos en el intervalo de frecuencias cubierto por las frecuencias de excitación del resonador.

50 Las señales de retorno pueden ser muestreadas y procesadas utilizando varios procedimientos diferentes. De acuerdo con una realización de la invención, el procedimiento y el sistema pueden muestrear la totalidad de las señales de retorno pero procesar sólo partes de las mismas. Si se utilizan ráfagas de frecuencia, sólo parte de las señales de retorno pueden ser procesadas para garantizar el procesamiento de datos de los tiempos a los que el contenido frecuencial de la señal se ha estabilizado (para evitar frecuencias espurias presentes cerca del momento de inicio y terminación de las ráfagas de frecuencia).

55 De acuerdo con otra realización de la invención, el procedimiento y el sistema pueden muestrear sólo partes utilizables de la señal de retorno mediante el muestreo de partes seleccionadas de las señales de retorno. Las partes muestreadas de la señal de retorno se pueden grabar. Las señales grabadas o partes de las señales grabadas se pueden procesar para determinar la frecuencia de resonancia del resonador.

5 Cuando se utiliza un sensor capaz de vibrar que tiene una frecuencia de resonancia que depende del valor de una variable física en el entorno de la medida, la frecuencia de resonancia determinada del sensor se puede utilizar para obtener un valor de la variable física en un entorno de medida. La variable física puede ser cualquier variable física que pueda ser detectada por un sensor resonante. Se dan ejemplos que utilizan sensores de presión para medir valores de presión (in vivo, o en cualquier otro entorno de medida) pero también pueden medirse otras variables físicas tales como la temperatura o la presión osmótica o similares. Si el sensor resonante es un sensor que puede calibrarse, el sensor puede ser calibrado antes de su utilización y se pueden obtener los datos de calibración y utilizarse en las medidas. Tales datos de calibración pueden permitir la correlación de los valores medidos de la frecuencia de resonancia del sensor con los valores de la variable física utilizada en la calibración del sensor. Tales datos de calibración pueden estar en la forma de una tabla de consulta o en la forma de una ecuación de calibración empírica o analítica que permita la determinación o el cálculo del valor de la variable física a partir de los valores de frecuencia de resonancia determinados, o similares. Los sensores de presión pueden ser calibrados en una cámara de presión adecuada antes de la implantación.

15 De acuerdo con una realización de la presente invención, los sensores pueden ser sensores ultrasónicos pasivos implantables que se pueden implantar en varias partes de un sistema cardiovascular para determinar la presión arterial en dicho lugar. De acuerdo con otras realizaciones de la invención, los sensores pueden ser implantados en otras partes de un organismo o mamífero para medir la presión en el mismo. Por ejemplo, el procedimiento se puede utilizar para medir los valores de la presión intracraneal utilizando sensores implantados intracranealmente. El procedimiento se puede utilizar también para las medidas de la presión en un saco aneurismal después de la reparación endovascular aneurismal.

20 De acuerdo con una realización de la presente invención, el procedimiento puede ser un procedimiento de bucle abierto. En el procedimiento de medida de bucle abierto, en cada período de tiempo de medida, el sistema transmite la misma pluralidad de frecuencias de excitación de la pluralidad de sensores.

25 De acuerdo con otra realización de la presente invención, el procedimiento puede ser un procedimiento de medida de bucle cerrado. Tal procedimiento puede ser útil, entre otras cosas, para las medidas de un parámetro que varía periódicamente, tal como, por ejemplo, la presión arterial intraluminal que varía periódicamente (pulsátil) dentro de un vaso sanguíneo. En el procedimiento de bucle cerrado, el sistema puede cambiar o adaptar las frecuencias de excitación del sensor de acuerdo con una frecuencia de resonancia estimada del sensor prevista para el momento en que se realiza la siguiente medida.

30 La estimación de la frecuencia de resonancia prevista para la siguiente medida se puede realizar utilizando diferentes procedimientos. De acuerdo con un posible procedimiento de este tipo, en el inicio de una sesión de medida, el sistema realiza medidas preliminares dentro de un período de prueba seleccionado utilizando el procedimiento de bucle abierto. Después de haber recogido datos suficientes, el sistema puede calcular datos medios del ciclo que representa un ciclo promediado de la presión que varía periódicamente. Los datos promedio del ciclo se pueden utilizar para predecir la frecuencia de resonancia estimada durante el siguiente período de medida y se pueden utilizar para seleccionar un conjunto de frecuencias de excitación del resonador apropiadamente optimizadas basado en la estimada para mejorar la precisión y la sensibilidad.

35 Los datos promediados del ciclo pueden estar en el intervalo de los valores de la frecuencia de resonancia (expresados como valores de frecuencia máxima y mínima de todas las medidas realizadas al mismo tiempo con respecto al comienzo del ciclo de pulsos sobre unos cuantos ciclos de medida).

40 Los datos promediados del ciclo pueden ser también un valor medio de la frecuencia de resonancia del sensor determinado de todas las medidas realizadas en un tiempo similar en relación con el comienzo del ciclo de pulsos sobre unos cuantos ciclos de medida. Los datos también pueden incluir para cada valor medio un parámetro estadístico tal como, por ejemplo, la desviación estándar de la media o la varianza de la media, u otros parámetros adecuados.

45 El procedimiento puede calcular a partir de la frecuencia de resonancia estimada del sensor un conjunto de frecuencias de excitación del sensor para su utilización en la siguiente medida. El conjunto de frecuencias calculadas puede ser optimizado para determinar la frecuencia de resonancia del sensor con mayor precisión.

50 Los sistemas y procedimientos de la invención se pueden utilizar para medir la presión u otras variables físicas de interés en muchas aplicaciones médicas diferentes, y varias aplicaciones industriales que requieren la medida de la presión u otras variables físicas en entornos de medida cerrados, tal como, pero sin limitarse a reactores químicos u otros reactores, diversos tipos de tubos y tuberías y otros espacios cerrados, o cualquier otro tipo de entornos de medida.

Breve descripción de los dibujos

55 La invención se describe en el presente documento, sólo a modo de ejemplo, con referencia a los adjuntos dibujos, en los que componentes similares se designan con números de referencia similares, en los que:

Las Fig. 1A-1C son vistas esquemáticas en sección transversal de un sensor de presión ultrasónico pasivo de la

técnica anterior a tres diferentes valores de presión externa;

La Fig. 2 es un diagrama esquemático que ilustra una vista isométrica de un sensor de presión ultrasónico pasivo ejemplar de múltiples membranas utilizado en experimentos para determinar la presión de acuerdo con el procedimiento de la presente invención basado en el desplazamiento Doppler;

5 La Fig. 3 es una vista esquemática en sección transversal del sensor de la Fig. 2 a lo largo de las líneas III-III;

La Fig. 4 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra un sistema útil para determinar la frecuencia de resonancia de un sensor resonante, de acuerdo con una realización del procedimiento de medida Doppler de la presente invención;

10 La Fig. 5 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra un sistema que utiliza el procedimiento Doppler para medidas de la presión con sensores ultrasónicos pasivos, de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Fig. 6 es en parte un diagrama de bloques y en parte vista frontal esquemática que ilustra con detalle una unidad de transductor o transductores utilizables con los sistemas ultrasónicos de las Fig. 4 y 5, de acuerdo con una realización de la presente invención;

15 La Fig. 7A es un diagrama de bloques esquemático que ilustra los componentes de una aplicación de la unidad del extremo frontal analógico ilustrada en la Fig. 5, de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Fig. 7B es un diagrama de bloques esquemático que ilustra los componentes de una aplicación general de una unidad del extremo frontal analógico que se puede utilizar en los sistemas de la presente invención;

20 La Fig. 8 es un gráfico esquemático que ilustra un ejemplo de datos del dominio de la frecuencia obtenidos de experimentos que utilizan el sensor 20 de la Fig. 2 utilizando el procedimiento de medida Doppler de la presente invención;

La Fig. 9 es un gráfico esquemático que ilustra la dependencia de la amplitud de la banda lateral desplazada por efecto Doppler de la señal de retorno sobre la presión externa que actúa sobre un sensor ultrasónico pasivo excitado por un haz de ultrasonidos interrogante que contiene una frecuencia de excitación de 61 kHz;

25 La Fig. 10 es un gráfico que ilustra un ejemplo de datos del dominio de la frecuencia obtenidos de experimentos que utilizan el sensor 20 de la Fig. 2 utilizando el procedimiento de medida Doppler de la presente invención y un haz de ultrasonidos que incluye simultáneamente una frecuencia portadora y cinco diferentes frecuencias de excitación del sensor;

30 La Fig. 11 es un gráfico esquemático que ilustra la dependencia de la amplitud de la banda lateral desplazada por efecto Doppler sobre la presión externa que actúa sobre un sensor ultrasónico pasivo para tres diferentes frecuencias de excitación del sensor transmitidas simultáneamente en un haz de ultrasonidos que interroga al sensor;

35 La Fig. 12 que es un gráfico esquemático que ilustra la dependencia determinada experimentalmente de la frecuencia de resonancia del sensor 20 de las Fig. 2-3 sobre la presión en una cámara de presión controlada utilizando un haz ultrasónico interrogante que incluye simultáneamente una frecuencia portadora y cinco diferentes frecuencias de excitación del sensor;

La Fig. 13 es un diagrama de flujo esquemático que ilustra las etapas generales de un procedimiento para determinar la frecuencia de resonancia de un resonador utilizando la medida basada en el desplazamiento Doppler, de acuerdo con una realización de la presente invención;

40 La Fig. 14 es un diagrama de flujo esquemático que ilustra las etapas de un procedimiento para determinar la presión arterial intraluminal dentro de un vaso sanguíneo o de un injerto vascular utilizando un sensor resonante ultrasónico pasivo sensible a la presión implantado y un sistema que utiliza el procedimiento de medida basado en el desplazamiento Doppler de la presente invención;

45 La Fig. 15A es un gráfico esquemático que ilustra un ejemplo de datos obtenidos experimentalmente no normalizados que representan la dependencia con el tiempo de la amplitud medida de la banda lateral para una pluralidad de diferentes frecuencias de excitación del sensor;

La Fig. 15B es un gráfico esquemático que ilustra los datos que representan la dependencia con el tiempo de la amplitud normalizada de la banda lateral para una pluralidad de diferentes frecuencias de excitación del sensor, obtenidos por normalización de los datos ilustrados en la Fig. 15A, de acuerdo con una realización de la presente invención; y

50 La Fig. 16 es un gráfico esquemático que ilustra la presión arterial intraluminal en la arteria carótida de un cerdo determinada utilizando simultáneamente un sensor ultrasónico pasivo implantado con el sistema 52 de la Fig. 5, y un catéter que mide la presión intraluminal.

Descripción detallada de la invención

Notación utilizada en todo el documento

La siguiente notación se utiliza a lo largo de todo este documento.

Término	Definición
μm	micrometro
A/D	Analógico/Digital
CA	Corriente alterna
AFE	Extremo Frontal Analógico
BB	Banda base
BPF	Filtro de paso de banda
BW	Ancho de banda
CHF	Insuficiencia cardíaca congestiva
CW	Onda continua
D/A	Digital/Analógico
dB	Decibelio
dBr	Decibelio (relativo)
CC	Corriente continua
DFTt	Transformada de Fourier digital
ECG	Electrocardiograma
FDA	Administración de Fármacos y Alimentos en los EE.UU.
FFT	Transformada de Fourier rápida
FM	Modulación de frecuencia
HPF	Filtro de paso alto
Hz	Hertzio
IF	Frecuencia intermedia
IQ	En fase y en cuadratura
kHz	Kilohertzio
LPF	Filtro de paso bajo
MHz	Megahertzio
SNR	Relación señal-ruido
Torr	Toricelli (unidad de presión)

Término	Definición
US	Ultrasonido

5 Para la finalidad de esta solicitud, el término "haz sónico" define cualquier haz de energía vibracional mecánica capaz de propagarse en un medio físico en el que un sensor resonante puede estar dispuesto o implantado, que incluyen pero sin limitarse a los haces de sonidos y haces de ultrasonidos. El intervalo de frecuencias de la energía vibracional al haz sónico de la presente invención no se limita al intervalo de frecuencias de ultrasonidos audibles y médicas sino que puede incluir cualquiera de las frecuencias de vibración que puede propagarse en el medio en el que esta dispuesto el sensor de resonancia.

10 El término "medio" define, para los fines de esta solicitud, cualquier tipo de sustancia o material o cualquier combinación de sustancias o materiales a través de los cuales puede propagarse un haz sónico. El medio puede ser homogéneo o no homogéneo. Las sustancias o materiales en un medio pueden incluir pero sin limitarse a sólidos, líquidos, fluidos y gases y cualquier mezcla de los mismos y pueden incluir pero sin limitarse a objetos o partículas sólidas y/o semisólidas, geles, coloides y similares. El medio también puede ser cualquier tipo de estructura de material compuesto, o cualquier cuerpo de cualquier organismo, cuerpo de animal o de ser humano o cualquiera de las partes u órganos de tales organismos, animales o seres humanos en el que un resonador o un sensor resonante pueda ser dispuesto o implantado.

15 El término "resonador capaz de vibrar" define, para los fines de esta solicitud, cualquier tipo de dispositivo físico que tenga una o más partes capaces de vibrar que se puedan hacer vibrar mediante un haz sónico que se propague en un medio en el que está dispuesto el dispositivo físico.

20 El término "frecuencia de excitación del resonador" define, para los fines de esta solicitud, una frecuencia incluida en un haz sónico que puede excitar una vibración sustancial de una o más partes capaces de vibrar de un resonador capaz de vibrar.

El término "frecuencia de excitación del sensor" define, para los fines de esta solicitud, una frecuencia incluida en un haz sónico que puede excitar una vibración sustancial de una o más partes capaces de vibrar de un sensor dispuesto en un entorno de medida.

25 El término "frecuencia portadora" define, para los fines de esta solicitud, una frecuencia incluida en un haz sónico que puede ser reflejada por una parte capaz de vibrar de un resonador capaz de vibrar y que puede ser modulada por ser desplazada por efecto Doppler por una vibración de una o más partes capaces de vibrar de un resonador capaz de vibrar.

30 El término "ráfaga" se define, para los fines de esta solicitud, como una duración finita de un haz sónico que incluye una pluralidad de ciclos de una o más frecuencias sónicas.

35 Debe señalarse que, para los fines de la presente solicitud, la palabra "sónica" en términos tales como "ráfaga sónica", "ráfaga de frecuencia sónica" y similares, se utiliza en un sentido amplio para definir un intervalo amplio de frecuencias de vibración que puede incluir pero no se limita a frecuencias vibracionales audibles y no audibles y varias frecuencias de ultrasonidos, tales como pero que no se limitan a las frecuencias de ultrasonidos utilizadas en dispositivos médicos ultrasónicos.

40 Debe señalarse que aunque los sistemas, dispositivos y procedimientos descritos en el presente documento describen el uso de un sensor ultrasónico pasivo para medir la presión arterial dentro de un vaso sanguíneo utilizando el efecto Doppler, también se pueden utilizar sistemas, procedimientos y dispositivos similares para medir una presión estática que cambia dinámicamente dentro de otros fluidos corporales y/o cavidades corporales u otros órganos. Por ejemplo, los sistemas, dispositivos y procedimientos de la presente invención pueden también aplicarse para la medida de presiones intraoculares utilizando sensores ultrasónicos pasivos implantados intraocularmente, para la medida de la presión arterial dentro de cualquier parte de un vaso sanguíneo (tal como pero sin limitarse a una arteria o una vena), para medir la presión arterial dentro de cualquier parte de un corazón, incluyendo pero sin limitarse a una aurícula cardíaca, a un ventrículo cardíaco, la aorta o cualquier otro lumen o cavidad del corazón o de cualquier otro vaso sanguíneo asociado con el corazón o con cualquier otro órgano del cuerpo. Por ello, la persona experta en la técnica comprenderá que los procedimientos descritos en el presente documento no se limitan a la medida de la presión arterial en un vaso sanguíneo y pueden aplicarse a la realización de muchas otras medidas de un parámetro físico que utilice sensores ultrasónicos pasivos implantados.

50 Además, los procedimientos y dispositivos descritos en el presente documento se pueden emplear para determinar la frecuencia de resonancia de los resonadores capaces de vibrar ultrasónicamente. Tales resonadores pueden incluir (pero sin limitarse a) los resonadores incluidos en o que forman parte de los sensores que están diseñados para medir variables físicas, tales como, entre otras, la presión, en un entorno de medida.

Sensores ejemplares que se pueden emplear utilizando los procedimientos y dispositivos de la presente invención pueden incluir sensores implantables para su uso médico o de otro tipo, y sensores no implantados para uso médico y veterinario, u otras aplicaciones de detección industriales. Los parámetros físicos que pueden ser medidos por tales sensores pueden incluir pero sin limitarse a temperatura, presión, presión osmótica, la concentración de una especie química, o ion o molécula en un medio, la cantidad de tejido u otros depósitos que recubren el sensor, y similares. Los procedimientos y dispositivos descritos en el presente documento también se pueden utilizar para detectar parámetros físicos en varios tipos de espacios cerrados, tales como pero sin limitarse a envases de alimentos, tuberías industriales, cámaras de procesos, reactores, cilindros o contenedores presurizados, y similares.

A continuación se hace referencia a las Fig. 1A-1C, que son vistas esquemáticas en sección transversal de un sensor de presión ultrasónico pasivo de la técnica anterior a tres diferentes valores de la presión externa.

El sensor 10 ultrasónico pasivo tiene una carcasa 12. Una delgada membrana 12A capaz de vibrar está unida de forma sellante o forma una parte integral de la carcasa 12. El sensor 10 puede tener también una superficie 12B que no puede vibrar situada en el lado de la carcasa 12 en la que está situada la membrana 12A capaz de vibrar.

La carcasa 12 y la membrana 12A capaz de vibrar forman una cámara 14 sellada. La cámara 14 sellada tiene un gas o una mezcla de gases dentro de ella. La presión interior dentro de la cámara sellada es P_i . La presión interior P_i se puede fijar en un valor deseado en el momento de la fabricación del sensor 10 sellando la carcasa 12 en presencia de un gas o una mezcla de gases que tienen el valor deseado de la presión. La presión externa del medio fuera del sensor 10 es P_E .

La Fig. 1A ilustra esquemáticamente un estado en el que la presión dentro de la cámara 14 sellada y la presión externa en el medio fuera del sensor 10 son iguales ($P_i = P_E$) y la membrana capaz de vibrar 12A está plana.

La membrana 12A capaz de vibrar puede hacerse vibrar dirigiendo un haz de ultrasonidos (no mostrado) sobre el sensor 10. Un haz de ultrasonidos de este tipo puede excitar la membrana 12A capaz de vibrar y puede dar lugar a la vibración de la membrana 12A. Cuando la membrana 12A está vibrando puede irradiar o emitir una señal ultrasónica a su frecuencia de vibración (o a sus frecuencias de vibración si vibra a más de un modo de vibración).

La membrana 12A capaz de vibrar puede seguir emitiendo una señal ultrasónica continua, siempre y cuando la membrana 12A esté siendo excitada por el haz ultrasónico incidente dirigido sobre el sensor 10. Si el haz ultrasónico de excitación está desconectado, la membrana 12A puede seguir vibrando durante algún tiempo después de que el haz de excitación sea apagado y puede emitir una señal ultrasónica que tiene una amplitud que decae con el tiempo. Tales señales ultrasónicas continuas o decadentes emitidas por el sensor 10 pasivo se pueden detectar y más tarde procesar para determinar la presión P_E externa como se describe con detalle en lo sucesivo.

Típicamente, la membrana 12A tiene una frecuencia de resonancia que depende, entre otras cosas, de la forma, de la masa, y del espesor de la membrana 12A. Cuando la frecuencia del haz ultrasónico de excitación está en la frecuencia de resonancia natural de la membrana 12A, la amplitud de la vibración de la membrana 12A es máxima y la amplitud de la señal ultrasónica emitida por la membrana 12A resonante es máxima. Si la frecuencia del haz ultrasónico de excitación es diferente de la frecuencia de resonancia de la membrana 12A (por ser mayor o menor que la frecuencia de resonancia de la membrana 12A), se reduce la amplitud de las vibraciones de la membrana 12A y se reduce la intensidad de la señal ultrasónica emitida por la membrana 12A que vibra.

La Fig. 1B ilustra esquemáticamente el sensor 10 cuando la presión interna dentro de la cámara 14 es mayor que la presión externa fuera del sensor 10 ($P_i > P_E$). En tales condiciones la membrana 12A es empujada hacia fuera y puede adoptar una forma convexa. La flecha de doble cabeza etiquetada $X(t)$ representa el desplazamiento del centro de la membrana 12A desde un plano que representa la posición de la membrana 12A en las condiciones en las que P_i es igual a P_E (véase la Fig. 1A). La línea discontinua 13 representa esquemáticamente la posición de la membrana 12A en las condiciones en las que P_i es igual a P_E .

Cuando $P_i > P_E$, la membrana 12A es sometida a tensión, y la frecuencia de resonancia de la membrana 12A se desplaza a una frecuencia superior que su frecuencia de resonancia en condiciones sin tensión.

La Fig. 1C ilustra esquemáticamente el sensor 10 cuando la presión interna dentro de la cámara 14 es menor que la presión externa fuera del sensor 10 ($P_i < P_E$). En tales condiciones la membrana 12A es empujada hacia dentro y puede adoptar una forma cóncava. La flecha de doble punta etiquetada $X(t)$ representa el desplazamiento del centro de la membrana 12A desde un plano que representa la posición de la membrana 12A en las condiciones en las que P_i es igual a P_E (véase la Fig. 1A). La línea discontinua 13 representa esquemáticamente la posición de la membrana 12A en las condiciones en las que P_i es igual a P_E . Debe señalarse que en la Fig. 1C, $X(t)$ adopta (arbitrariamente) un valor negativo que indica que el desplazamiento está en una dirección opuesta a la dirección del desplazamiento de la membrana que se muestra en la Fig. 1B.

Cuando $P_i < P_E$, la membrana 12A está sometida a tensión, y la frecuencia de resonancia de la membrana 12A se desplaza a una frecuencia mayor que su frecuencia de resonancia en condiciones sin tensión.

Dentro de un cierto intervalo de presión, la frecuencia de resonancia de la membrana 12A puede ser una función

de la diferencia de presión $\Delta P = P_i - P_E$.

El punto de presión dentro del intervalo de trabajo del sensor en el que la frecuencia de resonancia de la membrana 12A del sensor tiene el valor más bajo (un punto mínimo) se llama el "punto de inversión" del sensor. Dentro del intervalo de trabajo del sensor, a medida que aumentan los valores de presión hasta valores mayores que la presión del punto de inversión, la frecuencia de resonancia del sensor aumenta ya que la membrana capaz de vibrar se vuelve cada vez más tensionada. De forma similar, a medida que disminuyen los valores de presión hasta valores menores que la presión del punto de inversión, la frecuencia de resonancia del sensor aumenta ya que la membrana capaz de vibrar se vuelve cada vez más tensionada.

Debe señalarse que la configuración y la construcción de sensores de ultrasonidos, se conoce en la técnica, no es objeto de la presente invención, y por lo tanto no se describe con detalle en lo sucesivo. Generalmente, muchos tipos diferentes de sensores ultrasónicos pueden utilizarse en la aplicación de los procedimientos y sistemas de la presente invención. Por ejemplo, cualquiera de los sensores ultrasónicos pasivos descritos en las patentes de EE.UU. 5.619.997, 5.989.190 y 6.083.165 pueden utilizarse para aplicar los procedimientos y sistemas de la presente invención, pero también se pueden utilizar otros tipos adecuados de sensores ultrasónicos resonantes conocidos en la técnica.

A continuación se hace referencia a las Fig. 2 y 3. La Fig. 2 es un diagrama esquemático que ilustra una vista isométrica de la un sensor de presión ultrasónico pasivo multi-membrana ejemplar utilizado en experimentos que determinan la presión de acuerdo con el procedimiento basado en el desplazamiento Doppler de la presente invención, y la Fig. 3 es una vista esquemática en sección transversal del sensor de la Fig. 2 a lo largo de la línea III-III.

El sensor 20 incluye una capa 22 plana de sustrato fabricada de vidrio PYREX®. La capa 22 de sustrato tiene la forma de una losa cuadrada que tiene un lado L de aproximadamente 1 milímetro, y un espesor H1 de aproximadamente 300 micrometros. Una capa 24 rebajada está ligada de forma sellante al sustrato 22. La capa 24 rebajada es una capa de silicio mono-cristalino que tiene una forma cuadrada con un lado L de aproximadamente 1 milímetro y un espesor H2 de aproximadamente 24 micrometros. La capa 24 rebajada se procesa utilizando procedimientos de enmascaramiento, fotorresistentes y de grabado estándares, como se conoce en la técnica, para formar nueve rebajes en la capa 24. Tres rebajes 27A, 27B y 27C de los nueve rebajes del sensor 20 se ilustran en la vista en sección transversal de la Fig. 3 (los seis rebajes restantes no se ven en la Fig. 3). Los rebajes 27A, 27B y 27C tienen una forma piramidal roma. La capa 24 rebajada está ligada a la capa 22 plana de sustrato como se muestra en las Fig. 2 y 3 en una cámara de presión controlada utilizando unión anódica, como se conoce en la técnica. Después de que se complete la unión, el sensor 20 tiene nueve cámaras selladas (no mostradas en la Fig. 2) que tienen sustancialmente el mismo nivel P_i de presión interna de la cámara. La presión P_i puede fijarse ajustando adecuadamente el nivel de presión en la cámara de presión (no mostrado) dentro del cual la capa 22 y la capa 24 rebajada están unidas entre sí al nivel de presión deseado. Tres cámaras 28A, 28B y 28C selladas de las nueve cámaras del sensor 20 se ilustran en la Fig. 3. Las cámaras selladas 28A, 28B y 28C tienen delgadas membranas 29A, 29B y 29C, respectivamente, capaces de vibrar en su lado opuesto a la capa 22 de sustrato. Las membranas 29A, 29B y 29C capaces de vibrar están sustancialmente paralelas a la capa 22 plana de sustrato. Las otras seis cámaras selladas restantes (no mostradas en la Fig. 3) tienen delgadas membranas capaces de vibrar similares (no mostradas en la Fig. 3) que forman parte de las paredes de las cámaras selladas. Por ello, el sensor 20 tiene nueve delgadas membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar que tienen un espesor H3 de aproximadamente 0,8 micrometros.

Volviendo a la Fig. 3, las membranas 29A, 29B y 29C capaces de vibrar forman parte de las paredes de las cámaras 28A, 28B y 28C selladas, respectivamente. Cada una de las membranas 29A, 29B y 29C capaces de vibrar tiene la forma de una membrana cuadrada que tiene un lado L1 de aproximadamente 220 micrometros. Volviendo brevemente a la Fig. 2, los cuadrados con líneas de trazos etiquetados 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I representan esquemáticamente las posiciones, dimensiones y disposición de las nueve membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar que están formadas dentro de la capa 24 rebajada.

Debe señalarse que la configuración, composición del material y dimensiones del sensor 20 descrito anteriormente en el presente documento y utilizado en los experimentos descritos en el presente documento se dan a modo de ejemplo solamente. La presente invención puede ponerse en práctica con muchos otros tipos de sensores ultrasónicos, y pueden hacerse muchas variaciones y permutaciones, entre otras, la composición de los materiales de construcción del sensor, las dimensiones del sensor, la forma del sensor, la cantidad, la forma y/o las dimensiones y/o las formas y/o la configuración de las membranas capaces de vibrar del sensor. Los parámetros del sensor, tal como, entre otros, la estructura del sensor, los materiales, las dimensiones, la presión interna (P_i) y otros parámetros del sensor pueden ser modificados de acuerdo con, entre otros, la aplicación específica y las frecuencias de ultrasonidos utilizadas por el sistema.

Cuando un haz de ultrasonidos incidente (no mostrado) que contiene la frecuencia o frecuencias apropiadas se dirige incidente al sensor 20, cada una de las nueve membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar pueden vibrar como se conoce en la técnica, y pueden emitir una señal ultrasónica de la frecuencia de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I. Dado que las

dimensiones físicas de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar son sustancialmente similares (dentro de las tolerancias de fabricación), las frecuencias de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar son sustancialmente similares entre sí. Cuando la frecuencia del haz ultrasónico es cercana a la frecuencia (o frecuencias) de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar la amplitud de la señal ultrasónica de retorno generada por las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar es máxima.

El grado de tensión en cada una de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20 depende, entre otras cosas, de la diferencia de presión entre la presión externa P_E fuera del sensor 20 y la presión interna P_I dentro de las cámaras selladas del sensor 20. Por lo tanto, la intensidad de la señal ultrasónica de retorno del sensor 20 puede depender del valor de la presión P_E fuera del sensor 20. Esto es parecido al comportamiento de la membrana 12A capaz de vibrar del sensor 10 como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento.

Dentro de un cierto intervalo de presión, la frecuencia de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar puede ser función de la diferencia de presión $\Delta P = P_I - P_E$.

Cuando el sensor 20 es irradiado con ondas de ultrasonidos, vibran las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar. La frecuencia de vibración de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar es igual a la baja frecuencia del ultrasonido de excitación y la amplitud de la vibración de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar es función de la energía del haz de ultrasonidos de excitación y de la frecuencia de resonancia del sensor.

En general, los sensores ultrasónicos pasivos individuales de membrana capaz de vibrar (tal como, pero sin limitarse al sensor 10 de las Fig. 1A-1C), los sensores ultrasónicos pasivos multi-membrana (tal como, pero sin limitarse al sensor 20 de las Fig. 2-3) y otros tipos de sensores resonantes descritos en el presente documento o conocidos en la técnica pueden ser calibrados determinando experimentalmente la frecuencia de resonancia del sensor a valores de la presión conocidos en un entorno de presión controlada. Tal calibración puede utilizarse para obtener una tabla de consulta (LUT) que correlaciona valores de frecuencia de resonancia y de presión. Cuando el sensor está colocado dentro de un entorno de medida, la LUT puede utilizarse para determinar la presión a partir de los valores determinados de la frecuencia de resonancia del sensor.

También puede ser posible utilizar tal LUT obtenida experimentalmente para encontrar una función que defina la dependencia de la frecuencia de resonancia del sensor sobre la presión fuera del sensor, al menos para un intervalo de presión definido dentro del intervalo de trabajo del sensor. Cuando el sensor está colocado dentro de un entorno de medida, una función de este tipo puede utilizarse para calcular la presión a partir de valores determinados de la frecuencia de resonancia del sensor.

La frecuencia de resonancia del sensor en un entorno de calibración o en un entorno de medida se puede determinar dirigiendo hacia el sensor un haz de energía acústica (tal como, pero sin limitarse a un haz de sonidos o de ultrasonidos) que tenga una pluralidad de frecuencias y que mida la amplitud de la señal de retorno del sensor de cada frecuencia transmitida. Teóricamente, la amplitud de la señal reflejada debería ser mínima a la frecuencia de resonancia del sensor (debido a la gran absorción de resonancia). En la práctica, sin embargo, puede ser difícil determinar con precisión la frecuencia de resonancia del sensor debido a varias razones.

Un problema que aparece a menudo con determinar la frecuencia de resonancia de la membrana 12A (o de la frecuencia de resonancia de cualquier otra estructura resonante incluida en un sensor de este tipo, tal como, pero sin limitarse a la frecuencia de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20) puede resultar del hecho de que las señales ultrasónicas transmitidas y devueltas están, básicamente, a la misma frecuencia o a frecuencias relativamente cercanas. Por lo tanto, la señal devuelta está "contaminada" por el ruido y por los ecos. Tales ecos pueden ser devueltos por diversas estructuras del cuerpo dentro del cual se ha dispuesto el sensor, o por interfaces que reflejan los ultrasonidos entre las estructuras corporales que tienen diferentes valores de impedancia acústica, así como por las partes o superficies que no pueden vibrar, del propio sensor. Por ejemplo, cuando el sensor 10 pasivo está implantado en un vaso sanguíneo (no mostrado) y un haz (no mostrado) ultrasónico de excitación es dirigido hacia el sensor 10 en la dirección representada generalmente por la flecha etiquetada 11, la señal de retorno puede incluir, entre otras, la señal generada por la membrana 12A resonante, y el eco reflejado por la parte 12B que no puede vibrar del sensor 10, y otros ecos (no mostrados) del haz de excitación que son reflejados por las partes (no mostradas) reflectantes del cuerpo o por las interfaces dentro del cuerpo (no mostradas) en las que el sensor 10 está implantado.

De manera parecida, las partes que no pueden vibrar de la superficie 30 de la capa 24 rebajada del sensor 20 pueden también reflejar ecos a una frecuencia cercana o a la frecuencia de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I, capaces de vibrar.

Cuanto mayor es la intensidad de los ecos en la señal ultrasónica de retorno, más difícil puede ser detectar y aislar esa parte de la señal de retorno emitida por la membrana 12A resonante donde reside la información requerida.

Los procedimientos de la presente invención se pueden adaptar para medir la presión arterial dentro de un vaso

sanguíneo y presentar las variaciones de presión arterial pulsátil dentro de tal vaso sanguíneo. Con el fin de medir la presión, un sensor que tiene uno o más resonadores pasivos (tales como, pero sin limitarse a los sensores pasivos 10 o 20 divulgados anteriormente en el presente documento, o cualquier otro sensor resonante ultrasónico adecuado conocido en la técnica) está implantado dentro del vaso sanguíneo. El sensor puede cambiar su frecuencia de resonancia en función de la presión arterial como se ha divulgado anteriormente en el presente documento. Con el fin de encontrar la frecuencia de resonancia de la parte resonante del sensor utilizado, se dirige un haz de ultrasonidos hacia el sensor. El haz de ultrasonidos puede incluir uno o más componentes de frecuencia de excitación del resonador para la excitación de la parte o partes resonantes del sensor (tal como, ejemplo, la membrana 12A capaz de vibrar del sensor 10, o las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I, capaces de vibrar del sensor 20, o similares). El haz de ultrasonidos también incluye un componente de frecuencia portadora que es mayor que la frecuencia (o frecuencias) de excitación del resonador.

La una o más frecuencias de excitación del resonador excita oscilaciones de la membrana 12A capaz de vibrar del sensor 10 o de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20, o de cualquier otra parte del sensor capaz de vibrar del resonador o resonadores incluidos en el sensor. El componente de la frecuencia portadora que es devuelta (reflejada) por la membrana o membranas oscilantes capaces de vibrar o de cualquier otro miembro oscilante del resonador o parte del sensor utilizado, es modulado con un desplazamiento Doppler debido a la oscilación del resonador o resonadores vibrantes. El componente de la frecuencia portadora modulada Doppler en la señal ultrasónica de retorno del sensor puede entonces ser recibida y analizada para detectar y medir la amplitud de los componentes de frecuencia de la banda lateral (los componentes de frecuencia desplazados por efecto Doppler) de la frecuencia portadora modulada como se describe con detalle en lo sucesivo para identificar y situar espacialmente el sensor, para contribuir al centrado del haz de ultrasonidos interrogante sobre el sensor y encontrar la frecuencia de resonancia de la membrana o membranas capaces de vibrar del sensor o de más cualquier otra parte o miembro resonante del sensor que está siendo utilizado.

El efecto Doppler se puede utilizar para diferenciar la señal portadora modulada devuelta de los otros ecos (que no están modulados). Por ejemplo, midiendo y visualizando un registro del dominio de frecuencia de la amplitud de una o más bandas laterales desplazadas por efecto Doppler a medida que la sonda de ultrasonidos o transductor explora el cuerpo, el usuario u operador puede saber que el haz está dirigido al sensor cuando se observan o, de otro modo, se detectan tales bandas laterales y pueden ser capaces de determinar cuándo el haz ultrasónico está dirigido con precisión hacia el sensor implantado mediante la supervisión de los cambios de la amplitud del pico o picos de la banda lateral a medida que se cambia la dirección de la sonda ultrasónica o transductor. La maximización de la amplitud de la banda o bandas laterales por efecto Doppler puede indicar que el sensor está situado correctamente dentro del haz de ultrasonidos y puede asegurar que la señal recibida es en efecto una señal devuelta por el sensor. Esto es porque en las señales que se devuelven por estructuras o interfaces distintas de la membrana capaz de vibrar o resonador del sensor, la frecuencia portadora no será modulada a la frecuencia Doppler debido a que las estructuras o interfaces que reflejan no están vibrando a o cerca de la frecuencia de resonancia del resonador o membrana capaz de vibrar del sensor y los ecos de la frecuencia portadora que vuelven de tales estructuras o interfaces no vibrantes no serán moduladas Doppler y no tendrán componentes significativos de la frecuencia de la banda lateral.

Si un haz interrogante que tiene una frecuencia cercana a la frecuencia de resonancia del sensor se utiliza para la excitación del sensor (sin utilizar la frecuencia portadora de la presente invención), la señal de retorno del sensor puede estar contaminada por el ruido procedente de varias fuentes. Una posible fuente de tal ruido es la reflexión del haz interrogante entrante procedente de diversas superficies que no pueden vibrar del sensor (referido en lo sucesivo como ruido por reflexión del sensor). Por ejemplo, la superficie 12B que no pueden vibrar del sensor 10 (Fig. 1A-1C), y las partes que no pueden vibrar de la superficie 30 de la capa 24 rebajada del sensor 20 (Fig. 2) pueden reflejar el haz de ultrasonidos interrogante. Tales reflexiones pueden contener un intervalo de frecuencias sustancialmente similar al intervalo de frecuencias emitidas por la membrana 12A capaz de vibrar y por las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar de los sensores 10 y 20, respectivamente. Debido a la similitud entre el intervalo de las frecuencias de ruido por reflexión del sensor y la señal de interés emitida por las membranas capaces de vibrar de los sensores, puede ser difícil separar de ese ruido la señal relevante.

Aunque puede ser posible reducir el ruido por reflexión del sensor reduciendo el tamaño de las superficies que no pueden vibrar del sensor que hace frente al haz interrogante, esto puede no ser siempre deseable o posible debido al diseño en la práctica o a consideraciones de fabricación tal como, entre otras, las que afectan a la durabilidad mecánica del sensor, al aumento de la fragilidad del sensor, y otras consideraciones.

Además del ruido por reflexión comentado anteriormente en el presente documento, puede haber otros tipos de ruido que pueden contaminar la señal de interés emitida por las partes capaces de vibrar del sensor resonante. Tal ruido puede incluir ecos y reflexiones del haz interrogante por diversos objetos en el entorno de medida. Por ejemplo, en sensores implantados en un cuerpo o en una cavidad corporal tales ecos pueden ser reflejados por las interfaces entre varios tejidos diferentes o por las interfaces entre varios tejidos y fluidos corporales o gases, burbujas dentro de un fluido corporal, o similares. En otras aplicaciones tales ecos pueden ser reflejados por las interfaces entre varios objetos diferentes o interfaces en el entorno de medida, incluidos, entre otros, paredes u otros objetos reflectantes que rodean o están dispuestos en el entorno de medida, o interfaces reflectantes o burbujas en

el medio de medida, o similares.

Aunque el problema de los ecos puede reducirse en ciertas aplicaciones específicas, por ejemplo, mediante el posicionamiento adecuado del sensor dentro del entorno de medida, y mediante el ajuste de la dirección del haz interrogante para reducir los ecos recibidos, esto puede no ser siempre posible, especialmente en aplicaciones de sensor implantado en las que la colocación del sensor está dictada por las necesidades de la medida y en las que el sensor o sensores, o los diversos tejidos y/u órganos que rodean los sensores pueden moverse o cambiar sus posiciones relativas.

Los procedimientos, dispositivos y sistemas descritos en el presente documento proporcionan una solución a los problemas descritos anteriormente de ruido por reflexión del sensor y otros diversos ecos, utilizando dos tipos diferentes de frecuencias en el haz interrogante. El primer tipo de frecuencias son frecuencias de excitación que excitan la membrana o membranas capaces de vibrar u otra parte o partes resonantes del sensor resonante e inducen vibraciones de esta membrana o membranas o parte o partes resonantes capaces de vibrar. Preferiblemente, las frecuencias de excitación están dentro de un intervalo de frecuencias que incluye los posibles valores de las frecuencias de resonancia del sensor o sensores en el intervalo de trabajo de la presión del sensor o sensores.

El segundo tipo de frecuencia incluido en el haz ultrasónico interrogante es una frecuencia portadora que es sustancialmente mayor que las frecuencias de excitación del resonador o sensor. La frecuencia portadora se selecciona preferiblemente de tal manera que sea mayor que cualquier frecuencia de excitación del sensor y esté suficientemente alejada de las frecuencias de resonancia del sensor o sensores posibles dentro del sensor o sensores del intervalo de presión de trabajo del sensor o de los sensores. Por ello, la frecuencia portadora se selecciona de tal manera que comunique muy poca energía a la membrana o membranas capaces de vibrar del sensor o sensores, ya que está alejada del posible intervalo de frecuencias de resonancia dentro del intervalo de trabajo de la presión del sensor o sensores utilizados en la medida.

Cuando el haz interrogante que incluye la frecuencia portadora y una o más frecuencias de excitación se dirigen al sensor o sensores, la membrana o membranas capaces de vibrar u otra parte o partes resonantes del sensor vibran a las frecuencias de excitación. La frecuencia portadora es reflejada por la membrana o membranas capaces de vibrar del sensor (tal como, por ejemplo, por la membrana 12A capaz de vibrar del sensor 10 o por las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20), así como por las partes no capaces de vibrar del sensor o sensores (tal como, por ejemplo, la superficie 12B no capaz de vibrar del sensor 10, y por las partes no capaces de vibrar de la superficie 30 de la capa 24 rebajada del sensor 20).

La parte de la onda portadora reflejada por la membrana o membranas capaces de vibrar es desplazada por efecto Doppler debido al movimiento de vibración de la membrana o membranas, como se conoce en la técnica. Para cada frecuencia de vibración presente en la membrana que vibra debido a una frecuencia de excitación del haz interrogante, se añaden dos frecuencias a la señal reflejada (de frecuencia portadora \pm frecuencia de excitación). Si el número de frecuencias de excitación es N, la señal reflejada puede incluir la frecuencia portadora y 2N componentes de frecuencia desplazada por efecto Doppler. La amplitud de la señal reflejada en cada frecuencia desplazada por efecto Doppler es proporcional a la amplitud de la vibración de la membrana capaz de vibrar de la frecuencia de excitación correspondiente. Por lo tanto, si se pueden medir las amplitudes de las frecuencias desplazadas por efecto Doppler se pueden emplear estos datos de amplitud para determinar la frecuencia a la que la amplitud de la vibración es máxima. Esta frecuencia representa la frecuencia de resonancia del sensor en el momento en el que se realiza la medida (suponiendo que la medida se realiza suficientemente rápida para asegurar que la presión no cambia sustancialmente durante el período de tiempo utilizado para la adquisición de los datos de la señal de retorno).

Aunque las frecuencias desplazadas por efecto Doppler pueden estar suficientemente desplazadas de la frecuencia portadora (a lo largo del eje de la frecuencia de una representación del dominio de la frecuencia de la señal de retorno) mediante los procedimientos adecuados de procesamiento de señales (como se describe con detalle en lo sucesivo) puede ser posible determinar la amplitud de la señal de retorno a estas frecuencias desplazadas por efecto Doppler aunque la frecuencia portadora tenga una amplitud que pueda ser muchos órdenes de magnitud mayor que la amplitud de la señal de retorno a las frecuencias desplazadas por efecto Doppler.

Por ello, dado que la información relevante reside en la amplitud de las frecuencias de la banda lateral desplazadas por efecto Doppler, y la mayor parte del ruido irrelevante en la señal de retorno (tal como, por ejemplo, el ruido por reflexión del sensor y los otros ecos descrito anteriormente en el presente documento) están a la frecuencia portadora y a las frecuencias de excitación, es relativamente fácil medir las amplitudes relevantes separando las frecuencias. Por ejemplo, la medida puede llevarse a cabo realizando una transformada de Fourier digital (DFT) sobre la señal de retorno digitalizada procesada para proporcionar datos de representación en el dominio de frecuencias, como se describe con detalle en lo sucesivo, o utilizando otros procedimientos o algoritmos adecuados para determinar los datos de amplitud a frecuencias diferentes.

A continuación se hace referencia a la Fig. 4 que es un diagrama de bloques esquemático que ilustra un sistema útil para determinar la frecuencia de resonancia de un sensor resonante, de acuerdo con una realización del

procedimiento de medida por efecto Doppler de la presente invención.

El sistema 32 incluye una unidad 34 de transductor o transductores para producir señales de salida en la forma de un haz acústico interrogante que puede ser dirigido hacia el sensor resonante (no mostrado en la Fig. 4). La unidad (34) de transductor o transductores también se utiliza para recibir las señales de retorno desde el sensor cuando el sensor es interrogado con el haz interrogante. La unidad (34) de transductor o transductores puede incluir uno o más transductores (no se muestran por separado en la Fig. 4, para una mayor claridad de la ilustración). El transductor o transductores incluidos en la unidad (34) de transductor o transductores pueden ser cualquier transductor o transductores adecuados para generar de forma controlable haces de energía acústica (tales como, pero sin limitarse a haces sónicos o ultrasónicos) como se conoce en la técnica. Por ejemplo, la unidad (34) de transductor o transductores puede aplicarse utilizando transductores piezoeléctricos adecuados, pero cualquier otro tipo de transductor o transductores conocido en la técnica puede utilizarse para aplicar la unidad 34 de transductor, tal como, pero sin limitarse a transductores capacitivos, transductores capacitivos de banda ancha, transductores piezoeléctricos de materiales compuestos, transductores electromagnéticos, varios tipos de matrices transductoras y varias combinaciones adecuadas de tales transductores configurados para obtener diferentes frecuencias y/o formas de haz.

El sistema 32 también incluye una o más unidades 36 de generación de frecuencias acopladas adecuadamente a una o más unidades 34 de transductor. La unidad o unidades 36 de generación de frecuencia están adaptadas para generar la frecuencia portadora y las frecuencias de excitación del resonador del haz acústico interrogante, como se ha descrito anteriormente en el presente documento, la construcción y funcionamiento de tales unidades de generación de frecuencia es bien conocida en la técnica, y por lo tanto no se describen en detalle en el presente documento.

El sistema 32 puede incluir también una unidad 38 de procesador/controlador adecuadamente conectada a la unidad o unidades 36 de generación de frecuencias para controlar el funcionamiento del mismo. Al menos una unidad de transductor de la unidad (34) de transductor o transductores está adaptada para recibir las señales de retorno del sensor resonante. El transductor o transductores utilizados para recibir la señal de retorno pueden estar acoplados a una unidad 39 receptora adecuada. La unidad 39 receptora recibe una señal que representa la señal de retorno de la unidad de transductor y puede procesar la señal para proporcionar una señal procesada condicionada a la unidad 38 del procesador/controlador.

El sistema 32 puede también (opcionalmente) incluir una unidad 37 barométrica adecuadamente conectada a la unidad 38 de controlador y procesador. La unidad 37 barométrica puede ser cualquier tipo de dispositivo de medida de la presión conocido en la técnica. La unidad 37 barométrica puede medir la presión externa en el entorno en el que el sistema 32 está dispuesto. El valor de la presión externa puede suministrarse adecuadamente a la unidad 38 de procesamiento/control. Por ejemplo, la unidad 37 barométrica puede producir datos digitales directamente a la unidad 38 de procesamiento/control, o la unidad 37 barométrica puede producir una señal analógica y puede ser utilizada una unidad A/D adecuada (no mostrada) para digitalizar la señal analógica y enviar la señal digitalizada a la unidad de procesamiento/control. El valor de la presión externa determinado puede utilizarse por el sistema como se describe con detalle en lo sucesivo.

Los datos de presión barométrica pueden utilizarse por el sistema para fines diversos que incluyen, pero sin limitarse a la selección de conjuntos apropiados de frecuencias de excitación del sensor como se describe con detalle en lo sucesivo. La construcción y el funcionamiento de los dispositivos de medida de la presión son bien conocidos en la técnica y no son objeto de la presente invención y, por lo tanto, no se describen en detalle en lo sucesivo.

Debe señalarse que aunque la unidad 39 receptora de la Fig. 4 se muestra para ser implantada como parte de la unidad 38 de procesador/controlador, esto no es obligatorio y la unidad 39 receptora también puede implantarse como una unidad independiente que se puede acoplar adecuadamente a la unidad de transductor y a la unidad 38 de procesador/controlador para recibir señales procedentes de la unidad de transductor y proporcionar una señal condicionada a la unidad 38 de procesador/controlador.

La unidad 38 de procesador/controlador puede conectarse o puede incluirse dentro de la misma una interfaz 35 de usuario. La interfaz de usuario puede incluir cualquier número adecuado de dispositivos de entrada y de salida adecuados (no mostrados individualmente en la Fig. 4, para una mayor claridad de la ilustración) adecuados para recibir la entrada o los comandos desde un usuario del sistema 32, y proporcionar salida o datos al usuario u operador del sistema 32. Los dispositivos de entrada y/o salida incluidos en la interfaz 35 de usuario pueden incluir, pero sin limitarse a cualquier combinación de paneles de control, teclados, dispositivos apuntadores (tal como, pero sin limitarse a un ratón, un lápiz óptico, una tableta gráfica o similar), pantallas de visualización sensibles al tacto, monitores, dispositivos de visualización de datos y/o de imágenes, luces indicadoras, altavoces de audio u otros dispositivos de salida de audio, impresoras, dispositivos de almacenamiento de datos de cualquier tipo conocido en la técnica, y similares. La unidad o unidades o dispositivos de visualización de este tipo pueden ser, pero sin limitarse a dispositivos de visualización de CRT, dispositivos de visualización LCD, o cualquier otro tipo adecuado de dispositivo de visualización conocido en la técnica. La estructura y funcionamiento de tales dispositivos de entrada y de salida son bien conocidos en la técnica, y, por lo tanto, no se describen con detalle en lo sucesivo.

Debe señalarse que cualquier tipo de configuración conocida en la técnica puede ser utilizada para aplicar uno o más de los componentes del sistema 32. Por ejemplo, cualquiera de los circuitos electrónicos utilizados en cualquiera de los componentes del sistema 32 pueden aplicarse como circuitos analógicos, circuitos digitales o circuitos analógicos /digitales híbridos. Además, cualquiera de los circuitos o componentes del sistema 32 se puede aplicar utilizando componentes electrónicos o eléctricos discretos, circuitos integrados (IC), circuitos integrados de muy gran escala (VLSI), circuitos procesadores de señal digital (DSP), y cualquiera de las combinaciones adecuadas de los mismos, o similar. Debe señalarse que algunos o todos los componentes electrónicos descritos pueden estar integrados en un único chip (tal como, por ejemplo, un ASIC), o pueden estar incluidos en una sola tarjeta de ordenador PC.

De acuerdo con una realización de la invención, la unidad 38 de procesador/controlador puede aplicarse como, o puede ser formada como parte de un ordenador (tal como, pero no limitada a un ordenador, un ordenador personal, un puesto de trabajo, un miniordenador, un ordenador conectado en red, un ordenador central, una configuración del procesador distribuida, una configuración informática de racimo, microporcesador o microprocesadores, microcontrolador o microcontroladores o cualquier otro tipo de configuración informática o procesadora conocida en la técnica).

La unidad 38 de procesador/controlador también puede incluir cualquier tipo de dispositivo de almacenamiento o dispositivo de memoria (no mostrado en detalle en la Fig. 4) adecuado conocido en la técnica para el almacenamiento temporal o permanente de los datos, antes, durante o después de la adquisición de los datos y/o después del procesado de los datos por la unidad 38 de procesador/controlador.

Aunque la configuración esquemática del sistema 32 de la Fig. 4 ilustra los bloques funcionales generales del sistema de la presente invención, muchas diferentes aplicaciones específicas del sistema se pueden utilizar para diferentes aplicaciones. Algunas aplicaciones específicas ejemplares del sistema 32 se describen en detalle en lo sucesivo para la aplicación específica de realizar medidas de presión de la presión arterial intraluminal utilizando un sensor ultrasónico pasivo implantado en el lumen de un vaso sanguíneo. Sin embargo, muchas otras permutaciones y combinaciones de los sistemas descritos en el presente documento pueden aplicarse para diferentes aplicaciones o para la misma aplicación específica descrita en el presente documento, como se comprenderá por la persona experta en la técnica.

A continuación se hace referencia a la Fig. 5, que es un diagrama de bloques esquemático que ilustra un sistema útil para determinar la presión arterial intraluminal dentro de un vaso sanguíneo utilizando un sensor resonante implantado, de acuerdo con una realización del procedimiento de medida por efecto Doppler de la presente invención.

El sistema 50 incluye una unidad 62 de transductor o transductores para producir señales de salida en la forma de un haz ultrasónico interrogante que puede ser dirigido contra un sensor resonante ultrasónico pasivo (no mostrado en la Fig. 5). La unidad 62 de transductor o transductores también se utiliza para recibir las señales de retorno desde el sensor cuando el sensor es interrogado con el haz interrogante de ultrasonidos. La unidad 62 de transductor puede incluir uno o más transductores (no mostrados aisladamente en la Fig. 5, para una mayor claridad de la ilustración). El transductor o transductores incluido en la unidad 62 de transductor puede ser cualquier transductor o transductores adecuado para generar de forma controlable haces de energía ultrasónica (tal como, pero sin limitarse a haces sónicos o ultrasónicos) como se conoce en la técnica. Por ejemplo, la unidad 34 de transductor puede ser aplicada utilizando transductores piezoeléctricos adecuados, pero cualquier otro tipo de transductor conocido en la técnica se puede utilizar como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento

De acuerdo con una realización de la presente invención, la unidad 62 de transductor o transductores puede incluir un único transductor ultrasónico de banda ancha (no mostrado en detalle en la Fig. 5) capaz de generar suficiente energía ultrasónica a la baja frecuencia (o frecuencias) requerida de excitación del sensor y a la superior frecuencia portadora ultrasónica y de recibir señales ultrasónicas de retorno para generar una señal eléctrica que representa la señal ultrasónica de retorno recibida.

Como alternativa, de acuerdo con otra realización de la presente invención, la unidad 62 de transductor o transductores puede incluir una pluralidad de transductores ultrasónicos (no mostrados en detalle en la Fig. 5, pero que se ve en la Fig. 6 abajo), uno o más de la pluralidad de transductores puede estar configurado para generar suficiente energía ultrasónica a la baja frecuencia (o frecuencias) requerida de excitación del sensor, mientras otro transductor o transductores pueden estar configurados para generar la mayor frecuencia portadora ultrasónica. La señal ultrasónica de retorno puede ser recibida por uno o más transductor o transductores incluidos en la unidad 62 de transductor o de transductores.

En general, de acuerdo con una realización de la presente invención, el transductor o los transductores empleados para generar frecuencias ultrasónicas también pueden utilizarse para recibir o detectar la señal ultrasónica de retorno. Como alternativa, de acuerdo con otra realización de la presente invención, también es posible utilizar exclusivamente para la recepción de señales devueltas uno o más transductores ultrasónicos dedicados. Todas estas permutaciones de combinaciones de transductores se pueden utilizar en el sistema de la presente invención, como se conoce en la técnica, con la condición de que con ellos se obtenga suficiente energía a las frecuencias

requeridas y que proporcionen una aceptable relación señal - ruido para las señales recibidas para permitir la realización del análisis de las señales como se describe con detalle en lo sucesivo.

La unidad 62 de transductor o de transductores puede incluir cualquier tipo o tipos de transductor ultrasónico adecuado. Por ejemplo, el transductor o los transductores ultrasónicos incluidos en la unidad 62 de transductor o de transductores, pueden ser transductores piezoeléctricos, y/o transductores ultrasónicos capacitivos, y/o transductores capacitivos de banda ancha, y/o transductores electromecánicos, y/o transductores electro-magneto-mecánicos (basados en bobinas e imanes), o cualquier otro tipo de transductor ultrasónico adecuado conocido en la técnica. También pueden aplicarse combinaciones de diferentes tipos de transductores ultrasónicos dentro de la unidad 62 de transductor o de transductores. Los transductores de materiales compuestos y/o los transductores de matrices progresivas con haces orientables, y/o transductores de material compuesto de haz enfocable también se pueden utilizar en la aplicación de la presente invención.

El sistema 50 puede incluir una unidad 52 de generación de frecuencias que esta acoplado adecuadamente al transductor o a los transductores de la unidad 62 de transductor o de transductores. La unidad 52 de generación de frecuencias puede incluir una unidad 54 de generación de señales de alta frecuencia para generar una frecuencia portadora, y una unidad 56 de generación de baja frecuencia para generar bajas frecuencias de excitación para excitar el sensor resonante. La unidad 56 de generación de baja frecuencia puede (opcionalmente) ser una unidad digital generadora de frecuencias que se puede acoplar adecuadamente a la unidad 62 de transductor o transductores a través de una adecuada unidad 58 convertidora de digital a analógica (D/A) y una unidad 60 de amplificación. Preferiblemente (pero no obligatoriamente), la unidad 56 de generación de baja frecuencia se puede aplicar como un procesador de señal digital (DSP) o cualquier otro dispositivo o procesador o microprocesador digital adecuado capaz de proporcionar una señal de frecuencia digital adecuada. Sin embargo, también puede utilizarse cualquier otra configuración adecuada para una unidad de generación de baja frecuencia conocida en la técnica (analógica, digital o híbrida analógica/digital). La unidad 58 D/A puede ser controlada por una adecuada unidad 74 de sincronización que puede sincronizar el funcionamiento de la unidad 58 D/A con el muestreo de las señales de retorno, como se describe con detalle en lo sucesivo .

La unidad 54 de generación de alta frecuencia puede ser un circuito oscilador de alta frecuencia de precisión acoplado adecuadamente a un transductor (no mostrado individualmente en la Fig. 5) incluido en la unidad 62 de transductor o transductores. Sin embargo, puede emplearse cualquier otro tipo adecuado de unidad generadora de frecuencias conocida en la técnica y capaz de proporcionar una frecuencia portadora adecuada con una suficiente precisión y un contenido de frecuencias espurias suficientemente bajas.

El sistema 50 también puede incluir una unidad 64 del extremo frontal analógico (AFE) acoplado adecuadamente al transductor (no mostrado individualmente dentro de la unidad 62 de transductor o transductores), cuyo transductor se utiliza para recibir la señal ultrasónica de retorno desde el sensor (no mostrado en la Fig. 5) de presión resonante interrogado y proporcionar una señal eléctrica proporcional a la señal de la onda ultrasónica de retorno.

La unidad (AFE) (opcional) puede recibir la señal analógica desde el transductor, y puede procesar la señal con el fin de aumentar la relación señal - ruido y amplificar selectivamente las frecuencias de bandas laterales con efecto Doppler como se describe con detalle en lo sucesivo para proporcionar una señal condicionada analógica. La unidad 64 AFE puede conectarse adecuadamente a una unidad 66 de conversión de analógica a digital (A/D), y puede suministrar la señal analógica condicionada a la unidad 66 A/D para la digitalización. La unidad 66 A/D puede conectarse adecuadamente a una unidad 68 de procesamiento/control y puede suministrar la señal digitalizada a la unidad 68 de procesamiento/control para su posterior procesamiento y análisis. La unidad 66 A/D puede conectarse adecuadamente a la unidad 74 de sincronización y puede recibir señales de sincronización desde la unidad 74 de sincronización.

La unidad 68 de procesamiento/control puede ser una unidad de procesador, una unidad de microprocesador, una unidad de procesador de señal digital (DSP), una unidad controladora, un ordenador que incluye, pero no se limita a ningún ordenador u ordenadores interconectados como se ha descrito anteriormente en el presente documento (con respecto a la Fig. 4) o cualquiera de las combinaciones adecuadas de los mismos. Puede utilizarse cualquier adecuada unidad o unidades de control o de procesamiento conocida en la técnica.

La unidad 68 de procesamiento/control puede estar adecuadamente conectada a (o puede incluir) una interfaz 35 de usuario para permitir la entrada y/o salida para la interacción del usuario u operador, como se ha descrito en detalle con respecto a la Fig. 4 anterior.

La unidad 68 de procesamiento/control se puede conectar adecuadamente a uno o más dispositivo o dispositivos 72 de almacenamiento de datos para almacenar datos y grabar y/o almacenar resultados. El dispositivo o dispositivos 72 de almacenamiento de datos, puede ser cualquier tipo adecuado de dispositivo de almacenamiento o combinaciones de dispositivos de almacenamiento conocidos en la técnica, tales como, pero sin limitarse a dispositivos de memoria de estado sólido, que incluyen, pero sin limitarse a la memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria FLASH, DRAM, dispositivos de memoria SRAM, dispositivo o dispositivos de almacenamiento magnético (que incluyen, pero sin limitarse a discos duros magnéticos fijos o discos basados en medios magnéticos extraíbles), dispositivos de almacenamiento magneto-ópticos, o cualquier otro tipo adecuado de dispositivo de almacenamiento

conocido en la técnica, y cualquiera de las combinaciones de dispositivos de almacenamiento fijos o extraíbles.

5 La unidad 74 de sincronización puede utilizarse para proporcionar señales de activación adecuadas a la unidad 58 D/A y a la unidad 66 A/D, con el fin de coordinar el funcionamiento de la unidad 58 D/A y de la unidad 66 A/D en los casos en los que el haz ultrasónico generado por la unidad 62 de transductor o transductores se hace funcionar en un modo pulsado o a ráfagas o en un modo chirrido. La unidad 74 de sincronización también se puede (opcionalmente) conectar adecuadamente a la unidad 52 de generación de frecuencias, y puede proporcionar señales de sincronización o de activación para controlar el funcionamiento de la unidad 54 de generación de alta frecuencia.

10 El sistema 50 puede también (opcionalmente) incluir una fuente 76 de alimentación para suministrar energía a los componentes del sistema 50. La fuente 76 de alimentación puede ser cualquier fuente de alimentación adecuada (externa o interna al sistema 50) y puede incluir una o más fuentes de CC y/o fuentes de alimentación de CA como se conoce en la técnica, tal como, pero sin limitarse a la red eléctrica, fuentes de alimentación de CC tal como, pero sin limitarse a pilas primarias, pilas recargables, o similares, fuentes de alimentación de CC reguladas o no reguladas, o similares).

15 El sistema 50 también puede incluir un dispositivo 70 de visualización adecuado conectado convenientemente con la unidad 68 de procesamiento/control para la visualización de datos o datos procesados o resultados de medida en formas numéricas y/o alfanuméricas y/o gráficos y pictogramas, o en cualquier otro tipo de presentación o formato conocido en la técnica.

20 A continuación se hace referencia a la Fig. 6 que es en parte diagrama de bloques y en parte vista frontal esquemática que ilustra en detalle una unidad de transductores ultrasónicos piezoeléctricos utilizable con un sistema ultrasónico (tal como, por ejemplo, el sistema 32 de la Fig. 4, y el sistema 50 de la Fig. 5), de acuerdo con una realización de la presente invención.

25 La unidad 62 de transductor o de transductores se aplica como una unidad de múltiples transductores que incluye tres transductores piezoeléctricos concéntricos. La unidad 62 de transductor o transductores incluye un transductor 62A anular que transmite baja frecuencia que está acoplado adecuadamente a una unidad 56A de generación de baja frecuencia. El transductor 62A que transmite baja frecuencia era un transductor anular piezoeléctrico de baja frecuencia que tiene un intervalo de trabajo de 50-100 kHz. El transductor se suministró con un circuito de adaptación de impedancia. Debe señalarse, sin embargo, que cualquier otro transductor de baja frecuencia adecuado conocido en la técnica puede utilizarse para aplicar la invención.

30 La unidad 62 de transductor o transductores también incluye un transductor 62B anular transmisor a alta frecuencia que está acoplado adecuadamente a la unidad 52 de generación de alta frecuencia. La unidad 52 de generación de alta frecuencia genera la frecuencia portadora. De acuerdo con una realización de la presente invención, la unidad 52 de generación de alta frecuencia se aplica como una unidad generadora de frecuencia de bajo ruido diseñada para generar una frecuencia portadora a 2,5 MHz. El transductor 62B transmisor de alta frecuencia está adaptado para emitir un haz ultrasónico a una frecuencia de 2,5 MHz.

35 Debe señalarse, sin embargo, que también pueden utilizarse otros diferentes valores de la frecuencia portadora en la aplicación de la presente invención.

La unidad 62 de transductor o transductores también incluye un transductor 62C piezoeléctrico a modo de disco receptor de alta frecuencia que está acoplado adecuadamente a la unidad 64 del extremo frontal analógico.

40 El transductor 62B anular transmisor de alta frecuencia y el transductor 62C a modo de disco receptor de alta frecuencia se aplicaron como una sonda ultrasónica de uso general de 2,5 MHz modelo CLI 7900, comercialmente disponible de Capistrano Labs, Inc., San Clemente, CA, EE.UU.

45 Cuando el haz de ultrasonidos que incluye la baja frecuencia (o frecuencias) que excita el resonador y la alta frecuencia portadora es dirigida hacia el sensor resonante, el transductor 62C piezoeléctrico receptor de alta frecuencia recibe la señal de retorno del sensor, así como otra señal de retorno de otros objetos e interfaces dentro del entorno de medida, y genera una señal eléctrica representativa de la señal de retorno. La señal eléctrica producida por el transductor 62C se suministra al AFE 64 para un procesamiento posterior.

50 De acuerdo con una realización de la presente invención, el transductor 62C a modo de disco está coaxialmente anidado dentro del transductor 62B anular y el transductor 62B anular está coaxialmente anidado dentro del transductor 62A anular. Debe señalarse, sin embargo, que esta disposición de transductores anidados no es obligatoria y la invención puede aplicarse utilizando cualquier adecuada disposición o tipo de transductor, como se sabe en la técnica.

55 Debe señalarse que mientras, de acuerdo con la realización del sistema ilustrada en la Fig. 5, la unidad 56 de generación de señales de baja frecuencia estaba acoplada al transductor de baja frecuencia de la unidad 62 de transductor o transductores, a través de una unidad 58 D/A y una unidad 60 amplificadora, para proporcionar el transductor de baja frecuencia con una señal de tensión amplificada, pueden utilizarse otras configuraciones para

generar las señales de baja frecuencia.

Por ejemplo, de acuerdo con una realización de la presente invención, la unidad 56A de generación de baja frecuencia se aplicó sintetizando señales de baja frecuencia en una tarjeta PCI de un Generador de Formación de Ondas Arbitrarias modelo TE-5300 (no mostrado), comercialmente disponible de TABOR Electronics Ltd., Israel. La tarjeta PCI del Generador de Formación de Ondas Arbitrarias estaba instalado en un ordenador personal (PC) (no mostrado). Las señales de baja frecuencia sintetizadas fueron introducidas en un filtro de paso bajo modelo L8666 (no mostrado), comercialmente disponible de Anatech Electronics Inc., EE.UU., para filtrar las frecuencias altas. A continuación, la señal filtrada fue suministrada a un circuito (no mostrado) de adaptación de impedancias convenientemente conectado al transductor 62A transmisor de baja frecuencia. El circuito de adaptación de impedancias fue suministrado por Ethalon con el transductor piezoeléctrico de baja frecuencia. Los expertos en la técnica comprenderán que la aplicación anteriormente divulgada de la unidad de generación de baja frecuencia se da solo a modo de ejemplo, y la invención puede aplicarse fácilmente utilizando cualquier otro circuito o dispositivo adecuado conocido en la técnica para la generación de las bajas frecuencias utilizadas por el sistema de la invención.

Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, la señal de retorno recibida por la unidad 62 de transductor o transductores puede incluir la señal modulada reflejada por las membranas vibratorias del sensor, y los ecos de alta frecuencia reflejados por varios tejidos e interfaces de tejidos y de las partes no vibratorias del sensor.

La señal modulada puede ser considerada como una señal de frecuencia modulada (FM). Dado que el índice de modulación β es muy bajo ($\beta < 0,1$), la señal modulada puede ser tratada como una señal de FM de banda estrecha. En la FM de banda estrecha sólo hay dos bandas laterales significativas que contienen la mayor parte de la energía de modulación. Por lo tanto, puede ser posible utilizar análisis por transformada de Fourier digital (DFT) con el fin de estimar la energía a las frecuencias específicas sin demodular la señal de FM recibida.

Dos procedimientos diferentes se pueden utilizar para recibir y procesar la señal de FM. El primer procedimiento puede utilizar un receptor de banda base (BB) que aplica la conversión descendente de la frecuencia central a la banda base (CC) como se conoce en la técnica. El segundo procedimiento puede utilizar un receptor de frecuencia intermedia (IF) que aplica la conversión descendente de la frecuencia central a una frecuencia intermedia inferior (tal como, por ejemplo, a una frecuencia de 500 kHz en la aplicación ejemplar no limitante mostrada en la Fig. 7A siguiente), como se conoce en la técnica.

Por ello, el AFE 64 de la Fig. 5 puede utilizar una combinación de un amplificador de bajo ruido y uno o más circuitos de filtro adecuados para filtrar y amplificar la señal de bajo nivel recibida desde la unidad 62 de transductor de recepción. El amplificador y otros circuitos de filtros utilizados pueden establecer la cifra de ruido del subsistema de recepción.

Después de que la señal es filtrada y amplificada, puede utilizarse un mezclador adecuado y un filtro de paso bajo para realizar la conversión descendente de la señal, como se conoce en la técnica, para mover las frecuencias laterales que estaban en torno a la alta frecuencia (que pueden ser 3,0 MHz en el ejemplo específico, no limitante, de la unidad 52 de generación de alta frecuencia de la Fig. 6) hasta frecuencias intermedias más bajas. Por ejemplo, las frecuencias más bajas pueden ser frecuencias en torno a 0,5 MHz si se utiliza un receptor IF, o pueden ser frecuencias en torno a la banda base (en torno al nivel CC) si se utiliza un receptor de banda base (BB).

La conversión descendente se puede lograr multiplicando (mezclando) la señal recibida amplificada y filtrada con una señal de referencia. Para un receptor de IF esta señal de referencia es típicamente una onda sinusoidal pura $\sin(\omega t)$, en donde ω es igual a la frecuencia portadora transmitida. Por ejemplo, esta señal de referencia puede ser una señal de CW puro con una diferencia de frecuencia de +0,5 MHz o -0,5 MHz con respecto a la frecuencia de la onda portadora utilizada en el haz ultrasónico transmitido.

La salida del mezclador puede ser filtrada en paso bajo para atenuar cualquiera de las señales espurias generadas por el mezclador. Por ejemplo, si la frecuencia portadora es 3,0 MHz y la señal de referencia suministrada al mezclador es de 2,5 MHz, frecuencia de corte del filtro de paso bajo puede ser de aproximadamente 800 kHz. Después de dicha filtración, la señal incluye, principalmente, la nueva frecuencia portadora (convertida descendente), los ecos de la frecuencia portadora alta que eran convertidos descendentes desde alta frecuencia (3,0 MHz) hasta aproximadamente 0,5 MHz, y las frecuencias laterales (frecuencias desplazadas por efecto Doppler) en torno a la principal frecuencia portadora convertida descendente.

Dado que la amplitud de la componente de alta frecuencia a IF (compuesta principalmente de ecos convertidos descendentes y de la portadora convertida descendente) puede ser significativamente mayor que la amplitud de las frecuencias de la banda lateral (típicamente, en más que 40-80 dB), y con el fin de mejorar el intervalo dinámico A/D, puede utilizarse un filtro de muesca (en torno a la frecuencia de 0,5 MHz). El filtro de muesca (véase, por ejemplo, el filtro 92 de muesca de la Fig. 7A siguiente) puede ser diseñado para atenuar la frecuencia central IF en 40-50 dB sin atenuar sustancialmente las frecuencias de banda lateral. Tal filtro de muesca puede aumentar significativamente el intervalo dinámico del sistema. Un amplificador de alta ganancia puede entonces utilizarse después del filtro de muesca para aumentar el nivel y la relación señal ruido (SNR) de las bandas laterales sin llegar a la saturación.

Si se está utilizando una aplicación de receptor de BB en lugar de una aplicación de un receptor de IF, la señal de referencia es $\exp(-j\omega t)$, en donde ω es igual a la frecuencia portadora transmitida (por ejemplo, si la frecuencia portadora transmitida es 3,0 MHz, entonces ω también se selecciona de 3,0 MHz). La señal de referencia puede entonces ser visualizada como una combinación de un coseno (en fase, I) y un seno (en Cuadratura, Q). Esto también se conoce en la técnica como una aplicación de receptor IQ, y la salida del mezclador es de CC. La aplicación de un receptor BB es bien conocida en la técnica y, por lo tanto, no se describirá en detalle en lo sucesivo.

En resumen, después del mezclador, el receptor IQ (no mostrado) puede aplicar dos canales, un canal "I" y un canal "Q" (coseno y seno, respectivamente). Cada canal puede utilizar un filtro de paso bajo (LPF) y un filtro de paso alto (HPF). Por ejemplo, la frecuencia de corte del LPF puede ser en torno a 0,5 MHz. El HPF puede reemplazar el filtro de muesca de la aplicación IF ya que el componente portador es de CC. La frecuencia de corte del HPF puede ser de aproximadamente 20 kHz con una atenuación de 40-50 dB en CC, pero también pueden utilizarse otros valores de frecuencias de corte y de atenuación adecuadas, como se conoce en la técnica del diseño del receptor IQ. El resto del receptor IQ puede aplicarse similar al receptor IF excepto que se utiliza la aplicación de doble canal (pueden utilizarse un amplificador independiente y una unidad A/D para cada canal de los canales I y Q).

A continuación se hace referencia a las Fig. 7A y 7B. La Fig.7A es un diagrama de bloques esquemático que ilustra los componentes de una aplicación de la unidad de extremo frontal analógico ilustrada en la Fig. 5, de acuerdo con una posible realización de la presente invención.

La Fig. 7B es un diagrama de bloques esquemático que ilustra los componentes de una aplicación general de una unidad de extremo frontal analógico que puede utilizarse en los sistemas de la presente invención.

La unidad 64 del extremo frontal analógico utilizada en los experimentos descritos en lo sucesivo se basaba en una aplicación de receptor IF. La unidad 64 de extremo frontal analógico incluye un primer filtro 80 de paso de banda (BPF). El BPF 80 recibe como entrada la señal eléctrica del transductor incluido en la unidad 62 de transductor o transductores (de la Fig. 5) y filtra la señal entrante que pasa frecuencias de señal en el intervalo de 2,5-3,5 MHz mientras que atenúa otras frecuencias para reducir baja frecuencias y ruido. El BPF 80 se aplicó utilizando el filtro B6734 de paso de banda comercialmente disponible de Anatech Electronics Inc., EE.UU., pero puede utilizarse cualquier otro BPF adecuado.

La unidad del AFE 64 también incluye un primer amplificador 82 conectado al BPF 80 para amplificar la salida de la señal filtrada del BPF 80. El primer amplificador 82 se aplicó utilizando un amplificador modelo MCL ZFL-500LN o un amplificador MCL ZFL-1000 comercialmente disponible de Mini Circuits® Laboratory, Brooklyn, EE.UU. Sin embargo, puede utilizarse cualquier otro tipo de amplificador de bajo ruido adecuado.

La señal amplificada desde el amplificador 82 se suministra a un segundo filtro 84 de paso de banda convenientemente conectado al amplificador 82. El segundo filtro 84 de paso de banda disminuye el ruido de 2,0 MHz que se reincorpora después de la unidad 86 mezcladora incluida en la unidad 64 del AFE. El segundo BPF 84 se aplicó utilizando el filtro de paso de banda modelo B6734 descrito anteriormente, pero puede utilizarse cualquier otro BPF adecuado.

La salida del segundo BPF 84 se suministra a una unidad 86 mezcladora. La unidad 86 mezcladora se aplicó como un mezclador modelo MCL ZP-3MH comercialmente disponible de Mini Circuits® Laboratory, EE.UU. Sin embargo, también puede utilizarse cualquier otra unidad mezcladora adecuada conocida en la técnica. La unidad 86 mezcladora está también conectada a una fuente 88 de alta frecuencia. La fuente de alta frecuencia se aplicó como una fuente de alta frecuencia de bajo ruido que genera una frecuencia de 2,5 MHz. La unidad 86 mezcladora multiplica la señal de 2,5 MHz proporcionada por la fuente 88 de alta frecuencia por la señal recibida desde el filtro 84 de paso de banda. La unidad 86 mezcladora está conectada a un filtro 90 de paso bajo, que filtra la señal de salida de la unidad 86 mezcladora para eliminar las altas frecuencias de la señal en torno a 5,5 MHz, mientras que pasan las frecuencias convertidas descendentes en torno a 0,5 MHz. El LPF 90 se aplicó como un filtro de paso bajo modelo L8666 comercialmente disponible de Anatech Electronics Inc., EE.UU., pero puede utilizarse cualquier otro LPF adecuado.

La salida del filtro 90 de paso bajo está conectada a un filtro 92 de muesca. El filtro 92 de muesca está configurado para atenuar la amplitud de la señal portadora convertida descendente a aproximadamente 0,5 MHz sin atenuar sustancialmente la frecuencias de la banda lateral convertidas descendentes. El filtro de muesca se aplicó como un filtro de muesca modelo S2034 comercialmente disponible de Anatech Electronics Inc., EE.UU., pero puede utilizarse cualquier otro filtro de muesca adecuado.

Una unidad 94 amplificadora está conectada al filtro 92 de muesca para amplificar la salida del filtro 92 de muesca. La segunda unidad 94 amplificadora se aplicó como un amplificador modelo MCL ZFL-500LN, comercialmente disponible de Mini Circuits® Laboratory, EE.UU. Dado que el filtro 92 de muesca disminuye la amplitud del componente de la frecuencia portadora convertida descendente a 0,5 MHz sin afectar sustancialmente la amplitud de las frecuencias de bandas laterales convertidas descendentes, las bandas laterales pueden amplificarse convenientemente sin una saturación indebida de la unidad 94 amplificadora, mejorando el intervalo dinámico del sistema.

La señal de salida de la unidad 94 amplificadora puede ser digitalizada por una unidad de digitalización adecuada, tal como, por ejemplo, por la unidad 66 A/D (de la Fig. 5.), o por cualquier otra unidad de digitalización adecuada conocida en la técnica.

Volviendo a la Fig. 7B, en una aplicación más general del extremo frontal analógico de la presente invención, el AFE 64 puede incluir una unidad 81 de acondicionamiento de la señal. La unidad 81 de acondicionamiento de la señal puede recibir la señal analógica de la unidad 39 receptora (de la Fig. 4), o la señal analógica de la unidad 62 de transductor o transductores (de la Fig. 5) y puede acondicionar la señal realizando de filtración y/o amplificación adecuada de la señal analógica para eliminar los componentes de frecuencias no deseadas de la señal analógica y amplificar adecuadamente la señal si es necesario. La señal acondicionada desde la unidad 81 de acondicionamiento de la señal puede suministrarse a una unidad 87 de conversión descendente conectada a la unidad 81 de acondicionamiento de la señal. La unidad 87 de conversión descendente puede incluir una fuente 88 de alta frecuencia, conectada adecuadamente a una unidad 86 mezcladora (como se ha descrito anteriormente en el presente documento para la unidad 64 del AFE de la Fig. 7A).

La unidad mezcladora se suministra con una señal de referencia de alta frecuencia desde la fuente 88 de alta frecuencia, como se ha descrito anteriormente en el presente documento. La unidad 86 mezcladora puede mezclar la señal condicionada proporcionada por la unidad 81 de acondicionamiento de la señal con la señal de referencia para proporcionar una señal mixta. La frecuencia de la señal de referencia puede depender de la frecuencia portadora utilizada en la interrogación del sensor y del procedimiento de aplicación de la conversión descendente (tal como, por ejemplo, los procedimientos de conversión descendente BB o IF). El AFE 64A también puede incluir una unidad 91 de acondicionamiento de señal después del mezclado. La unidad 91 de acondicionamiento de la señal después del mezclado se puede aplicar utilizando cualquier procedimiento conocido en la técnica para eliminar componentes de frecuencias no deseadas de la señal convertida descendente, como se conoce en la técnica. Típicamente, pueden utilizarse varias combinaciones de circuitos de filtro (que incluyen, pero sin limitarse a filtros de paso de banda y/o filtros de muesca y/o filtros de paso bajo y/o filtros de paso alto con o sin circuitos amplificadores) para aplicar la unidad 81 de acondicionamiento de la señal y la unidad 91 de acondicionamiento de la señal después del mezclado, de la Fig. 7A.

Debe señalarse que, en la aplicación específica del AFE 64 ilustrado en la Fig. 7A y descrito en detalle anteriormente en el presente documento, la unidad de acondicionamiento de señal después del mezclado se aplica mediante el filtro 90 de paso bajo, el filtro 92 de muesca y la unidad 94 amplificadora. De forma similar, la unidad 81 de acondicionamiento de la señal se aplicó utilizando el filtro 80 de paso de banda, la unidad 82 amplificadora y el filtro 84 de paso de banda. Sin embargo, pueden utilizarse muchas otras diferentes aplicaciones y diseños de circuitos en la aplicación de la unidad 81 de acondicionamiento de la señal y de la unidad 91 de acondicionamiento de la señal después del mezclado que depende, entre otras cosas, de los valores específicos de la frecuencia portadora y de las frecuencias de excitación del sensor utilizadas, del procedimiento de conversión descendente utilizado (procedimientos BB o IF), y de los niveles de ruido específicos y de la típica intensidad de la señal de retorno y/u otros parámetros de la señal de la aplicación particular.

Debe señalarse que la utilización de la unidad 64 del AFE (aplicada bien con un receptor de Frecuencia Intermedia como se muestra en la Fig. 7A o bien con un receptor de banda base IQ) no es obligatorio para la aplicación del sistema de la presente invención. Las realizaciones ejemplares descritas e ilustradas anteriormente en el presente documento se encontraron prácticas para la medida de la amplitud de las bandas laterales desplazadas por efecto Doppler en situaciones experimentales en las que la amplitud de la frecuencia portadora central es de aproximadamente cinco órdenes de magnitud mayor que la amplitud de las bandas laterales.

Debe señalarse, sin embargo, que si la unidad 66 A/D se aplica como un digitalizador de bajo ruido que tiene un intervalo dinámico suficientemente alto (utilizando, por ejemplo, una unidad A/D de 32 bits de bajo ruido), la unidad 64 del AFE puede llegar a ser redundante y la señal de salida del transductor 62C de recepción puede suministrarse directamente a la unidad 68 de procesamiento/control (de la Fig. 5) para el procesamiento posterior como se describe con detalle en lo sucesivo. Aunque tales unidades A/D de gran intervalo dinámico de bajo ruido pueden ser bastante costosas de aplicar, son bien conocidas en la técnica, y por lo tanto pueden ser (opcionalmente) usadas en la aplicación de la presente invención, que obvia la necesidad de una unidad de extremo frontal analógico.

Si se utiliza tal unidad A/D de gran intervalo dinámico de bajo ruido para aplicar la unidad 66 A/D, la unidad 64 del AFE puede ser eliminada y la salida de señal de tensión de retorno mediante la unidad 62 de transductor o transductores puede ser directamente suministrada a la unidad A/D, y la señal digitalizada resultante puede ser entonces procesada por la unidad 68 de procesamiento/control. Cualquier filtrado necesario u otras etapas de procesamiento (tales como, pero sin limitarse a la normalización o la multiplicación por una ventana adecuada), pueden entonces realizarse mediante el programa informático adecuado aplicado a la unidad 68 de procesamiento/control, como se conoce en la técnica.

En tal caso (utilizando el convertidor A/D de gran intervalo dinámico de bajo ruido), puede ser posible determinar la amplitud de las frecuencias de la banda lateral desplazada por efecto Doppler directamente desde la señal digital sin tener que realizar un procedimiento de conversión descendente, siempre que la amplitud o amplitudes de las frecuencias de las bandas laterales esté por encima del nivel de ruido de la señal digitalizada. La señal digitalizada

puede ser sometida a diversos procedimientos de filtración digitales y/u otro acondicionamiento de la señal digital y/o amplificación de la señal digital, si es necesario, como se conoce en la técnica del procesamiento de señal digital.

De acuerdo con una realización preferida de la presente invención, la unidad 68 de procesamiento/control analiza la señal digitalizada recibida de la unidad 66 A/D realizando una transformada de Fourier digital (DFT) en la señal para proporcionar una representación de los datos del dominio de la frecuencia de la señal digitalizada. Antes de realizar la DFT, los datos digitalizados pueden ser multiplicados por una función de ventana adecuada (tal como, por ejemplo, una ventana de Hamming o una ventana de Hanning, pero también pueden utilizarse cualquiera de los otros tipos de funciones de ventana adecuada tal como, pero sin limitarse a funciones de ventana de Harris-Blackman, como se conoce en la técnica) para reducir la "fuga de recipiente" debido a la longitud finita de la duración del muestreo, como se conoce en la técnica. El tipo de función de ventana utilizado puede depender, entre otras cosas, de la duración del muestreo utilizado por el sistema, y el procedimiento de la función ventana es opcional. Los datos del dominio de la frecuencia pueden entonces ser analizados para determinar la amplitud de la frecuencia o frecuencias de las bandas laterales, como se describe con detalle en lo sucesivo.

A continuación se hace referencia a la Fig. 8 que es un gráfico que ilustra un ejemplo de datos de dominio de la frecuencia obtenidos a partir de los experimentos que utilizan el sensor 20 de la Fig. 2 utilizando el procedimiento de medida por efecto Doppler de la presente invención.

El dato del dominio de la frecuencia de la Fig. 8 se obtuvo utilizando un sistema ultrasónico similar al sistema 50 de la Fig. 5, y el sensor 20 de las Fig. 2-3. El sistema utilizó una frecuencia portadora de 3 MHz y una frecuencia de excitación del sensor de 61 kHz. El experimento se realizó colocando el sensor 20 en un recipiente de presión controlada lleno de agua (no mostrado) y dirigiendo hacia el sensor 20 un haz de ultrasonidos que contiene una frecuencia portadora de 3,0 MHz y una única frecuencia de excitación del sensor de 61 kHz. La baja frecuencia de la señal de 61 kHz fue producida por un programa informático MATLAB® y la salida como una salida analógica por una unidad A/D CG1100, comercialmente disponible de Gage Technologies Inc., EE.UU. La señal analógica se amplificó mediante un amplificador modelo 75A250, comercialmente disponible de Amplifier Research Inc., EE.UU. Un generador de funciones modelo AFG320, comercialmente disponible de Tektronics Inc., EE.UU., se utilizó el para producir la señal de alta frecuencia de 3 MHz, que se utilizó para la conducción de la placa de Ultrasonidos CLI de Capistrano Labs Inc., EE.UU. La placa CLI de ultrasonidos envió la señal al transductor de alta frecuencia.

Las señales de retorno fueron muestreadas a una frecuencia de muestreo de 50 MHz mediante un tablero modelo PDA12 de Signatech Inc., EE.UU. y fueron procesados y analizados utilizando un programa informático MATLAB®. La curva 100 del gráfico de la Fig. 8 representa los datos del dominio de la frecuencia obtenidos después de realizar DFT sobre una secuencia de datos de dominio de tiempo.

El eje vertical de la gráfica ilustrada en la Fig. 8 representa la amplitud de la señal (en dBr) y el eje horizontal representa la frecuencia (en MHz). El pico 102 central representa la señal portadora (centrada a aproximadamente 3,0 MHz) y los dos picos 104A y 104B son las dos bandas laterales que representan las frecuencias desplazadas por efecto Doppler a $3,0 \text{ MHz} \pm 61 \text{ kHz}$ debido a la modulación de la frecuencia portadora de 3,0 MHz por las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20 que estaban vibrando a la frecuencia de excitación del sensor de 61 kHz. Debe señalarse que el pico 102 de la frecuencia portadora y las frecuencias 104A y 104B de la banda lateral están muy por encima del nivel de ruido. Se puede ver claramente que la amplitud del pico 102 del eco de la frecuencia portadora es mucho mayor que la amplitud de las frecuencias de la banda lateral (la amplitud se diferencia en aproximadamente 60 dB). Aún así, las frecuencias laterales pueden ser medidas con precisión ya que son significativamente mayores (en aproximadamente 25 dB) que el nivel medio de ruido. Por ello, la amplitud de los picos de la banda lateral puede determinarse a partir de los datos del dominio de la frecuencia encontrando el máximo valor de los datos en torno a las frecuencias del desplazamiento Doppler (conocido).

Dado que el valor o valores transmitidos de la frecuencia de excitación del sensor son conocidos, la amplitud de las bandas laterales desplazadas por efecto Doppler pueden determinarse automáticamente a partir de los datos del dominio de la frecuencia adquiridos. En la práctica, puede tomarse la amplitud del punto de dato a la frecuencia calculada de la banda lateral. Por ejemplo, si el sistema transmitía una frecuencia portadora a 3,0 MHz y una frecuencia de excitación del sensor a 61 kHz, y el AFE 64 realizaba una conversión descendente de las frecuencias por 2,5 MHz (como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento), el sistema puede simplemente registrar la amplitud a las frecuencias de $0,5 \text{ MHz} \pm 61 \text{ kHz}$ y utilizar estos valores de amplitud como las amplitudes aproximadas de las bandas laterales para cálculos posteriores.

De forma similar, en los casos en los que se transmiten unas pocas frecuencias de excitación del sensor simultáneamente con la frecuencia portadora, el sistema puede determinar las amplitudes de las frecuencias de las bandas laterales para cada frecuencia de excitación del sensor al determinar las amplitudes a todas las frecuencias calculadas para todas las bandas laterales relevantes.

Como alternativa, para cada frecuencia específica de excitación del sensor transmitida, el sistema 32 o 50 puede buscar un valor máximo de amplitud dentro de una o dos ventanas de frecuencia definidas de los datos del dominio de la frecuencia. Cualquier procedimiento adecuado puede utilizarse para encontrar la amplitud de un máximo de la

banda lateral. Por ejemplo, de acuerdo con una realización de la presente invención, el sistema puede realizar una operación de "ordenamiento de burbuja" en un subconjunto de los puntos de datos del dominio de frecuencia que cae dentro de una ventana de frecuencias definida en torno a la frecuencia esperada de la banda lateral (basada en el conocimiento de la frecuencia de excitación del sensor, como se ha descrito anteriormente en el presente documento) y tomar el valor máximo de la amplitud del subconjunto de los puntos de datos dentro del intervalo de frecuencias seleccionado.

Por ejemplo, en los datos del dominio de la frecuencia ejemplares no limitantes ilustrados en la Fig. 8, el sistema puede buscar el valor de amplitud más alto de todos los puntos de datos dentro de una ventana de frecuencias en torno al pico 104A (por ejemplo, en la ventana de frecuencias de 2,93 MHz-2,95 MHz, pero pueden utilizarse también otras ventanas de frecuencias diferentes), o en torno al pico 104B (por ejemplo, en la ventana de frecuencias de 3,05 MHz-3,07 MHz, pero pueden utilizarse también otras ventanas de frecuencias diferentes). Como alternativa, el sistema puede determinar los valores de la amplitud máxima para los picos 104A y 104B de ambas bandas laterales utilizando ventanas de frecuencias apropiadas y pueden almacenar los valores de las amplitudes de ambos picos de las bandas laterales para su posterior procesamiento como se describe con detalle en lo sucesivo.

Debe señalarse que otros algoritmos o procedimientos adecuados diferentes pueden utilizarse para determinar la amplitud del pico de la banda lateral como se conoce en la técnica.

Si más de una frecuencia de excitación del sensor es transmitida simultáneamente junto con la frecuencia portadora (como se describe con detalle en lo sucesivo con respecto a las Fig. 10 y 11), el sistema puede determinar de forma similar la amplitud de la banda o bandas laterales asociadas con cada frecuencia específica de excitación del sensor utilizada, y puede utilizar una o más de las amplitudes de máximo de la banda lateral determinadas para un posterior procesamiento, como se describe con detalle en lo sucesivo .

Cuando se utiliza el procedimiento de la ventana de frecuencias descrito anteriormente para determinar la amplitud de múltiples picos de banda laterales resultantes de la transmisión simultánea de varias frecuencias de excitación del sensor junto con la frecuencia portadora, las ventanas utilizadas deberían ser suficientemente estrechas para asegurar que ninguna ventana incluiría más de un pico de banda lateral, pero fuera todavía suficientemente amplia para incluir el punto con la máxima amplitud para el pico de la banda lateral seleccionado.

De acuerdo con una realización de la presente invención, para cada frecuencia específica de excitación del sensor, el sistema puede utilizar el valor de la amplitud de un único pico de la banda lateral seleccionado. Por ejemplo, en los datos ejemplares del dominio de la frecuencia específica ilustrados en la Fig. 8, el sistema puede utilizar bien el valor del pico 104A de la banda lateral o bien el valor del pico 104B de la banda lateral para su posterior procesamiento.

De acuerdo con otra realización de la presente invención, para cada frecuencia específica de excitación del sensor, el sistema puede utilizar un procedimiento de promediación para calcular un valor medio de la amplitud a partir de los valores de las amplitudes de ambas bandas laterales de cada frecuencia específica de excitación del sensor. Dos procedimientos de promediación ejemplares se describen a continuación, pero también se pueden utilizar otros procedimientos de promediación conocidos en la técnica en la aplicación de la presente invención.

De acuerdo con una posible realización de la presente invención, el sistema puede simplemente utilizar el valor de la media aritmética de las dos amplitudes del pico de la banda lateral determinado. Por ejemplo, el sistema puede calcular la amplitud media de la banda lateral para cada frecuencia de excitación del sensor específica transmitida utilizando la siguiente ecuación:

$$A_M = (A_L + A_H)/2$$

en la que,

A_M es la amplitud media de la banda lateral para una frecuencia de excitación del sensor específica transmitida;

A_L es la amplitud del pico de la banda lateral resultante de la frecuencia de excitación del sensor específica y que tiene una frecuencia menor que la frecuencia portadora; y

A_H es la amplitud del pico de la banda lateral resultante de la frecuencia específica de excitación del sensor y que tiene una frecuencia mayor que la frecuencia portadora.

En los datos ejemplares del dominio de la frecuencia ilustrados en la Fig. 8, A_M es la amplitud media de los picos de las bandas laterales para la frecuencia de excitación del sensor de 61 kHz, A_L es la amplitud del pico 104A de la banda lateral y A_H es la amplitud del pico 104B de la banda lateral.

De acuerdo con otra posible realización de la presente invención, el sistema puede utilizar la media geométrica de las dos amplitudes del pico de la banda lateral determinadas. Por ejemplo, el sistema puede calcular la media geométrica, A_{GM} , de las amplitudes de la banda lateral para cada frecuencia específica transmitida de excitación del

sensor utilizando la siguiente ecuación:

$$A_{GM} = (A_L^2 + A_H^2)^{0,5}$$

en la que,

A_{GM} es la media geométrica de las amplitudes de las bandas laterales para una frecuencia específica transmitida de excitación del sensor;

Y A_L y A_H son como se han definido anteriormente en el presente documento.

Debe señalarse que si se utiliza la media geométrica de las amplitudes de las bandas laterales, el valor medio resultante de la amplitud está sesgado hacia el valor de la banda lateral con mayor amplitud de las dos bandas laterales.

10 Debe señalarse que si hay alguna asimetría en la construcción del sensor utilizado (tal como, por ejemplo, si las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20 difieren en las dimensiones físicas), la respuesta del sensor puede ser sensible a la dirección del haz ultrasónico interrogante. En el caso de un sensor de este tipo que tenga una respuesta direccionalmente asimétrica, la señal de retorno puede exhibir un cierto grado de modulación de la amplitud (AM) además de la modulación de la frecuencia (FM) divulgado anteriormente en el presente documento.

Empíricamente, se encontró (como puede predecirse también de las consideraciones teóricas) que puede preferirse el uso del procedimiento de la media geométrica para reducir los errores debidos a tal asimetría en la respuesta direccional del sensor 20 (en comparación con los otros procedimientos para determinar el valor de la amplitud de la banda lateral divulgado anteriormente en el presente documento). Sin embargo, los otros procedimientos divulgados anteriormente en el presente documento también se pueden utilizar al trabajar con sensores con una mínima asimetría de la respuesta direccional, o en casos en los que el error debido a la asimetría es aceptable.

A continuación se hace referencia a la Fig. 9 que es un gráfico esquemático que ilustra la dependencia de la amplitud de la banda lateral desplazada por efecto Doppler de la señal de retorno respecto de la presión externa que actúa sobre un sensor ultrasónico pasivo excitado por un haz de ultrasonidos interrogante que contiene una frecuencia de excitación de 61 kHz.

Los datos experimentales ilustrados en la Fig. 9 se obtuvieron colocando el sensor 20 ilustrado en las Fig. 2 y 3 y descrito en detalle anteriormente en el presente documento en una cámara de presión llena de agua, dirigiendo un haz de ultrasonidos que incluye una frecuencia portadora de 3,0 MHz y una frecuencia de excitación del sensor de 61 kHz hacia el sensor, recibiendo una señal ultrasónica de retorno desde el sensor 20 y procesando la señal de retorno utilizando el procedimiento DFT para obtener datos de dominio de la frecuencia (no mostrado) y determinar las amplitudes de las bandas laterales correspondientes a cada una de las frecuencias de excitación del sensor a partir de los datos. La presión dentro de la cámara de presión se cambió y las mismas medidas se realizaron a diferentes valores de presión utilizando el mismo grupo de frecuencias de ultrasonidos de excitación del sensor.

En el gráfico de la Fig. 9, el eje horizontal representa la presión que actúa sobre el sensor 20 (en Torricelli; 1 Torricelli corresponde a 133,3 Pa) y el eje de vertical representa la amplitud media (en dBr) de las dos bandas laterales de la señal de ultrasonidos de retorno de los datos de dominio de la frecuencia.

Los símbolos de círculo completo son los puntos de los datos experimentales que representan la amplitud media de la banda lateral correspondiente a la frecuencia de excitación de 61 kHz. Los datos para las otras frecuencias utilizadas en el experimento no se muestran (para una mayor claridad de la ilustración).

40 La curva 40 se obtiene mediante ajuste polinómico de la curva de los puntos de datos experimentales tomados a varios valores de la presión. La curva 40 tiene dos picos 42 y 44 de amplitud y un punto de mínima amplitud 46. El punto de mínima amplitud 46 representa el punto de inversión de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20.

Los picos de amplitud 42 y 44 se producen a valores de presión para los que la frecuencia de excitación del sensor de 61 kHz es igual a la frecuencia de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20. El pico 42 de amplitud se presenta a una presión de aproximadamente $1,14 \cdot 10^5$ Pa (858 torr) y el máximo de amplitud 44 se presenta a una presión de aproximadamente $1,24 \cdot 10^5$ Pa (930 torr). A estos dos valores de presión, la frecuencia de resonancia de las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20 es o está cerca de aproximadamente 61 kHz.

50 Debe señalarse que el punto del dato experimental 45 no se encuentra exactamente en el pico 42 de la curva 40 ajustada. Esto se debe a que los valores de presión a los que se tomaron las medidas experimentales se eligieron arbitrariamente. Sin embargo, el valor de presión más bajo (dentro del intervalo de presión de trabajo de los sensores) al que las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar están en resonancia para la frecuencia de 61 kHz puede ser determinada encontrando el valor de presión al que la curva 40

ajustada tiene el primer pico 42.

Debe señalarse que aunque es posible la utilización de un haz interrogante que incluye una frecuencia portadora y una única frecuencia de excitación del sensor, también puede ser posible, de acuerdo con otra realización de la presente invención, el uso de un haz un de ultrasonidos que simultáneamente incluye una pluralidad de diferentes frecuencias de excitación del sensor y la frecuencia portadora para medida o calibración.

A continuación se hace referencia a las Fig. 10 y 11. La Fig. 10 es un gráfico que ilustra un ejemplo de datos del dominio de la frecuencia obtenidos a partir de experimentos que utilizan el sensor 20 de la Fig. 2 utilizando el procedimiento de medida Doppler de la presente invención y un haz de ultrasonidos interrogante que simultáneamente incluye una frecuencia portadora de 3,0 MHz y cinco diferentes frecuencias de excitación del sensor a 60 kHz, 65 kHz, 70 kHz, 75 kHz y 80 kHz.

La Fig. 11 es un gráfico esquemático que ilustra la dependencia de la amplitud de la banda lateral desplazada por efecto Doppler respecto de la presión externa que actúa sobre un sensor ultrasónico pasivo para tres diferentes frecuencias (ejemplares) de excitación del sensor simultáneamente transmitidas en un haz de ultrasonidos que interroga al sensor.

El eje vertical de la gráfica ilustrada en la Fig. 10 representa la amplitud (en dBr) de la señal y el eje horizontal representa la frecuencia (en MHz). La curva 120 representa datos de la amplitud frente a la frecuencia de la señal de retorno. El pico central 122 representa la señal portadora (centrada a aproximadamente 3,0 MHz). El par de picos 124A y 124B son las dos bandas laterales que representan las frecuencias desplazadas por efecto Doppler a $3,0 \text{ MHz} \pm 80 \text{ kHz}$ debido a la modulación de la frecuencia portadora de 3,0 MHz por las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20 que estaban vibrando a la frecuencia de excitación del sensor de 80 kHz.

De forma similar, el par de picos 126A y 126B son las dos bandas laterales que representan las frecuencias desplazadas por efecto Doppler de $3,0 \text{ MHz} \pm 75 \text{ kHz}$ debido a la modulación de la frecuencia portadora de 3,0 MHz por las membranas capaces de vibrar que vibran a la frecuencia de excitación del sensor de 75 kHz, el par de picos 128A y 128B son las dos bandas laterales que representan las frecuencias desplazadas por efecto Doppler de $3,0 \text{ MHz} \pm 70 \text{ kHz}$ debido a la modulación de la frecuencia portadora de 3,0 MHz por las membranas capaces de vibrar que vibran a la frecuencia de excitación del sensor de 70 kHz, el par de picos 130A y 130B son las dos bandas laterales que representan las frecuencias desplazadas por efecto Doppler de $3,0 \text{ MHz} \pm 65 \text{ kHz}$ debido a la modulación de la frecuencia portadora de 3,0 MHz por las membranas capaces de vibrar que vibran a la frecuencia de excitación del sensor de 65 kHz y el par de picos 132A y 132B son las dos bandas laterales que representan las frecuencias desplazadas por efecto Doppler de $3,0 \text{ MHz} \pm 60 \text{ kHz}$ debido a la modulación de la frecuencia portadora de 3,0 MHz por las membranas capaces de vibrar que vibran a la frecuencia de excitación del sensor de 60 kHz.

Debe señalarse que el pico 122 de la frecuencia portadora y todos los picos de frecuencia de las bandas laterales 124A, 124B, 126A, 126B, 128A, 128B, 130A, 130B, 132A y 132B están por encima del nivel de ruido y, por lo tanto, se puede medir la amplitud de las bandas laterales.

Volviendo a la Fig. 11, el gráfico ilustra la amplitud de la banda lateral frente a la presión externa determinada para tres frecuencias de excitación del sensor de 60 kHz, 70 kHz y 80 kHz, transmitidas simultáneamente con una frecuencia portadora de 3,0 MHz en un haz interrogante dirigido al sensor 20 de las Fig. 2-3, sumergido en agua en una cámara de presión controlada. Los valores de presión en la cámara se variaron como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. El eje vertical representa la amplitud de la banda lateral (en dBr) y el eje horizontal representa la presión en la cámara de presión (en Torr).

Los símbolos triangulares de la curva 140 representan los valores medidos de la amplitud de la banda lateral para la frecuencia de excitación de 80 kHz a diferentes valores de presión experimentales. Las amplitudes se midieron a partir de los datos de dominio de la frecuencia como se describen en detalle anteriormente en el presente documento. Los símbolos circulares rellenos de la curva 142 representan los valores medidos de la amplitud de la banda lateral para la frecuencia de excitación de 70 kHz a diferentes valores de presión experimentales, y los símbolos circulares sin relleno de la curva 144 representan los valores medidos de la amplitud de las bandas laterales para la frecuencia de excitación de 60 kHz a diferentes valores de presión experimentales. En contraste con la curva 40 de la Fig. 8 que representa una curva calculada ajustada a los puntos de los datos experimentales, las curvas 140, 142 y 144 se formaron simplemente conectando los puntos de los datos respectivos mediante líneas rectas. Las curvas 140, 142 y 144 son, por lo tanto, curvas de datos en bruto.

Los resultados experimentales ilustrados en las Fig. 10 y 11 demuestran que es posible utilizar muchas frecuencias de excitación del sensor transmitidas simultáneamente con la frecuencia portadora en el haz interrogante y obtener las amplitudes de las bandas laterales resultantes de los datos de dominio de la frecuencia de la señal de retorno del sensor, siempre y cuando la amplitud de la señal no sea demasiado alta y la respuesta del sensor sea lineal.

El empleo simultáneo de unas pocas frecuencias de excitación del sensor produce, así, más información que la utilización de una única frecuencia de excitación de sensor. Debe señalarse, sin embargo, que cuando varias frecuencias de excitación del sensor son generadas por el transductor de forma simultánea, la amplitud de la señal

transmitida en cada una de las frecuencias de excitación transmitidas puede ser menor que cuando el mismo transductor transmite una única frecuencia de excitación. Por ello, si la energía total del haz es limitada (como puede ser el caso si el haz interrogante se hace funcionar cerca de la máxima intensidad del haz clínicamente permitida a las frecuencias específicas utilizadas, cuando se usa en seres humanos) la amplitud de las bandas laterales de la señal de retorno recibida puede ser también más pequeña. Debe señalarse además que cuando se utiliza la transmisión simultánea de múltiples frecuencias de excitación del sensor se necesita verificar que la respuesta del sensor es todavía lineal para el intervalo de frecuencias y presiones utilizado.

Los datos de la Fig. 11 demuestran claramente que la frecuencia de resonancia del sensor cambia con la presión externa. Por ejemplo, el punto 144A de la curva 144 indica que la frecuencia de resonancia del sensor es de aproximadamente 60 kHz a un valor de la presión externa de aproximadamente $1,16 \cdot 10^5$ Pa (872 Torr). El punto 142A de la curva 142 indica que la frecuencia de resonancia del sensor es de aproximadamente 70 kHz a un valor de la presión externa de aproximadamente $1,09 \cdot 10^5$ Pa (820 Torr). De forma similar, los puntos 140A y 140B de la curva 140 indican que la frecuencia de resonancia del sensor es de aproximadamente 80 kHz a un valor de la presión externa de entre $1,03 \cdot 10^5$ Pa (770 Torr) y $1,04 \cdot 10^5$ Pa (780 Torr) (el valor para el punto pico se puede determinar utilizando un procedimiento de ajuste de la curva como se ha descrito en detalle con respecto a la Fig. 9 anterior).

El sensor 20 (o cualquier otro tipo de sensor de presión ultrasónico adecuado) puede así ser calibrado mediante la repetición de las medidas como se ha descrito anteriormente en el presente documento a diferentes frecuencias de ultrasonidos de excitación del sensor. De acuerdo con una posible realización de la presente invención, esta calibración se puede realizar utilizando un haz de ultrasonidos que incluye una única frecuencia de excitación del sensor y la frecuencia portadora y repetir la medida de la amplitud de la banda lateral a diferentes valores de presión conocidos para obtener los datos de amplitud de la banda lateral y de frecuencia de resonancia del sensor para la frecuencia de excitación (por ejemplo, como se ilustra en la Fig. 9 para una frecuencia de excitación de 61 kHz) y después cambiar la frecuencia de excitación del sensor y repetir las medidas a diferentes valores de presión dentro del intervalo de trabajo del sensor 20, hasta que se adquiere los datos para todas las frecuencias útiles de excitación del sensor a todos los valores de presión deseados. Encontrando la máxima amplitud de la banda lateral a continuación es posible construir una LUT o una fórmula que correlacione la frecuencia de resonancia del sensor con la presión externa.

Como alternativa, de acuerdo con otra posible realización de la presente invención, la calibración del sensor se puede realizar utilizando un haz de ultrasonidos que incluye simultáneamente todas las frecuencias de excitación del sensor y la frecuencia portadora, y repetir la medida a diferentes valores de presión conocidos cubriendo el intervalo de trabajo del sensor 20. La representación del dominio de la frecuencia de la señal de retorno procesada en este procedimiento incluye múltiples pares de bandas laterales. Cada par de bandas laterales se corresponde con una frecuencia de excitación en particular (véase, por ejemplo, el gráfico de la Fig. 10). Dado que es posible medir con precisión múltiples bandas laterales en los mismos datos de dominio de la frecuencia, encontrando las máximas amplitudes de las bandas laterales para las diferentes bandas laterales es posible construir una LUT o fórmula que correlacione la frecuencia de resonancia del sensor con la presión externa.

A continuación se hace referencia a la Fig. 12 que es un gráfico esquemático que ilustra la dependencia determinada experimentalmente de la frecuencia de resonancia de un ejemplo específico del sensor 20 de las Fig. 2-3 respecto de la presión en una cámara de presión controlada utilizando un haz ultrasónico interrogante que simultáneamente incluye una frecuencia portadora y cinco diferentes frecuencia de excitación del sensor.

El eje vertical del gráfico de la Fig. 12 representa la frecuencia de resonancia del sensor, y el eje horizontal representa la presión dentro de la cámara de presión. El sensor 20 se sumerge en agua y los experimentos son llevados a cabo como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. La frecuencia portadora del haz interrogante era de 3,0 MHz y las frecuencias de excitación del sensor (que eran transmitidas simultáneamente con la frecuencia portadora) eran 60 kHz, 65 kHz, 70 kHz, 75 kHz y 80 kHz. La señal de retorno para cada uno de los valores de presión utilizados experimentalmente era recibida, digitalizada y procesada como se ha descrito anteriormente en el presente documento, los datos digitalizados del dominio del tiempo eran multiplicados por una función de ventana de Hamming y se realizaba una DFT sobre los datos resultantes para obtener los datos del dominio de la frecuencia para cada valor experimental de la presión como se ha descrito anteriormente en el presente documento (véase, por ejemplo, la representación del dominio de la frecuencia de la Fig. 10).

Las amplitudes medias de las bandas laterales correspondientes a cada una de las frecuencias de excitación del sensor incluidas en la señal transmitida se determinaron mediante un promedio de las amplitudes de las dos bandas laterales para cada una de las frecuencias de excitación del sensor para todos los valores de presión experimentales utilizando la amplitud de la banda lateral a la frecuencia calculada de la banda lateral (como se ha descrito anteriormente en el presente documento). A cada valor experimental específico de la presión, se determinaba la amplitud de las bandas laterales correspondientes a cada frecuencia de excitación del sensor a esa presión y se encontró la frecuencia de excitación del sensor que tiene la máxima amplitud de la banda lateral. En este punto, se determinó la frecuencia de resonancia del sensor para el valor de la presión experimental utilizando dos procedimientos diferentes, el procedimiento de los datos en bruto y el procedimiento de ajuste de la curva, como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. En el primer procedimiento, la frecuencia de

excitación que tenía la máxima amplitud de banda lateral era utilizada como el valor de la frecuencia de resonancia del sensor para ese valor experimental de presión. En el segundo procedimiento, se ajustó una curva a los puntos de los datos de amplitud de la banda lateral y la correspondiente frecuencia de excitación, y el punto máximo de la curva ajustada se utilizó como frecuencia de resonancia del sensor para ese valor experimental de la presión.

5 Las curvas 80 y 81 (de la Fig. 12) que conectan los puntos de los datos representados por los símbolos circulares vacíos representan las curvas de frecuencia de resonancia frente a la presión utilizando los puntos reales de la presión a los que se encontraban los picos de amplitud a cada frecuencia utilizada (datos en bruto). Por ejemplo, el punto 142A de la Fig. 11 representa un ejemplo de la amplitud de la banda lateral de los datos en bruto para una frecuencia de excitación transmitida de 70 kHz (debe señalarse que el punto 142A se da como un ejemplo explicativo solamente y no estaba incluido en el conjunto de los datos mostrados en la Fig. 12 ya que pertenece a un experimento diferente).

10 Las curvas 82 y 84 (de la Fig. 12) que conectan los puntos de los datos representados por los símbolos triangulares vacíos representan las curvas de la frecuencia de resonancia frente a la presión utilizando los puntos de presión a los que se determinaron los picos de amplitud máxima utilizando un apropiado procedimiento de estimación de ajuste de una curva de un polinomio de tercer orden como se ha descrito anteriormente en el presente documento (con respecto a la Fig. 9). Por ejemplo, el punto 44 de la curva 40 ajustada representa un punto de presión ejemplar en el que la amplitud calculada de la banda lateral es máxima (debe señalarse que el punto 44 se da sólo como un ejemplo explicativo y no estaba incluido en el conjunto de datos mostrados en la Fig. 12 ya que pertenece a un experimento diferente).

15 Las curvas 80 y 81 se formaron conectando mediante líneas rectas los puntos de los datos experimentales en bruto. De forma similar, las curvas 82 y 84 se formaron conectando mediante líneas rectas los puntos de los datos obtenidos a partir de las curvas ajustadas. Debe señalarse que sólo hay una pequeña diferencia en las curvas obtenidas utilizando puntos de los datos en bruto y puntos calculados utilizando el procedimiento de la curva ajustada.

20 Debe señalarse también que se encontró que el sensor particular empleado para obtener los resultados de la Fig. 12 se comportaba linealmente a lo largo de la mayor parte del intervalo de presión y frecuencia como se puede ver en la Fig. 12. Sin embargo, en otros sensores que tienen un intervalo de trabajo de la presión extendido, puede ser posible utilizar curvas de calibración no lineales.

25 Los puntos de los datos que relacionan la frecuencia de resonancia con la presión se pueden utilizar para la construcción de la LUT del sensor o la fórmula de datos de calibración para el intervalo relevante de trabajo de la presión.

30 También puede ser posible, de acuerdo con otra posible realización de la presente invención, utilizar una pluralidad de grupos de frecuencias de excitación del sensor a valores de presión conocidos, y repetir las medidas a todos los valores de presión deseados mientras se cambian las frecuencias de excitación del sensor en cada grupo de frecuencia incluido en el haz de ultrasonidos interrogante hasta que se adquiere un conjunto de datos completo que cubre todas las frecuencias de excitación deseadas en todos los valores de presión deseados. Entonces puede ser posible construir una LUT que correlacione la frecuencia de resonancia del sensor con la presión externa, encontrando la máxima amplitud de las bandas laterales como se ha descrito anteriormente en el presente documento.

35 Determinando el pico de amplitud de las bandas laterales apropiadas a diferentes frecuencias ultrasónicas de excitación para un intervalo de presión seleccionado (en un ejemplo no limitante, para la frecuencia particular de 61 kHz mostrada en la Fig. 9, un intervalo de presión de este tipo puede estar entre $1,09 \cdot 10^5$ Pa- $1,17 \cdot 10^5$ Pa (820-880 torr) dentro del cual está situado el punto 42 de la curva 40 ajustada), se puede construir una tabla de consulta (LUT) adecuada para cada sensor individual en la que los valores discretos de la frecuencia de resonancia estén asociados con valores discretos de la presión.

40 Debe señalarse que en la generación de la LUT para un sensor, los procedimientos de ajuste de la curva utilizados para generar las curvas de amplitud frente a presión (tal como la curva 40 de la Fig. 9, o similares) se pueden variar y muchos otros tipos adecuados de los procedimientos de ajuste de la curva, conocidos en la técnica, se pueden utilizar para generar las curvas ajustadas y determinar los valores pico de amplitud para la LUT. Además, si es posible expresar cuantitativamente la dependencia de la frecuencia de resonancia de un sensor respecto de la presión externa dentro de un intervalo de valores de presión convenientemente definidos mediante una función analítica, una función de este tipo puede utilizarse en lugar de una LUT para calcular la presión a partir de frecuencias de resonancia del sensor experimentalmente obtenidas dentro del intervalo de presión definido.

Medir la presión intraluminal con un sensor ultrasónico pasivo

45 Medir la presión arterial (u otros parámetros o características relacionados con la presión arterial) dentro de un vaso sanguíneo o en un injerto artificial u otras partes del sistema cardiovascular se puede realizar mediante la implantación de uno o más sensores (tales como, pero sin limitarse al sensor 20 de las Fig. 2 y 3) en el lumen de un vaso sanguíneo (no mostrado) o en una posición deseada dentro del injerto artificial o del sistema cardiovascular. La

frecuencia de resonancia de las partes resonantes del sensor (tales como, por ejemplo, las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20) cambia de acuerdo con la presión ejercida sobre él por la sangre.

5 Midiendo la frecuencia de resonancia de las partes resonantes del sensor (tales como, por ejemplo, las membranas 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H y 29I capaces de vibrar del sensor 20), es posible determinar la presión arterial en el vaso utilizando una tabla de consulta (LUT) específica del sensor o una función de calibración, que proporciona la relación entre la presión ejercida sobre las partes resonantes del sensor y la frecuencia de resonancia resultante. La LUT puede ser obtenida mediante la calibración adecuada del sensor antes de la implantación, como se ha descrito anteriormente en el presente documento.

10 La frecuencia de resonancia del sensor o de los sensores se puede medir transmitiendo un haz de ultrasonidos (US) desde un transductor ultrasónico externo o sonda ultrasónica adecuada acoplada adecuadamente al cuerpo del paciente (tal como, por ejemplo, la unidad 62 de transductor o transductores de la Fig. 5) dirigiendo el haz hacia el sensor o sensores, recibiendo las señales devueltas del sensor o sensores, y analizando la forma de la onda de las señales devueltas como se ha descrito anteriormente en el presente documento. Los ecos de baja frecuencia pueden ser filtrados como se ha descrito anteriormente en el presente documento para el sistema 50, y el efecto Doppler puede medirse en las señales de retorno de frecuencia modulada como se ha descrito.

15 Cuando se mide la presión arterial (o cualquier otra presión variable pulsátil o cíclicamente en un entorno de medida), si se utiliza un grupo fijo de frecuencias de excitación, el grupo o grupos de frecuencias de excitación del sensor que se utilizan para excitar el sensor o los sensores puede no estar siempre dispuesto de forma óptima de manera que estén cerca o en torno a la frecuencia de resonancia del sensor, debido a los cambios de presión dinámicos que cambian la frecuencia de resonancia con el tiempo.

20 De acuerdo con una realización de la invención, las medidas pueden realizarse utilizando un procedimiento de medida de bucle cerrado que es útil para resolver el problema anterior. De acuerdo con otra realización de la invención, las medidas se pueden realizar utilizando un procedimiento de medida de bucle abierto. Los dos procedimientos (procedimiento de bucle abierto y procedimiento de bucle cerrado) se describen en detalle en lo sucesivo.

25 Cuando el sistema (tal como, por ejemplo, el sistema 32 o 50) funciona para determinar los cambios de la presión arterial con el tiempo, el sistema puede realizar una serie de medidas secuenciales. Cuando se mide un único punto de presión arterial durante el ciclo pulsátil de la presión arterial puede que sea posible utilizar un procedimiento de bucle cerrado. De acuerdo con el procedimiento de bucle cerrado de la presente invención, la presión se puede determinar utilizando una onda continua (CW) transmitida o una ráfaga de frecuencia sónica que simultáneamente incluye una frecuencia portadora y un primer grupo de frecuencias de excitación del sensor (típicamente aproximadamente 5-10 diferentes frecuencias de excitación del sensor, pero también se pueden utilizar otros números diferentes de frecuencias de excitación del sensor) que tienen valores de frecuencia óptimos para el intervalo de presión específico. Las frecuencias de excitación pueden estar suficientemente cerca (en el eje de frecuencia) con el fin de obtener la precisión deseada de la medida.

30 Las amplitudes de las bandas laterales correspondientes a las diferentes frecuencias de excitación seleccionadas en la señal de retorno se determinan como se ha descrito anteriormente en el presente documento y se usan con el fin de determinar la frecuencia de resonancia del sensor (que puede utilizarse para determinar la presión arterial utilizando una tabla de consulta o una función de calibración como se ha descrito anteriormente en el presente documento).

35 En la siguiente medida de la presión de la secuencia de las mediciones, el sistema puede generar una CW transmitida u otra ráfaga de frecuencia incluyendo la frecuencia portadora y un segundo grupo de frecuencias (típicamente aproximadamente 5-10 diferentes frecuencias de excitación del sensor, sino que también se pueden utilizar otros números diferentes de frecuencias de excitación del sensor). El segundo grupo de frecuencias de excitación del sensor puede ser diferente al primer grupo de frecuencias de excitación del sensor, y puede contener diferentes valores de frecuencias de excitación del sensor que pueden también (opcionalmente) estar separadas de forma diferente unas de otras de tal manera que están mejor posicionadas y mejor separadas (en el eje de frecuencia) con el fin de permitir una mejor determinación de la siguiente frecuencia de resonancia estimada.

40 El procedimiento de bucle cerrado se puede lograr analizando la señal medida en tiempo real y cambiando las frecuencias de excitación del sensor transmitidas de acuerdo con los resultados del análisis con el fin de rastrear (hacer un seguimiento) la frecuencia de resonancia a medida que cambia. Por lo tanto, estimando o prediciendo continuamente el intervalo de frecuencia aproximado dentro del cual puede caer la frecuencia de resonancia en la siguiente medida, el sistema puede determinar de forma eficaz un conjunto optimizado de frecuencias de excitación del sensor que se distribuyen adecuadamente dentro del intervalo de frecuencia estimada para llevar a cabo la siguiente medida.

45 De acuerdo con una posible realización de la invención, si el procedimiento de bucle cerrado es utilizado por el sistema, puede (opcionalmente) ser utilizada una señal externa para permitir que el sistema determine donde se

encuentra la medida actual dentro del ciclo de la presión arterial pulsátil (véanse, por ejemplo, las flechas marcadas "señal de sincronización externa opcional" que entran en la unidad 74 de sincronización del sistema 50 de la Fig. 5, o en la unidad 38 de procesador controlador del sistema 32 de la Fig. 4). Por ejemplo, de acuerdo con una realización de la presente invención, el sistema puede utilizar un punto identificable conocido en una señal fisiológica registrada del mismo paciente y correlacionada o sincronizada con la presión arterial. De acuerdo con una posible realización del procedimiento de bucle cerrado, la señal fisiológica puede ser la señal de ECG registrada del paciente. El pico del complejo QRS de la señal del ECG registrado (no mostrado) puede utilizarse como un punto identificable para la sincronización del sistema, ya que está normalmente sincronizado con un punto en particular en el ciclo de la presión arterial. Debe señalarse que otros de puntos identificables de la señal del ECG distintos del pico del complejo QRS o combinaciones de tales puntos, puede también emplearse con fines de sincronización.

Debe señalarse además que puede ser posible utilizar otros tipos de señales fisiológicas con fines de sincronización en el procedimiento de medida de bucle cerrado. Por ejemplo, se puede utilizar un micrófono convenientemente colocado en el pecho para registrar el sonido de los latidos del corazón, y puede ser posible utilizar uno o más puntos conocidos en la señal de sonido registrada simultáneamente con fines de sincronización.

Una ventaja del procedimiento de medida de bucle cerrado puede ser que seleccionando adecuadamente las frecuencias de excitación del sensor para estar en el entorno de la frecuencia de resonancia esperada (estimada) del sensor permite la utilización de un grupo más pequeño de frecuencias de excitación del sensor en cada medida individual sin perjudicar la precisión de la medida y por lo tanto permite aumentar la energía transmitida a cada frecuencia, mejorar la relación señal a ruido (SNR) de las medidas, o aumentar la precisión mientras emplea la misma energía.

De acuerdo con aún otra realización de bucle cerrado de la presente invención, el sistema puede comenzar inicialmente utilizando el procedimiento de bucle abierto de la invención en un período de prueba. Durante el período de prueba, el sistema puede muestrear (y puede almacenar) datos de prueba que incluyen un número deseado de ciclos de los cambios de frecuencia de resonancia del sensor correspondiente a unos pocos ciclos de la presión arterial. Después, el sistema puede utilizar estos datos de prueba para obtener un intervalo de frecuencia estimado dentro del cual la frecuencia media de resonancia del sensor pueda caer en cada punto de tiempo de muestreo específico dentro del ciclo (por ejemplo, tomando los valores más bajos y más altos de la frecuencia de resonancia del sensor determinada para cada punto de tiempo de muestreo específico dentro todos los ciclos de muestreo en los datos de prueba).

De acuerdo con una posible realización de la presente invención, el sistema puede muestrear un número fijo de puntos de los datos dentro de cada ciclo de los ciclos de la presión arterial incluidos en los datos de la prueba de muestreo. En un ejemplo no limitante, el sistema puede muestrear cincuenta ciclos de presión arterial, a una velocidad de muestreo de 50 Hz (para una frecuencia de los latidos de aproximadamente 1 pulso por segundo, esto dará como resultado aproximadamente 50 muestras por ciclo de la presión arterial). Los datos de frecuencia de resonancia del sensor determinados para los cincuenta ciclos del pulso pueden entonces ser procesados para obtener unos datos promedio del ciclo. De acuerdo con una posible realización, los datos promedio del ciclo pueden incluir, para cada uno de los cincuenta puntos de muestreo dentro del ciclo promedio la máxima y mínima frecuencia de resonancia del sensor determinadas a partir de las 50 medidas. Por ello, para cada uno de los cincuenta puntos en el ciclo promediado, el sistema puede almacenar el intervalo (almacenado como valores mínimo y máximo) de los valores de la frecuencia de resonancia del sensor del punto, y del tiempo, o del número de serie del punto dentro del ciclo promedio. Como alternativa, el sistema puede almacenar para cada uno de los cincuenta puntos en el ciclo promediado, el valor medio de la frecuencia de resonancia del sensor para todos los cincuenta ciclos medidos y la desviación estándar de la media, o la varianza de la media, o cualquier otro parámetro estadístico adecuado, que pueda utilizarse más tarde para predecir o estimar la frecuencia de resonancia del sensor para ese punto de tiempo dentro del ciclo. Los valores de los datos promediados del ciclo se pueden almacenar como una LUT o en cualquier otra forma adecuada conocida en la técnica.

Después de que se han recogido y almacenado los datos de prueba por el procedimiento del bucle abierto, el sistema puede, si se desea, pasar a utilizar el procedimiento de bucle cerrado. El sistema puede determinar la frecuencia de resonancia del sensor para el punto de medida actual utilizando el procedimiento de bucle abierto. El sistema puede después estimar o predecir el valor esperado de la frecuencia de resonancia del sensor basado en los datos promediados del ciclo almacenados o registrados como se ha descrito anteriormente en el presente documento. El sistema puede determinar la posición del punto del tiempo de medida actual dentro del ciclo de pulso. La determinación puede estar basada en la sincronización con una señal biológica registrada de forma independiente tal como el pico del complejo QRS de una señal de ECG registrado simultáneamente en el mismo paciente o en cualquier otro adecuado punto de referencia temporal en otra señal registrada que está sincronizada con o asociada con el ciclo cardíaco, tal como, pero sin limitarse a una señal registrada de los sonidos del corazón, o similar.

Después de que el sistema determina la posición del punto de medida actual dentro del ciclo, el sistema puede obtener el intervalo estimado de frecuencias que la frecuencia de resonancia del sensor puede estar en el siguiente punto de medida del intervalo de frecuencia previsto o la frecuencia media y la desviación estándar (o la varianza, o cualquier otro parámetro estadístico adecuado) almacenado en la LUT de los datos promedio del ciclo.

El sistema puede después seleccionar un grupo optimizado de frecuencias de excitación del sensor para que sean transmitidas en la siguiente medida. El grupo escogido de frecuencias de excitación del sensor puede ser optimizado o ajustado adecuadamente y puede ser distribuido sobre el intervalo de frecuencia esperado previsto para la siguiente medida para mejorar la precisión de la medida. Este procedimiento puede repetirse para los siguientes ciclos de medida para aumentar la precisión total de la medida.

De acuerdo con el procedimiento de bucle abierto de la presente invención, todas las medidas secuenciales se pueden realizar mediante la transmisión de todo el conjunto de las frecuencias seleccionadas de excitación del sensor simultáneamente con la frecuencia de portadora en cada medida de la presión utilizando una CW transmitida o una ráfaga de frecuencias. De acuerdo con un ejemplo no limitante, en el intervalo de presión para las medidas de presión arterial realizadas a nivel del mar utilizando el sensor 20, puede ser práctico utilizar entre 10-40 frecuencias diferentes de excitación del sensor dentro del intervalo de frecuencia de 50-70 kHz. Debe señalarse, sin embargo, que este intervalo de frecuencias y el número de frecuencias discretas de excitación del sensor utilizadas no es obligatorio para la puesta en práctica de la invención y otros diferentes valores del intervalo de frecuencias y del número de frecuencias discretas de excitación del sensor también se pueden utilizar dependiendo, entre otras cosas, del intervalo de las variaciones de la presión en el entorno de medida, de la altitud a la que se realiza la medida, de las características del sensor o sensores utilizados para llevar a cabo la medida, de las características del entorno de medida y del ruido, de la Q del sensor, de la SNR, de la velocidad de cambio de la presión como una función del tiempo (dp/dt), de la velocidad de cambio de la frecuencia de resonancia con la presión (df/dP) y similares.

Preferiblemente (pero no obligatoriamente), las frecuencias de excitación del sensor utilizadas en la realización de medidas en bucle abierto están igualmente separadas entre sí en todo el intervalo de las frecuencias de trabajo. Por ejemplo, si se utilizan veintiuna frecuencias diferentes de excitación del sensor en el intervalo de 50-70 kHz, la frecuencia de excitación del sensor más baja puede ser 50 kHz y el resto de las frecuencias de excitación del sensor pueden ser a incrementos de 1 kHz desde la frecuencia más baja (de 51, 52, 53.. 68, 69 y 70 kHz).

El grupo de frecuencias utilizadas en las medidas de la presión arterial (o en la medida de otras variaciones de presión en otros entornos de medida) puede ser montado de varias maneras diferentes. Por ello, suponiendo que N frecuencias de excitación del sensor necesitan ser transmitidas (junto con la frecuencia portadora) para una medida, se pueden utilizar las siguientes opciones:

De acuerdo con una realización de la invención, puede utilizarse un único grupo de frecuencias de excitación. Todas las N frecuencias de excitación del resonador se pueden transmitir al mismo tiempo durante el mismo período de tiempo T (junto con la frecuencia portadora). En esta opción, la duración de un único período de medida es T ya que todas las frecuencias necesarias se transmiten simultáneamente dentro de una única ráfaga de frecuencia transmitida. Una ráfaga o una CW se pueden utilizar conteniendo simultáneamente todas las frecuencias de excitación del sensor y la frecuencia portadora (si se utiliza una ráfaga corta los datos deben muestrearse o procesarse después de un período adecuado de estabilización de la frecuencia).

De acuerdo con otra realización de la invención, se pueden utilizar N grupos de frecuencias de excitación. Las diferentes frecuencias de excitación del sensor se transmiten una tras otra de una manera secuencial. Cada frecuencia de excitación es transmitida (junto con la frecuencia portadora) durante el mismo período de tiempo T_1 . En esta opción, la duración de un único período de medida utilizando todas las frecuencias de excitación necesarias es $N \cdot T_1$ ya que las frecuencias necesarias para una medida se transmiten secuencialmente en N diferentes ráfagas transmitidas. Si las diferentes ráfagas de frecuencia están separadas por intervalos de tiempo de silencio, el único período de medida puede ser $N \cdot (T_1 + T_s)$, en donde T_s es la duración total de los intervalos de silencio entre las diferentes ráfagas de frecuencia.

De acuerdo con otra realización de la invención, se pueden utilizar grupos M de frecuencias de excitación. En esta opción intermedia, se pueden transmitir secuencialmente grupos M de frecuencias. Cada grupo de frecuencias puede incluir L diferentes frecuencias de excitación transmitidas simultáneamente (en este caso no limitante, $M=N/L$). Cada grupo de frecuencias de excitación puede ser transmitido (junto con la frecuencia portadora) durante un tiempo T_{GRUPO} . En esta opción, la duración de un único período de medida utilizando todas las frecuencias de excitación necesarias puede ser $M \cdot T_{GRUPO}$ (suponiendo que no hay intervalo de "silencio" entre los diferentes grupos transmitidos). Si los diferentes grupos de frecuencia están separados por intervalos de tiempo de silencio, el único período de medida puede ser $M \cdot (T_{GRUPO} + T_s)$ en donde T_s es la duración del intervalo de silencio entre las diferentes ráfagas del grupo de frecuencias.

Debe señalarse que mientras para ciertas aplicaciones puede ser preferible transmitir M grupos que incluya cada uno un número igual de (diferentes) frecuencias de excitación, esto no es obligatorio y pueden utilizarse otras disposiciones de agrupamiento de frecuencias de excitación diferentes en las que alguno de los grupos o cada grupo pueden incluir un número diferente de frecuencias. Además, puede ser posible utilizar diferentes tiempos de transmisión para diferentes grupos de frecuencias.

Preferiblemente, el sensor se hace funcionar dentro de su intervalo lineal (en este intervalo, los movimientos de la membrana o membranas capaces de vibrar o de otros miembros resonantes del sensor dependen linealmente de la

amplitud de la frecuencia de excitación del sensor o resonador). Con el fin de permanecer dentro del intervalo lineal del sensor, puede ser necesario limitar la amplitud de la señal transmitida de manera que las amplitudes combinadas de las frecuencias de excitación del sensor no excedan el intervalo lineal del sensor. El número de frecuencias de excitación del sensor que puede ser empleado por grupo de frecuencia puede, por lo tanto, ser también limitada.

- 5 Por ello, en algunos casos puede ser difícil utilizar simultáneamente todas las N frecuencias de excitación requeridas, debido a que la amplitud en cada una de las frecuencias de excitación transmitidas o en algunas de las frecuencias de excitación transmitidas es demasiado baja para obtener una buena SNR porque la energía de la totalidad del haz transmitido es limitada para evitar exceder el intervalo lineal del sensor, o las limitaciones de la FDA para los seres humanos. Para tales casos, puede ser preferible utilizar la última alternativa indicada y utilizar M
- 10 grupos de frecuencias de excitación del sensor, en los que cada grupo de frecuencias es transmitido por separado. Reduciendo el número de frecuencias de excitación del sensor que se transmiten simultáneamente en un grupo de frecuencias puede ser posible aumentar la amplitud a cada frecuencia (en el grupo) hasta un nivel aceptable que permita una buena SNR sin aumentar la energía total en el haz hasta un valor que provoque una respuesta no lineal del sensor, o que pueda exceder el nivel permitido de energía para su utilización en pacientes humanos.
- 15 Debe señalarse que, el sistema debería utilizar un número de diferentes frecuencias de excitación del sensor que sea suficiente para obtener una buena precisión de la medida.

Se comprenderá que los parámetros del haz interrogante transmitido pueden ser adaptados a las necesidades y limitaciones de la medida. Por ejemplo, en el procedimiento de bucle abierto, si la energía total transmitida por unidad de tiempo no excede el límite permitido en pacientes humanos, las medidas de la presión pueden realizarse

20 transmitiendo continuamente todas las N frecuencias de excitación del sensor seleccionadas y la frecuencia portadora mientras en tiempo real se necesita una medida. La señal de retorno puede ser muestreada de forma continua y las partes seleccionadas adecuadas de los datos de la señal digitalizada pueden ser procesadas según sea necesario. La duración de las partes de los datos seleccionados debería ser suficientemente larga para permitir la deseada resolución de frecuencia en las medidas del dominio de frecuencia.

25 También puede ser posible transmitir continuamente todas las N frecuencias de excitación del sensor seleccionadas y la frecuencia portadora pero muestrear y procesar sólo partes de los datos a intervalos de tiempo preestablecidos.

Como alternativa, si la energía total transmitida para un haz continuo puede exceder el límite permitido en pacientes humanos o si por cualquier razón no se desea transmitir continuamente la frecuencia portadora y/o las frecuencias de excitación del sensor, las medidas de la presión pueden ser realizadas transmitiendo ráfagas de frecuencia, cada

30 ráfaga puede incluir todas las N frecuencias de excitación del sensor seleccionadas y la frecuencia portadora. Cada ráfaga transmitida puede tener una duración finita de la ráfaga (y, preferiblemente, corta). Las ráfagas se pueden transmitir siempre que en tiempo real se necesite una medida. Las señales de retorno pueden ser muestreadas tanto de forma continua como intermitente (por ejemplo, mediante la sincronización de la toma de muestras con los períodos de transmisión de las ráfagas) y los datos muestreados pueden ser procesados y analizados como se ha

35 descrito.

En el análisis de los datos digitalizados de las señales de retorno cuando se transmiten tales ráfagas, puede ser deseable utilizar sólo una parte de las señales de retorno digitalizadas para realizar el procedimiento DFT. Esto se puede hacer con el fin de asegurar la utilización de los datos del período de tiempo en el que el contenido

40 frecuencial de la señal de retorno del sensor se ha estabilizado suficientemente. Por ejemplo, si las ráfagas de frecuencia tienen una duración de ocho milisegundos y la frecuencia de la ráfaga es de 100 Hz (una ráfaga es transmitida cada diez milisegundos), puede ser ventajoso realizar la FFT en los últimos cuatro milisegundos de la señal de retorno digitalizada adquirida para asegurar que los datos procesados no se adquieren inmediatamente después de la iniciación de la ráfaga y que el contenido frecuencial de la señal de retorno del sensor se ha estabilizado en el momento en el que se muestrean los datos. Los valores indicados anteriormente se dan solo a

45 modo de ejemplo y pueden utilizarse también otros valores diferentes para el análisis de los datos.

Para los procedimientos que utilizan múltiples ráfagas de frecuencias, teniendo cada ráfaga la frecuencia portadora y una única frecuencia de excitación del sensor o un subgrupo discreto de frecuencias de excitación, consideraciones similares pueden indicar el momento y la duración del muestreo y del procesamiento de los datos muestreados.

Debe señalarse que si, por ejemplo, un único período de medida incluye tres ráfagas de frecuencia, conteniendo

50 cada una la frecuencia portadora y cinco frecuencias diferentes de excitación del sensor (esta disposición se da a modo de ejemplo solamente y pueden utilizarse otras diferentes disposiciones de subgrupos de frecuencias), el sistema puede transmitir preferentemente tres ráfagas contiguas conteniendo cada una las frecuencias deseadas empezando la segunda ráfaga inmediatamente en el momento de terminar la primera ráfaga y empezando la tercera ráfaga inmediatamente en el momento de terminar la segunda ráfaga. En un caso de este tipo, la duración de tiempo

55 en el que los datos se muestrean y/o procesan puede ser más corto que las duraciones de las ráfagas individuales para asegurar que los datos procesados se obtienen en un tiempo en el que el contenido de las frecuencias de la señal de retorno del sensor se ha estabilizado suficientemente para evitar errores. Por ello, la duración de la ráfaga debería ser suficientemente larga para permitir que se estabilicen las frecuencias del sensor y que se recojan suficientes datos para realizar la DFT, pero debería ser suficientemente corta para asegurar que no hay un cambio

significativo de la presión a lo largo del tiempo necesario para obtener datos para el conjunto deseado de las frecuencias de excitación del sensor.

5 Como alternativa, si se utilizan varias ráfagas de múltiples frecuencias en cada período de medida, las ráfagas que tienen diferentes subgrupos de frecuencia pueden ser también no contiguas y pueden estar separadas entre sí por intervalos de tiempo en los que no se transmite ninguna señal (intervalos de "silencio" entre ráfagas).

10 Cuando se utilizan varias ráfagas de subgrupos de frecuencias (ya sea en un modo de contiguas o en el modo de no contiguas, como se ha descrito anteriormente en el presente documento), se debe tener cuidado en asegurar que la duración de la ráfaga de cada ráfaga y la duración total de todas las ráfagas dentro de un único período de medida (la duración del periodo de medida) sea bastante corta de manera que los errores introducidos por el cambio de presión dentro de la duración de cada ráfaga o dentro del período total de la medida estén dentro de los límites de error aceptables.

Los ecos de baja frecuencia pueden ser filtrados por filtros analógicos antes del análisis digital realizado por el sistema.

15 La principal influencia indeseable de la corta duración de la ráfaga se debe a las discontinuidades en el comienzo y en el final del tiempo de transmisión de la señal. Debido a estas discontinuidades, el contenido frecuencial de las transiciones se distribuye a través del espectro de los datos procesados DFT dando como resultado mayores niveles de ruido. En el estado estacionario (en un momento suficientemente separado del punto de comienzo y/o del punto de terminación de la señal transmitida) este efecto se reduce. Por lo tanto, para evitar altos niveles de ruido, el sistema puede utilizar bien una señal transmitida de onda continua (CW), o puede utilizar duraciones de las ráfagas de las frecuencias y períodos de muestreo de los datos que reduzcan los niveles de ruido.

20 Debe señalarse, además, que también son posibles otras disposiciones de transmisión. Por ejemplo, puede ser posible transmitir continuamente la frecuencia portadora durante toda la duración de una sesión de medida y transmitir las ráfagas de frecuencia intermitentemente en los momentos en los que se necesitan los datos de la medida. Este procedimiento de transmisión continua de la frecuencia portadora se puede utilizar para todas las diferentes disposiciones alternativas de grupos de frecuencias de excitación del sensor, incluyendo, pero sin limitarse a la utilización de uno o más grupos de ráfagas de frecuencias. Tales subgrupos de frecuencias pueden incluir bien subgrupos de frecuencias de excitación del sensor contiguas o bien subgrupos de frecuencias de excitación del sensor separadas entre sí en el tiempo. Los subgrupos de frecuencias de este tipo pueden incluir una o más frecuencias de excitación del sensor de acuerdo con todas las posibles combinaciones y disposiciones de los subgrupos descritos anteriormente en el presente documento).

A continuación se hace referencia a la Fig. 13 que es un diagrama de flujo esquemático que ilustra las etapas generales de un procedimiento para determinar la frecuencia de resonancia de un resonador mediante el uso de un procedimiento de medida basado en el desplazamiento Doppler de la presente invención.

35 De acuerdo con el procedimiento de la Fig. 13, un resonador capaz de vibrar es sometido a un haz sónico interrogante dirigiendo hacia el resonador un haz sónico que tiene una frecuencia portadora y una pluralidad de N frecuencias de excitación del resonador (etapa 150). El resonador puede ser cualquier tipo de resonador conocido en la técnica que tiene una o más partes configuradas para hacerlas vibrar mediante las frecuencias de excitación del resonador del haz sónico interrogante. La frecuencia portadora se puede seleccionar de manera que no excite vibraciones sustanciales del resonador pero que sea reflejada por la parte o partes vibratorias del resonador, y puede ser reflejada también por las partes no vibratorias del resonador así como por otros objetos y/o superficies y/o interfaces reflectantes que puedan estar presentes en el entorno del resonador.

40 El haz sónico puede ser un haz de onda continua (CW), pero también puede ser un haz de chirrido o un haz pulsado que tenga una serie de ráfagas de frecuencia, como se descrito en detalle anteriormente en el presente documento, y conocido en la técnica. De acuerdo con una realización de la presente invención, la pluralidad de N frecuencias de excitación del resonador pueden ser transmitidas todas simultáneamente con la frecuencia portadora, como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. Como alternativa, de acuerdo con otras realizaciones de la invención, las frecuencias portadoras y las frecuencias de excitación del resonador pueden ser transmitidas como ráfagas.

45 De acuerdo con una realización de la invención, cada ráfaga tiene una duración finita y puede incluir una única frecuencia de excitación del resonador y la frecuencia portadora, como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. Las ráfagas pueden repetirse mientras se cambia la frecuencia de excitación del resonador, hasta que se han transmitido todas las N frecuencias de excitación del resonador.

50 De acuerdo con otra realización de la invención, cada ráfaga tiene una duración finita y puede incluir una única frecuencia de excitación del resonador y la frecuencia portadora. Las ráfagas pueden repetirse mientras se cambia la frecuencia de excitación del sensor, hasta que se han transmitido todas las N frecuencias de excitación del resonador.

De acuerdo aún con otra realización de la invención, cada ráfaga tiene una duración finita y cada ráfaga puede

5 incluir simultáneamente la frecuencia portadora y un subgrupo de M frecuencias de excitación del resonador. Las ráfagas pueden repetirse mientras se cambian las frecuencias de excitación del resonador en la ráfaga, hasta que se hayan transmitido todas las N frecuencias de excitación del resonador. El número de frecuencias de excitación del resonador en un subgrupo puede ser igual al número de frecuencias resonantes en todos los otros subgrupos. Como alternativa, el número de frecuencias de excitación del resonador en un subgrupo puede diferir del número de frecuencias de excitación del resonador en otros subgrupos.

Las señales sónicas de retorno del resonador (y de otras partes reflectantes del entorno en el que está dispuesto el resonador) son recibidas por el sistema, tal como, por ejemplo, por los sistemas 32 o 50 de las Fig. 4 y 5, respectivamente (etapa 152).

10 El sistema puede después procesar la señal sónica de retorno para determinar la frecuencia de resonancia del resonador utilizando cualquiera de los procedimientos descritos en el presente documento (etapa 154). Preferiblemente, en la etapa 154, el sistema digitaliza la señal de retorno (con o sin la utilización de un extremo frontal analógico como se ha descrito anteriormente en el presente documento) y utiliza una DFT de la señal digitalizada para determinar la amplitud del pico o picos de las bandas laterales desplazadas por efecto Doppler para cada frecuencia de excitación del resonador. Para cada punto de tiempo en el que se realiza la medida el sistema puede determinar la frecuencia de excitación a la que la banda lateral es máxima. Si en la medida se utiliza un número suficientemente elevado de frecuencias de excitación del sensor, el valor de la frecuencia de excitación del resonador en el que la amplitud de la banda lateral es máxima se puede tomar como la frecuencia de resonancia del resonador.

20 Como alternativa, si en la medida se utiliza un número relativamente pequeño de frecuencias de excitación del resonador puede ajustarse una curva a los puntos de los datos que representan las amplitudes de la banda lateral a diferentes frecuencias de excitación del resonador, y la frecuencia a la que la curva ajustada tiene una amplitud máxima se toma como frecuencia de resonancia del resonador. Para realizar el ajuste de la curva puede utilizarse cualquier adecuado ajuste de curvas conocido en la técnica.

25 Debe señalarse que aunque el procedimiento DFT se puede utilizar para obtener unos datos del dominio de la frecuencia a partir del cual se puedan determinar la amplitud o amplitudes de la banda lateral, en la presente invención se puede utilizar cualquier otro tipo adecuado de algoritmo o procedimiento o transformación conocida en la técnica para obtener los datos de dominio de la frecuencia o los datos de dominio del tiempo para determinar la amplitud pico de la frecuencia de la banda lateral.

30 Si el resonador es un sensor resonante o una parte resonante incluida en un sensor que tiene una frecuencia de resonancia que es función de una variable física a medir (tal como, por ejemplo, el sensor 20 de presión de la Fig. 2), el procedimiento de la Fig. 13 puede también tener una etapa opcional de determinación del valor de la variable física a partir del valor determinado de la frecuencia de resonancia del resonador (etapa 156).

35 A continuación se hace referencia a la Fig. 14 que es un diagrama de flujo esquemático que ilustra las etapas de un procedimiento para determinar la presión arterial intraluminal dentro de un vaso sanguíneo utilizando un sensor resonante ultrasónico pasivo sensible a la presión implantado y un sistema que utiliza el procedimiento de medida basado en el desplazamiento Doppler de la presente invención.

40 Un sensor de presión resonante (tal como, pero sin limitarse al sensor 20 de presión ultrasónico pasivo de la Fig. 2) puede ser implantado en el lumen de un vaso sanguíneo como se ha descrito anteriormente en el presente documento.

45 El procedimiento puede incluir someter el sensor a un haz sónico que tiene una frecuencia portadora y una o más frecuencias de excitación del sensor, como se ha descrito anteriormente en el presente documento (etapa 160). El haz interrogante puede ser aplicado como un haz de CW o como un haz pulsado que incluye una pluralidad de ráfagas de frecuencia. Las ráfagas pueden ser contiguas como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento (con diferentes frecuencias de excitación del sensor en cada una de las diferentes ráfagas incluidas dentro de un único período de medida), o pueden estar separadas por intervalos de silencio, como se ha descrito anteriormente en el presente documento.

50 Una única ráfaga puede incluir la frecuencia portadora y una única frecuencia de excitación del sensor. Como alternativa, una única ráfaga puede incluir la frecuencia portadora y un grupo de frecuencias de excitación del sensor seleccionadas, como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento.

55 El procedimiento también puede incluir la recepción de la señal de retorno desde el sensor (Etapa 162). La recepción de la señal de retorno puede hacerse por cualquier transductor adecuado (tal como, por ejemplo, la unidad 34 de transductor o transductores de la Fig. 4, la unidad 62 de transductor o transductores de la Fig. 5, o similar). Las señales de retorno recibidas pueden incluir ecos reflejados por las membranas capaces de vibrar del sensor (o de otros miembros capaces de vibrar del sensor, si el sensor utilizado es diferente al sensor 20), los ecos reflejados por las partes no capaces de vibrar del sensor y otros ecos reflejados de objetos reflectantes (huesos u otros tejidos diferentes, o similares) o de interfaces reflectantes en el cuerpo.

El procedimiento puede incluir además el procesamiento de las señales de retorno (o partes de la misma) para determinar la amplitud de las bandas laterales con frecuencia Desplazada por efecto Doppler para cada frecuencia de excitación del sensor (etapa 164). Las señales de retorno se pueden procesar por cualquier tipo de unidad de procesamiento adecuada conocida en la técnica y descrita en el presente documento (incluyendo, pero sin limitarse a la unidad 38 de procesamiento/control de la Fig. 4 o a la unidad 68 de procesamiento/control de la Fig. 5). Las señales pueden ser procesadas utilizando cualquier tipo de procedimiento de procesamiento conocido en la técnica o descrito anteriormente en el presente documento para determinar la amplitud de las frecuencias de las bandas laterales desplazadas por efecto Doppler. El procesamiento de las señales de retorno puede incluir cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente en el presente documento para el acondicionamiento y/o procesamiento, y/o digitalización y/o filtrado y/o conversión descendente de la señal, como se conoce en la técnica y se describe anteriormente en el presente documento. La configuración de hardware del sistema puede ser cualquiera de las aplicaciones analógica y/o digital, y/o analógica/digital híbrida descrita e ilustrada en el presente documento, pero también se puede aplicar utilizando cualquier otra aplicación de hardware y/o software conocido en la técnica.

Las señales de retorno o partes de las señales de retorno que aparecen después de que el contenido frecuencial de las señales transmitidas se haya estabilizado pueden ser muestreadas como datos en bruto o pueden ser primero pre-procesadas mediante la filtración y la conversión descendente adecuadas como se ha descrito anteriormente en el presente documento y digitalizadas. Preferiblemente, los datos digitalizados pueden ser sometidos a un procesamiento DFT como se ha descrito anteriormente en el presente documento para obtener los datos de dominio de las frecuencias y las amplitudes de las frecuencias de la banda lateral se pueden determinar como se ha descrito anteriormente en el presente documento para cada una de las frecuencias de excitación del sensor utilizado en un único período de medida. El pico de amplitud de la banda lateral puede determinarse a partir de un único pico de la banda lateral o de las amplitudes pico de ambas bandas laterales utilizando una media aritmética o una media geométrica, o similar, como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento.

Otros procedimientos pueden, sin embargo, utilizarse para determinar las amplitudes a las frecuencias desplazadas por efecto Doppler. El procesamiento de la etapa 164 puede proporcionar datos que pueden incluir una pluralidad de valores de las amplitudes de las frecuencias de las bandas laterales para cada período de medida (si las medidas se repiten en el tiempo, ya que pueden ser para obtener la forma del pulso de la sangre en tiempo real, o casi en tiempo real).

Los valores de amplitud determinados de las frecuencias de las bandas laterales pueden ser entonces (opcionalmente) normalizados (etapa 166). La normalización se puede realizar con el fin de compensar las pequeñas variaciones en la producción de energía de diferentes frecuencias de excitación del sensor transmitidas en el haz interrogante transmitido o para corregir la atenuación selectiva de ciertas frecuencias de excitación del sensor debido a las ondas estacionarias.

Debe señalarse que aunque en la práctica tales problemas de ondas estacionarias deberían ser mínimos en las medidas realizadas in-vivo con sensores implantados, puede ser más sustancial en la realización de medidas en otros entornos de medida (tales como, por ejemplo, en la medida de la presión dentro de un reactor que tiene paredes reflectantes con dimensiones fijas) que pueden requerir la utilización de la normalización a través de diferentes frecuencias.

Se hace referencia a continuación brevemente a las Fig. 15A y 15B. La Fig. 15A es un gráfico esquemático que ilustra un ejemplo de datos no normalizados obtenidos experimentalmente que representan la dependencia con el tiempo de la amplitud medida de la banda lateral para una pluralidad de diferentes frecuencias de excitación del sensor.

La Fig. 15B es un gráfico esquemático que ilustra datos que representan la dependencia con el tiempo de la amplitud de la banda lateral normalizada para una pluralidad de diferentes frecuencias de excitación del sensor, obtenidas por normalización de los datos ilustrados en la Fig. 15A, de acuerdo con una realización de la presente invención.

Volviendo a la Fig. 15A, el experimento se realizó utilizando el sensor 20 sumergido en agua en una cámara de presión, como se ha descrito anteriormente en el presente documento. Se utilizó una señal transmitida de onda continua. La señal incluía una portadora de 750 kHz y quince diferentes frecuencias de excitación del sensor en el intervalo de 50 kHz-64 kHz. La primera frecuencia de excitación del sensor era de 50 kHz y las otras catorce frecuencias de excitación del sensor fueron separadas igualmente entre sí por 1 kHz. Cada diez milisegundos, el sistema muestreaba cuatro milisegundos de la señal de retorno. Las muestras se analizaron (utilizando DFT) para proporcionar datos del dominio de la frecuencia como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. La media geométrica de la amplitud de ambas bandas laterales por efecto Doppler se determinó como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento para cada una de las quince amplitudes de la banda lateral. El eje horizontal del gráfico de la Fig. 15A representa el tiempo (en segundos) y el eje vertical del gráfico representa la amplitud media de la banda lateral. Cada una de las quince curvas ilustradas en el gráfico de la Fig. 15A representa los datos de amplitud media de la banda lateral para una única frecuencia de las quince frecuencias de excitación del sensor utilizadas.

- 5 Por ejemplo, la curva 180 más a la izquierda representa la amplitud media de la banda lateral para la frecuencia de excitación del sensor de 64 kHz, y el punto 180A de la curva 180 representa la máxima (pico) amplitud media de la banda lateral para la frecuencia de excitación del sensor de 64 kHz dentro de los 20 segundos de duración ilustrados en el gráfico. Las otras catorce curvas que son desplazadas incrementalmente a la derecha en el eje de tiempo con la disminución de la frecuencia representan los datos para la amplitud media de la banda lateral para frecuencias de excitación del sensor inferiores. La curva 182 más a la derecha representa la amplitud media de la banda lateral para la frecuencia de excitación del sensor de 50 kHz. El punto 182A de la curva 182 representa la máxima (pico) amplitud de la banda lateral para la frecuencia de excitación del sensor de 50 kHz dentro de los 20 segundos de duración ilustrados en el gráfico.
- 10 Como puede verse a partir de las diferentes curvas de la Fig. 15A, los valores de pico (máximos) para las diferentes frecuencias de excitación del sensor no tienen el mismo valor. Por ejemplo, la amplitud máxima (pico) de la curva 182 en el punto 182A tiene un valor de aproximadamente -42,5 dB, mientras que la amplitud máxima (pico) de la curva 180 en el punto 180A tiene un valor de aproximadamente -45,5 dB.
- 15 Las curvas ilustradas en la Fig. 15A se procesaron para normalizar las curvas. El pico más alto era el pico de la curva 182 (representado por el punto 182A). Se calculó la diferencia en dB entre este pico de mayor amplitud y cada uno de los otros picos de cada una de las curvas y para cada curva se añadió la diferencia en dB para cada punto de dato de la curva (aparte de la curva 182 que no había cambiado) para llevar todos los picos de todas las quince curvas hasta el mismo valor (en dB).
- 20 Volviendo a la Fig. 15B, las quince curvas de la gráfica representan la media geométrica normalizada de la amplitud de la banda lateral de las quince curvas ilustradas en la Fig. 15A. Debe señalarse que todos los picos de todas las curvas normalizadas tienen valores máximos idénticos de -42,5 dB. Debe señalarse, por ejemplo, que el punto 190A de amplitud pico de la curva normalizada 190 es ahora igual al punto 182A de amplitud pico de la curva 180 (la curva 180 no ha cambiado ya que a ella se añadieron 0 dB).
- 25 Volviendo a la Fig. 14, el procedimiento puede ahora determinar en cada punto de tiempo, la frecuencia de resonancia del sensor, al encontrar, para cada punto de tiempo, la frecuencia de excitación del sensor que tiene la máxima amplitud de banda lateral (etapa 168) normalizada (o no normalizada si la etapa de normalización no se ha aplicado).
- 30 Por ejemplo, volviendo a los datos ilustrados en la Fig. 15B, los valores de la amplitud media normalizada de las bandas laterales para todas las frecuencias utilizadas en la medida ahora se pueden determinar a partir de los datos de la curva normalizada. Para el punto de tiempo ejemplar representado esquemáticamente por la línea vertical 205, las amplitudes de las frecuencias medias de la banda lateral normalizada para todas las quince frecuencias de excitación del sensor utilizadas están dadas por los puntos 190A, 191, 192, 193, 194, 195, 196, 197, 198, 199, 200, 201, 202, 203 y 204 en cuyos puntos la línea 205 se cruza con cada una de las quince curvas diferentes que representan la amplitud media de la banda lateral normalizada correspondiente a las quince frecuencias diferentes de excitación del sensor utilizadas en el experimento.
- 35 Los quince diferentes valores de las amplitudes medias de las bandas laterales normalizadas correspondientes a las quince diferentes frecuencias de excitación del sensor pueden por ello determinarse para cada punto de tiempo en el que se calculan los datos de amplitud de las frecuencias.
- 40 Para cada punto de tiempo en el experimento ejemplar utilizado para obtener los datos mostrados en la Fig. 15A y en la Fig. 15B, el sistema tiene un conjunto de datos que comprende quince puntos, cada punto tiene un valor de frecuencia de excitación del sensor y el valor de la amplitud media normalizada de la banda lateral correspondiente a esa frecuencia de excitación del sensor. La amplitud media máxima normalizada de las bandas laterales para cada punto de tiempo se puede determinar como se ha descrito anteriormente en el presente documento.
- 45 Preferiblemente, una curva (no mostrada) puede ser ajustada a los quince puntos de datos y la frecuencia de excitación a la que aparece el punto máximo de la curva puede ser determinada como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. La frecuencia del punto máximo calculado se puede tomar como la frecuencia de resonancia del sensor en el punto de tiempo para el que se hizo el cálculo.
- 50 Como alternativa, si hay un número suficiente de frecuencias de excitación del sensor utilizadas en la medida, el procedimiento puede utilizar simplemente la frecuencia de excitación del sensor en la que el valor máximo de la amplitud media de la banda lateral normalizada aparece como la frecuencia de resonancia del sensor para ese tiempo de medida, como se ha descrito anteriormente en el presente documento.
- 55 Por último, el procedimiento puede encontrar el valor de la presión para cada punto de tiempo de la frecuencia de resonancia del sensor determinado para cada medida de punto de tiempo utilizando los datos de calibración del sensor (etapa 170). Además, cuando el sistema determina los puntos de la presión para una medida deseada, el filtrado adicional puede utilizarse para alisar y eliminar el ruido, y los datos de presión pueden entonces ser representados por el operador del sistema.
- La presión calculada resultante como una función del tiempo se puede representar en un dispositivo de visualización

5 adecuado (tal como, por ejemplo, la unidad 70 de visualización del sistema 52, o similar). Además, el sistema puede calcular opcionalmente (si se desea) a partir de los datos de presión adquiridos (y/o almacenados), si se desea, cualquier otro parámetro deseado de la presión arterial. Tales parámetros calculados se pueden presentar al operador alfanumérica o gráficamente o utilizando cualquier otra forma de presentación adecuada, como se conoce en la técnica.

10 Por ejemplo, aparte de calcular la forma del pulso de la sangre (en tiempo real, o casi en tiempo real), el sistema puede calcular parámetros adicionales relacionados con la presión (etapa 172). Ejemplos de tales parámetros relacionados con la presión adicional pueden incluir, entre otras cosas, la primera derivada de la curva de presión frente al tiempo ($\partial p/\partial t$), la presión arterial pico (por pulso o promediada sobre unos pocos ciclos), el valor medio de la presión arterial (la media geométrica u otro tipo de valor medio, como se conoce en la técnica), la presión sistólica y/o diastólica (si el sensor está situado en una parte apropiada del sistema cardiovascular, tal como la aorta, o una cámara cardíaca apropiada, u otras partes para las que las presiones sistólica o diastólica están definidas y son observables), la presión del pulso (expresada como la diferencia entre las presiones arteriales máxima y mínima, calculada por ciclo o promediada sobre unos pocos ciclos), y similar. Debe señalarse que otros diferentes parámetros relacionados con la presión de interés o de relevancia clínica o de diagnóstico también pueden ser calculados por el sistema a partir de los datos de presión medidos y se presentan o, de otro modo, se proporcionan como salida para un médico o un operador del sistema. El cálculo de tales parámetros relacionados con la presión arterial es bien conocido en la técnica, no es objeto de la presente invención, y por lo tanto no se describe con detalle a continuación en el presente documento

20 Todos los datos y/o parámetros adquiridos y/o calculados, o parte de los mismos también pueden ser almacenados o archivados en el sistema, o pueden ser descargados adecuadamente del sistema con la finalidad de un posterior procesamiento y/o almacenamiento, y/o generación de informe y/o archivado. Los datos también pueden transmitirse o enviarse teleméricamente a través de cualquier red por cable o inalámbrica que incluyen pero sin limitarse a internet, redes de área local, redes privadas virtuales, redes de área extendida, o cualquier otro tipo de ordenador o red de comunicación, conocida en la técnica. También se pueden generar copias impresas de los datos si es necesario (tal como, por ejemplo, mediante un dispositivo impresor adecuado incluido en la interfaz 35 de usuario del sistema 52).

30 Los datos de calibración del sensor pueden estar en la forma de una LUT específica del sensor como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento, o como una función de calibración del sensor conocida, como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento.

35 Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, cada medida de la presión puede consistir en una o varias submedidas. El sistema puede transmitir varias frecuencias de excitación ultrasónicas (o sónicas) del sensor al mismo tiempo o una a una a modo de una serie. Para cada frecuencia, el software puede analizar la amplitud del efecto Doppler, y puede buscar la frecuencia de excitación del sensor en cada punto de tiempo durante el cual se presenta la máxima amplitud de la banda lateral. El valor de la presión arterial puede, por ello, determinarse para este punto de tiempo utilizando la tabla de consulta u otra curva de calibración o datos de calibración del sensor. El proceso de medida se puede repetir bastante rápido para determinar la forma del pulso de la presión arterial.

40 Suponiendo que el período de ciclo de la forma del pulso en la sangre es menor que 2 Hz (dos veces por segundo), se puede determinar (y, opcionalmente, visualizar) la forma pulsátil de la presión arterial con bastante precisión utilizando una velocidad de medida de la presión de aproximadamente 100 Hz (realizando una sola medida de la presión aproximadamente cada 10 milisegundos). Sin embargo, debe señalarse que esta velocidad de medida de la presión no es obligatoria y también se pueden utilizar velocidades de medida de la presión mayores y menores, dependiendo, entre otras cosas, de los parámetros del sistema y del sensor, y de la aplicación específica.

45 Debe señalarse, sin embargo, que esta velocidad de medida de la presión se da a modo de ejemplo solamente para medidas típicas de la presión arterial, y que también pueden utilizarse diferentes velocidades de medida, especialmente para medidas de la presión en otro entorno de medida. En general, la velocidad de medida puede depender, entre otras cosas, de la velocidad del cambio de la presión en el entorno de la medida, de la precisión deseada, de la energía disponible del haz ultrasónico y de otras diferentes consideraciones prácticas y de diseño que serán obvias para el experto en la técnica, a la vista de la descripción de los procedimientos y dispositivos descritos en el presente documento.

50 Cada sensor puede tener una tabla de consulta (LUT) predefinida que defina la relación entre la presión y la frecuencia de resonancia. La LUT puede ser generada al calibrar individualmente cada sensor antes del implante. Con el fin de medir la presión, el sistema mide la frecuencia de resonancia y comparándolas con la tabla de consulta, el sistema puede determinar la presión para el momento específico en que se hizo la medida.

55 El sistema 50 puede utilizarse para aplicaciones de presión pulsátil o fija. Por ejemplo, en un entorno de medida (in-vivo, o en cualquier otro entorno no biológico de medida de la presión) con presión fija o variando lentamente, puede ser posible utilizar períodos de integración más largos para proporcionar una mayor precisión en las medidas de presión.

A continuación se hace referencia a la Fig. 16 que es un gráfico esquemático que ilustra la presión arterial intraluminal en la arteria carótida de un cerdo, determinado utilizando simultáneamente un sensor ultrasónico pasivo implantado con el sistema 52 de la Fig. 5, y un catéter que mide la presión intraluminal. El experimento se realizó en un cerdo anestesiado. Un sensor ultrasónico pasivo anclado fue implantado en la arteria carótida del cerdo. El sensor unido al anclaje era el sensor 20 ultrasónico pasivo descrito anteriormente en el presente documento e ilustrado en las Fig. 2-3. La presión del punto de inversión del sensor era de aproximadamente $1,2 \cdot 10^5$ Pa (900 torr) (el sensor no estaba calibrado antes de realizar el implante). El anclaje con el sensor unido se desplegó en la arteria carótida del cerdo utilizando la ruta de acceso de la arteria femoral y un sistema de catéter de balón de dilatación estándar.

El haz interrogante utilizado en el experimento incluía una frecuencia portadora de 2,5 MHz, y todas las frecuencias de excitación del sensor fueron transmitidas simultáneamente (utilizando el procedimiento de bucle abierto descrito en detalle anteriormente en el presente documento) en forma de ráfagas cortas de baja frecuencia, teniendo cada ráfaga una duración de dos milisegundos. La frecuencia de repetición de la ráfaga fue de 100 ráfagas por segundo (100 Hz). Las frecuencias de excitación del sensor eran cinco diferentes frecuencias discretas entre 83-95 kHz. Las señales de retorno se recibieron y se analizaron como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento para calcular los datos de presión (en unidades arbitrarias, ya que el sensor utilizado no estaba precalibrado).

Después del implante del sensor, se introdujo en el espacio intraluminal de la arteria carótida del mismo cerdo un catéter de medida de la presión conectado a un transductor de presión IBP de mercurio Modelo MX860 (comercialmente disponible de Mennen Medical Inc., PA, EE.UU.), utilizando procedimientos de inserción estándar mínimamente invasivos y una ruta de acceso de la arteria femoral, como se conoce en la técnica. La colocación del sensor y del catéter fue asistida mediante imágenes de rayos X estándar y mediante angiografía, como se conoce en la técnica. La señal del transductor de presión MX860 se suministró a una placa A/D de 12 bits (Modelo PDA12A, comercialmente disponible de Signatec Inc., CA, EE.UU.) instalada en un PC Pentium III de 1 GHz, y se procesó y se visualizó en un monitor de PC utilizando el software aplicado utilizando software MATLAB®. La punta distal del catéter se colocó en la bifurcación carotídea, aproximadamente 3-4 centímetros desde la posición del sensor. El extremo proximal del catéter se conectó al transductor de presión MX860.

El eje vertical del gráfico de la Fig. 16 representa la presión arterial (en unidades arbitrarias) y el eje horizontal representa el tiempo (en segundos). La curva 222 representa la presión arterial intraluminal como se mide mediante el transductor de presión MX860 (en unidades arbitrarias).

La curva 220 representa la presión determinada experimentalmente utilizando el procedimiento por efecto Doppler de la presente invención como se ha descrito anteriormente en el presente documento utilizando el sensor 20 de presión ultrasónico pasivo implantado.

Debe señalarse que la presión medida por el transductor de presión MX860 está algo retrasada respecto a la presión intraluminal real en la bifurcación carotídea determinada por el sensor debido a la longitud del catéter utilizado. Por lo tanto, la curva 222 de presión era desplazada manualmente con respecto a la curva 220 para compensar el retraso. Además, puesto que el sensor 20 no estaba calibrado antes de realizar la medida real mostrada, la curva 220 de presión era escalada a lo largo de eje vertical, de manera que su amplitud pico a pico de una oscilación completa coincidiera de forma visualmente aproximada con la oscilación completa de la curva 222.

Los resultados ilustrados en la Fig. 16 indican que la forma general de la presión arterial pulsátil determinada por el procedimiento Doppler (la curva 220) es bastante similar a la forma general de la presión arterial (la curva 222) obtenida utilizando el sistema de medida intraluminal que utiliza el transductor de presión.

Identificación y localización del sensor, y centrado del haz ultrasónico interrogante sobre el sensor

Los procedimientos descritos en el presente documento puede también resolver otro problema, que es un resultado directo del hecho de que las señales ultrasónicas transmitidas y devueltas son básicamente de la misma frecuencia y, por ello, la señal devuelta esta "contaminada" por el ruido y, especialmente, por los ecos devueltos por las partes reflectantes o las varias interfaces reflectantes de ultrasonidos del cuerpo humano, así como por las partes no capaces de vibrar del propio sensor.

Dado que la mayor parte de la energía en la señal de retorno está en el componente de la frecuencia portadora y dado que las señales que contienen la información deseada de la frecuencia o frecuencias de excitación del sensor son débiles y están contaminadas por altos niveles de ruido y por ecos de la frecuencia (o frecuencias, si más de una frecuencia es transmitida simultáneamente en el haz interrogante) de excitación del sensor que puede ser reflejados por las estructuras o las interfaces reflectantes dentro del cuerpo, puede ser difícil determinar si el haz interrogante está dirigido (o centrado) adecuadamente sobre el sensor o sensores implantados controlando la intensidad de las señales de retorno de la frecuencia portadora o de las frecuencias de excitación del sensor.

Los inventores de la presente invención han observado que, dado que las bandas laterales de las frecuencias desplazadas por efecto Doppler relevantes están presentes un nivel de energía sustancial solo en las señales que son devueltas por las partes que vibran del sensor, la presencia y la intensidad de los picos de la banda lateral

desplazada por efecto Doppler se pueden utilizar para identificar o localizar el sensor en el cuerpo y ayudar al centrado del haz de ultrasonidos interrogante sobre el sensor o sensores.

5 Por lo tanto, de acuerdo con una realización de la presente invención, dado que el sensor refleja la señal de ultrasonidos de la frecuencia portadora (con desplazamiento Doppler) con mucha mayor amplitud que cualquier tejido en el cuerpo humano, la identificación y localización del sensor y el centrado del haz interrogante pueden realizarse mediante la búsqueda de un efecto Doppler significativo en la señal recibida.

La señal de retorno recibida es una superposición de la señal de reflexión del resonador o membrana capaz de vibrar y de los ecos de otras partes del sensor y de los tejidos.

10 El sistema puede analizar el espectro de la señal de retorno. Si la señal de retorno tiene uno o más componente o componentes de frecuencia que se forma debido al desplazamiento por efecto Doppler de la frecuencia portadora y no solo en ruido y en eco de la CW, la señal debe tener una energía significativa en las frecuencias de la banda lateral Doppler que fueron moduladas por el movimiento del resonador o de la membrana capaz de vibrar del sensor (véanse, por ejemplo, los picos de las bandas laterales de las Fig. 8 y 10).

15 Cuando el haz interrogante es centrado sobre el sensor, la amplitud de las bandas laterales del desplazamiento Doppler es bastante grande para ser detectada. Utilizando un extremo frontal analógico (tal como, por ejemplo, la unidad AFE 64 de la Fig. 7A) más de 30-40 dB de relación señal ruido (SNR) puede lograrse en las frecuencias de la banda lateral. De forma similar, si una unidad A/D de elevado intervalo dinámico de bajo ruido es utilizada para digitalizar la señal de retorno y los datos son digitalmente procesados, como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento, se pueden detectar los picos de las bandas laterales y se puede determinar su amplitud.

20 Por ello, si el haz interrogante es escaneado a través de la zona en la que el sensor está implantado o localizado, el haz está centrado sobre el sensor cuando la amplitud de la frecuencia de la banda lateral es máxima. Si la amplitud de tal banda lateral desplazada Doppler es visualizada (tal como, por ejemplo, en la unidad 70 de visualización del sistema 50 de la Fig. 5) al usuario u operador del sistema 50, el operador puede ser capaz de centrar el haz de ultrasonidos interrogante sobre el sensor mediante el escaneado del haz de ultrasonidos interrogante a través de la zona en la que se encuentra el sensor durante el seguimiento de la amplitud visualizada de la frecuencia de la banda lateral desplazada Doppler y determinando visualmente cuándo la amplitud de la banda lateral es máxima. El haz interrogante está centrado sobre el sensor en la posición y orientación de la unidad 62 del transductor o transductores (u otra sonda, si se utiliza) lo cual da como resultado una amplitud máxima de la frecuencia de la banda lateral desplazada por efecto Doppler.

30 Debe señalarse que, de acuerdo con una posible realización de la invención, el sistema puede calcular un promedio de los datos del dominio de la frecuencia obtenido de unas pocas medidas realizadas dentro de un período de tiempo que incluye dos o más ciclos del ciclo de la presión arterial. Dicho promediado se puede realizar reduciendo las fluctuaciones de la amplitud de la frecuencia o frecuencias de la banda lateral debido a los cambios periódicos de la frecuencia de resonancia del sensor asociados con los cambios de presión. Si se utiliza este procedimiento de promediado, el usuario u operador puede disponer de un pico o picos de la banda lateral menos fluctuante más estable que pueden ser más conveniente de observar.

35 Debe señalarse, sin embargo, que las variaciones periódicas de la amplitud de la banda o bandas laterales a la frecuencia del pulso de la sangre puede utilizarse realmente por el sistema como una característica adicional indicadora de las señales de retorno de las membranas capaces de vibrar del sensor y pueden ser utilizadas en realidad para distinguir además la señal deseada del ruido o de los ecos espurios a las frecuencias de banda lateral. Tal utilización de la velocidad de los cambios periódicos de la amplitud de la banda lateral se describe en detalle a continuación en el presente documento.

40 Cuando se trabaja con aplicaciones de medida de la presión pulsátil (tales como la medida ejemplar de la presión arterial pulsátil utilizando un sensor de presión ultrasónico pasivo implantado), el sistema puede utilizar un parámetro adicional de la señal para la identificación del sensor y el centrado del haz. La presión pulsátil cambia la amplitud de la señal de la frecuencia (o frecuencias) de la banda lateral Doppler durante el tiempo de ciclo del pulso. Estos cambios de amplitud de la banda lateral inducidos por la presión pulsátil están presentes solo en la señal reflejada por las membranas capaces de vibrar del sensor. Maximizar la amplitud de estos cambios de amplitud pulsátil (periódica) pueden utilizarse también por el sistema para la identificación del sensor y para el centrado del haz. Por ello, el operador o usuario del dispositivo pueden escanear el haz interrogante en la zona donde se supone que está colocado el sensor implantado y buscar la presencia de un componente (o componentes) de banda lateral a la frecuencia (o frecuencias) esperada que tienen una amplitud que varía periódicamente en el tiempo a una velocidad similar a la frecuencia del pulso de la sangre. De acuerdo con una realización de la invención, el componente de banda lateral pulsante se puede detectar visualmente en un dispositivo de visualización acoplado al sistema utilizado (tal como, por ejemplo, en la unidad 70 de visualización del sistema 50 de la Fig. 5) mediante la identificación visual de un pico de la frecuencia o frecuencias esperadas de la banda lateral que exhibe una variación periódica de la amplitud al ritmo de pulsación aproximada de la presión arterial. El haz interrogante puede entonces ser centrado cambiando cuidadosamente la dirección y/o la orientación del haz hasta que la amplitud de la banda lateral que varía periódicamente sea máxima.

Como alternativa, dado que la frecuencia o frecuencias de las frecuencias de excitación del sensor utilizado son conocidas, el sistema puede buscar automáticamente los componentes de la señal a una o más de las frecuencias esperadas de la banda lateral y calcular la periodicidad de la variación de la amplitud de la señal detectada en estos componentes de la frecuencia. Si el sistema detecta tal periodicidad a la frecuencia o frecuencias esperadas, el sistema puede proporcionar al usuario u operador un signo o señal indicativa, como se conoce en la técnica. Por ejemplo, el sistema puede proporcionar una adecuada señal de sonido (señal de audio) o señal visual como una luz indicadora roja, o similar, cuando se detecta una señal que tiene una periodicidad similar a la frecuencia del pulso de la sangre y una amplitud por encima de un valor umbral predefinido. **Los expertos en la técnica deberán entender que se pueden utilizar muchas permutaciones y variaciones de este procedimiento de detección.**

Por ello, de acuerdo con una posible realización de la presente invención, los datos del dominio de la frecuencia pueden visualizarse gráficamente o presentarse en un dispositivo de visualización adecuado (tal como, pero sin limitarse a la unidad 70 de visualización del sistema 50 de la Fig. 5) para el operador del sistema 32 o del sistema 50. El gráfico del dominio de la frecuencia puede ser continuamente actualizado a medida que nuevas medidas son realizadas por el sistema (por ejemplo, si la medida se repite cada 10 milisegundos, los datos del dominio de la frecuencia pueden ser continuamente actualizados a cualquier frecuencia entre 30-100 Hz en la unidad 70 de visualización, pero también se pueden utilizar otras frecuencias de actualización).

El operador del sistema puede escanear el haz interrogante en la zona donde se pueden situar el sensor o los sensores mientras se observan los cambios en el gráfico de dominio de la frecuencia presentado en el dispositivo de visualización. Cuando el haz interrogante escaneado es dirigido hacia el sensor o los sensores, la señal de retorno incluirá frecuencias desplazadas por efecto Doppler y se observarán picos de las bandas laterales en la presentación gráfica del dominio de la frecuencia. Una vez que se detectan tales bandas laterales con una amplitud por encima de un cierto umbral el operador conoce la posición aproximada del sensor o de los sensores. Opcionalmente, el operador puede verificar además que las señales de las bandas laterales detectadas se originan en el sensor mediante la verificación de que la amplitud del pico o picos detectados varía periódicamente en el tiempo a una frecuencia que es similar a la frecuencia de pulsación de la presión arterial. Esta variación puede ser observada visualmente por el operador ya que, típicamente, para la presión arterial de un ser humano la frecuencia del pulso puede estar en el intervalo de aproximadamente 0,3-1,5 Hz que puede que ser detectada visualmente.

Como alternativa, de acuerdo con otra realización de la presente invención, la velocidad de variación de la amplitud de la frecuencia o frecuencias de la banda lateral puede ser detectada automáticamente por el sistema. Si la velocidad de variación de la amplitud cae dentro de un intervalo de velocidades predeterminado o preestablecido o configurado por el usuario, el sistema puede proporcionar automáticamente al usuario una señal o signo apropiado (tal como una señal de audio adecuada y/o una señal visual presentada en la pantalla de una unidad 70 de visualización o en cualquier otro dispositivo de interfaz de usuario del sistema, o utilizando cualquier otro signo o señal adecuada conocida en la técnica, observable por el operador del sistema).

El operador del sistema puede después escanear cuidadosamente la posición del haz interrogante para afinar la mejor posición del haz. La posición del haz puede ser afinada u optimizada cambiando lentamente la dirección y/o la orientación del haz hasta que la amplitud del pico o de los picos de las bandas laterales es maximizada. Maximizando la amplitud de la banda lateral el operador puede asegurar una buena relación de señal a ruido maximizando la energía recibida a la frecuencia o frecuencias de la banda lateral. Maximizando la amplitud de la frecuencia (o frecuencias) de la banda lateral puede también contribuir a mejorar la SNR y, por lo tanto, la precisión de la medida y/o la precisión del inter-ensayo y/o del intra-ensayo, la repetibilidad y la sensibilidad. Después del centrado del haz, el operador puede utilizar el sistema para determinar la presión arterial determinando la frecuencia de resonancia del sensor o de los sensores como se ha descrito en detalle en el presente documento y calcular la presión arterial de la frecuencia (o frecuencias) de resonancia determinada.

Por lo tanto, utilizando la información disponible en las señales de retorno moduladas por efecto Doppler, es posible detectar la posición aproximada del sensor y determinar cuándo el sensor está centrado adecuadamente dentro del haz interrogante y el haz está apropiadamente orientado adecuadamente para obtener buenos resultados de medida.

Los expertos en la técnica deberán entender que mientras los procedimientos ejemplares descritos anteriormente en el presente documento para la identificación y detección del sensor, y para el centrado del haz se basan en la observación visual por el operador de la presencia y amplitud del pico o de los picos de la banda lateral, son posibles muchas variaciones y modificaciones de los procedimientos de detección del sensor y del posicionamiento del haz. Por ejemplo, de acuerdo con una realización de la presente invención, la información acerca de la amplitud de la banda lateral puede ser visualizada del dispositivo de visualización empleado utilizando varios procedimientos de visualización diferentes en lugar de, o además de, la representación gráfica del dominio de la frecuencia. Por ejemplo, la amplitud de la banda lateral se puede visualizar como una barra que tiene una altura variable proporcional a la amplitud. Como alternativa, o adicionalmente, la amplitud o amplitudes de las bandas laterales se pueden visualizar numéricamente.

De acuerdo aún con otra realización de la invención, pueden utilizarse otros signos tales como signos visuales o signos auditivos, o similares, para notificar al operador acerca de la detección del sensor y/o acerca de los

apropiados centrado y orientación del haz. Por ejemplo, cuando la amplitud de la frecuencia o frecuencias esperadas de la banda lateral excede un cierto nivel por encima del nivel de ruido promediado, puede activarse un sonido o un signo visual (tal como, por ejemplo, puede encenderse un LED rojo, o similar), o similar, lo que significa que el sensor o los sensores han sido detectados. Procedimientos similares u otros pueden utilizarse como se conoce en la técnica para indicar al operador o usuario del sistema cuándo el haz está orientado y centrado apropiadamente sobre el sensor o los sensores.

De acuerdo con otra realización de la invención, la detección del sensor y el centrado y la orientación del haz pueden ser parcial o totalmente automatizados utilizando un escáner (no mostrado) de sonda controlable automatizado o robotizado acoplado con el software adecuado para escanear sistemáticamente con la sonda ultrasónica y para la detección de sensor y para optimizar la orientación y la dirección del haz y la relación señal ruido de las medidas, basado en la amplitud de la frecuencia o frecuencias de la banda lateral.

Medidas de presión a diferentes altitudes

Los valores absolutos de la presión arterial dependen de la presión atmosférica en el lugar de la medida. Esta medida se puede realizar en diferentes localizaciones geográficas que pueden estar a diferentes altitudes (en relación con el nivel del mar) y, por lo tanto, a diferentes presiones atmosféricas absolutas. Mientras que en las localizaciones geográficas al nivel del mar o cerca del nivel del mar la presión arterial se mide típicamente en relación con $1,01 \cdot 10^5$ Pa (760 torr), otras localizaciones geográficas en altitudes superiores, y, por lo tanto, niveles de presión (barométrica) externa inferiores, pueden dar medidas de valores absolutos de presión arterial significativamente menores.

Típicamente, el intervalo de variación de la presión externa debido a diferentes altitudes sobre el que puedan necesitar realizarse medidas de presión arterial pueden estar entre $8 \cdot 10^4$ Pa- $1,20 \cdot 10^5$ Pa (600-900 torr).

Por ello, preferiblemente, el sistema de medida necesita adaptarse a la altitud del lugar. En cada altitud, el sensor debe ser capaz de funcionar a un intervalo de presión diferente que es una pequeña parte de la totalidad del intervalo de presión cubierto por el sensor. El sistema puede así aplicar algoritmos para encontrar el intervalo de baja frecuencia específica (frecuencias de excitación del resonador) óptimo para la medida a cualquier altitud específica.

Por ejemplo, el sistema puede utilizar primero un haz interrogante que contiene frecuencias seleccionadas en todo el intervalo posible del espectro de frecuencias de excitación del sensor, y la búsqueda de aquellas frecuencias que hacen que el sensor resuene a un intervalo de presión específico (comparando las amplitudes de las bandas laterales para estas frecuencias transmitidas). Puede que el sistema perfeccione la búsqueda interrogando al sensor utilizando un grupo de frecuencias seleccionadas dentro de un intervalo de frecuencias más cercano a la frecuencia que se encontró en la primera interrogación que tiene la máxima amplitud de la banda lateral. Este procedimiento de perfeccionamiento de la búsqueda se puede repetir más de una vez. El sistema puede así seleccionar un conjunto de frecuencias de excitación del sensor adecuadas para su empleo a la presión externa particular.

En la práctica, puede ser posible realizar medidas de la presión arterial en el intervalo de presión externa requerido utilizando unos cuantos enfoques alternativos. De acuerdo con una posible realización de la invención, el sensor implantado puede tener un intervalo de trabajo de presión extendida para cubrir todas o la mayor parte de las posibles variaciones de la presión externa debidas a la realización de las medidas a diferentes altitudes.

De acuerdo con otra realización de la invención, en el paciente se puede implantar varios sensores, y cada sensor puede tener un intervalo de presión de trabajo diferente. Los diferentes intervalos de presión de trabajo de los sensores pueden superponerse para cubrir adecuadamente un intervalo de presión de trabajo deseado.

El sistema de la presente invención (tal como, pero sin limitarse al sistema 38 o al sistema 50) puede incluir un dispositivo de medida de la presión (tal como, pero sin limitarse a la unidad 37 barométrica de la Fig. 4, o cualquier otro dispositivo de medida de la presión adecuado conocido en la técnica para la medida de la presión externa) que puede determinar el nivel de presión externa y proporcionar los datos de presión externa al sistema. Estos datos pueden utilizarse por el sistema (tal como, pero sin limitarse al sistema 32 de la Fig. 4) para determinar que es el sensor apropiado para realizar la medida de la presión (si se dispone de múltiples sensores). El sistema puede seleccionar, entonces, automáticamente, basándose en los datos medidos de la presión externa, el conjunto apropiado de frecuencias de excitación del sensor que se utilizarán para la interrogación del sensor seleccionado.

Si un único sensor de intervalo amplio es utilizado por el sistema, los datos de la presión externa pueden también ser utilizados por el sistema para determinar el conjunto apropiado de frecuencias de excitación del sensor que se utilizarán con el sensor de intervalo amplio.

La presión externa medida determinada por la unidad 37 barométrica del sistema (o por cualquier otro dispositivo adecuado para determinar la presión externa utilizado por el sistema) también se puede utilizar para calcular la presión manométrica. La presión manométrica se puede calcular como la diferencia entre la presión absoluta (referida al vacío) y la presión externa medida por el dispositivo de determinación de la presión externa del sistema (tal como, pero sin limitarse a la unidad 37 barométrica de la Fig. 4). La presión manométrica calculada puede ser

una manera más conveniente para la presentación de los resultados de la medida de la presión del sistema a un médico u otros usuarios del sistema.

5 Debe señalarse que aunque la mayoría de los ejemplos descritos anteriormente en el presente documento están adaptados para determinar la presión utilizando sensores resonantes sensibles a la presión ultrasónicas pasivos, los procedimientos y sistemas novedosos basados en el efecto Doppler mostrados en el presente documento pueden ser aplicados y adaptados para determinar la frecuencia de resonancia de cualquier tipo de resonador. Así, el alcance de la presente invención incluye la utilización de un haz sónico que incluye una frecuencia portadora y una o más frecuencias de excitación del sensor para determinar la frecuencia de resonancia de cualquier resonador. Los procedimientos y sistemas de la presente invención pueden, por lo tanto, también ser utilizados para determinar la frecuencia de resonancia de resonador que no se utiliza como sensor.

Revisión del efecto Doppler

Los modelos matemáticos y físicos, y el procedimiento para evaluar el desplazamiento Doppler se describen en el presente documento. Las ecuaciones matemáticas para el modelo de FM se dan en el APENDICE A adjunto presentado.

15 Cuando una señal transmitida golpea un objeto en movimiento (tal como, por ejemplo, la membrana capaz de vibrar de un sensor resonante como se ha descrito anteriormente en el presente documento) y se refleja volviendo al origen, la señal de retorno cambia su frecuencia. Esto se conoce como el efecto Doppler.

Si el objeto se mueve alejándose de la fuente, el ciclo de retorno necesita más tiempo que el ciclo origen, de manera que la frecuencia real sería menor. Si el objeto se mueve en la dirección opuesta la frecuencia de retorno sería mayor.

20 El cambio en la frecuencia- $f_{Doppler}$, puede expresarse como:

$$(2) \quad f_{Doppler} = f_{mod} \cdot \frac{2v}{c - v} \cdot \cos(\varphi)$$

En la que:

- 25 $f_{Doppler}$ -es el desplazamiento Doppler
- f_{mod} -es la frecuencia de la fuente
- c - es la velocidad de propagación del sonido en el medio
- v -es la velocidad del objeto
- φ -es el ángulo entre la señal y el plano del objeto

30 Dado que $c \gg v$ y dado que para un haz casi ortogonal a la superficie del objeto $\varphi \sim 0$, la ecuación (2) anterior se reduce a la ecuación (3) siguiente:

$$(3) \quad f_{Doppler} = f_{mod} \cdot \frac{2v}{c}$$

Modelo físico

35 Cuando se utiliza el procedimiento de efecto Doppler de la presente invención, son transmitidas al mismo tiempo una frecuencia alta (portadora) y una frecuencia más baja (de excitación del resonador). La frecuencia más baja hace oscilar al resonador o membrana capaz de vibrar del sensor que actúa como el objeto en movimiento. La mayor frecuencia portadora no afecta sustancialmente al movimiento de la membrana porque está muy lejos de la frecuencia de resonancia. La alta frecuencia portadora es por lo tanto modulada por la menor frecuencia de la membrana capaz de vibrar de acuerdo con el fenómeno Doppler.

40 La frecuencia de resonancia de la membrana cambia de acuerdo con la presión arterial. Para una determinada frecuencia de excitación del sensor que tiene una amplitud determinada, los cambios en la frecuencia de resonancia del sensor varían la amplitud de las oscilaciones de la membrana en respuesta a la frecuencia de excitación. Por lo tanto, la amplitud medida en frecuencias desplazadas por efecto Doppler cambia también de acuerdo con la variación de la presión.

Modelo matemático

- 45 f_{baja} -es la frecuencia baja (de excitación del resonador)
- f_{mod} -es la frecuencia alta (portadora)
- $f_{Doppler}$ -es el desplazamiento Doppler de la frecuencia
- $f_{Doppler\ máx}$ -es el máximo desplazamiento Doppler de la frecuencia

A_{sensor} - es la amplitud máxima de la membrana capaz de vibrar (del resonador o sensor). A_{sensor} depende de la diferencia entre la frecuencia de resonancia del sensor y la baja frecuencia utilizada para la excitación de la membrana capaz de vibrar (u otra parte resonante del sensor).

5 $x(t)$ - es el punto de máxima deformación de la membrana en función del tiempo (véanse las Fig. 1A-1C).

$$(4) \quad x(t) = A_{\text{sensor}} \cdot \cos(\omega_{\text{baja}} \cdot t)$$

en la que,

ω_{baja} - es la frecuencia angular (en radianes por unidad de tiempo) de la frecuencia baja (de excitación del resonador).

10 $v(t)$ - es la velocidad de la membrana en función del tiempo.

$$c = 1.540 \text{ (m/s)}$$

$$v(t) = \frac{\partial x}{\partial t} = -A_{\text{sensor}} \cdot \omega_{\text{baja}} \cdot \text{sen}(\omega_{\text{baja}} \cdot t)$$

15

$$(5) \quad f_{\text{Doppler}} = f_{\text{mod}} \cdot \frac{2v}{c}$$

El máximo desplazamiento de frecuencia por efecto Doppler $f_{\text{Doppler máx}}$ se da como:

20

$$(6) \quad f_{\text{Doppler máx}} = f_{\text{mod}} \cdot \frac{2v_{\text{máx}}}{c}$$

$$(7) \quad f(t) = f_{\text{mod}} + f_{\text{Doppler máx}} \cdot \text{sen}(\omega_{\text{baja}} \cdot t)$$

$$(8) \quad \omega(t) = \omega_{\text{mod}} + \omega_{\text{Doppler máx}} \cdot \text{sen}(\omega_{\text{baja}} \cdot t)$$

25

$$(9) \quad \phi(t) = \omega_{\text{mod}} \cdot t - \frac{\omega_{\text{Doppler máx}}}{\omega_{\text{baja}}} \cdot \cos(\omega_{\text{baja}} \cdot t)$$

$$(10) \quad y(t) = A_y \cdot \cos(\phi)$$

en donde,

$f_{\text{Doppler máx}}$ es la frecuencia de máximo desplazamiento Doppler

30 $v_{\text{máx}}$ es la velocidad máxima de la membrana capaz de vibrar

$f(t)$ es la frecuencia temporal de la señal devuelta

$\omega(t)$ es la frecuencia angular temporal de la señal devuelta

ω_{mod} es la frecuencia portadora angular

$\omega_{\text{Doppler máx}}$ es la máxima frecuencia Doppler angular temporal (en radianes por unidad de tiempo).

35 $\phi(t)$ es la fase temporal de la señal devuelta

$y(t)$ es la señal modulada; y

A_y es la amplitud de la señal modulada

Cálculo ejemplar

40 Un cálculo ejemplar de los efectos Doppler puede hacerse utilizando valores ejemplares específicos (y no limitativos) de los parámetros. Si se seleccionan los siguientes valores:

$$f_{\text{baja}} = 50 \text{ kHz}, f_{\text{mod}} = 5 \text{ MHz}, A_{\text{sensor}} = 1 \text{ micrometro}, \text{ y } c = 1.540 \text{ (m/s)}$$

Entonces,

$$(11) \quad f_{\text{Doppler máx}} = f_{\text{mod}} \cdot \frac{2v_{\text{máx}}}{c} =$$

$$5 \quad = f_{\text{mod}} \cdot \frac{2 \cdot A_{\text{sensor}} \cdot W_{\text{baja}}}{c} = \frac{5 \cdot 10^6 \cdot 2 \cdot 10^{-6} \cdot 2 \cdot \pi \cdot 50 \cdot 10^3}{1.540}$$

$$= 2,04 \text{ kHz}$$

Por ello, el máximo desplazamiento de la frecuencia debido al desplazamiento Doppler es de 2,04 kHz

Referencias de interés

- 10 1. "Communications systems" (4ª edición) de Simon Haykin, publicada por John Williams & Sons, 2001.

Apéndice A

Ecuaciones del modelo matemático que utilizan el modelo de FM

5
$$\beta = \frac{\Delta f}{f_m}$$

$$y(t) = A \cos(\omega_o t + \phi(t)) = A \cos(\theta(t))$$

$$\phi(t) = \beta \text{sen}(\omega_m t)$$

$$\theta(t) = \omega_o t + \phi(t)$$

10
$$\omega(t) = \omega_o + \frac{\partial \phi}{\partial t} = \omega_o + \beta \omega_m \cos(\omega_m t) = \omega_o + 2\pi \Delta f \cos(\omega_m t)$$

$$y(t) = A \cos(\omega_o t + \beta \text{sen}(\omega_m t)) =$$

$$= A[\cos(\beta \text{sen}(\omega_m t)) * \cos(\omega_o t) - \text{sen}(\beta \text{sen}(\omega_m t)) * \text{sen}(\omega_o t)]$$

Puede observarse en la referencia de Simon Haykin citada anteriormente que para la banda estrecha de FM ($\beta \ll 1$)

15
$$y(t) = A[\cos(\omega_o t) - \beta \text{sen}(\omega_m t) * \text{sen}(\omega_o t)]$$

y

$$\frac{A_{(\omega_o + \omega_m)}}{A_{(\omega_o)}} = \frac{\beta}{2}$$

20 Donde

$$\beta = \frac{4\pi A f_o}{c}$$

en donde,

25 $A_{(\omega_o)}$ - es la Amplitud de la onda portadora

$A_{(\omega_o + \omega_m)}$ - es la amplitud de la frecuencia lateral

β es el índice de modulación

Δf es la desviación de la frecuencia

f_m es la frecuencia de modulación

30 f_o es la frecuencia portadora

ω_m es la frecuencia angular de modulación

ω_o es la frecuencia angular portadora

$\omega(t)$ es la frecuencia angular temporal

$y(t)$ es la señal de FM en función del tiempo

35 A es la amplitud de la señal de FM

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para determinar la frecuencia de resonancia de un sensor ultrasónico pasivo que tiene al menos un miembro capaz de vibrar, comprendiendo el procedimiento las etapas de:
 - 5 someter dicho sensor a un haz sónico que tiene una o más frecuencias de excitación del sensor para excitar vibraciones de dicho al menos miembro capaz de vibrar y una frecuencia portadora capaz de ser frecuencia modulada por vibraciones de dicho al menos miembro capaz de vibrar, dicha frecuencia portadora es mayor que dichas una o más frecuencias de excitación del sensor;
 - 10 recibir señales de retorno de dicho sensor; y
 - 15 procesar dichas señales de retorno para obtener una representación del dominio de la frecuencia de dichas señales de retorno que comprenden uno o más picos de amplitud de la banda lateral a una o más frecuencias que representan frecuencias con desplazamiento por efecto Doppler de dicha frecuencia portadora;
 - determinar los valores de amplitud de dichos uno o más picos de amplitud de la banda lateral a dichas frecuencias desplazadas por efecto Doppler para obtener un conjunto de puntos de datos de amplitud y frecuencia; y
 - calcular a partir de dicho conjunto de puntos de datos de amplitud y frecuencia la frecuencia de resonancia de dicho sensor.

2. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dichas frecuencias de excitación del sensor son frecuencias en las proximidades de la frecuencia de resonancia de dicho sensor.

3. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicha etapa del proceso comprende las etapas de:
 - 20 procesar dichas señales de retorno para determinar para cada frecuencia de excitación de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor al menos la amplitud de al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler de dicha frecuencia portadora para obtener un conjunto de puntos de datos de amplitud y frecuencia; y
 - 25 calcular a partir de dicho conjunto de puntos de datos de amplitud y frecuencia la frecuencia de resonancia dicho sensor.

4. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 3 que comprende además la etapa de detectar la presencia de dicho sensor ultrasónico pasivo dentro de dicho haz sónico basado en la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler de dicha frecuencia portadora.

5. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 4 en el que dicha etapa de detección comprende proporcionar una señal que indica la presencia de dicho sensor ultrasónico pasivo en dicho haz sónico cuando la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler supera un valor umbral.

6. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 5 en el que dicha etapa de detección se realiza automáticamente.

7. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 4 en el que dicha etapa de detección comprende proporcionar a un usuario que realiza dicho procedimiento una señal indicativa de la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler.

8. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7 en el que la señal indicativa de la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler se selecciona entre una señal auditiva, una señal visual y combinaciones de las mismas.

9. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7 en el que la señal indicativa de la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler se selecciona entre
 - 45 una señal visual que representa la variación en tiempo real, de una representación de dominio de la frecuencia de dichas señales de retorno,
 - una señal visual que representa la variación en tiempo real de la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler,
 - una señal visual representada cuando la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler supera un nivel umbral,
 - una señal de audio que tiene una característica variable perceptible que está correlacionada con la variación de la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler, y
 - 50 una señal de audio iniciada cuando la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler supera un nivel umbral.

10. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 3 que comprende además la etapa de centrado de dicho haz sónico sobre dicho sensor basado en la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler de dicha frecuencia portadora.

11. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 10 en el que dicha etapa de centrado comprende redirigir dicho haz sónico para maximizar la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler.
- 5 12. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 11 en el que dicha redirección comprende redirigir automáticamente dicho haz sónico para maximizar la amplitud de dicho al menos un componente de frecuencia desplazada por efecto Doppler.
13. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dichos uno o más picos de amplitud de la banda lateral comprende una pluralidad de picos de amplitud de la banda lateral y en el que la etapa de procesar comprende las etapas de:
- 10 procesar dichas señales de retorno para obtener una representación del dominio de la frecuencia de dichas señales de retorno que comprenden una pluralidad de picos de amplitud de la banda lateral a una pluralidad de frecuencias que representan frecuencias desplazadas por efecto Doppler de dicha frecuencia portadora;
- 15 determinar los valores de amplitud de dicha pluralidad de picos de amplitud de la banda lateral a dichas frecuencias desplazadas por efecto Doppler para obtener un conjunto de puntos de datos de amplitud y frecuencia; y
- calcular a partir de dicho conjunto de puntos de datos de amplitud y frecuencia la frecuencia de resonancia de dicho sensor.
14. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicha etapa de cálculo comprende ajustar una curva a dicho conjunto puntos de datos de amplitud y frecuencia y calcular la frecuencia de resonancia de dicho sensor como la frecuencia de dicha curva a la que la amplitud de dicha curva tiene un máximo.
- 20 15. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicha etapa de cálculo comprende calcular la frecuencia de resonancia de dicho sensor como la frecuencia de dicho conjunto de puntos de datos de amplitud y frecuencia que tienen amplitud máxima.
16. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que para cada frecuencia de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor, el valor pico de la amplitud se obtiene a partir de la amplitud de al menos una banda lateral del dominio de la frecuencia asociada con la frecuencia de excitación del sensor mediante una etapa seleccionada entre las etapas de:
- 25 calcular el pico de la amplitud como la amplitud de la banda lateral de una sola banda lateral seleccionada del par de bandas laterales asociadas con cada frecuencia de excitación del sensor,
- 30 calcular el pico de la amplitud como una amplitud media de la banda lateral calculando la media aritmética del par de bandas laterales asociadas con cada frecuencia de excitación del sensor,
- calcular el pico de la amplitud como una amplitud media de la banda lateral calculando la media geométrica del par de bandas laterales asociadas con cada frecuencia de excitación del sensor.
17. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicho haz sónico se selecciona de un haz de onda continua, de un haz de chirrido y de un haz que tiene al menos una ráfaga de frecuencia.
- 35 18. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una pluralidad de ráfagas de frecuencias sónicas y en el que dichas ráfagas de frecuencia se seleccionan de una pluralidad de ráfagas de frecuencias contiguas y una pluralidad de ráfagas de frecuencia separadas por períodos de tiempo de silencio.
19. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una pluralidad de ráfagas de frecuencias sónicas y en el que dichas ráfagas de frecuencias se seleccionan de ráfagas que tienen la misma duración de la ráfaga y ráfagas que tienen diferentes duraciones de la ráfaga.
- 40 20. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una pluralidad de ráfagas de frecuencias sónicas y en el que todas las frecuencias de excitación del sensor de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor están incluidas en cada ráfaga de dicha pluralidad ráfagas sónicas.
- 45 21. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una serie secuencial de ráfagas de frecuencia sónica y en el que cada ráfaga de dicha serie de ráfagas de frecuencias sónicas comprende una única frecuencia de excitación del sensor diferente de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor, dicha serie de ráfagas sónicas incluye todas las frecuencias de excitación del sensor de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor requeridas para realizar una sola medida de dicha frecuencia de resonancia.
- 50 22. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 21 en el que dicha frecuencia portadora de dicho haz sónico se selecciona de una frecuencia portadora transmitida de forma continua y una frecuencia portadora pulsada.
23. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una serie secuencial de ráfagas de frecuencia sónica y en el que una sola ráfaga de dicha serie de ráfagas de frecuencias sónicas

comprende un subgrupo de frecuencia de excitación del sensor de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor, dicha serie de ráfagas sónicas incluye todas las frecuencias de excitación del sensor de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor requeridas para realizar una sola medida de dicha frecuencia de resonancia.

5 24. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 23 en el que dicha frecuencia portadora de dicho haz sónico se selecciona de una frecuencia portadora transmitida de forma continua y una frecuencia portadora pulsada.

25. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una onda continua a dicha frecuencia portadora y una o más ráfagas de frecuencias sónicas cada ráfaga de dichas una o más ráfagas de frecuencia incluye una o más frecuencias de excitación del sensor.

10 26. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una o más ráfagas sónicas de frecuencia teniendo cada ráfaga una duración de la ráfaga que incluye dicha frecuencia portadora y al menos una frecuencia de excitación del sensor, y en el que dichas señales de retorno se muestrean sólo dentro de parte de dicha duración de la ráfaga.

15 27. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que dicho haz sónico comprende una o más ráfagas de frecuencia sónica teniendo cada ráfaga una duración de la ráfaga que incluye dicha frecuencia portadora y al menos un frecuencia de excitación del sensor, y en el que dichas señales de retorno son muestreadas para obtener los datos muestreados, en el que sólo una parte de datos muestreados correspondientes a una parte de dicha duración de la ráfaga es procesada en dicha etapa de procesamiento.

20 28. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 17 en el que la medición de un solo punto de presión comprende transmitir una sola ráfaga de frecuencia sónica que incluye dicha frecuencia portadora y dichas una o más frecuencias de excitación del sensor.

29. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicho haz sónico se selecciona de un haz de sonidos y de un haz de ultrasonidos.

30. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicho sensor es un sensor de presión resonante.

25 31. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicho sensor es un sensor de presión resonante dispuesto en un entorno de medida de la presión que tiene una presión variable en dicho lugar, la frecuencia de resonancia de dicho sensor de presión varía con la presión en dicho entorno de medida .

32. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho sensor resonante ultrasónico pasivo es un sensor de presión calibrable.

30 33. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 31, en el que dicha etapa de procesamiento incluye además la etapa de determinar la presión en dicho entorno de medida a partir de la frecuencia de resonancia determinada de dicho sensor de presión resonante.

34. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que dicha etapa de determinar la presión en dicho entorno de medida comprende calcular dicha presión a partir de dicha frecuencia de resonancia utilizando los datos de calibración de dicho sensor de presión resonante.

35 35. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 34, en el que los dichos datos de calibración se seleccionan de:

40 una tabla de consulta que incluye valores de frecuencia de resonancia de dicho sensor y los valores de presión correspondientes a los que dichos valores de frecuencia de resonancia fueron determinados empíricamente, y una función de calibración calculada para calcular valores de presión a partir de valores determinados de dicha frecuencia de resonancia.

36. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 31, que incluye además la etapa de determinar la presión barométrica externa en la zona en la que se realiza la medida.

45 37. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 36, que incluye además la etapa de seleccionar a partir de una pluralidad de sensores dispuestos en un entorno de medida y que tiene varios diferentes intervalos de trabajo de la presión, un sensor apropiado para realizar una medida de presión en dicho entorno de medida de la presión, basado en dicha presión barométrica externa.

50 38. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 36, en el que dicho sensor de presión resonante es un sensor de presión resonante de amplio intervalo, y en el que dicho procedimiento incluye además la etapa de determinar un conjunto de frecuencias de excitación del sensor para ser utilizadas en dicho haz sónico, basado en dicha presión barométrica externa.

39. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 36, que incluye además la etapa de seleccionar automáticamente, basado en dicha presión barométrica externa, un conjunto de frecuencias de excitación del sensor

para ser utilizadas en dicho haz sónico.

- 5 40. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho haz sónico comprende una pluralidad de períodos de medida, cada período de medida de dicha pluralidad de períodos de medida comprende una o más ráfagas de frecuencia, y en el que la pluralidad de las frecuencias de excitación del sensor incluidas en dichas una o más ráfagas de frecuencia es idéntica en todos dichos períodos de medida.
- 10 41. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicho haz sónico comprende una pluralidad de períodos de medida secuenciales, cada período de medida de dicha pluralidad de períodos de medida comprende una o más ráfagas de frecuencia, y en el que la pluralidad de frecuencias de excitación del sensor incluidas en dichas una o más ráfagas de frecuencia varía para los diferentes períodos de medida de dicha pluralidad de períodos de medida.
- 15 42. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 41 en el que dicho sensor es un sensor de presión resonante dispuesto en un entorno de medida que tiene una presión variable en dicho lugar, la frecuencia de resonancia de dicho sensor de presión varía con la presión en dicho entorno de medida, y en el que los valores de frecuencia de las frecuencias de excitación del sensor incluidas en la presente período de medida se determinan basado en un valor previsto de la frecuencia de resonancia de dicho sensor de presión para el período de medida que sigue al período actual de medida.
- 20 43. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 42 en el que dicha presión variable es una presión que varía periódicamente que tiene una pluralidad de ciclos, y en el que dicho valor previsto de dicha frecuencia de resonancia se determina basado en datos de ensayo obtenidos en medidas que preceden al momento de la determinación de dicho valor previsto.
- 25 44. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 43 en el que dichos datos de ensayo comprende datos obtenidos por medidas de la frecuencia de resonancia de dicho sensor en medidas que preceden al momento de la determinación de dicho valor previsto.
- 30 45. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 44 en el que dichos datos de ensayo comprenden datos obtenidos al realizar una pluralidad de medidas utilizando un conjunto fijo de frecuencias de excitación del sensor antes de obtener dicho valor previsto de la frecuencia de resonancia de dicho sensor de presión.
- 35 46. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 44 en el que dichos datos de ensayo comprenden datos obtenidos a partir de una pluralidad de ciclos de datos de frecuencia de resonancia del sensor determinados en una pluralidad de dichos ciclos.
- 40 47. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 46 en el que dichos datos de ensayo comprende datos seleccionados de:
 datos que representan el intervalo de valores de frecuencia de resonancia del sensor obtenidos en medidas tomadas en puntos de tiempo similares dentro de cada ciclo de los dichos ciclos de la pluralidad,
 datos que representan la frecuencia media de resonancia del sensor obtenida para todas las medidas tomadas
 45 en puntos tiempos similares dentro de cada ciclo de dicha pluralidad de ciclos, y
 datos que representan la media y la desviación estándar de la frecuencia de resonancia del sensor obtenida para todas las medidas tomadas en un tiempo similar dentro de cada ciclo de dicha pluralidad de ciclos.
- 50 48. Un sistema para determinar la frecuencia de resonancia de un sensor (10; 20) ultrasónico pasivo que tiene al menos un miembro (12A; 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H) capaz de vibrar, comprendiendo el sistema:
 medios (34, 36, 52, 62) de transmisión configurados para dirigir hacia dicho sensor (10; 20) un haz sónico que comprende una o más frecuencias de excitación del sensor y una frecuencia portadora mayor que dichas una o más frecuencias de excitación;
 medios (39) de recepción configurados para recibir señales de retorno de dicho sensor (10; 20); y
 45 medios (38; 68) de procesamiento acoplados operativamente a dichos medios (34, 36, 52, 62) de transmisión y a dichos medios (39) de recepción, dichos medios (38; 68) de procesamiento están configurados para el procesamiento de dichas señales para obtener datos que representan la amplitud en el dominio de las frecuencias de dichas señales a frecuencias que representan componentes de frecuencia de la banda lateral desplazada por efecto Doppler de dicha frecuencia portadora y para determinar la frecuencia de resonancia de dicho sensor (10; 20) a partir de dichos datos.
- 50 49. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dichos medios (38; 68) de procesamiento están configurados para controlar el funcionamiento de dichos medios (34, 36, 52, 62) y dichos medios (39) de recepción.
50. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dichos medios de transmisión comprenden al menos una unidad (36) de generación de frecuencia acoplada operativamente a al menos una unidad (34; 62) de transductor para generar dicho haz sónico.

51. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dichos medios (39) de recepción comprenden al menos una unidad (62) de transductor para recibir señales de retorno de dicho sensor (10; 20).
52. El sistema de acuerdo con la reivindicación 51 en el que los dichos medios de procesamiento (38; 68) se seleccionan de al menos una unidad de procesamiento, al menos una unidad de control, y al menos una unidad de procesamiento y control.
53. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dicho sistema comprende además medios (37) de determinación de la presión para determinar el nivel de presión externa en las proximidades de dicho sistema.
54. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dicho sistema comprende además medios (35) de interfaz seleccionados a partir de medios para permitir a un usuario controlar dicho sistema, medios para presentar los datos a un operador o usuario de dicho sistema, y una combinación de los mismos.
55. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que:
- dichos medios (34, 36) de transmisión comprenden una unidad (62) transmisora configurada para dirigir a dichos miembros (12A; 29A, 29B, 29C, 29D, 29E, 29F, 29G, 29H) capaces de vibrar un haz sónico que comprende una o más frecuencias de excitación del sensor y una frecuencia portadora mayor que dichas una o más frecuencias de excitación del sensor;
- dichos medios de recepción comprenden una unidad (39) receptora configurada para recibir señales de retorno de dicho sensor; y
- dichos medios de procesamiento comprenden una unidad (38; 68) de procesamiento acoplada operativamente a dicha unidad transmisora y a dicha unidad receptora, dicha unidad de procesamiento está configurada para el procesamiento de dichas señales para obtener datos que representan la amplitud de dichas señales a frecuencias que representan componentes de frecuencia desplazada por efecto Doppler de dicha frecuencia portadora y para determinar la frecuencia de resonancia de dicho sensor (10; 20) a partir de dichos datos.
56. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sensor es un sensor (10; 20) de presión ultrasónico pasivo capaz de vibrar dispuesto en un entorno de medida y en el que dicha unidad (38; 68) de procesamiento está configurada para determinar la presión en dicho entorno de medida a partir de dicha frecuencia de resonancia.
57. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55, en el que dicha unidad (38; 68) de procesamiento está configurada para determinar la presión externa en la zona en la que se realiza la medida.
58. El sistema de acuerdo con la reivindicación 57, en el que dicha unidad (38; 68) de procesamiento está configurada para seleccionar a partir de una pluralidad de sensores dispuestos en un entorno de medida y que tiene varios intervalos de trabajo de presión diferentes, un sensor apropiado para realizar una medida de presión en dicho entorno de medida de la presión, basado en dicha presión externa.
59. El sistema de acuerdo con la reivindicación 57, en el que dicho sensor (10; 20) de presión resonante es un sensor de presión resonante de amplio intervalo, y en el que dicha unidad (38; 68) de procesamiento está configurada para determinar un conjunto de frecuencias de excitación del sensor para ser utilizadas en dicho haz sónico, basado en dicha presión externa.
60. El sistema de acuerdo con la reivindicación 57, en el que dicha unidad (38; 68) de procesamiento está configurada para seleccionar automáticamente, basada en dicha presión externa, un conjunto de frecuencias de excitación del sensor para ser utilizadas en dicho haz sónico.
61. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicha unidad (38; 68) de procesamiento está configurada para controlar el funcionamiento de dicha unidad transmisora y de dicha unidad receptora.
62. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicha unidad transmisora y dicha unidad receptora están incluidas en una unidad (34; 62) transreceptora acoplada operativamente a dicha unidad (38; 68) de procesamiento.
63. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicha unidad transmisora comprende:
- una unidad (36; 52) de generación de frecuencias para generar dicha frecuencia portadora y dichas una o más frecuencias de excitación del sensor, y
- una unidad (34; 62) de transductores acoplada operativamente a dicha unidad (36; 52) de generación de frecuencias para transmitir dicho haz sónico.
64. El sistema de acuerdo con la reivindicación 63 en el que dicha unidad (36; 52) de generación de frecuencia comprende:
- una unidad (54) de generación de alta frecuencia para generar dicha frecuencia portadora, y
- una unidad (56) de generación de baja frecuencia para generar dichas una o más frecuencias de excitación del

sensor.

- 5 65. El sistema de acuerdo con la reivindicación 63 en el que dicha unidad (34; 62) de transductores comprende una o más unidades de transductores seleccionados de transductores piezoeléctricos, transductores electromecánicos, transductores electromagnéticos, transductores capacitivos, transductores electro-magneto-mecánicos y cualquiera de sus combinaciones.
- 10 66. El sistema de acuerdo con la reivindicación 65 en el que dichas una o más unidades (62) de transductores comprenden uno o más transductores piezoeléctricos seleccionados de transductores piezoeléctricos de un solo elemento, transductores piezoeléctricos de múltiples elementos, transductores piezoeléctricos anidados, transductores piezoeléctricos concéntricos coaxiales, matrices progresivas de transductores piezoeléctricos, y cualquier combinación de los mismos.
67. El sistema de acuerdo con la reivindicación 65 en el que dichas una o más unidades (62) de transductores comprenden un transductor capacitivo de banda ancha para la transmisión de dicha frecuencia portadora y de dichas una o más frecuencias de excitación del sensor.
- 15 68. El sistema de acuerdo con la reivindicación 65 en el que dichas una o más unidades (62) del transductor comprenden un primer transductor (62B) piezoeléctrico para la transmisión de dicha frecuencia portadora y un segundo transductor (62A) piezoeléctrico para transmitir dichas una o más frecuencias de excitación del sensor.
- 20 69. El sistema de acuerdo con la reivindicación 63 en el que dicha unidad (36; 52) de generación de frecuencia está configurada para generar cualquier frecuencia seleccionada a partir de dicha frecuencia portadora y dichas una o más frecuencias de excitación del sensor, en una forma seleccionada a partir de una frecuencia de onda continua, uno o más pulsos de frecuencia, una o más ráfagas de frecuencia que incluyen una pluralidad de diferentes frecuencias y uno o más barridos de frecuencia de chirridos.
70. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicha unidad (39) receptora comprende un receptor de modulación de la frecuencia.
- 25 71. El sistema de acuerdo con la reivindicación 70 en el que dicho receptor de modulación de frecuencia se selecciona de una unidad receptora de banda base y de una unidad receptora de frecuencia intermedia.
72. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicha unidad (39) receptora comprende al menos un transductor de recepción para recibir dichas señales de retorno y para proporcionar una señal de salida que representa dichas señales de retorno.
- 30 73. El sistema de acuerdo con la reivindicación 72 en el que dicha unidad (39) receptora comprende además una unidad (64) de extremo frontal analógico acoplada operativamente a dicho al menos un transductor de recepción para recibir dicha señal de salida desde dicho al menos un transductor de recepción y para el procesamiento de dicha señal de salida para proporcionar una señal de salida analógica procesada, y una unidad (66) transformadora de analógico a digital acoplada operativamente a dicha unidad (64) del extremo frontal analógico y a dicha unidad (68) de procesamiento para digitalizar dicha señal de salida analógica procesada y para proporcionar una señal digitalizada a dicha unidad (68) de procesamiento.
- 35 74. El sistema de acuerdo con la reivindicación 73 en el que dicha unidad (64) del extremo frontal analógico está configurada para el procesamiento de la señal de salida recibida de dicho al menos un transductor de recepción, en el que dicho procesamiento se selecciona de filtrar la señal recibida para eliminar el ruido y los componentes de frecuencia no deseados, amplificar la señal recibida para proporcionar una señal amplificada, mezclar la señal con una señal de referencia para proporcionar una señal analógica mixta, filtrar dicha señal analógica mixta para eliminar los componentes de la frecuencia no deseados de dicha señal analógica mixta para proporcionar una señal analógica de conversión descendente, amplificar dicha señal analógica de conversión descendente, y combinaciones de las mismas.
- 40 75. El sistema de acuerdo con la reivindicación 72 en el que dicha unidad receptora comprende además una unidad (66) de conversión analógica a digital acoplada operativamente a dicho al menos un transductor de recepción para la digitalización de la señal recibida desde dicha al menos una unidad de transductor de recepción para proporcionar una señal digitalizada.
- 45 76. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicha unidad (39) de recepción está configurada para la conversión descendente de la señal recibida desde dicho al menos un transductor de recepción para proporcionar una señal convertida descendente.
- 50 77. El sistema de acuerdo con la reivindicación 76 en el que dicha unidad (39) de recepción está configurada para procesar dicha señal convertida descendente para eliminar componentes de la frecuencia no deseados de allí para proporcionar una señal convertida descendente filtrada.
78. El sistema de acuerdo con la reivindicación 77 en el que dicha unidad (39) receptora está configurada para

amplificar dicha señal convertida descendente filtrada para proporcionar una señal convertida descendente filtrada amplificada.

- 5 79. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema comprende además una unidad (74) de sincronización acoplada operativamente a dicha unidad transmisora y dicha unidad receptora, para sincronizar el funcionamiento de dicha unidad transmisora y de dicha unidad receptora.
80. El sistema de acuerdo con la reivindicación 79 en el que dicha unidad (74) de sincronización está acoplada operativamente a dicha unidad (38; 68) de procesamiento.
81. El sistema de acuerdo con la reivindicación 79 en el que dicha unidad (74) de sincronización está configurada para recibir una señal de sincronización externa.
- 10 82. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema está configurado para condicionar dichas señales para proporcionar a dicha unidad (38; 68) de procesamiento con una señal condicionada.
- 15 83. El sistema de acuerdo con la reivindicación 82 en el que dicho sistema está configurado para condicionar dichas señales realizando sobre dichas señales una o más operaciones seleccionadas de pre-amplificación, filtrado del paso de banda, multiplicación por una señal de referencia, filtrado de paso bajo, filtrado de muesca, amplificación y combinaciones de los mismos.
84. El sistema de acuerdo con la reivindicación 82 en el que dicho sistema está configurado para condicionar dichas señales realizando sobre dichas señales los procedimientos de filtrado de paso de banda, pre-amplificación, filtrado de paso de banda, multiplicación por una señal de referencia, filtrado de paso bajo, filtrado de muesca y amplificación.
- 20 85. El sistema de acuerdo con la reivindicación 84 en el que dichos procedimientos se realizan sobre dichas señales en el orden citado en la reivindicación 84.
- 25 86. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema está configurado para procesar dichas señales para obtener datos digitalizados, y realizar sobre dichos datos digitalizados una transformada de Fourier digital para obtener los datos de dominio de la frecuencia que representan la amplitud de la señal como una función de la frecuencia.
- 30 87. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicha unidad (38; 68) de procesamiento comprende al menos una unidad seleccionada de un ordenador, un microordenador, un microprocesador, un procesador digital, un procesador de señales digitales, una unidad microcontroladora, una unidad controladora, un ordenador personal, un puesto de trabajo, un miniordenador, un ordenador conectado a la red, un ordenador central, una configuración del procesador distribuida, una configuración informática en racimo, y combinaciones de los mismos.
88. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema está configurado como parte de un sistema médico de formación de imágenes por ultrasonidos.
- 35 89. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 que comprende además una unidad (66) convertidora de analógico a digital de una gran intervalo dinámico conectada operativamente a dicha unidad receptora para recibir una señal analógica desde dicha unidad receptora, dicha unidad (66) de conversión de analógica a digital está conectada operativamente a dicha unidad (38; 68) de procesamiento y está configurada para digitalizar dicha señal analógica para proporcionar una señal digitalizada a dicha unidad (38; 68) de procesamiento.
- 40 90. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema comprende además una unidad (64) del extremo frontal analógico y una unidad (66) de conversión de analógico a digital, dicha unidad (64) del extremo frontal analógico está operativamente conectada a dicha unidad (39) receptora para recibir señales desde allí, dicha unidad (64) del extremo frontal analógico está operativamente conectada a dicha unidad (66) de conversión de analógico a digital, y está configurada para proporcionar una señal de salida analógica condicionada a dicha unidad (66) de conversión de analógica a digital, dicha unidad (66) de conversión de analógico a digital está conectada operativamente a dicha al menos una unidad (38; 68) de procesamiento para proporcionar una señal digitalizada a la misma.
- 45 91. El sistema de acuerdo con la reivindicación 90 en el que dicha unidad (64) del extremo frontal analógico comprende una unidad (87) de conversión descendente para la conversión descendente de las señales recibidas de dicha unidad (39) receptora.
- 50 92. El sistema de acuerdo con la reivindicación 91 en el que dicha unidad (87) de conversión descendente de la frecuencia comprende una unidad (86) mezcladora configurada para recibir una señal analógica, y una fuente (88) de señal de referencia conectada operativamente a dicha unidad (86) mezcladora para proporcionar una señal de referencia a dicha unidad (86) mezcladora, dicha unidad (86) mezcladora está configurada para mezclar dicha señal analógica con dicha señal de referencia.
93. El sistema de acuerdo con la reivindicación 92 en el que dicha unidad (64) del extremo frontal analógico

comprende al menos una unidad (81) de acondicionamiento de la señal conectada operativamente a dicha unidad (39) receptora para recibir señales desde dicha unidad (39) receptora, dicha al menos una unidad (81) de acondicionamiento está conectada operativamente a dicha unidad (86) mezcladora para proporcionar una señal condicionada a dicha unidad (86) mezcladora.

5 94. El sistema de acuerdo con la reivindicación 93 en el que dicha al menos una unidad (81) de acondicionamiento de la señal comprende al menos una unidad (80, 84, 90, 92) de filtro para filtrar las señales recibidas desde dicha unidad (39) receptora y al menos una unidad (82, 94) amplificadora.

10 95. El sistema de acuerdo con la reivindicación 94 en el que dicha al menos una unidad de filtro comprende una primera unidad (80) de filtro de paso de banda conectada operativamente a dicha unidad (39) receptora y a dicha al menos una unidad (82) amplificadora, y una segunda unidad (84) de filtro de paso de banda conectada operativamente a dicha al menos una unidad (82) amplificadora para filtrar la salida de dicha al menos una unidad (82) amplificadora, dicha segunda unidad (84) de filtro de paso de banda está conectada operativamente a dicha unidad (86) mezcladora.

15 96. El sistema de acuerdo con la reivindicación 92 en el que dicha unidad (64; 64A) del extremo frontal analógico comprende una unidad (91) de acondicionamiento de la señal después del mezclado conectada operativamente a dicha unidad (86) mezcladora para recibir señales desde dicha unidad (86) mezcladora, dicha unidad (91) de acondicionamiento de la señal después del mezclado está conectada operativamente a dicha unidad (66) de conversión de analógico a digital para proporcionar una señal de conversión descendente a dicha unidad (66) de conversión analógico a digital.

20 97. El sistema de acuerdo con la reivindicación 96 en el que dicha unidad (91) de acondicionamiento de la señal después del mezclado comprende una unidad de filtro seleccionado de un filtro de paso bajo, un filtro de muesca y una combinación de los mismos.

25 98. El sistema de acuerdo con la reivindicación 97 en el que dicha unidad (91) de acondicionamiento de la señal después de la mezcla comprende también un amplificador acoplado operativamente a la unidad de filtro de dicha unidad (87) de conversión descendente.

99. El sistema de acuerdo con la reivindicación 90 en el que dicha unidad (64) del extremo frontal analógico comprende

30 una primera unidad (80) de filtro conectada operativamente a dicha unidad (39) receptora para filtrar las señales de filtrado recibidas de dicha unidad (39) receptora para proporcionar una primera señal filtrada,
 una primera unidad (82) amplificadora conectada operativamente a dicha primera unidad (80) de filtro para amplificar dicha primera señal filtrada para proporcionar una primera señal amplificada,
 una segunda unidad (84) de filtro conectada operativamente a dicha primera unidad (82) amplificadora para filtrar dicha primera señal amplificada para proporcionar una segunda señal filtrada,
 una fuente (88) de alta frecuencia para proporcionar una señal de referencia de alta frecuencia,
 35 una unidad (86) mezcladora conectada operativamente a dicha segunda unidad (84) de filtro para recibir dicha segunda señal filtrada desde allí, dicha unidad (86) mezcladora está conectada operativamente a dicha fuente (88) de alta frecuencia para recibir dicha señal de referencia de alta frecuencia desde allí, dicha unidad (86) mezcladora está configurada para mezclar dicha segunda señal filtrada con dicha señal de referencia de alta frecuencia para proporcionar una señal de salida convertida descendente,
 40 un tercer filtro (90) conectado operativamente a dicha unidad (86) mezcladora para filtrar dicha señal convertida descendente para producir una tercera señal filtrada,
 una cuarta unidad (92) de filtro conectada operativamente a dicha tercera unidad (90) de filtro para filtrar dicha tercera señal filtrada para proporcionar una cuarta señal filtrada, y
 una segunda unidad (94) amplificadora conectada operativamente a dicha cuarta unidad (92) de filtro para
 45 amplificar dicha cuarta señal filtrada, dicha segunda unidad (94) amplificadora está conectada operativamente a dicha unidad (66) de conversión de analógico a digital para proporcionar dicha salida analógica condicionada a la misma.

50 100. El sistema de acuerdo con la reivindicación 99 en el que dicho primer filtro (80) y dicho segundo filtro (84) son filtros de paso de banda, dicho tercer filtro (90) es un filtro de paso bajo, y dicho cuarto filtro (92) es un filtro de muesca.

101. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema comprende además medios (37) de determinación de la presión para determinar el nivel de presión externa en las proximidades de dicho sistema.

55 102. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema comprende además una unidad (37) de barómetro acoplada operativamente a dicha unidad (38; 68) de procesamiento para determinar el nivel de presión barométrica y para proporcionar dicha unidad (38; 68) de procesamiento con una señal representativa de dicho nivel de presión barométrica.

103. El sistema de acuerdo con la reivindicación 55 en el que dicho sistema comprende además una interfaz (35) de

usuario.

104. El sistema de acuerdo con la reivindicación 103 en el que dicha interfaz (35) de usuario se selecciona de al menos una interfaz de usuario para permitir que un usuario controle dicho sistema, al menos una interfaz (70) de usuario para presentar información a un usuario de dicho sistema, y una combinación de los mismos.
- 5 105. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dicho sistema está configurado para llevar a cabo una serie de medidas secuenciales, cada medida de dicha pluralidad de medidas comprende una o más ráfagas de frecuencia de dicho haz sónico y cada ráfaga de frecuencia incluye una frecuencia portadora y una pluralidad de frecuencias de excitación del sensor, y en el que la pluralidad de frecuencias de excitación del sensor incluidas en dichas una o más ráfagas de frecuencia varía en las diferentes medidas de dicha serie de medidas secuenciales.
- 10 106. El sistema de acuerdo con la reivindicación 105 en el que dicho sensor (10; 20) ultrasónico pasivo es un sensor de presión resonante dispuesto en un entorno de medida que tiene una presión variable en dicho lugar, la frecuencia de resonancia de dicho sensor (10; 20) de presión varía con la presión en dicho entorno de medida, y en el que los valores de frecuencia de las frecuencias de excitación del sensor incluidas en una medida actual se determinan basadas en un valor previsto de la frecuencia de resonancia de dicho sensor de presión para la medida que sigue a dicha medida actual.
- 15 107. El sistema de acuerdo con la reivindicación 106 en el que dicha presión variable es una presión que varía periódicamente que tiene una pluralidad de ciclos, y en el que dicho valor previsto de dicha frecuencia de resonancia se determina basándose en datos de ensayo obtenidos en medidas de dicha serie de medidas secuenciales que preceden al momento de la determinación de dicho valor previsto.
- 20 108. El sistema de acuerdo con la reivindicación 107 en el que el sistema puede cambiar o adaptar dichas frecuencias de excitación del sensor de acuerdo con una frecuencia de resonancia estimada del sensor prevista para el momento en que se realiza la siguiente medida.
- 25 109. El sistema de acuerdo con la reivindicación 107, en el que dichos datos de ensayo comprenden datos obtenidos por dicho sistema al realizar una serie de medidas en las que dicho sistema transmite la misma pluralidad de frecuencias de excitación del sensor antes de obtener dicho valor previsto de la frecuencia de resonancia de dicho sensor de presión.
- 30 110. El sistema de acuerdo con la reivindicación 107, en el que dichos datos de ensayo comprenden los datos obtenidos de una pluralidad de ciclos de datos de frecuencia de resonancia del sensor determinados en una pluralidad de dichos ciclos.
- 35 111. El sistema de acuerdo con la reivindicación 107, en el que dichos datos de ensayo comprenden datos seleccionados de
 datos que representan el intervalo de valores de frecuencia de resonancia del sensor obtenidos en medidas tomadas en puntos de tiempo similares dentro de cada ciclo de dichos ciclos de la pluralidad,
 datos que representan la frecuencia media de resonancia del sensor obtenidos para todas las medidas tomadas en puntos de tiempo similares dentro de cada ciclo de dicha pluralidad de ciclos, y
 datos que representan la media y la desviación estándar de la frecuencia de resonancia del sensor obtenidos para todas las medidas tomadas en un tiempo similar dentro de cada ciclo de dicha pluralidad de ciclos.
- 40 112. El sistema de acuerdo con la reivindicación 107 en el que dicho entorno de medida es una parte del sistema cardiovascular de un paciente, dicha presión que varía periódicamente es la presión arterial dentro de dicha parte de dicho sistema cardiovascular, y en el que el punto de tiempo de la frecuencia de resonancia determinado por dicha medida actual se determina a partir de una señal de sincronización de medida de forma independiente.
- 45 113. El sistema de acuerdo con la reivindicación 112 en el que dicha señal de sincronización medida de forma independiente comprende una señal biológica asociada con la actividad de dicho sistema cardiovascular o de una parte del mismo.
- 50 114. El sistema de acuerdo con la reivindicación 112 en el que dicha señal de sincronización medida independientemente está asociada con la actividad cardiaca de dicho paciente.
115. El sistema de acuerdo con la reivindicación 112 en el que dicha señal de sincronización medida independientemente se selecciona de una señal del electrocardiograma de dicho paciente, y una señal acústica asociada con el latido mecánico del corazón de dicho paciente.
116. El sistema de acuerdo con la reivindicación 112 en el que la temporización dentro de la duración del ciclo de frecuencia de resonancia actual del valor de la frecuencia de resonancia determinado por dicha medida actual se determina en relación con una parte seleccionada de una señal del electrocardiograma simultáneamente registrado de dicho paciente.
117. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dicho sensor (10; 20) es un sensor de presión

ultrasónico pasivo capaz de vibrar dispuesto en un entorno de medida y en el que dichos medios de procesamiento están configurados para determinar la presión en dicho entorno de medida a partir de dicha frecuencia de resonancia.

- 5 118. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dicho sensor (10; 20) es un sensor de presión ultrasónico pasivo implantado dentro de un sistema cardiovascular que tiene una presión arterial que varía periódicamente en dicho lugar, y en el que dichos medios (38; 68) de procesamiento está configurado para detectar la presencia de dicho sensor (10; 20) en dicho haz sónico cuando la amplitud de al menos una frecuencia de dichas frecuencias que representan componentes de frecuencia desplazada por efecto Doppler superan un valor umbral.
- 10 119. El sistema de acuerdo con la reivindicación 118 en el que dichos medios (38; 68) de procesamiento están configurados para detectar la presencia de dicho sensor (10; 20) en dicho haz sónico cuando la amplitud de al menos una frecuencia de dichas frecuencias que representan componentes de frecuencia desplazada por efecto Doppler varía periódicamente a un ritmo sustancialmente similar al ritmo de la variación periódica de dicha presión arterial.
- 15 120. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48 en el que dicho sensor (10; 20) es un sensor de presión ultrasónico pasivo implantado dentro de un sistema cardiovascular que tiene una presión arterial que varía periódicamente en dicho lugar, y en el que dichos medios de procesamiento están configurado para detectar la presencia de dicho sensor en dicho haz sónico cuando la amplitud de al menos una frecuencia de dichas frecuencias que representan componentes de frecuencia desplazada por efecto Doppler supera un valor umbral y varía periódicamente a un ritmo sustancialmente similar al ritmo de la variación periódica de dicha presión arterial.
- 20 121. El sistema de acuerdo con la reivindicación 48, en el que dicho haz sónico es un haz de onda continua, que contiene simultáneamente la totalidad de dichas frecuencias de excitación del sensor y dicha frecuencia portadora.
122. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho haz sónico es un haz de onda continua que contiene simultáneamente la totalidad de dichas frecuencias de excitación del sensor y dicha frecuencia portadora.

25

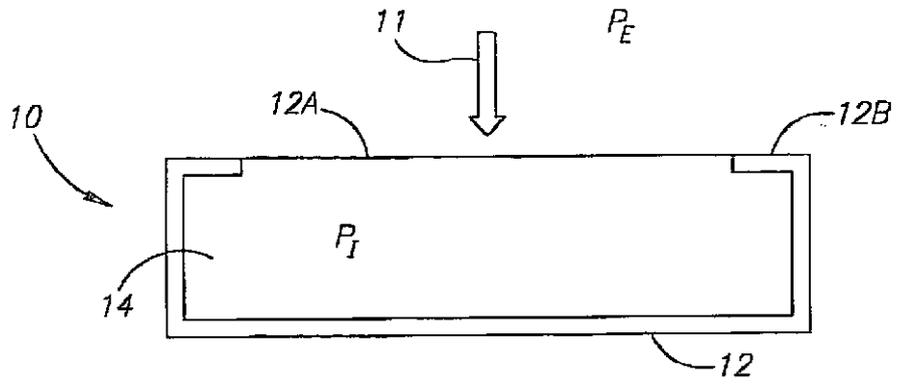


FIG. 1A
TÉCNICA ANTERIOR

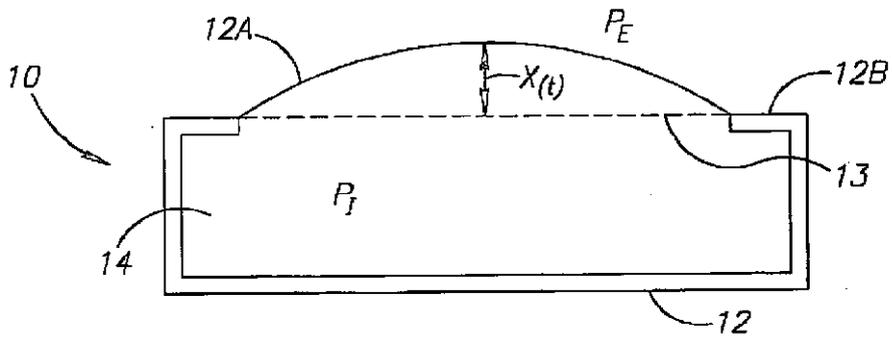


FIG. 1B
TÉCNICA ANTERIOR

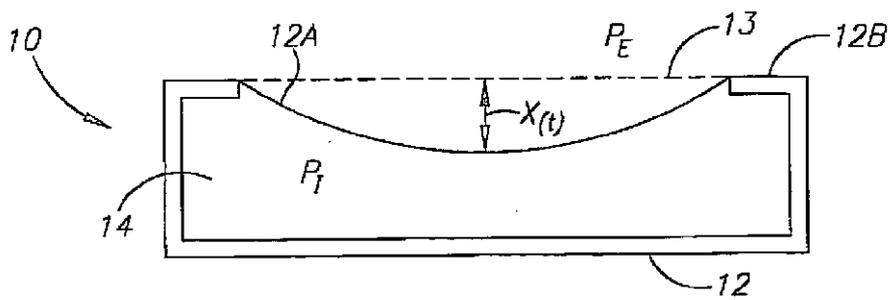


FIG. 1C
TÉCNICA ANTERIOR

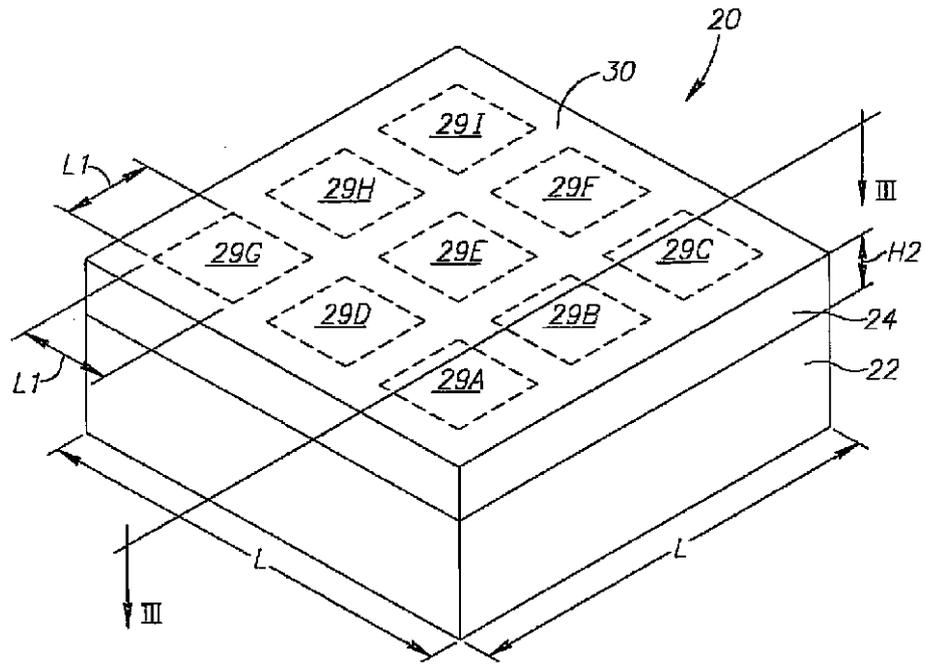


FIG. 2

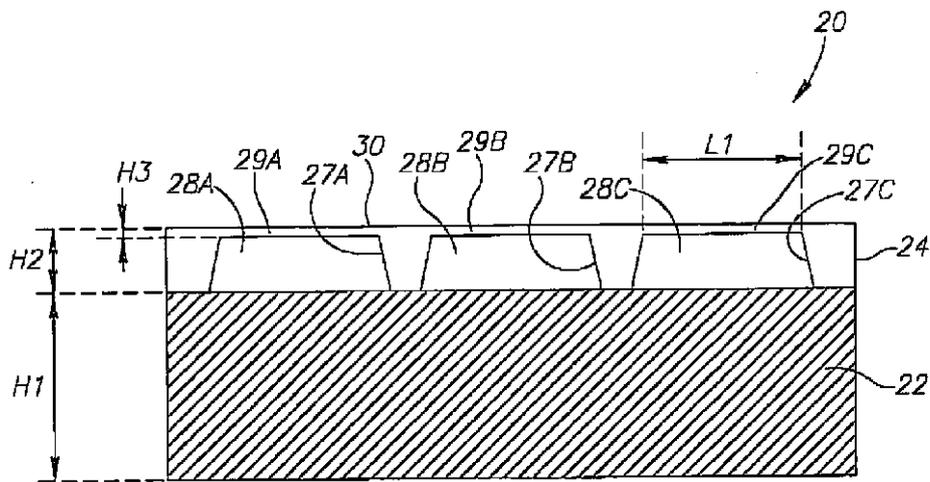


FIG. 3

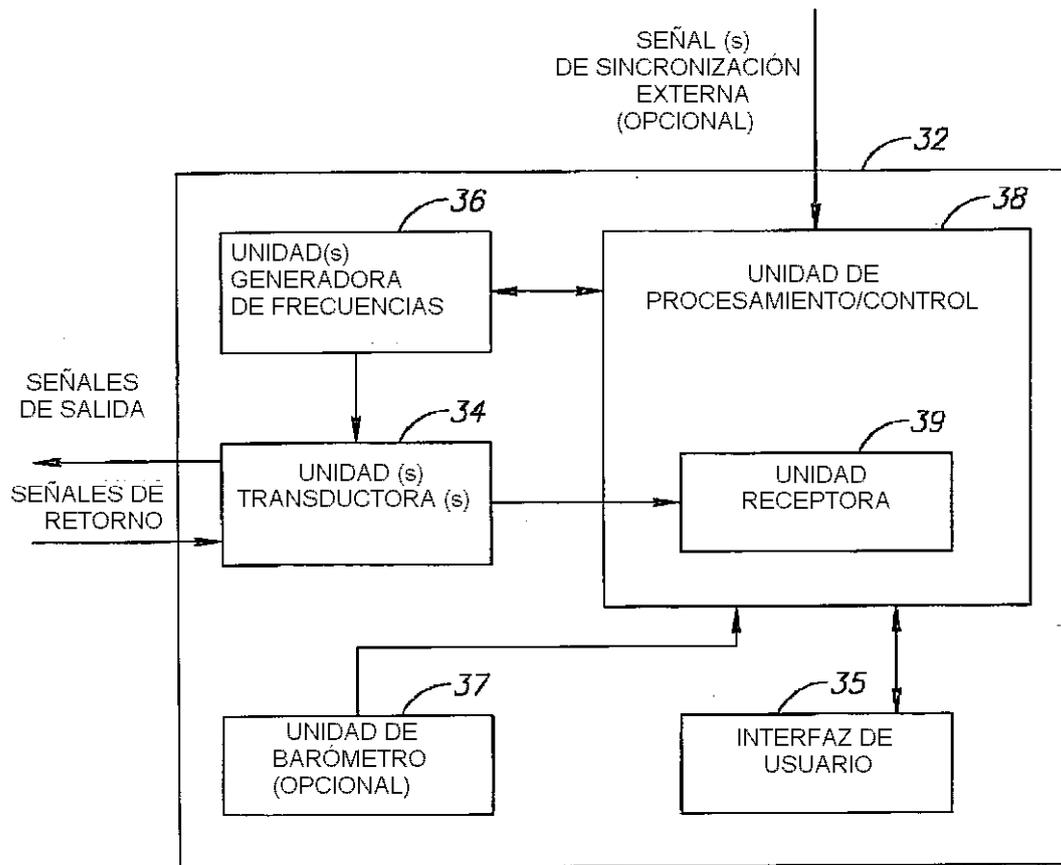


FIG.4

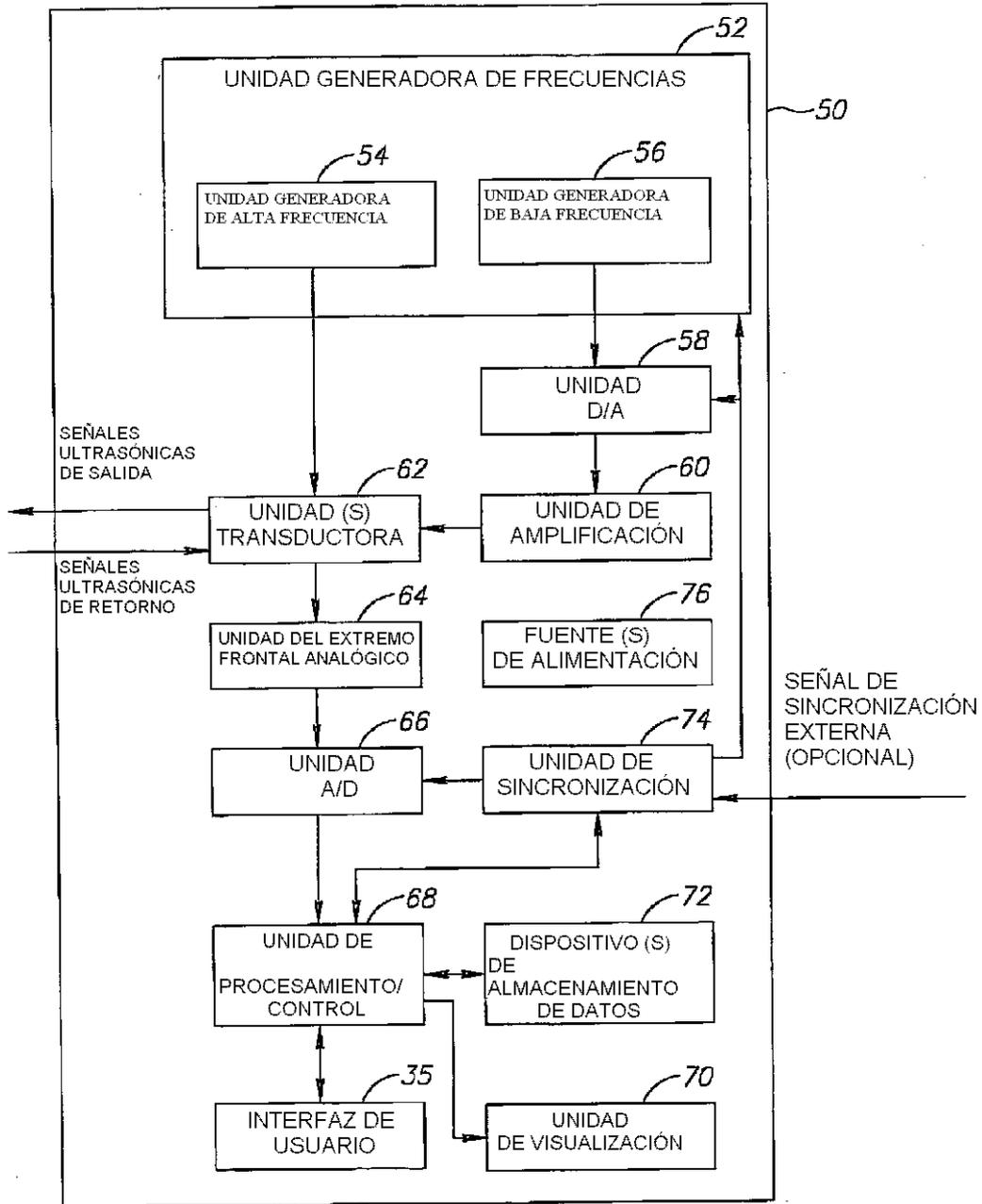


FIG.5

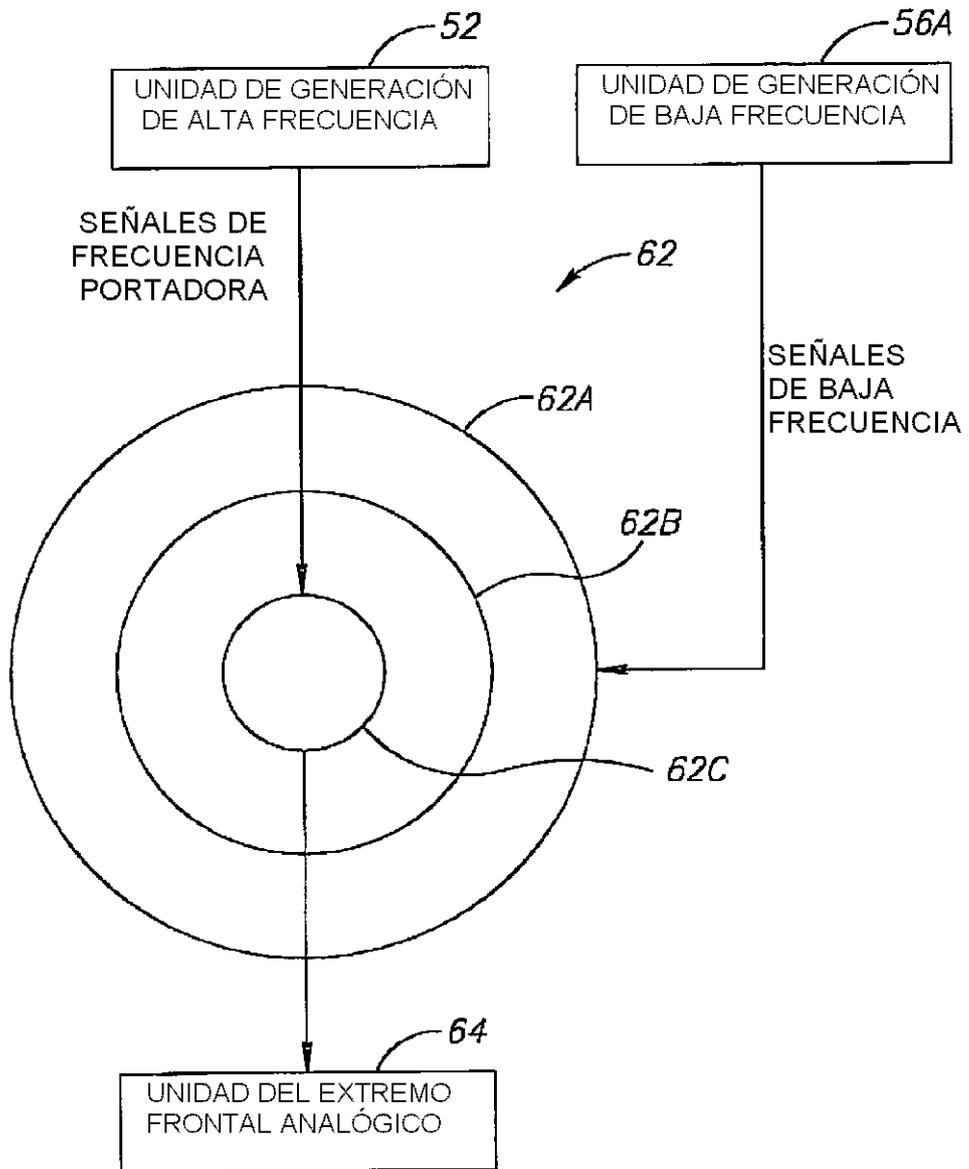


FIG.6

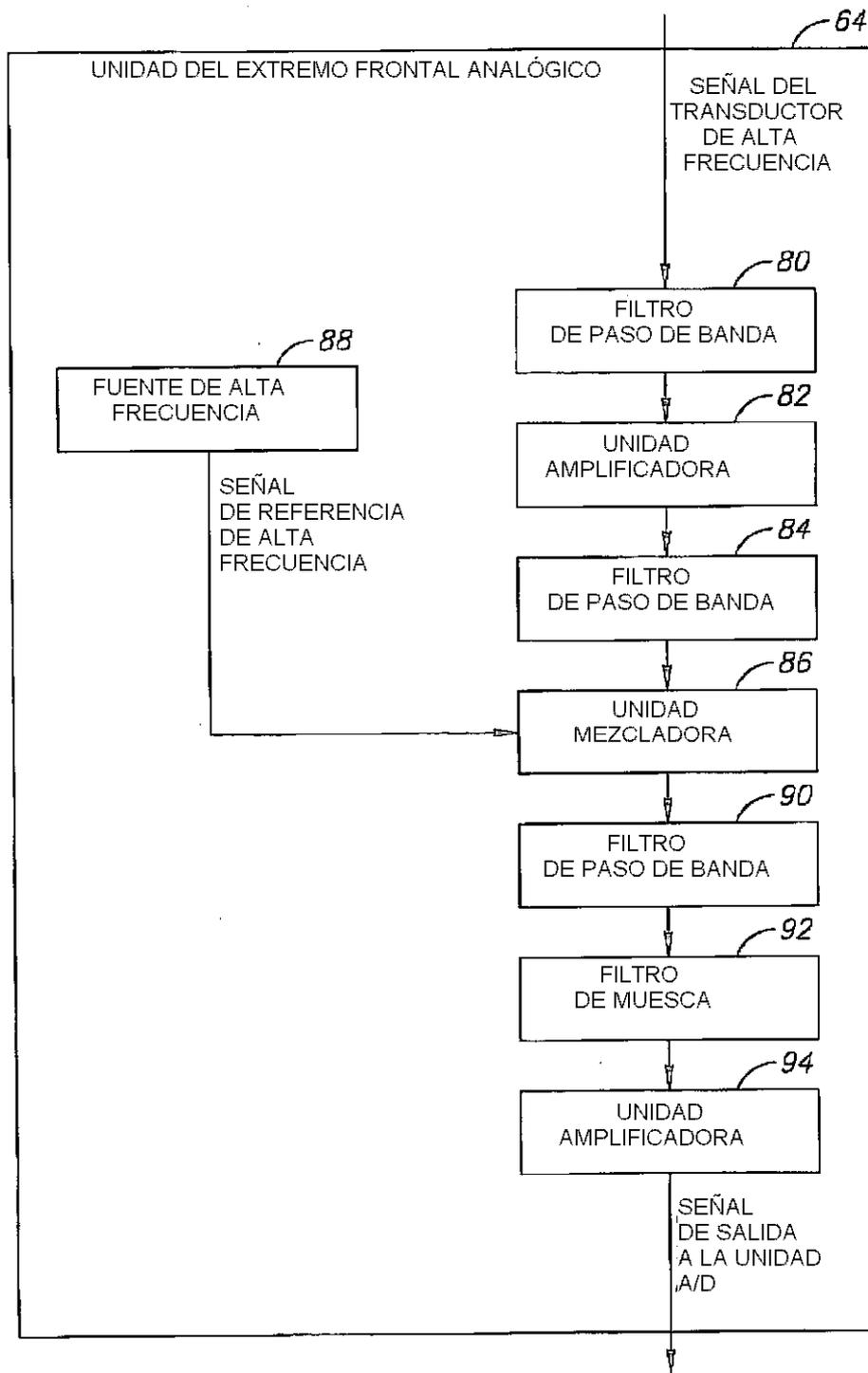


FIG. 7A

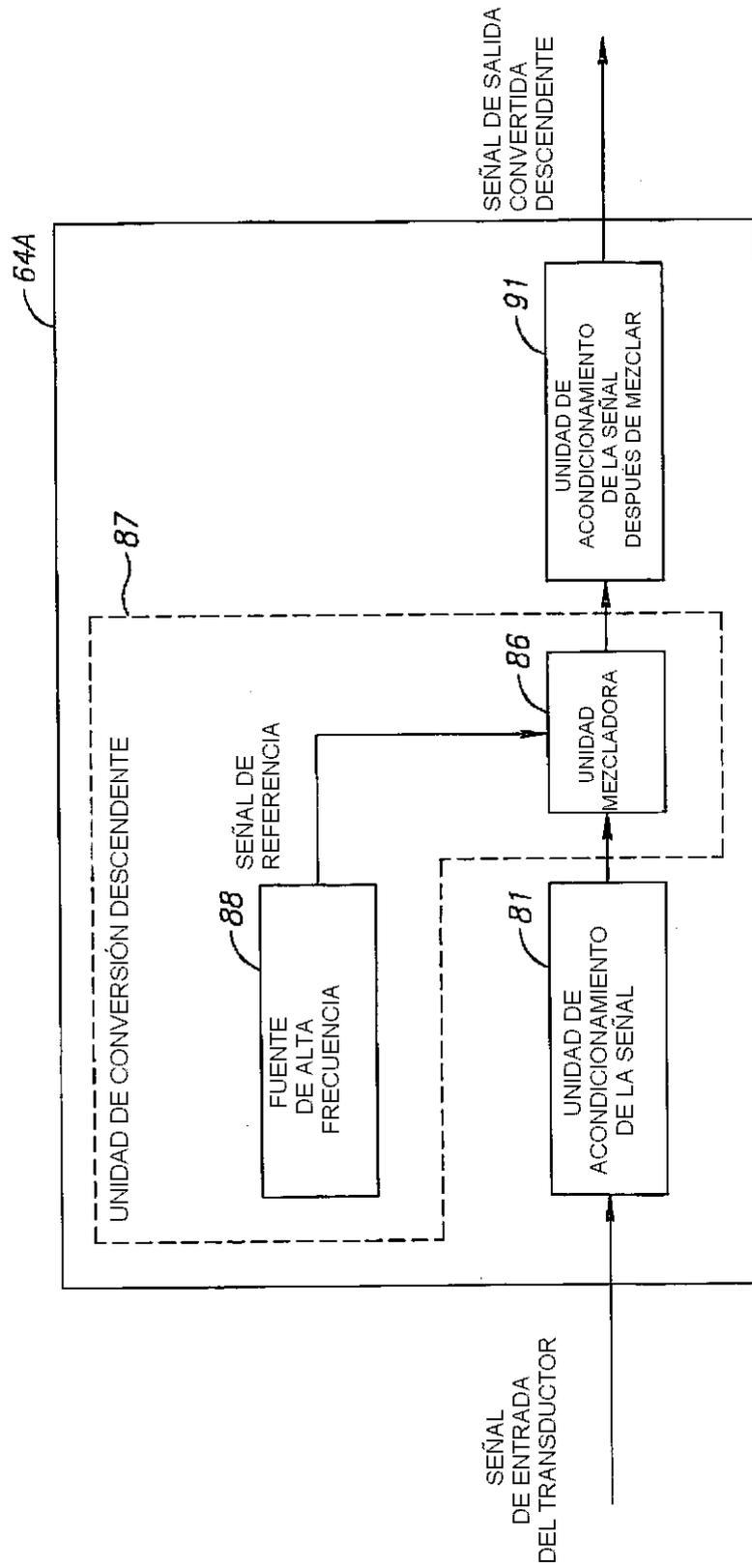


FIG. 7B

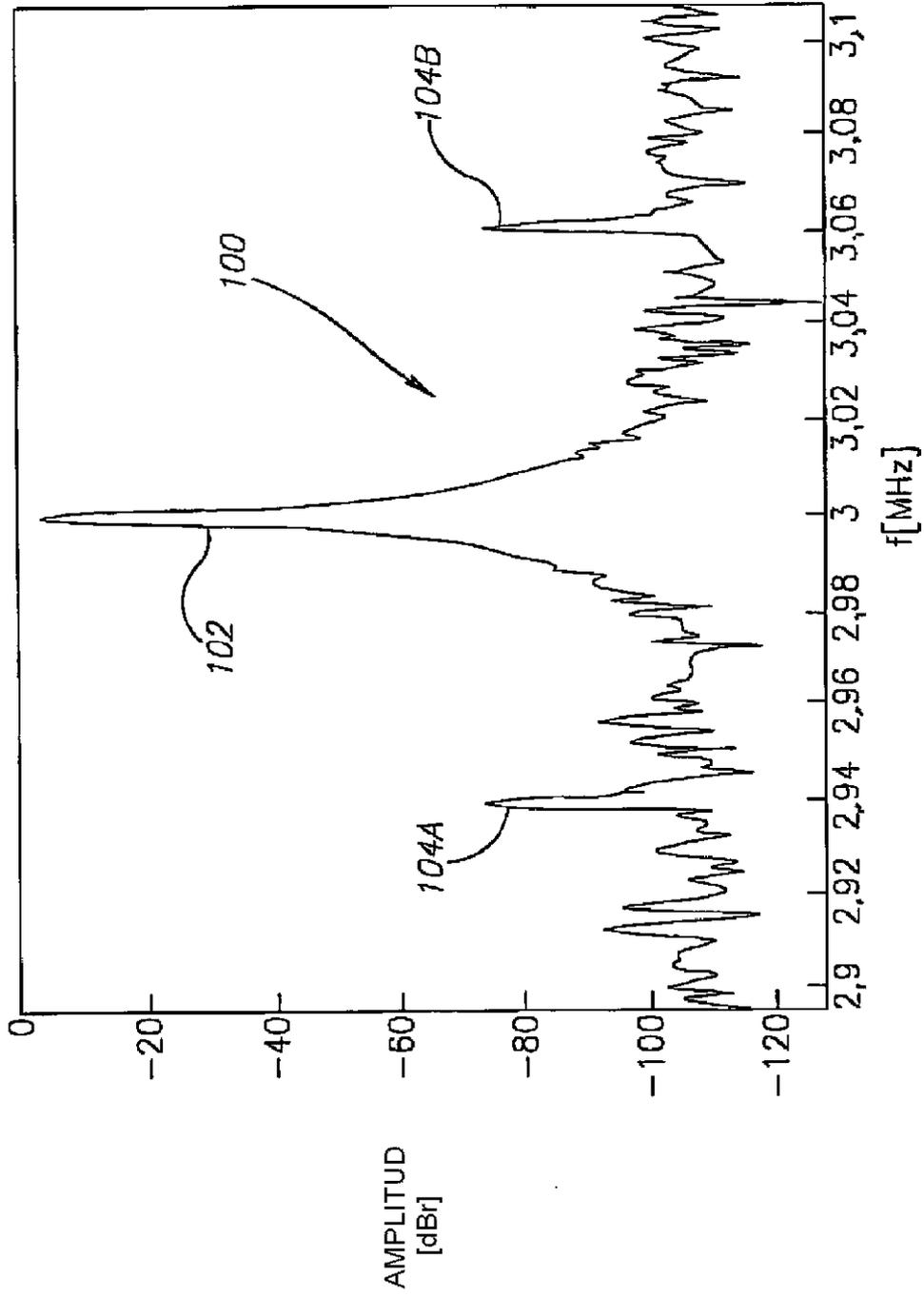


FIG. 8

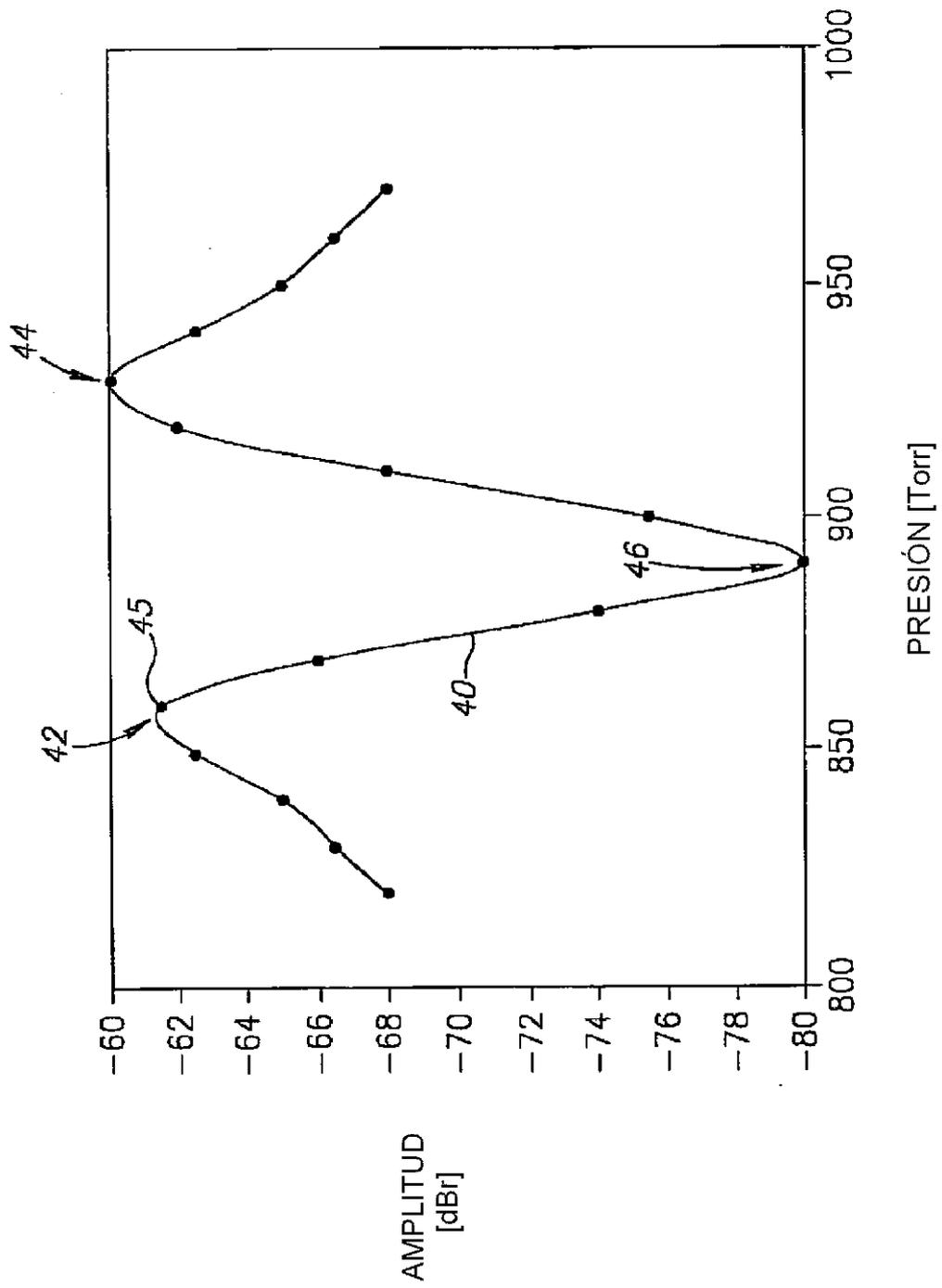


FIG.9

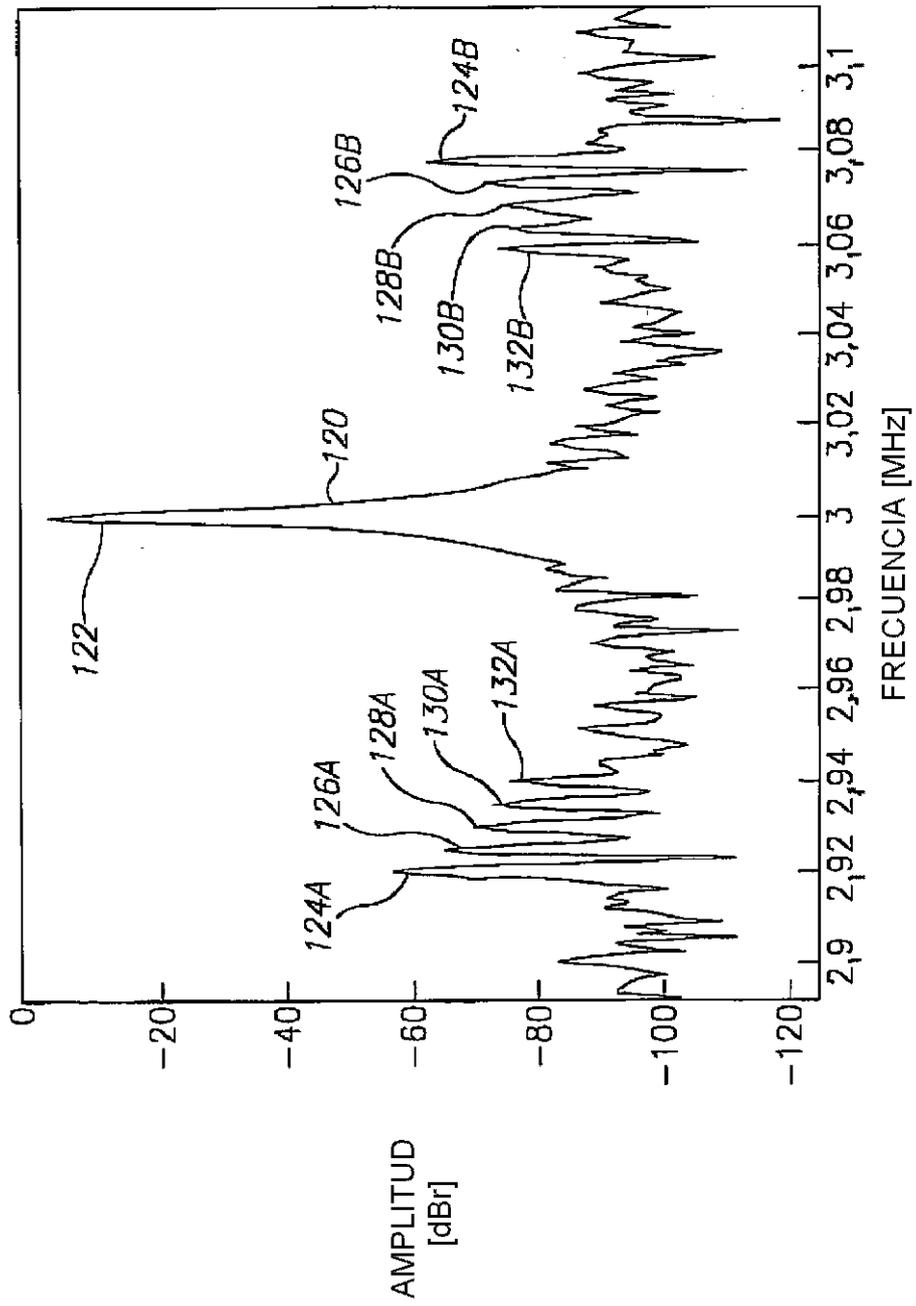


FIG.10

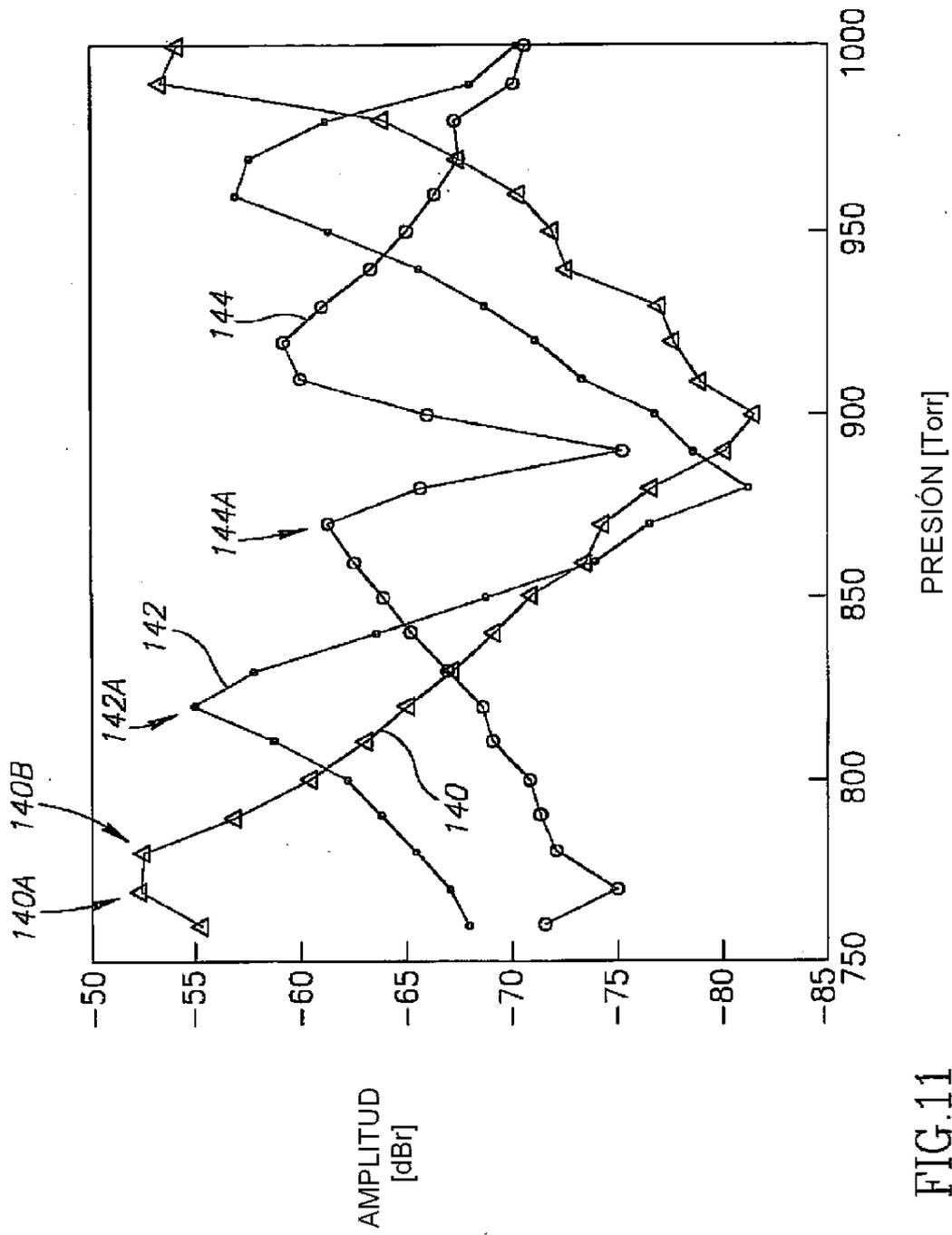


FIG.11

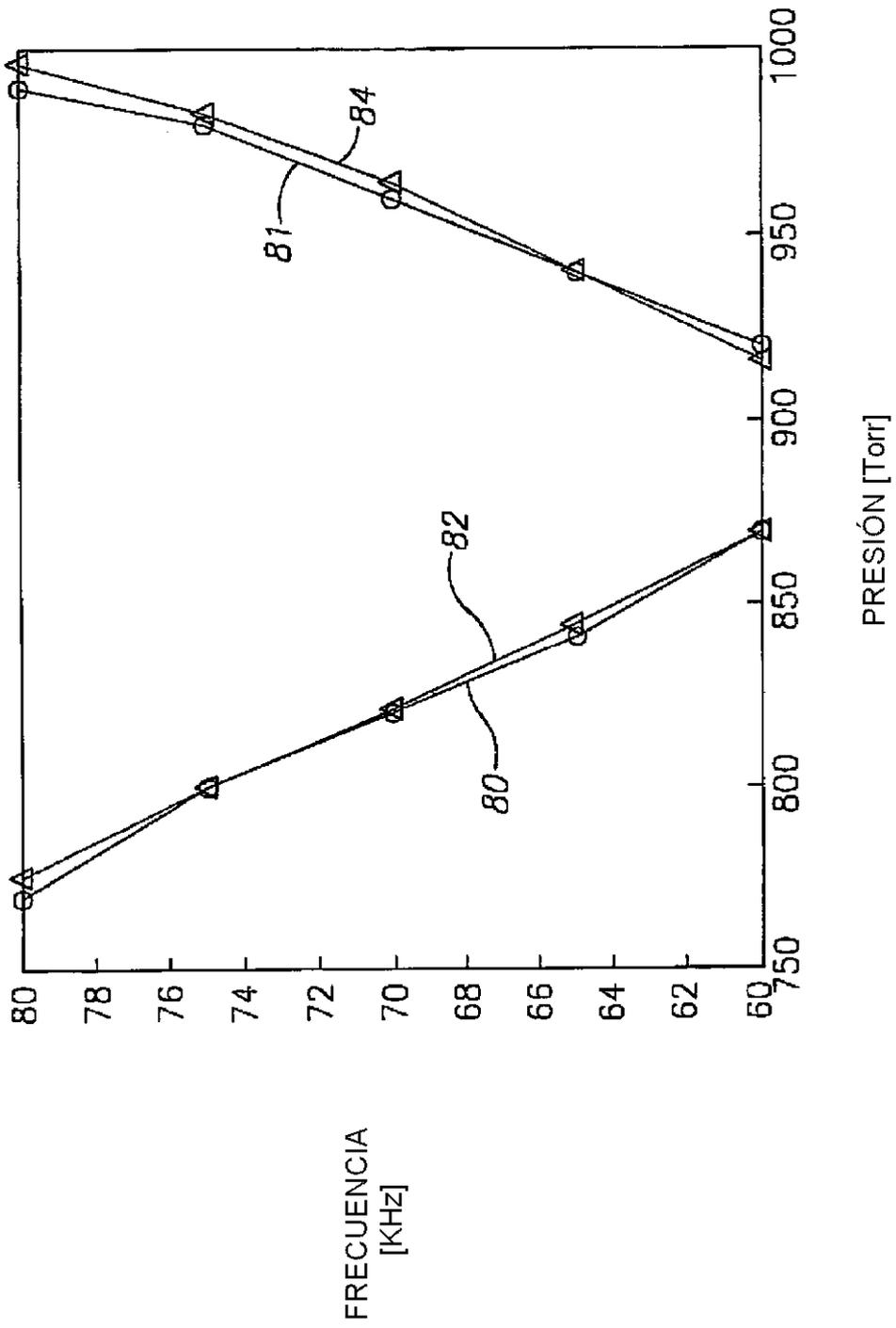


FIG.12

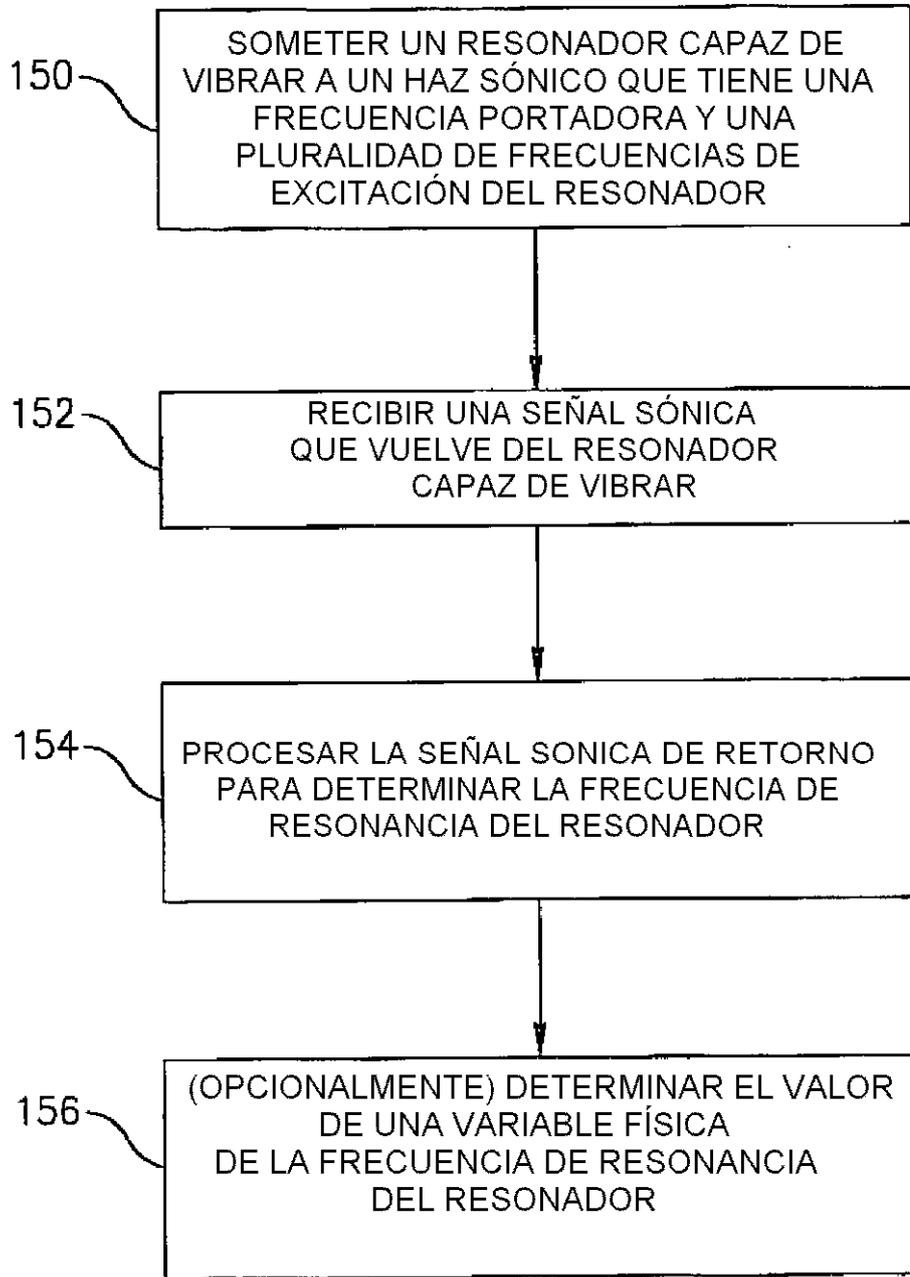


FIG.13

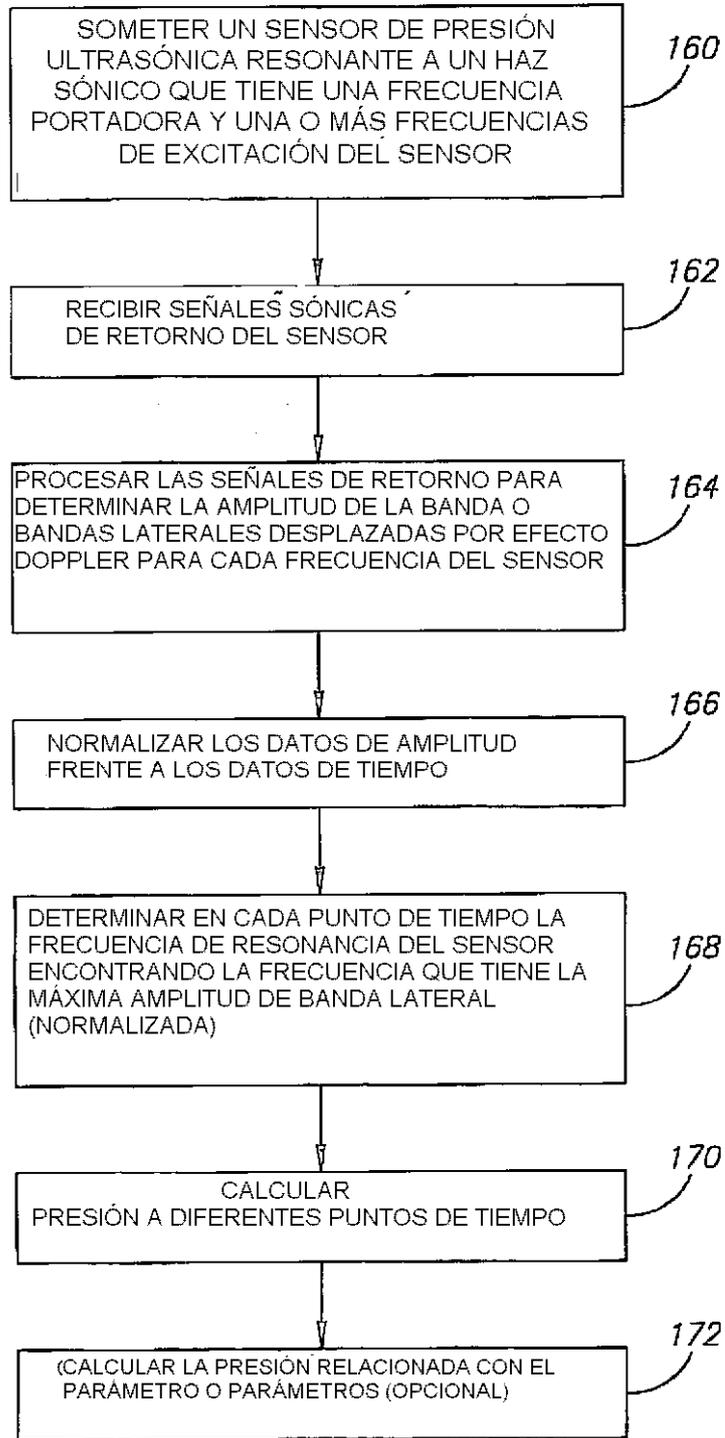


FIG.14

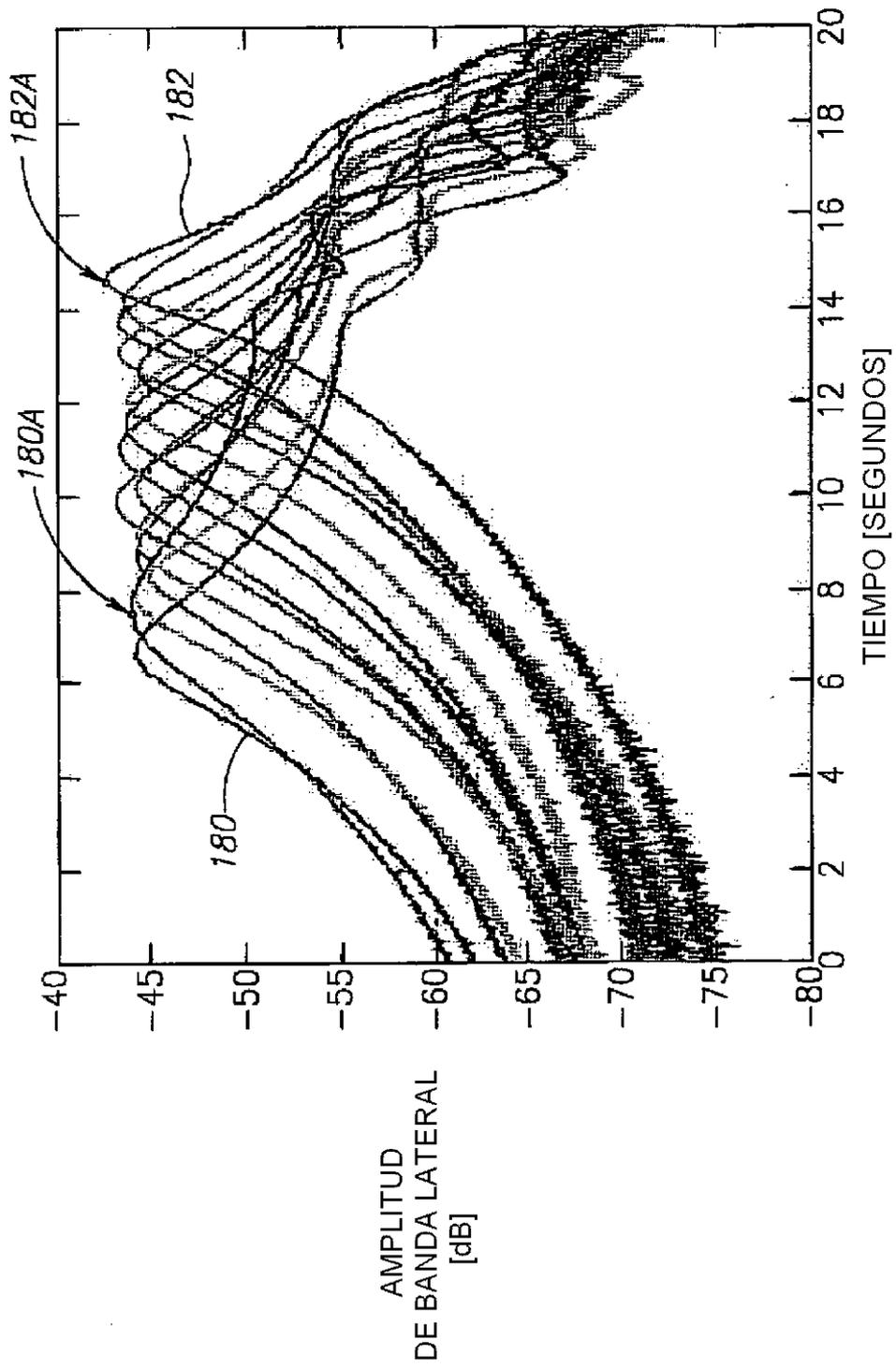


FIG.15A

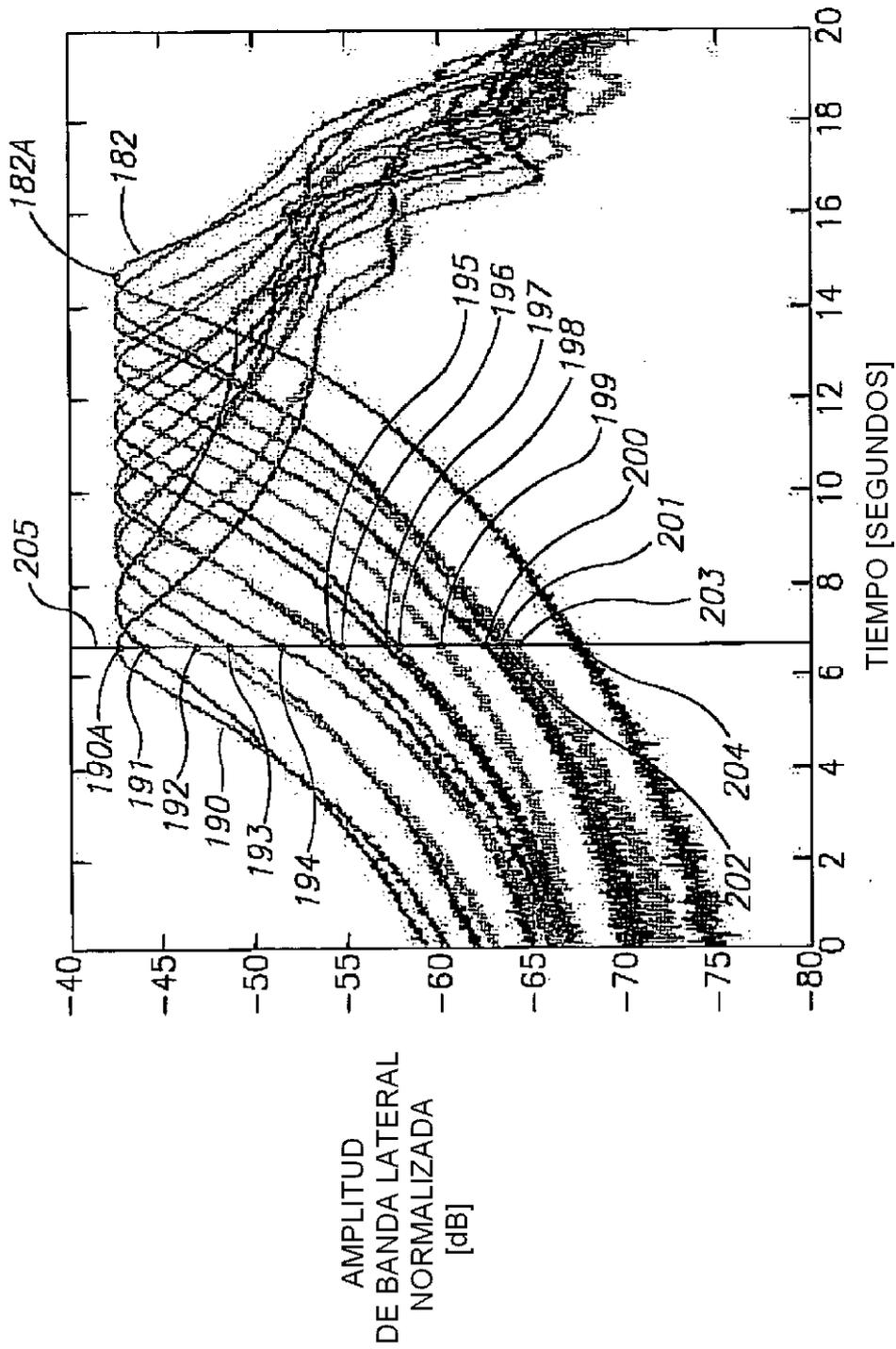


FIG.15B

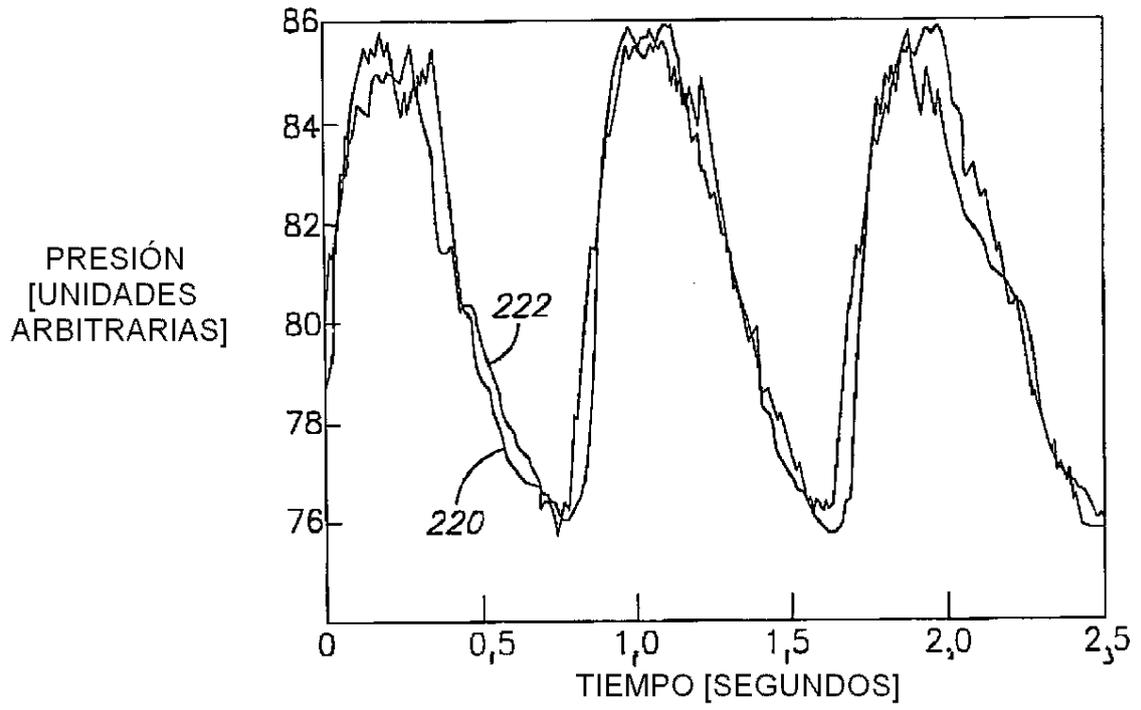


FIG.16