

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 657 447**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)
A61B 6/02 (2006.01)
A61B 8/13 (2006.01)
G01N 21/17 (2006.01)
A61B 5/05 (2006.01)
G01N 21/47 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
G01N 22/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.10.2009 PCT/GB2009/002436**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **22.04.2010 WO10043851**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.10.2009 E 09740512 (0)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.12.2017 EP 2369973**

54 Título: **Investigación de propiedades físicas de un objeto**

30 Prioridad:

13.10.2008 GB 0818775

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.03.2018

73 Titular/es:

**OXFORD UNIVERSITY INNOVATION LIMITED
(100.0%)
Buxton Court, 3 West Way, Botley
Oxford OX2 0JB, GB**

72 Inventor/es:

**EDWARDS, DAVID, JOHN y
STEVENS, CHRISTOPHER, JOHN**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 657 447 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

Investigación de propiedades físicas de un objeto

5 La presente divulgación se refiere a la investigación de las propiedades físicas de un objeto. Tiene aplicación en el campo de la formación de imágenes.

10 Se conocen diversos métodos para investigar las propiedades físicas de un objeto. Por ejemplo, existe una amplia gama de técnicas de formación de imágenes que producen una imagen de un objeto, que representa las propiedades físicas del mismo. Por ejemplo, en el campo de la formación de imágenes médicas, los métodos de formación de imágenes establecidos y ampliamente utilizados incluyen la radiografía con rayos X, la tomografía computarizada (TC), la ecografía, la resonancia magnética (RM) y la tomografía por emisión de positrones (PET).

15 Los diferentes métodos de formación de imágenes se basan en diferentes fenómenos físicos. Por ejemplo, en la radiografía con rayos X y la tomografía computarizada (TC), los rayos X interactúan con el objeto, en la ecografía el ultrasonido interactúa con el objeto, y así sucesivamente. Como resultado, las diferentes técnicas de formación de imágenes producen imágenes de diferentes características físicas del objeto que se está visualizando. Por lo tanto, las diferentes técnicas de formación de imágenes tienen diferentes ventajas y limitaciones. A modo de ejemplo, si se comparan los dos métodos comunes de formación de imágenes médicas, la formación de imágenes por ultrasonido y la RM proporciona imágenes con una resolución relativamente alta, pero la formación de imágenes por ultrasonido proporciona imágenes con propiedades acústicas o mecánicas, mientras que la RM proporciona imágenes con propiedades electromagnéticas. Por lo tanto, la RM resulta más útil para obtener imágenes de algunos objetos, pero por otro lado adolece del problema de que requiere imanes potentes.

25 Del mismo modo, existe una gama de técnicas espectroscópicas que se basan en diferentes fenómenos físicos. Tales técnicas espectroscópicas no producen necesariamente una imagen, sino que proporcionan datos con respecto a un intervalo de frecuencias o longitudes de onda, por ejemplo de radiación electromagnética.

30 Debido a los diferentes fenómenos físicos en los que se basan, las diferentes técnicas de formación de imágenes y diferentes técnicas espectroscópicas de este tipo presentan diferentes aplicaciones, dependiendo de la naturaleza de las características de interés del objeto. El documento US 2006/122475 está relacionado con un dispositivo de tipo sonda para monitorizar un parámetro de una zona de interés del cuerpo humano, en el que los fotones del intervalo de longitud de onda visible o cercano al infrarrojo se etiquetan mediante ondas acústicas. La presente invención se refiere a una técnica para investigar las propiedades físicas de un objeto, que es diferente de tales técnicas establecidas.

De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un método de formación de imágenes de un objeto, que comprende:

40 aplicar al objeto una vibración acústica localizada en dos o tres dimensiones, secuencialmente en múltiples zonas del objeto;
 iluminar el objeto simultáneamente con una onda electromagnética iluminante, que tenga una frecuencia en un intervalo que se extienda desde 30THz hasta 100MHz, teniendo la dirección de vibración de la vibración acústica un componente paralelo a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, de modo que la
 45 vibración acústica del objeto en cada una de las zonas genere una onda electromagnética dispersa, que incluya componentes Doppler desplazados, con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante, por frecuencias de la vibración acústica y múltiplos de las mismas; y
 recibir la onda electromagnética dispersa, generada en cada una de las múltiples zonas;
 derivar, a partir de la onda electromagnética dispersa recibida, datos representativos de al menos una
 50 característica de los componentes Doppler con respecto a cada zona; y
 almacenar los datos derivados con respecto a cada zona, a modo de datos de imagen.

De acuerdo con un aspecto adicional de la presente invención, se proporciona un sistema que implementa un método similar.

55 Así, la presente invención permite la investigación de las propiedades físicas de un objeto basándose en el fenómeno físico de una vibración acústica del objeto, dispersando y modulando una onda electromagnética que tenga una frecuencia en un intervalo que se extienda desde 30THz, iluminando el objeto, esto es una onda de radio en la banda de los terahercios, o inferior. La presente invención se aplica ventajosamente a un objeto que sea tejido humano o animal, por ejemplo en el campo de la formación de imágenes médicas. Sin embargo, la presente invención no se limita a ese campo y puede aplicarse a una gama de objetos en otros campos.

65 Por medio de la dirección de vibración de la vibración acústica, que tiene un componente paralelo a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, la onda electromagnética dispersa incluye componentes Doppler desplazados con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante, por frecuencias de la vibración acústica y múltiplos de las mismas. Se detectan características de tales componentes Doppler. Las

características detectadas dependen de la respuesta mecánica del objeto, en esa zona, a la vibración acústica aplicada y a las propiedades electromagnéticas del objeto en esa zona, que causan una interacción con la onda electromagnética iluminante. Así, las características detectadas proporcionan información sobre propiedades electromagnéticas similares a las imágenes de RM, pero sin requerir imanes.

5 Así, se aplican simultáneamente una vibración acústica localizada y una onda electromagnética, y, dado que la vibración acústica se localiza en dos o tres dimensiones en una zona del objeto, se sabrá que cualquier componente Doppler detectado (desplazado con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante por frecuencias de la vibración acústica o múltiplos de las mismas) habrá sido generado por la interacción en la zona de la vibración
10 acústica. De esta manera, es posible generar datos de formación de imagen para múltiples zonas y, así, construir una imagen que represente información sobre las propiedades físicas del objeto. En caso de que la vibración acústica se localice en dos dimensiones, las zonas se extenderán en la tercera dirección y, de este modo, la imagen será una imagen bidimensional (o imagen en sombra). En caso de que la vibración acústica se localice en tres
15 dimensiones, entonces la extensión de las zonas estará limitada en esa tercera dirección y podrá derivarse una imagen tridimensional.

La localización puede lograrse de manera similar a las técnicas conocidas de formación de imágenes por ultrasonido. Por ejemplo, para aplicar la vibración acústica localizada en dos dimensiones, puede aplicarse la vibración acústica en forma de haz, o, para aplicar la vibración acústica localizada en tres dimensiones, puede
20 aplicarse la vibración acústica en forma de punto continuamente localizado en tres dimensiones o como un haz pulsado localizado en el espacio en dos dimensiones, y localizado a lo largo de la dirección de propagación en diferentes momentos, a medida que se propaga la vibración acústica. Esto significa que la resolución de la obtención de imágenes será similar a la obtenida por la formación de imágenes con ultrasonido, estando limitada por la localización que puede lograrse en función de la longitud de onda de la vibración acústica.

25 Opcionalmente, el método se lleva a cabo con vibraciones acústicas de diferentes frecuencias y/o con una onda electromagnética iluminante de diferentes frecuencias. De esta manera, pueden obtenerse datos que representen al menos una característica de los componentes Doppler, con respecto a las diferentes frecuencias de las vibraciones acústicas y/o la onda electromagnética iluminante. En este caso, la presente invención se implementa como una técnica espectroscópica que resulta útil para algunos objetos, dado que permite una mejor caracterización de la naturaleza del objeto.

Estas propiedades significan que la formación de imágenes de la presente invención puede proporcionar ventajas sobre los métodos de formación de imágenes establecidos, al aplicarse a la formación de imágenes de tejidos
35 humanos o animales, incluyendo, pero sin limitación, la formación de imágenes médicas.

Para permitir una mejor comprensión, se describirán ahora las realizaciones de la presente invención a modo de ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

40 La Fig. 1 es un diagrama de un sistema de formación de imágenes.
Las Figs. 2(a) a 2(c) son gráficos del espectro de frecuencia de la vibración acústica, la onda electromagnética iluminante y la onda electromagnética dispersa;
La Fig. 3 es una vista en perspectiva de un aparato transductor acústico, del sistema de formación de imágenes;
La Fig. 4 es un diagrama de un circuito de accionamiento del aparato transductor acústico.
45 La Fig. 5 es un diagrama de un circuito de formación de haces del circuito de accionamiento.
La Fig. 6 es una vista en perspectiva de un transductor del aparato transductor acústico.
La Fig. 7 es una vista en perspectiva del sistema de formación de imágenes, aplicado a una mamografía.
La Fig. 8 es una vista en perspectiva del sistema de formación de imágenes, aplicado a modo de escáner de cuerpo completo; y
50 La Fig. 9 es una vista en perspectiva del sistema de formación de imágenes, aplicado mediante el uso de un aparato transductor acústico de mano.

Primero se describirá un sistema 1 para investigar las propiedades físicas de un objeto 2, como se muestra en la Fig. 1. El objeto 2 puede ser tejido humano o animal, por ejemplo en el campo de la formación de imágenes
55 médicas. Sin embargo, la presente invención no está restringida a ese campo y puede aplicarse a una gama de objetos en otros campos.

El sistema 1 incluye una unidad 3 de control, que controla los demás componentes del sistema 1. La unidad 3 de control puede implementarse mediante un aparato informático, que ejecute un programa apropiado.

60 El sistema 1 incluye un aparato transductor acústico 4, que opera bajo el control de la unidad 3 de control. En funcionamiento, el aparato transductor acústico 4 aplica una vibración acústica al objeto 2. La vibración acústica se localiza en una zona 5, en una ubicación determinada dentro del objeto 2. A modo de alternativas, que se ilustran en la Fig. 1, la vibración acústica puede localizarse en dos dimensiones en una zona 5a (que se muestra con un contorno discontinuo), cuya extensión está limitada perpendicularmente a la dirección de propagación de la vibración acústica, pero se extiende a lo largo de la dirección de propagación, o puede localizarse en tres dimensiones en una
65

zona 5b (que se muestra con un contorno de puntos), que también está limitada a lo largo de la dirección de propagación. La localización de la vibración acústica puede lograrse utilizando un equipo convencional, como se describe con más detalle a continuación. Cuando se localiza en tres dimensiones, a lo largo de la dirección de propagación de la onda acústica, puede ser que la vibración acústica solo se localice de forma instantánea a medida que se propague la onda acústica. En muchos campos de aplicación, como la formación de imágenes médicas, la vibración acústica es ultrasónica.

En la realización más sencilla, la vibración acústica se localiza en una única ubicación en un momento dado, escaneándose esa localización sobre el objeto 2 de modo que la vibración acústica se aplique sucesivamente en las zonas 5, de múltiples diferentes zonas 5. Dicho escaneo puede efectuarse utilizando un aparato transductor acústico 4 que tenga un foco o haz controlable, o, alternativamente, desplazando físicamente el aparato transductor 4 acústico con foco o haz fijo, por ejemplo utilizando un traductor mecánico. El escaneo puede llevarse a cabo en una, dos, o tres dimensiones.

En realizaciones más complicadas, la vibración acústica se localiza simultáneamente en las zonas 5 de diversas ubicaciones, pero en este caso la vibración acústica tiene diferentes frecuencias en diferentes ubicaciones, como se analiza más adelante.

Para facilitar la detección, la vibración acústica será predominantemente de una sola frecuencia. Sin embargo, en general, la vibración acústica podría incluir una banda de frecuencias.

El sistema 1 también incluye una disposición de transmisión, que comprende una antena transmisora 6 conectada a una fuente 7 de radiofrecuencia, controlada por la unidad 3 de control. En funcionamiento, la disposición de transmisión ilumina el objeto 2 con una onda electromagnética iluminante, que tiene una frecuencia de radio y tiene un haz suficientemente ancho como para cubrir todo el volumen del objeto 2 bajo investigación, idealmente de manera uniforme. Deseablemente, la onda electromagnética iluminante será una onda continua, en lugar de un pulso. En este caso, la onda electromagnética iluminante tendrá una amplitud y frecuencia constantes, al menos durante el período durante el cual se monitoriza la interacción con la onda acústica, al recibir los componentes Doppler dispersos.

Para facilitar la detección, la onda electromagnética iluminante tendrá predominantemente una sola frecuencia, pero en general la onda electromagnética iluminante podría incluir una banda de frecuencias. La frecuencia de la onda electromagnética iluminante será mayor que la frecuencia de la vibración acústica, preferentemente al menos por un orden de magnitud.

La onda electromagnética iluminante se verá dispersada por el objeto 2. Dentro de la zona 5, se producirá una interacción entre el objeto 2 que vibra acústicamente y la onda electromagnética iluminante, que causa la vibración acústica del objeto 2 en la zona 5, para modular la onda electromagnética dispersa. En particular, la onda electromagnética dispersa generada incluirá un componente en la frecuencia de la onda electromagnética iluminante, y componentes Doppler en frecuencias desplazadas, con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante, por las frecuencias de la vibración acústica y múltiplos de las mismas.

Esto se ilustra gráficamente en las Figs. 2(a) a 2(c)), que son gráficos del espectro de frecuencia de la vibración acústica, la onda electromagnética iluminante y la onda electromagnética dispersa, respectivamente. En este caso, tanto la vibración acústica como la onda electromagnética iluminante tienen una frecuencia única de f_a y f_e , respectivamente. La onda electromagnética dispersa tiene un componente central de la frecuencia f_e de la onda electromagnética iluminante. La onda electromagnética dispersa también tiene componentes Doppler (bandas laterales) en las frecuencias $f_e \pm n \cdot f_a$, donde n es un número entero, es decir, desplazado con respecto a la frecuencia f_e de la onda electromagnética iluminante por la frecuencia f_a de la vibración acústica, y múltiplos de la misma. Aunque la Fig. 2(c) ilustra un ejemplo con tres componentes Doppler a cada lado, en general podría haber cualquier cantidad de componentes Doppler, dependiendo de la interacción física.

El fenómeno físico ligado a la generación de la onda electromagnética dispersa que incluye los componentes Doppler es que los límites entre las áreas del objeto 2, que tengan diferentes propiedades eléctricas tales como conductividad y permisividad dieléctrica (o, más en general, las áreas en las que dichas propiedades eléctricas cambien), dispersarán la onda magnética eléctrica iluminante, y dicha vibración de dichos límites modulará la onda dispersa. Así, puede considerarse que el componente central que tiene la frecuencia de la onda electromagnética iluminante corresponderá a la dispersión del objeto 2, cuando esté estacionario, mientras que los componentes Doppler serán generados por la vibración del objeto 2.

De hecho, este fenómeno físico para el caso general de un objeto vibrante es en sí mismo conocido, por ejemplo, como se da a conocer en el documento "Electromagnetic Scattering from Vibrating Penetrable Objects Using a General Class of Time-Varying Sheet Boundary Conditions", de Lawrence y otros, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 54, n.º 7, págs. 2054-2061, julio de 2006. Sin embargo, este documento simplemente considera la onda electromagnética dispersada por cuerpos metálicos y dieléctricos que estén vibrando, sin considerar cómo se genera la vibración. Por el contrario, en la presente invención, las vibraciones acústicas se

aplican localizadas en una zona 5, lo que significa que se sabe que todos los componentes Doppler detectados en la onda electromagnética dispersa se han generado en la zona 5. Basándose en esto, el sistema 1 utiliza los componentes Doppler para proporcionar información sobre el objeto 2 en la ubicación de la zona 5. En particular, los componentes Doppler detectados dependen de la respuesta mecánica (cumplimiento) del objeto 2, en la ubicación de la zona 5, a la vibración acústica y también de las propiedades eléctricas del objeto 2 en la ubicación de la zona 5. Al aplicar la vibración acústica a las zonas 5 en diferentes ubicaciones, es posible construir una imagen del objeto 2.

El sistema 1 también incluye una disposición de recepción, que comprende una antena receptora 8 conectada a un aparato 9 de procesamiento de señales, controlado por la unidad 3 de control. En funcionamiento, el receptor 8 recibe la onda dispersa y el aparato 9 de procesamiento de señales analiza la misma, para detectar los componentes Doppler y derivar a la fase y amplitud de los componentes Doppler, o, en general, a otras características de los componentes Doppler.

En la Fig. 1, el aparato transductor acústico 4 y la antena transmisora 6 se muestran uno al lado de la otra, de modo que la dirección de propagación de la vibración acústica y la onda electromagnética sean iguales, pero esto no es esencial y se describen otras disposiciones a continuación. En general, las ubicaciones del aparato transductor acústico 4 y la antena transmisora 6, uno respecto de la otra, se eligen de modo que la dirección de vibración de la vibración acústica tenga un componente paralelo a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante. Esto se hace para generar la dispersión Doppler.

La magnitud de los componentes Doppler dispersos se maximiza al ser paralela la dirección de vibración, de la vibración acústica, a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante. La dirección de la vibración es paralela a la dirección de propagación de la vibración acústica, por lo que corresponde que la vibración acústica y la onda electromagnética iluminante tengan direcciones paralelas o antiparalelas. Esto se debe a que el movimiento mecánico de la zona 5, resuelto a lo largo de la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, es mayor en esta dirección, ignorando los movimientos secundarios que puedan inducirse en otras direcciones debido a la distorsión mecánica del material a granel. Si existe un ángulo α entre la dirección de la vibración acústica y la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, entonces se reduce la velocidad de la vibración acústica resuelta a lo largo de la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, escalando con $\cos(\alpha)$. Esto conlleva el efecto de que la magnitud de los componentes Doppler dispersos se reduce de manera similar, escalando con $\cos(\alpha)$. Efectivamente, esto significa que la dirección de vibración de la vibración acústica no deberá ser perpendicular a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, y será preferentemente paralela, aunque aún podrían observarse componentes Doppler con ángulos α mayores.

El aparato transductor acústico 4 y la antena transmisora 6 pueden estar situados adyacentes entre sí, para establecer la dirección de la vibración acústica paralela a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante. Una condición exactamente paralela está limitada por las restricciones impuestas por la masa física del aparato transductor acústico 4 y la antena transmisora 6, pero podrían estar dispuestos lo suficientemente cerca para ser paralelos, con el fin práctico de maximizar la dispersión Doppler. Alternativamente, la antena transmisora 6 puede estar dispuesta en el lado opuesto del objeto 2 con respecto al aparato transductor acústico 4.

En general, la antena receptora 8 puede estar situada en cualquier ángulo con relación a la dirección de propagación de la onda electromagnética y la dirección de vibración de la vibración acústica. Esto se debe a que, en principio, los componentes Doppler dispersos pueden estar dispersos en cualquier dirección. La dirección de dispersión depende de las propiedades físicas del objeto 2 en la zona 5.

Ventajosamente, la onda electromagnética dispersa se recibe a lo largo de una línea paralela o antiparalela a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, porque habitualmente la dispersión es fuerte en estas direcciones. La recepción a lo largo de una línea antiparalela a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante puede lograrse situando la antena transmisora 6 y la antena receptora 8 cercanas entre sí (sujetas a las limitaciones impuestas por su masa física), o reemplazando las mismas por una antena común conectada a una circuitería apropiada (tal como un acoplador direccional), para aislar la fuente 7 de frecuencia de la circuitería que maneja los componentes Doppler detectados.

Sin embargo, la onda electromagnética dispersa puede recibirse en otras direcciones. Ventajosamente, la onda electromagnética dispersa se recibe en múltiples direcciones. Esto puede proporcionar información adicional sobre la naturaleza del objeto 2 en la zona 5, porque la dirección de dispersión depende de las propiedades físicas del objeto 2 que causa la dispersión.

El aparato 9 de procesamiento de señales incluye un amplificador 10, un demodulador 11 de modulación de frecuencia (FM) y un procesador 12 de señales digitales.

El amplificador 10 recibe y amplifica la señal recibida por el receptor 8. La señal amplificada, emitida por el amplificador 10, se suministra al demodulador 11 de FM, que está dispuesto para derivar la fase y la amplitud de los componentes Doppler de la onda dispersa. Como la modulación de la onda electromagnética iluminante por la

vibración de la zona 5 es principalmente modulación de frecuencia, el demodulador 11 de FM puede emplear técnicas de FM convencionales para derivar características de los componentes Doppler, tales como fase y amplitud. Para facilitar la demodulación de FM, se proporciona al demodulador 11 de FM la señal de la onda electromagnética iluminante procedente de la fuente 7 de frecuencia, y la señal de la onda acústica del aparato de transductor acústico 4.

En el caso de que la vibración acústica en una zona 5 de una ubicación dada tenga una sola frecuencia, el demodulador 11 de FM puede incluir un detector coherente, dispuesto para detectar la frecuencia de la onda acústica en los componentes Doppler.

El amplificador 10 y el demodulador 11 de FM habitualmente están formados por circuitos analógicos, pero alternativamente pueden utilizarse circuitos digitales.

La fase y la amplitud de los componentes Doppler derivados por el demodulador 11 de FM se proporcionan al procesador 12 de señales digitales, que procesa esas características de los componentes Doppler. Como el demodulador de FM detecta características de los componentes Doppler que están a una frecuencia desplazada con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante, por frecuencias de la vibración acústica y múltiplos de las mismas, se sabe que esas características se han derivado desde la zona 5 del objeto 2 en la ubicación actual de la vibración acústica. La unidad 3 de control suministra información al procesador 12 de señales digitales, que identifica la ubicación actual de la vibración acústica. El procesador 12 de señales digitales almacena datos 13 de imagen, que representan las características detectadas con respecto a cada ubicación, a medida que se escanea la ubicación sobre el objeto 2. Los datos 13 de imagen pueden almacenarse, visualizarse y/o emitirse desde el aparato 9 de procesamiento de señales.

El procesador 12 de señales digitales puede almacenar solo los valores realmente derivados de la fase y la amplitud, u otras características. Estos varían dependiendo de las propiedades del objeto 2 en diferentes ubicaciones, como se ha mencionado anteriormente y, por lo tanto, proporcionan una imagen útil incluso sin procesamiento adicional.

Opcionalmente, el procesador 12 de señales digitales puede procesar adicionalmente los valores realmente derivados de la fase y amplitud, u otras características, sobre la base de un modelo de la interacción entre la vibración acústica y la onda electromagnética iluminante, para derivar características que representen propiedades físicas particulares del objeto 2, que también se almacenan como datos 13 de imagen. Tal procesamiento puede proporcionar información sobre las propiedades del objeto 2, que sean más útiles que la fase y la amplitud en sí mismas. Por ejemplo, en el caso de formación de imágenes médicas, dicho procesamiento puede utilizarse para caracterizar especies de metabolitos que presenten respuestas electromagnéticas conocidas.

El procesador 12 de señales digitales puede implementarse mediante un aparato informático que ejecute un programa apropiado, que opcionalmente puede ser el mismo aparato informático utilizado para implementar la unidad 3 de control.

Como los componentes Doppler se generan a partir de la interacción causada por la vibración acústica de la zona 5, la resolución de los datos 13 de imagen será igual al tamaño de dicha zona 5, según rige el grado de localización de la vibración acústica obtenido el aparato transductor acústico 5. Por lo tanto, la resolución depende de la longitud de onda de la onda acústica, de manera similar a la formación de imágenes por ultrasonidos. Así, la presente técnica de formación de imágenes puede lograr una resolución similar a la lograda con la formación de imágenes por ultrasonidos. Por ejemplo, la resolución puede ser inferior a un milímetro a frecuencias acústicas de ultrasonidos muy elevadas (en términos generales, la resolución de 1 mm corresponde a una frecuencia de 1 MHz, de 100 μ m a 10 MHz, y 1 μ m a 100 MHz)

Por otro lado, el mecanismo de contraste de imágenes es diferente de la formación de imágenes por ultrasonidos, que depende de la interacción física entre la vibración acústica y la vibración electromagnética iluminante, y que proporciona información sobre la respuesta mecánica (cumplimiento) del objeto 2 a la vibración acústica y sobre las propiedades eléctricas del objeto 2, como se ha mencionado anteriormente, por ejemplo, proporcionando información similar a una RM sin el requisito de los imanes. Así, la técnica de formación de imágenes actual puede verse como una alternativa a otras modalidades de formación de imágenes.

La presente técnica de formación de imágenes puede aplicarse a la formación de imágenes en una gama de campos, por ejemplo en la formación de imágenes médicas en la que el objeto 2 sea tejido humano o animal, mediante la selección apropiada de las frecuencias de la vibración acústica y la onda electromagnética iluminante.

La onda electromagnética iluminante es una onda de radio, que tiene una frecuencia en un intervalo que se extiende: hacia abajo desde 30 THz, lo que está en la banda de los terahercios o por debajo; hacia abajo desde 300 GHz, es decir, en la banda EHF (frecuencia extremadamente alta) o por debajo, correspondiente a las frecuencias de microondas o por debajo; o, en algunos campos de aplicación, hacia abajo desde 100 GHz. En caso de que el objeto 2 sea tejido humano o animal, el intervalo se extenderá ventajosamente hacia abajo desde 100GHz. Esto significa que la interacción en el objeto 2 proporcionará información sobre las propiedades electromagnéticas

del objeto 2, de manera similar a la formación de imágenes por RM. Para muchas aplicaciones, el intervalo se extiende hasta 100MHz.

5 La frecuencia de la onda acústica controla la resolución y, por lo tanto, se elige de modo que sea suficientemente alta para lograr la resolución deseada, teniendo en cuenta las características de interés del objeto 2 que se está visualizando. La frecuencia de la onda acústica puede estar sujeta a restricciones prácticas similares a las de la formación de imágenes por ultrasonidos convencionales, tales como las frecuencias que pueden conseguirse mediante el aparato transductor acústico 4, y la penetración de las ondas acústicas en el objeto 2 que se está visualizando. A modo de ilustración, si el objeto 2 que se está visualizando es tejido humano o animal, por ejemplo
10 en el campo de la formación de imágenes médicas, la frecuencia de la onda acústica habitualmente podría estar en el intervalo que se extiende desde 10MHz y/o que se extiende hasta 1GHz. Tales frecuencias son ultrasónicas, aunque, en general, en algunos campos de aplicación podrían utilizarse frecuencias acústicas en el intervalo audible.

15 El objeto 2 puede tener una respuesta que varíe a diferentes frecuencias. Por lo tanto, la formación de imágenes puede llevarse a cabo con vibraciones acústicas de diferentes frecuencias y/o con una onda electromagnética iluminante de diferentes frecuencias. Las diferentes frecuencias pueden aplicarse en diferentes momentos, repitiendo la operación del sistema 1 pero ajustando la frecuencia acústica. Alternativamente, pueden aplicarse diferentes frecuencias simultáneamente en la misma zona 5 o en diferentes zonas 5. De esta manera, puede
20 obtenerse información con respecto a las diferentes frecuencias de las vibraciones acústicas y/o de la onda electromagnética iluminante, por lo que la técnica es una técnica espectroscópica. Esto permite una mejor caracterización de la naturaleza del objeto 2.

25 El grado de absorción de la onda electromagnética iluminante en el objeto 2 aumenta con su frecuencia. Así, la frecuencia de la onda electromagnética iluminante se elige para que sea suficientemente baja como para proporcionar absorción en el objeto 2, que sea lo suficientemente baja como para permitir la formación de imágenes del objeto completo 2.

30 Se describirán ahora el aparato transductor acústico 4 y diversas variaciones del mismo. Como se mencionó previamente, el aparato transductor acústico 4 proporciona una vibración acústica localizada en una zona 5, en un momento dado, que se localiza en dos dimensiones en una zona 5a que se extiende en la dirección de propagación, o se localiza en tres dimensiones en una zona 5b que está limitada en la dirección de propagación. Esto puede lograrse utilizando un aparato convencional, que puede proporcionar un foco controlable o un foco fijo.

35 La Fig. 3 muestra una posible disposición en la que el aparato de transductor acústico 4 comprende una matriz de transductores 20, que proporcionan un foco controlable electrónicamente en una zona 5. En este caso, la salida de ondas acústicas por parte de la matriz de transductores 20 puede ser un haz de propagación. Tal como es sabido en el campo de la formación de imágenes por ultrasonidos, tal formación de haces permite la formación de un foco de alta energía en una ubicación deseada. En el presente método, esto significa que la mayoría de la onda
40 electromagnética dispersa contiene información perteneciente a la zona 5 de foco.

Para proporcionar la localización en dos dimensiones, la matriz de transductores 20 puede aplicar la vibración acústica como un haz continuo, de modo que la vibración acústica se localice en el espacio dentro del haz de propagación, en las dos dimensiones perpendiculares a la dirección de propagación. Para proporcionar la
45 localización en tres dimensiones, la matriz de transductores 20 también puede aplicar la vibración acústica como un haz que no sea continuo, de modo que, a lo largo de la tercera dimensión en la dirección de propagación, la vibración acústica se localice instantáneamente a medida que la onda acústica se propaga. El haz de propagación puede ser un impulso que esté localizado en una sola zona 5 en un momento dado, propagándose dicha zona a través del objeto 2 con el tiempo. Alternativamente, el haz de propagación puede tener una frecuencia variable, de manera que se localicen diferentes frecuencias de vibración acústica en diferentes zonas 5 simultáneamente. En
50 consecuencia, la información suministrada por la unidad 3 de control al procesador 12 de señales digitales indica la temporización del haz de propagación, identificando así la ubicación actual de la vibración acústica.

55 En caso de que el haz de propagación tenga una frecuencia variable, una opción es que el aparato 9 de procesamiento de señales esté dispuesto para efectuar una Transformada de Fourier, u otra transformada, de la señal dispersa recibida en el dominio del tiempo. Debido a que las diferentes frecuencias de vibración acústica se localizan en diferentes zonas 5 simultáneamente, dicha transformada genera las características con respecto a cada una de las diferentes zonas 5. De esta manera, puede construirse una "película" y pueden mostrarse las imágenes como una función del tiempo, con una resolución temporal/espacial extremadamente alta.

60 Para formar el haz de propagación, el aparato transductor acústico 4 comprende un circuito 21 de accionamiento que proporciona una señal de accionamiento separada a cada transductor 20, variando tales señales de accionamiento en amplitud y/o en fase y/o en retardo, para formar el foco en la zona deseada 5. Como se muestra en la Fig. 4, el circuito 21 de accionamiento incluye una fuente 22 de frecuencia que proporciona una señal oscilante de la frecuencia deseada a un circuito 23 conformador de haces. El circuito 23 conformador de haces deriva una
65 señal para cada transductor 20, a partir de la señal oscilante al modificar la amplitud y/o fase y/o retardo. El circuito

23 conformador de haces opera bajo el control de la unidad 3 de control, para proporcionar un foco en una zona deseada 5. El circuito 21 de accionamiento también incluye unos amplificadores 24 para amplificar la señal para cada transductor 20, emitida por el circuito 23 formador de haces para formar la señal de accionamiento, que luego se suministra a los respectivos transductores 20.

5 El circuito 23 formador de haces puede incluir unos amplificadores programables (o atenuadores) y/o unos desfasadores y/o retardos para modificar la señal de oscilación. Por ejemplo, el circuito 23 formador de haces puede emplear una disposición en cuadratura, como se muestra en la Fig. 5 con respecto a cada uno de los transductores. Esta disposición en cuadratura comprende un canal I 25 y un canal Q 26, cada uno alimentado con la señal oscilante procedente de la fuente 22 de frecuencia. El canal I incluye un retardo 27 de fase de $\pi/2$ para retrasar la oscilación de la señal oscilante, de modo que las señales del canal I 25 y el canal Q 26 estén en cuadratura. El canal I 25 y el canal Q 26 incluyen respectivamente unos respectivos atenuadores 27 y 28, cuyas salidas se suministran a un sumador 30 para agregar las señales de cuadratura atenuadas. Pueden controlarse los respectivos grados de atenuación proporcionados por cada uno de los atenuadores 27 y 28, para variar de ese modo la amplitud y la fase de la señal emitida por el sumador 30. Esta señal emitida por el sumador 30 se proporciona opcionalmente a un circuito 31 de retardo variable, que puede variarse para controlar el retardo de la señal de accionamiento.

20 Como se muestra en la Fig. 6, cada transductor 20 puede estar formado por una pieza 43 de material piezoeléctrico (u otro material electroactivo). La señal de accionamiento del circuito 21 de accionamiento se aplica a través de la pieza 43 de material piezoeléctrico, que vibra en respuesta a la misma, generando así una onda acústica. La pieza 43 de material piezoeléctrico mostrada es cilíndrica, pero puede estar conformada para dirigir la onda acústica generada.

25 En la Fig. 3, la matriz de transductores 20 se ilustra como una matriz plana en 2D, pero, en general, puede utilizarse alternativamente cualquier forma arbitraria de matriz, por ejemplo, una matriz lineal o conformal en 1D, una matriz curva o conformada en 2D, una matriz en 3D, o múltiples matrices en lados diferentes del objeto 2.

30 Como alternativa a la formación de un haz, este aparato transductor acústico 4, que comprende el conjunto de transductores 20, puede aplicar la vibración acústica como un punto que se localice de manera continua en el espacio en tres dimensiones.

35 Haciendo uso de este aparato transductor acústico 4, que comprende una matriz de transductores 20, puede escanearse la ubicación de la zona 5 en la que se localice la vibración acústica, sobre el objeto 2 bajo control electrónico, para obtener información sobre diferentes zonas 5 y construir así una imagen del objeto 2.

40 En caso de que la vibración acústica esté localizada en dos dimensiones, entonces la imagen será una imagen bidimensional (o imagen en sombra) cuyos píxeles contendrán información de la totalidad de la zona 5a que se extiende a través del objeto 2, a lo largo de la dirección de propagación de la vibración acústica. En este caso, puede construirse una imagen tridimensional al mover el aparato transductor acústico 4 y la antena transmisora 6 alrededor del objeto 2 bajo examen, y captando una serie de imágenes con diferentes ángulos de incidencia. A continuación, puede transformarse a una imagen tridimensional la serie de imágenes, utilizando transformaciones similares a las convencionales para otros tipos de formación de imágenes, tal como la exploración por tomografía computarizada (TC).

45 En caso de que la vibración acústica esté localizada en tres dimensiones, entonces puede obtenerse una imagen tridimensional escaneando la zona 5b en tres dimensiones.

50 Tal escaneo también podría lograrse utilizando un aparato transductor acústico 4 que tenga un foco fijo, desplazando físicamente el aparato transductor acústico 4.

Como se mencionó anteriormente, en la realización más sencilla la vibración acústica se localiza en una sola zona 5 en un momento dado, aplicándose la vibración acústica a las zonas 5 en múltiples ubicaciones diferentes, sucesivamente.

55 En realizaciones más complicadas, la vibración acústica se localiza en múltiples zonas 5 en diferentes ubicaciones, simultáneamente. En este caso, la vibración acústica tendrá diferentes frecuencias en diferentes zonas 5.

60 Una opción es utilizar el aparato transductor acústico 4 que comprenda una matriz de transductores 20, como se describió anteriormente, pero modificado para producir simultáneamente múltiples haces de propagación de diferentes frecuencias. Esto puede lograrse replicando la circuitería del circuito 21 de accionamiento descrito anteriormente, con respecto a cada una de las diferentes frecuencias utilizadas. Pueden sumarse las señales de accionamiento con respecto a cada frecuencia, y aplicarse a los respectivos transductores 20.

65 Como la vibración acústica tiene diferentes frecuencias en diferentes zonas 5, la onda electromagnética dispersa tendrá componentes Doppler de diferentes frecuencias, generadas en las diferentes zonas 5, teniendo cada una de las mismas frecuencias desplazadas, con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante, por las

- diferentes frecuencias de la vibración acústica (y múltiplos de las mismas). Por lo tanto, el aparato 9 de procesamiento de señales está dispuesto para detectar y derivar características de los diferentes componentes Doppler, de los cuales se sabe que han sido generados en las diferentes ubicaciones de las zonas 5. Esto puede lograrse disponiendo el aparato 9 de procesamiento de señales tal como se ha descrito anteriormente, pero replicando el demodulador 11 de FM con respecto a cada una de las frecuencias acústicas utilizadas. De esta manera, pueden derivarse las características de los componentes Doppler, y, por lo tanto, los datos 13 de imagen, simultáneamente con respecto a múltiples zonas 5. De esta manera pueden obtenerse imágenes de muchas zonas 5 simultáneamente, con la limitación de la capacidad del aparato 9 de procesamiento de señales para discriminar entre componentes Doppler de diferentes frecuencias.
- En algunas disposiciones, se obtienen imágenes de múltiples zonas 5 simultáneamente, permitiendo la derivación de una imagen sin escanear las zonas 5. En otras disposiciones, se forman imágenes de varias zonas 5 simultáneamente, pero luego se escanean las zonas 5 para obtener imágenes de otras áreas del objeto 2. Por ejemplo, una realización particular puede emplear múltiples haces de propagación dispuestos en una matriz en 1D (o 2D) para formar simultáneamente imágenes de un corte en 1D (o 2D), propagándose a través del objeto 2 para permitir la formación de imágenes de sucesivos cortes, construyendo así una imagen en 2D (o 3D) de manera similar a la formación convencional de imágenes médicas por ultrasonidos que se emplea, por ejemplo, en la ecografía obstétrica.
- Alternativamente, el sistema 1 puede implementarse para investigar las propiedades del objeto 2 en una sola zona 5 sin proporcionar la formación de imágenes a través del objeto 2. En este caso, se aplica vibración acústica a una sola zona 5. Esto puede lograrse con el sistema 1 descrito anteriormente, pero modificando el control implementado por la unidad 3 de control. Alternativamente, puede simplificarse el sistema 1, utilizando por ejemplo un aparato transductor acústico 4 que tenga un foco fijo dado que no el escaneo no es necesario.
- Cuando se investigan las propiedades del objeto 2 en una sola zona 5, resulta particularmente ventajoso utilizar vibraciones acústicas de diferentes frecuencias y/o con una onda electromagnética iluminante de diferentes frecuencias, como se ha descrito anteriormente. Las diferentes frecuencias pueden aplicarse en diferentes momentos, o simultáneamente. En este último caso, es posible sintonizar el sistema 1 para investigar simultáneamente una amplia gama de frecuencias, sin necesidad de utilizar las diferentes frecuencias para obtener información sobre las zonas 5 en diferentes ubicaciones, tal como es necesario con ciertas implementaciones de formación de imágenes.
- El tamaño y la construcción detallada del sistema 1 dependerán del campo de aplicación. Por ejemplo, para su uso en la formación de imágenes médicas, el sistema 1 podría realizarse como un dispositivo dedicado en el que el aparato transductor acústico 4 sea similar a un cabezal de ultrasonidos de un aparato convencional de formación de imágenes por ultrasonidos. En este caso, la antena transmisora 6 y la antena receptora 8 podrán estar integradas en el mismo cabezal de ultrasonidos.
- Opcionalmente, el sistema 1 podría incorporar adicionalmente un sistema acústico 14 conectado al aparato transductor acústico, y dispuesto para recibir una onda acústica reflejada en cada una de las zonas 5, y de este modo derivar los datos 15 de imágenes acústicas mediante la derivación de los datos 13 de imagen por parte del aparato 9 de procesamiento de señales. El sistema acústico 14 podrá disponerse como un aparato convencional de formación de imágenes por ultrasonidos, permitiendo de este modo integrar el presente método con la formación convencional de imágenes por ultrasonidos. Los datos 15 de imágenes acústicas y los datos 13 de formación de imágenes pueden registrarse entre sí en el espacio y el tiempo, utilizando por ejemplo técnicas convencionales de registro de imágenes, permitiendo que el sistema 1 produzca simultáneamente dos tipos diferentes de imagen. Esto resulta ventajoso en muchos campos, por ejemplo, a modo de sistema de diagnóstico dinámico y supervisión a tiempo real.
- De manera similar, el sistema 1 podría integrarse con un sistema de tratamiento por ultrasonidos, permitiendo la monitorización del estado del objeto 2 durante el tratamiento.
- En las Figs. 7 a 9 se muestran algunos ejemplos del sistema 1, aplicado a diferentes aplicaciones del campo de la formación de imágenes médicas en las que el objeto 2 es tejido humano. En cada caso, la antena transmisora 6 y la antena receptora 8 se han reemplazado por una antena común 16, conectada a la fuente 7 de radiofrecuencia y al aparato 9 de procesamiento de señales a través de un acoplador direccional 17, que proporciona la separación de las señales transmitidas y recibidas.
- La Fig. 7 ilustra el sistema 1 aplicado a una mamografía, en la que el objeto 2 es una mama. El aparato transductor acústico 4 y la antena común 16 están dispuestos a lados opuestos de la mama, preferentemente con un medio de adaptación entre la mama y el aparato transductor acústico 4, por ejemplo aceite, un gel de adaptación, o una membrana flexible. El aparato transductor acústico 4 produce un haz estrecho de vibración acústica, localizado en dos o tres dimensiones. El aparato transductor acústico 4 y la antena común 16 se rotan juntos, como muestran las flechas A, para obtener información de diferentes direcciones que puedan combinarse para derivar un corte de imagen bidimensional. Pueden obtener múltiples de los mencionados cortes de imagen al mover el aparato

transductor acústico 4 y la antena común 16 hacia arriba y hacia abajo, como muestran las flechas B.

5 La Fig. 8 ilustra el sistema 1 aplicado como un escáner de cuerpo completo, en la que el objeto 2 es el cuerpo de un sujeto humano. El sistema 1 incluye un lecho 50 que comprende una membrana flexible 51, soportada a través de la superficie superior de un baño 52 que contiene un medio 53 de adaptación. El sujeto está tumbado sobre la membrana flexible 51, por debajo del nivel del medio 53 de adaptación. El aparato transductor acústico 4 y la antena común 16 están soportados de manera mutuamente opuesta, sobre un pórtico giratorio 54 que se extiende alrededor del baño 52, de modo que el aparato transductor acústico 4 y la antena común 16 estén situados en lados opuestos del sujeto. Tal como muestran las flechas C, la rotación del pórtico 54 permite obtener información desde diferentes 10 direcciones, que pueden combinarse para derivar un corte de imagen bidimensional. Pueden obtenerse múltiples de tales cortes de imagen al desplazar el pórtico 54, tal como muestran las flechas B.

15 La Fig. 9 ilustra el sistema 1 aplicado en una implementación del aparato transductor acústico 4 como un aparato manual convencional, del tipo que se utiliza para explorar un sujeto, por ejemplo durante el embarazo. En este caso, la antena común 16 está simplemente dispuesta debajo del sujeto, por ejemplo debajo de un lecho sobre el que se encuentre el sujeto, y el aparato transductor acústico 4 se utiliza de manera convencional para obtener, simultáneamente, una imagen de acuerdo con la presente invención y una imagen acústica convencional.

REIVINDICACIONES

1. Un método para generar imágenes de un objeto (2), que comprende:

5 aplicar en el objeto (2) una vibración acústica localizada en dos o tres dimensiones, en múltiples zonas (5) del objeto (2), secuencialmente;
 iluminar simultáneamente el objeto (2) con una onda electromagnética iluminante que tenga una frecuencia en un intervalo que se extienda hacia abajo desde 30THz a 100MHz, teniendo la dirección de vibración de la vibración acústica un componente paralelo a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, de modo que la vibración acústica del objeto (2) en cada una de las zonas (5) genere una onda electromagnética dispersa que incluya componentes Doppler, desplazados con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante por las frecuencias de la vibración acústica y los múltiplos de las mismas; y recibir la onda electromagnética dispersa generada en cada una de las múltiples zonas (5); derivar, a partir de la onda electromagnética dispersa recibida, datos que sean representativos de al menos una característica de los componentes Doppler con respecto a cada zona (5); y

15 almacenar los datos derivados con respecto a cada zona (5) como datos de imagen.

2. Un método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el objeto (2) es tejido humano o animal.

3. Un método de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que dicho intervalo de la frecuencia de la onda electromagnética iluminante se extiende hacia abajo desde los 100 GHz.

4. Un método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la vibración acústica tiene una frecuencia en el intervalo de 10 MHz a 1 GHz.

5. Un método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la dirección de vibración de la vibración acústica y la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante son paralelas.

6. Un método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la onda electromagnética dispersa se recibe a lo largo de una línea paralela, o antiparalela, a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante.

7. Un método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el método se lleva a cabo con vibraciones acústicas de diferentes frecuencias y/o con una onda electromagnética iluminante de diferentes frecuencias, para derivar datos representativos de dicha al menos una característica de los componentes Doppler con respecto a las diferentes frecuencias de las vibraciones acústicas y/o la onda electromagnética iluminante.

8. Un método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que al menos una característica de los componentes Doppler incluye al menos uno de la amplitud o la fase de uno o más de los componentes Doppler.

9. Un método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la vibración acústica aplicada al objeto (2) se localiza en tres dimensiones en las zonas (5) del objeto (2), aplicándose como un pulso localizado en el espacio en una primera y segunda dimensiones, y localizado en una tercera dimensión en diferentes zonas (5), en diferentes momentos, a medida que se propaga.

10. Un método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la vibración acústica aplicada al objeto se localiza en tres dimensiones en las zonas (5) del objeto (2), aplicándose como múltiples haces de propagación simultáneos con diferentes frecuencias, localizada en el espacio en una primera y segunda dimensiones en diferentes zonas (5), y localizada en una tercera dimensión en diferentes zonas (5) en diferentes momentos a medida que los haces se propagan.

11. Un sistema (1) de formación de imágenes, que comprende:

un aparato transductor acústico (4), dispuesto para aplicar al objeto (2) una vibración acústica localizada en dos o tres dimensiones en múltiples zonas (5) del objeto (2), secuencialmente;
 una disposición de transmisión (6, 7) dispuesta para iluminar el objeto con una onda electromagnética iluminante, que tenga una frecuencia en un intervalo que se extienda hacia abajo desde 30 Hz a 100 MHz, simultáneamente a la aplicación de vibración acústica, teniendo la dirección de vibración de la vibración acústica un componente paralelo a la dirección de propagación de la onda electromagnética iluminante, de modo que la vibración acústica del objeto (2) en la zona (5) genere una onda electromagnética dispersa que incluya componentes Doppler, desplazados con respecto a la frecuencia de la onda electromagnética iluminante por frecuencias de la vibración acústica y múltiplos de la mismas;
 una disposición de recepción (8), dispuesta para recibir la onda electromagnética dispersa generada en cada una

de las múltiples zonas (5); y

un aparato (9) de procesamiento de señales, dispuesto para derivar, a partir de la onda electromagnética dispersa recibida generada en la zona (5), datos representativos de al menos una característica de los componentes Doppler con respecto a cada zona, y para almacenar los datos derivados con respecto a cada zona en forma de datos de imagen.

- 5
12. Un sistema de formación de imágenes de acuerdo con la reivindicación 11, en el que dicho intervalo de la frecuencia de la onda electromagnética iluminante se extiende hacia abajo desde los 100 GHz.
- 10 13. Un sistema de formación de imágenes de acuerdo con la reivindicación 11 o 12, en el que la vibración acústica tiene una frecuencia en el intervalo de 10 MHz a 1 GHz.

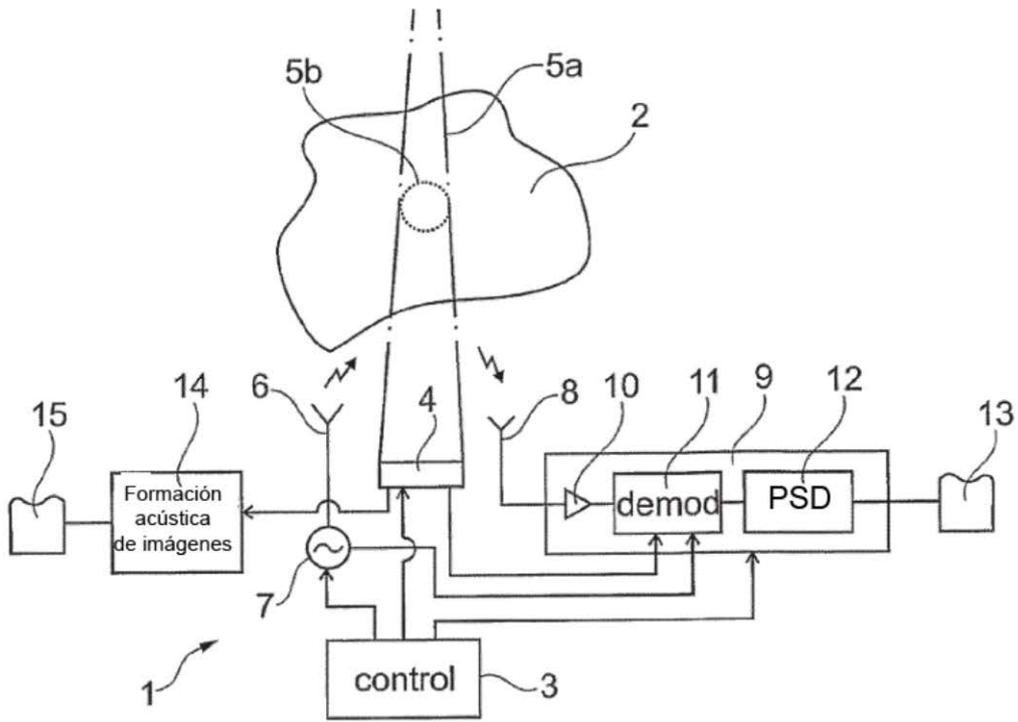


Fig. 1

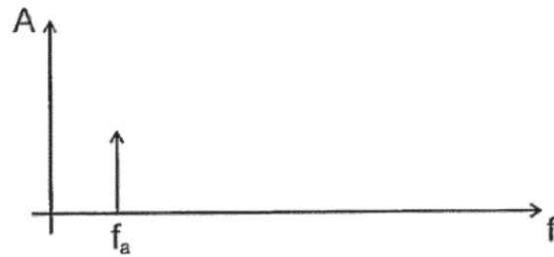


Fig. 2a

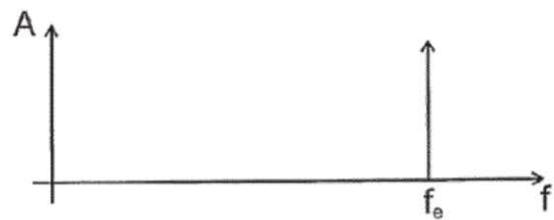


Fig. 2b

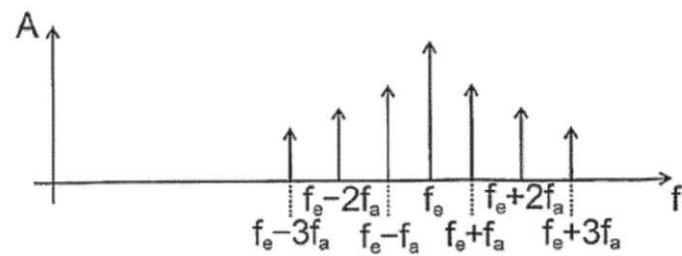


Fig. 2c

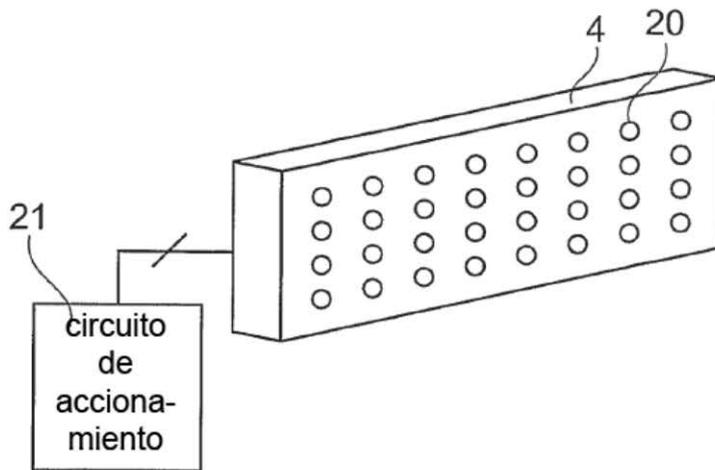


Fig. 3

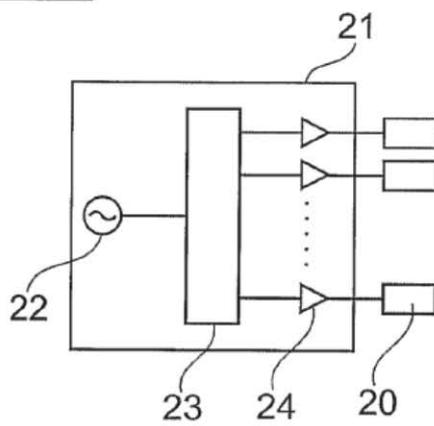


Fig. 4

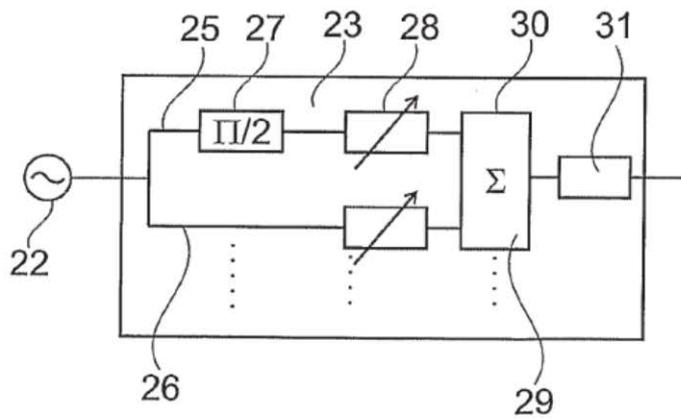


Fig. 5

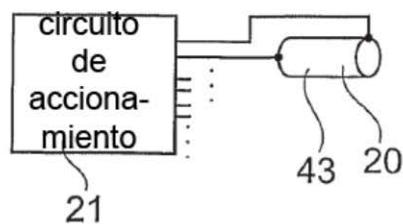


Fig. 6

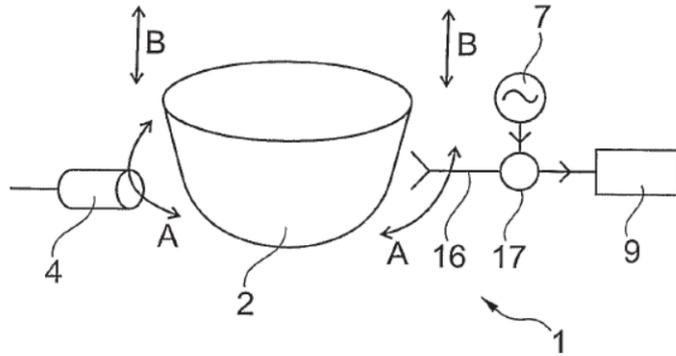


Fig. 7

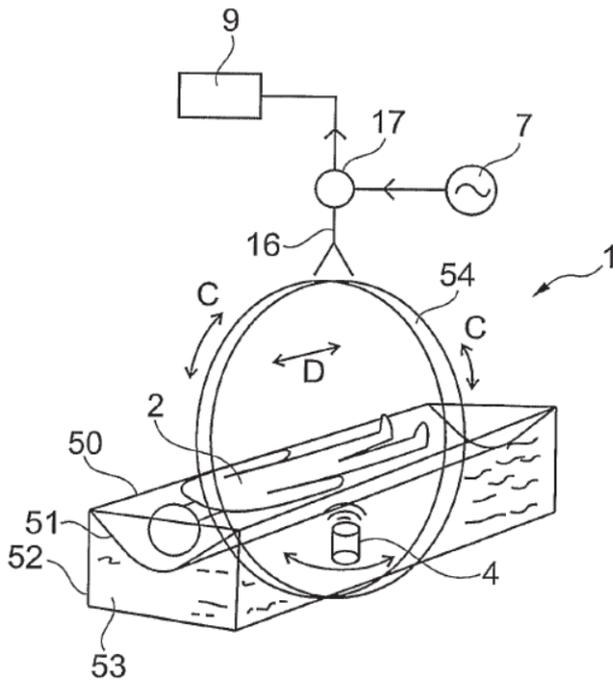


Fig. 8

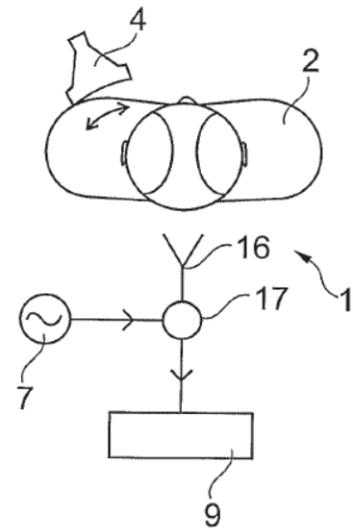


Fig. 9