

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 523 982**

51 Int. Cl.:

G01S 7/52 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.11.2011** **E 11799794 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.10.2014** **EP 2652517**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo de formación de imágenes por ultrasonido**

30 Prioridad:

16.12.2010 FR 1060633

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

03.12.2014

73 Titular/es:

**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE CNRS (33.3%)**

3 rue Michel Ange

75794 Paris Cedex 16, FR;

**INSERM - INSTITUT NATIONAL DE LA SANTÉ ET
DE LA RECHERCHE MÉDICALE (33.3%) y**

UNIVERSITÉ PARIS DIDEROT - PARIS 7 (33.3%)

72 Inventor/es:

COUTURE, OLIVIER;

TANTER, MICKAEL y

FINK, MATHIAS

74 Agente/Representante:

VEIGA SERRANO, Mikel

ES 2 523 982 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

Procedimiento y dispositivo de formación de imágenes por ultrasonido

5 Sector de la técnica

La presente invención se refiere a los procedimientos y dispositivos de formación de imágenes por ultrasonido.

10 De manera más particular, la invención se refiere a un procedimiento de formación de imágenes por ultrasonido para obtener imágenes de un campo de observación en un medio para formar imágenes que contiene unos difusores, comprendiendo dicho procedimiento varias etapas sucesivas de medición a lo largo de cada una de las cuales:

- se hace que una red de transductores emita una onda ultrasónica incidente en el campo de observación, con una longitud de onda central λ ;
- 15 – a continuación se graban las señales en bruto $S_j(i, t)$ captadas por cada transductor y representativas de una onda ultrasónica refleja reverberada por los difusores del medio a partir de la onda incidente, siendo i un índice que designa cada transductor, siendo j un índice que designa cada etapa de medición y designando t el tiempo,

20 extendiéndose la red de transductores a lo largo de al menos una dimensión y propagándose las ondas incidentes principalmente en una dirección de propagación perpendicular a la red de transductores.

Estado de la técnica

25 En los procedimientos conocidos de este tipo las señales en bruto de los diferentes transductores se combinan entre sí para cada disparo, por ejemplo mediante la formación de trazas, para obtener las imágenes correspondientes a cada disparo. La resolución de la imagen está tradicionalmente limitada a $\lambda/2$, donde λ es la longitud de onda de los ultrasonidos (para los ultrasonidos a 1,5 MHz, λ es del orden de 1 mm en los tejidos humanos blandos).

Objeto de la invención

30 La presente invención tiene en particular como objetivo obtener imágenes por ultrasonido con una resolución mejor que $\lambda/2$.

35 Para ello, de acuerdo con la invención, un procedimiento del tipo en cuestión se caracteriza por que genera un número máximo C de blancos diferenciales, diferentes de una etapa de medición a otra, siendo cada blanco diferencial un difusor que está presente en el campo de observación durante una etapa de medición y ausente durante una etapa de medición inmediatamente contigua, siendo el número C como máximo igual a $\text{INT}(A/(5\lambda)^2)+1$, donde A es un área del campo de observación, y por que dicho dispositivo consta, además, de las siguientes etapas:

- 40 – una etapa de tratamiento diferencial a lo largo de la cual se comparan las señales en bruto $S_j(i, t)$ correspondientes a unas etapas de medición sucesivas de índice j para extraer de estas unas señales diferenciales $V_i(i, t)$ representativas de variaciones entre señales en bruto de las etapas sucesivas de medición;
- una etapa de ajuste a lo largo de la cual se determina al menos una función $y = P_j(x)$ correspondiente a cada señal diferencial $V_i(i, t)$, donde x es una variable de espacio que designa una posición perpendicularmente a la
- 45 dirección de propagación e y y es una coordenada que designa la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t ($y = c.t/2$ si t es el tiempo de ida y vuelta entre la emisión de la onda incidente y la detección de la onda refleja);
- y una etapa de localización a lo largo de la cual se determina un vértice $A_j(x_0, y_0)$ de dicha función P_j , que
- 50 corresponde a la posición del blanco diferencial.

Hay que señalar que los blancos diferenciales mencionados con anterioridad pueden corresponder por ejemplo a destrucciones sucesivas de microburbujas o elementos similares bajo el efecto de ondas ultrasónicas.

55 Por medio de estas disposiciones, los difusores que forman los blancos diferenciales mencionados con anterioridad, se activan individualmente y se identifican individualmente a partir de las señales en bruto captadas y no a partir de una imagen ya formada, de tal modo que es posible identificarlos de forma muy precisa en el espacio con una precisión muy inferior a $\lambda/2$, que puede llegar por ejemplo hasta $\lambda/200$. Las posiciones de los difusores así identificados pueden servir a continuación para construir una imagen del medio, con una resolución muy inferior a $\lambda/2$, por ejemplo del orden de entre $\lambda/50$ y $\lambda/200$. De este modo, la invención propuesta permite mejorar de forma muy significativa la resolución de la formación de imágenes por ultrasonido.

60 De manera más precisa, la invención permite activar sólo un número limitado de difusores a la vez con el fin de poder distinguir el frente de onda individual procedente de un blanco que se quiere localizar. Al ya no ser el frente de onda una superposición del eco de varios blancos, su forma está definida de forma precisa por la posición de un difusor diferente. Esta posición se puede establecer en prácticamente unos micrómetros. Con el objetivo de solo activar un número limitado de difusores, la invención puede utilizar diferentes efectos de umbral generando o

suprimiendo unos difusores puntuales de ultrasonidos: en particular, los agentes de contraste por ultrasonidos (microburbujas, microgotas o liposomas) se ven afectados por los ultrasonidos que pueden inducir su explosión o su vaporización. Esto genera un blanco que aparece y/o desaparece en un tiempo muy breve, del orden del milisegundo o de algunos milisegundos. El frente de onda vinculado a este difusor puntual se puede obtener en particular restando las señales retrodifundidas cuando el blanco está presente, las señales retrodifundidas cuando el blanco está ausente.

En diferentes formas de realización del procedimiento de acuerdo con la invención eventualmente se puede recurrir a, además, una y/u otra de las siguientes disposiciones:

- 10 – el número C es como máximo igual a 2, de preferencia igual a 1;
- a lo largo de la etapa de ajuste, se determina la función $y = P_i(x)$ ajustando dicha función para minimizar las diferencias con los puntos $D_j(x_i, y_i)$, donde x_i es una variable de espacio que designa una posición de cada transductor i perpendicularmente a la dirección de propagación e y_i es una coordenada que designa la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t_i característico de la señal $V_j(i, t)$ (puede tratarse, por ejemplo, del máximo de la señal $V_j(i, t)$ o del frente de onda de la señal $V_j(i, t)$, u otra);
- 15 – dicha función P es parabólica;
- la etapa de tratamiento diferencial consta de una subetapa de cálculo de señales diferenciales en bruto a lo largo de la cual se determinan unas señales diferenciales en bruto $V_{b_j}(i, t) = S_j(i, t) - S_{j-1}(i, t)$;
- 20 – la etapa de tratamiento diferencial consta de una subetapa de cálculo de señales diferenciales en bruto a lo largo de la cual se determinan unas señales diferenciales en bruto $V_{b_j}(i, t)$ al menos mediante un filtrado de paso alto de las señales en bruto $S_j(i, t)$ en j ;
- la etapa de tratamiento diferencial consta, además, de una subetapa de determinación de envolvente a lo largo de la cual se determinan las señales diferenciales $V_j(i, t)$ calculando una envolvente temporal de cada señal diferencial en bruto $V_{b_j}(i, t)$.
- 25 – a lo largo de la etapa de tratamiento diferencial, las señales diferenciales en bruto experimentan un filtrado temporal de paso alto en t antes de la subetapa de determinación de la envolvente;
- la subetapa de determinación de la envolvente consta de un cálculo de una envolvente temporal $V_{e_j}(i, t)$ y a continuación de un filtrado de paso bajo de las envolventes temporales $V_{e_j}(i, t)$ en i , para obtener las señales diferenciales $V_j(i, t)$;
- 30 – el campo de observación consta de unas microburbujas que forman dichos difusores y se detectan las microburbujas que han desaparecido del campo de observación de una etapa de medición a otra, formando estas microburbujas desaparecidas dichos blancos diferenciales;
- la onda incidente emitida presenta una amplitud adaptada para destruir el número máximo C de microburbujas en cada etapa de medición;
- 35 – la onda incidente emitida en cada etapa de medición presenta una amplitud adaptada para no destruir microburbujas y el procedimiento consta, además, de forma alterna con las etapas de medición, unas etapas de destrucción a lo largo de las cuales se emite una onda ultrasónica destructiva con una amplitud adaptada para destruir el número máximo C de microburbujas en cada etapa de destrucción;
- 40 – las posiciones $A_j(x_0, y_0)$ de los blancos diferenciales sucesivos se añaden en una imagen del campo de observación (obtenida mediante un método de formación de imágenes seleccionado entre la ecografía, la radiología, la IRM, etc.);
- dicha imagen del campo de observación se obtiene mediante ecografía a partir de dicha red de transductores.

45 Por otra parte, la invención también tiene por objeto un dispositivo para la aplicación de un procedimiento como el que se ha definido con anterioridad, constando este dispositivo de una red de transductores controlada por un dispositivo de control y tratamiento adaptado para obtener imágenes de un campo de observación en un medio para formar imágenes que contiene unos difusores, estando el dispositivo de control y tratamiento adaptado para, a lo largo de varias etapas sucesivas de medición:

- 50 – hacer que la red de transductores emita una onda ultrasónica incidente en el campo de observación en cada etapa de medición;
- a continuación grabar las señales en bruto $S_j(i, t)$ captadas por cada transductor y representativas de una onda ultrasónica refleja reverberada por los difusores del medio a partir de la onda incidente, siendo i un índice que designa cada sensor, siendo j un índice que designa cada etapa de medición y designando t el tiempo,

60 extendiéndose la red de transductores a lo largo de al menos una dimensión y propagándose las ondas incidentes principalmente en una dirección de propagación perpendicular a la red de transductores, caracterizado por que el dispositivo de control y tratamiento está adaptado para generar un número máximo C de blancos diferenciales, diferentes de una etapa de medición a otra, siendo cada blanco diferencial un difusor que está presente en el campo de observación durante una etapa de medición y ausente durante una etapa de medición inmediatamente contigua, y por que el dispositivo de control y tratamiento está, además, adaptado para realizar las siguientes etapas:

- 65 – una etapa de tratamiento diferencial a lo largo de la cual se comparan las señales en bruto $S_j(i, t)$ correspondientes a unas etapas de medición sucesivas de índice j para extraer de estas unas señales diferenciales $V_j(i, t)$ representativas de variaciones entre señales en bruto de las etapas sucesivas de medición;

- una etapa de ajuste a lo largo de la cual se determina al menos una función $y = P_i(x)$ correspondiente a cada señal diferencial $V_i(i, t)$, donde x es una variable de espacio que designa una posición perpendicularmente a la dirección de propagación e y es una coordenada que designa la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t ;
- 5 - y una etapa de localización a lo largo de la cual se determina un vértice $A_i(x_0, y_0)$ de dicha función P_i , que corresponde a la posición del blanco diferencial.

Descripción de las figuras

- 10 Se mostrarán otras características y ventajas de la invención a lo largo de la siguiente descripción de una de sus formas de realización, que se da a título de ejemplo no limitativo, en relación a los dibujos adjuntos.

En los dibujos:

- 15 - la figura 1 es una vista esquemática de un dispositivo de formación de imágenes por ultrasonido de acuerdo con una forma de realización de la invención;
- la figura 2 es un esquema que muestra un detalle del medio para formar imágenes;
- la figura 3 es una gráfica que representa unas señales diferenciales V_i obtenidas mediante el procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con una forma de realización de la invención;
- 20 - y la figura 4 es una gráfica similar a la figura 3, que muestra una curva parabólica P_i ajustada en las señales diferenciales V_i y la posición del vértice A_i de esta curva, que corresponde a un blanco diferencial que está situado en el medio para formar imágenes con una precisión muy inferior a la longitud de onda de las ondas ultrasónicas utilizadas.

25 Descripción detallada de la invención

La figura 1 muestra un ejemplo de dispositivo 1 adaptado para generar una imagen de un medio 2 (por ejemplo una parte del cuerpo de un paciente) mediante la emisión y recepción de ondas ultrasónicas de compresión, en particular en un campo de observación 8. El medio 2 es difusor para las ondas ultrasónicas, es decir que es heterogéneo y/o

30 contiene unos difusores distribuidos de manera aleatoria y que pueden reflejar las ondas ultrasónicas emitidas en el medio 2.

El dispositivo de formación de imágenes que se representa en la figura 1 consta de una red 3 de transductores T_1-T_n , por ejemplo de una red lineal que se extiende a lo largo de un eje X (o a lo largo de dos ejes en el caso de que la red 3 fuera de dos dimensiones), o llegado el caso de una red de dos dimensiones. Esta red 3 consta de un número n de transductores, pudiendo estar n , por ejemplo, comprendido entre 50 y 500, e incluso superior a 5.000 para una red de dos dimensiones. Se puede utilizar, por ejemplo, una barra lineal de entre 60 y 100 transductores cada uno con una anchura inferior, por ejemplo, a 1 mm a lo largo del eje X.

- 40 La red 3 de transductores está controlada por un dispositivo de control y tratamiento 4 (UC) por ejemplo una unidad informática central o varias unidades centrales. El dispositivo de control y tratamiento 4 está adaptado para controlar individualmente los transductores de la red 3 y para grabar y tratar las señales retrodifundidas por el medio 2 de tal modo que se forme una imagen del medio.

- 45 En el ejemplo considerado, el dispositivo de formación de imágenes 1 consta, además, de una pantalla 5 o de cualquier otra interfaz de usuario que permita visualizar una imagen del campo de observación tal como se representa en la figura 2, que muestra unos vasos capilares 6 del cuerpo humano 2, vasos por los cuales circulan unas microburbujas 7 o elementos similares, previamente inyectadas en el medio 2 (por ejemplo en el sistema sanguíneo) y que forman unos difusores capaces de retrodifundir las ondas ultrasónicas emitidas por la red 3 de transductores.

Estas microburbujas pueden, por ejemplo ser del tipo que describen Dayton y otros [*Molecular ultrasound imaging using microbubble contrast agent*, en *Frontiers in Bioscience* 12, págs. 5.124-5.142 - septiembre de 2007].

- 55 El dispositivo de control y tratamiento 4 está adaptado (programado) para aplicar el procedimiento de formación de imágenes que se describe a continuación, que consta de:

- (a) una multitud de etapas de medición, a lo largo de las cuales el dispositivo de control y tratamiento 4 graba las señales en bruto;
- 60 (a') estando estas etapas de medición eventualmente separadas por unas etapas de destrucción de microburbujas;
- (b) al menos una etapa de tratamiento diferencial de las señales en bruto, para obtener las señales diferenciales representativas de blancos diferenciales formados en este caso mediante la destrucción de microburbujas;
- 65 (c) al menos una etapa de ajuste a lo largo de la cual se ajusta una curva parabólica en cada señal diferencial;
- (d) y al menos una etapa de localización a lo largo de la cual se determina un vértice de cada curva parabólica,

que corresponde a la posición del blanco diferencial.

(a) Etapa de medición:

5 El procedimiento consta de varias etapas sucesivas de medición, un total de N, por ejemplo aproximadamente 400 etapas de medición repetidas aproximadamente cada ms o menos.

10 A lo largo de cada una de estas etapas de medición, se hace que la red 3 de transductores emita una onda ultrasónica incidente en el campo de observación 8, por ejemplo una onda plana o eventualmente una onda focalizada, a continuación se graban las señales en bruto $S_j(i, t)$ captadas por cada transductor T_1-T_n y representativas de una onda ultrasónica refleja reverberada por los difusores del medio a partir de la onda incidente, siendo i un índice que designa cada transductor, siendo j un índice que designa cada etapa de medición y designando t el tiempo.

15 Hay que señalar que las señales en bruto no son unas imágenes ecográficas, la realización de una imagen ecográfica precisa un tratamiento de las señales en bruto, por ejemplo mediante la formación de trazas.

20 Sin embargo, al menos una de las etapas de medición puede servir para establecer una imagen ecográfica del campo de observación 8 mediante el dispositivo de control y tratamiento 4, con una resolución milimétrica clásica, superponiéndose a continuación esta imagen a las posiciones de los blancos diferenciales obtenidos en la etapa (e) que se describirá a continuación. Eventualmente, se pueden realizar unas imágenes ecográficas mediante el dispositivo de control y tratamiento 4 en varias etapas de medición o en cada etapa de medición, para tener en cuenta eventuales deformaciones del medio 2 a lo largo del desarrollo del procedimiento.

25 De acuerdo con la invención, de una etapa de medición a otra, se destruye un reducido número C de microburbujas. C es un número máximo de microburbujas destruidas en el campo de observación 8 de una etapa de medición a otra. Cada microburbuja destruida se llamará aquí blanco diferencial. De manera más general, los blancos diferenciales pueden ser los difusores que desaparecen o aparecen de una etapa de medición a otra, es decir los difusores presentes en el campo de observación durante una etapa de medición y ausentes durante una etapa de medición inmediatamente contigua.

30 El número C es por lo general como máximo igual a 2, de preferencia como máximo igual a 1, De manera más general, el número C puede ser como máximo igual a $\text{INT}(A/(5\lambda)^2)+1$, donde A es un área del campo de observación e INT designa la función parte entera.

35 **Destrucción de microburbujas:**

40 Para obtener esta destrucción de microburbujas, el dispositivo de control y tratamiento 4 hace que la red 3 de transductores emita unas ondas ultrasónicas (por ejemplo unas ondas planas o eventualmente unas ondas focalizadas) con una amplitud justa suficiente para destruir el número máximo C antes mencionado de microburbujas. Esta amplitud se puede determinar empíricamente durante una etapa inicial de ajuste (en este caso se determina mediante ecografía la cantidad de microburbujas destruidas en cada disparo de onda ultrasónica), o bien se puede determinar (empíricamente o mediante su cálculo) por adelantado en función de las condiciones de funcionamiento.

45 Estas ondas ultrasónicas que sirven para destruir una o varias microburbuja(s) en cada disparo pueden ser:

- o bien las ondas incidentes emitidas en cada etapa de medición, en cuyo caso el procedimiento no consta de etapa específica de destrucción de microburbujas;
- 50 – o bien unas ondas ultrasónicas destructivas con una amplitud superior a las ondas incidentes de las etapas de medición, emitiéndose cada una de dichas ondas destructivas a lo largo de una etapa de destrucción de microburbujas (a'), intercalada entre dos etapas de medición (a).

55 **(b) Etapa de tratamiento diferencial:**

Tras la grabación de las señales en bruto $S_j(i, t)$, se procede a una etapa de tratamiento diferencial, que se puede iniciar tras la grabación completa de todas las señales en bruto o simplemente tras la grabación de las primeras señales en bruto, desarrollándose entonces parcialmente mientras se graban las otras señales en bruto.

60 A lo largo de esta etapa de tratamiento diferencial, el dispositivo de control y tratamiento 4 compara las señales en bruto $S_j(i, t)$ correspondientes a unas etapas de medición sucesivas de índice j para extraer de estas unas señales diferenciales $V_j(i, t)$ representativas de variaciones entre señales en bruto de las etapas sucesivas de medición. Estas señales, que corresponden a eventos puntuales aislados, son por lo general de tipo impulsional en cada canal de recepción, es decir en cada transductor.

65 Esta etapa de tratamiento diferencial puede a su vez constar de varias subetapas, que se encadenan, por ejemplo,

de la siguiente forma:

(b1) Subetapa de cálculo de señales diferenciales en bruto:

5 A lo largo de esta subetapa, el dispositivo de control y tratamiento 4 calcula las señales diferenciales en bruto $Vb_j(i, t)$.

Estas señales diferenciales en bruto $Vb_j(i, t)$ se pueden obtener, por ejemplo, de dos maneras a partir de las señales en bruto $S_j(i, t)$:

- 10
- bien mediante el cálculo de diferencias: $Vb_j(i, t) = S_j(i, t) - S_{j-1}(i, t)$, para $j = 2$ en N ;
 - o bien mediante un filtrado de paso alto de las señales en bruto $S_j(i, t)$, realizándose el filtrado en j para conservar únicamente los cambios rápidos entre las señales en bruto obtenidas en las diferentes etapas de medición j .

15 **(b2) Filtrado temporal de paso bajo en t:**

A continuación el dispositivo de control y tratamiento 4 puede eventualmente proceder a una subetapa de filtrado temporal de paso bajo en t de las señales diferenciales en bruto $Vb_j(i, t)$.

20 **(b3) Determinación de la envolvente:**

A continuación el dispositivo de control y tratamiento 4 puede proceder a una subetapa de determinación de la envolvente a lo largo de la cual se determinan las señales diferenciales $V_i(i, t)$:

- 25
- calculando una envolvente temporal $Ve_i(i, t)$ de las señales diferenciales en bruto $Vb_j(i, t)$ filtradas resultantes de la subetapa (b2);
 - a continuación procediendo a un filtrado de paso bajo en i de las envolventes temporales $Ve_i(i, t)$ para obtener las señales diferenciales $V_i(i, t)$.

30 **(c) Etapa de ajuste:**

A continuación el dispositivo de control y tratamiento 4 procede a una etapa de ajuste a lo largo de la cual se determina al menos una función $y = P_i(x)$ correspondiente a cada señal diferencial $V_i(i, t)$.

35 Para ello, el dispositivo de control y tratamiento 4 determina en primer lugar unos valores máximos $V_i(i, t)$ de $V_i(i, t)$ para cada transductor i , y para cada etapa de medición $j > 1$.

A continuación el dispositivo de control y tratamiento 4 deduce de estos los puntos correspondientes $D_j(x_i, y_i)$ del campo de observación 8, donde:

- 40
- x_i es una variable de espacio que designa una posición de cada transductor i perpendicularmente a la dirección de propagación (es decir una variable unidimensional que consiste simplemente en una coordenada x a lo largo del eje X en el caso considerado aquí, o llegado el caso una variable bidimensional que comprende dos coordenadas en dos ejes en el caso de una red 3 de dos dimensiones);
 - e y_i es una coordenada que designa la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t_i para el cual $V_i(i, t)$ es máximo ($y_i = c \cdot t_i / 2$, donde c es la celeridad de la onda ultrasónica).

50 Hay que señalar que, de manera más general, estos puntos $D_j(x_i, y_i)$ se podrían determinar con unos valores y_i que designan la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t_i característico de la señal $V_j(i, t)$: este tiempo puede, por ejemplo, corresponder al máximo de la señal $V_j(i, t)$ como se ha descrito con anterioridad, o corresponder al frente de onda de la señal $V_j(i, t)$, u otro.

55 A continuación, el dispositivo de control y tratamiento 4 determina para etapa de medición $j > 1$, una función $y = P_j(x)$ que se ajusta para minimizar las diferencias con los puntos $D_j(x_i, y_i)$ (por ejemplo, se minimiza la desviación cuadrática $\sum (P_j(x_i) - y_i)^2$). La función $y = P_j(x)$ es una función continua en x , de preferencia una función polinomial de segundo grado (parabólica). Esta función corresponde a una parábola para una red 3 lineal tal como se describe aquí, o un paraboloides para una red 3 bidimensional.

60 **(d) Etapa de localización:**

65 Por último, el dispositivo de control y tratamiento 4 procede a una etapa de localización del blanco diferencial de cada etapa de medición $j > 1$, es decir para simplificar, una localización de la microburbuja que ha desaparecido entre las etapas de medición $j-1$ y j . Para ello, el dispositivo de control y tratamiento 4 determina el vértice $A_i(x_0, y_0)$ de la función P_j mencionada con anterioridad, y este vértice corresponde a la posición del blanco diferencial,

determinada con una resolución claramente inferior a la longitud de onda de las ondas ultrasónicas, por ejemplo del orden de entre $\lambda/50$ y $\lambda/200$.

5 A continuación las posiciones $A_i(x_0, y_0)$ de los blancos diferenciales sucesivos pueden añadirse de manera ventajosa en la imagen del campo de observación 8, obtenida por ejemplo mediante ecografía como se ha indicado con anterioridad (o en cualquier otra imagen del campo de observación, obtenida por ejemplo mediante radiografía, IRM u otro método), de tal modo que se obtenga una imagen de muy alta resolución del campo de observación 8.

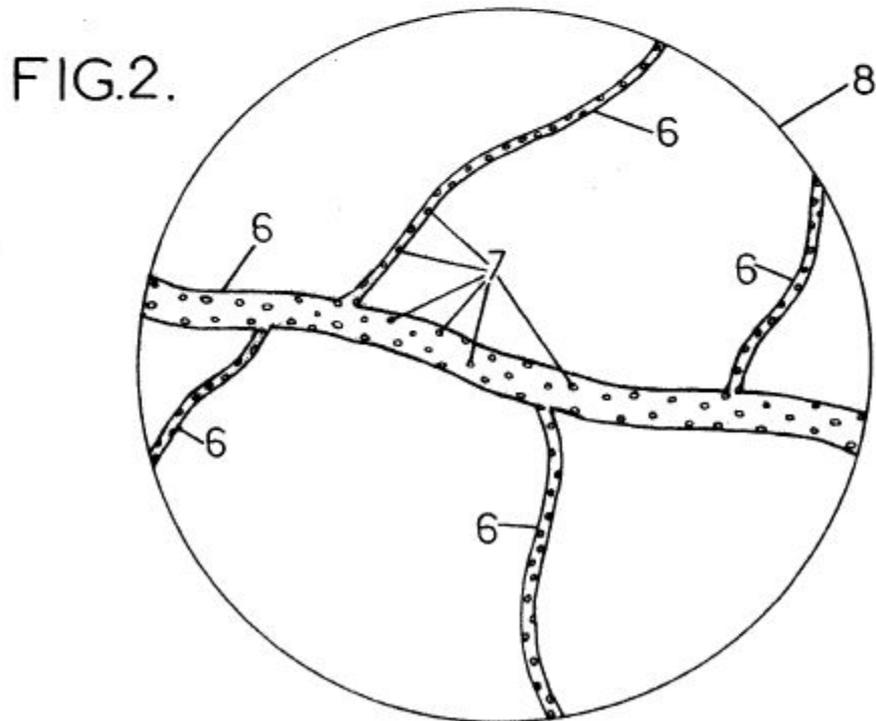
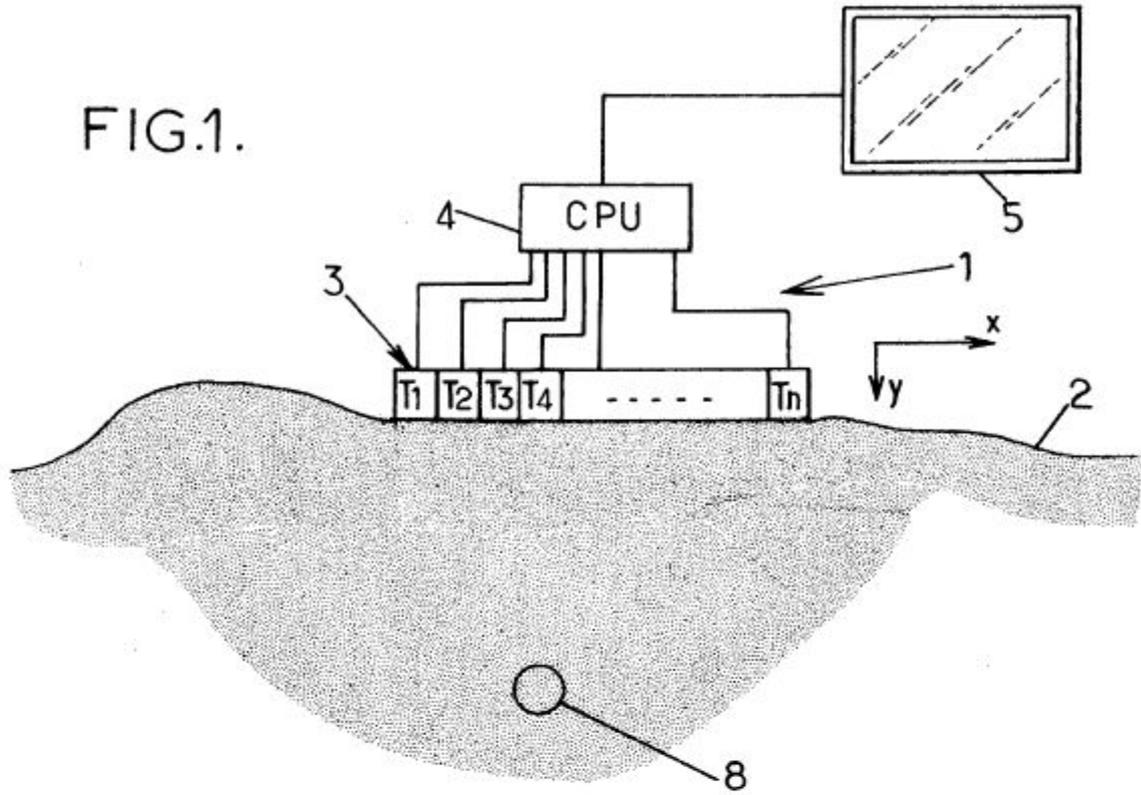
10 Las etapas (c) y (d) mencionadas con anterioridad se pueden realizar una vez que se han determinado todas las señales diferenciales, o a medida que se calculan estas señales diferenciales $V_j(i, t)$.

15 Por otra parte, hay que señalar que los blancos diferenciales mencionados con anterioridad pueden corresponder a la creación de microburbujas o de otros difusores, por ejemplo burbujas de cavitación obtenidas entre las etapas de medición mediante la focalización de ultrasonidos o por efecto fotoacústico, utilizando en particular la red 3 de transductores.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de formación de imágenes por ultrasonido para obtener imágenes de un campo de observación (8) en un medio para formar imágenes (2) que contiene unos difusores (7), constando dicho procedimiento de varias etapas sucesivas de medición a lo largo de cada una de las cuales:
- se hace que una red (3) de transductores (T_1-T_n) emita una onda ultrasónica incidente en el campo de observación (8), con una longitud de onda central λ ;
 - a continuación se graban las señales en bruto $S_i(i, t)$ captadas por cada transductor (T_1-T_n) y representativas de una onda ultrasónica refleja reverberada por los difusores (7) del medio a partir de la onda incidente, siendo i un índice que designa cada transductor, siendo j un índice que designa cada etapa de medición y designando t el tiempo, extendiéndose la red (3) de transductores a lo largo de al menos una dimensión y propagándose principalmente las ondas incidentes en una dirección de propagación perpendicular a la red de transductores,
- caracterizado porque** se genera un número máximo C de blancos diferenciales, diferentes de una etapa de medición a otra, siendo cada blanco diferencial un difusor (7) que está presente en el campo de observación durante una etapa de medición y ausente durante una etapa de medición inmediatamente contigua, siendo el número C como máximo igual a $\text{INT} (A/(5\lambda)^2)+1$, donde A es un área del campo de observación, y **porque** dicho procedimiento consta, además, de las siguientes etapas:
- una etapa de tratamiento diferencial a lo largo de la cual se comparan las señales en bruto $S_i(i, t)$ correspondientes a las etapas de medición sucesivas de índice j para extraer de estas unas señales diferenciales $V_j(i, t)$ representativas de variaciones entre señales en bruto de las etapas sucesivas de medición;
 - una etapa de ajuste a lo largo de la cual se determina al menos una función $y = P_i(x)$ correspondiente a cada señal diferencial $V_j(i, t)$, donde x es una variable de espacio que designa una posición perpendicularmente a la dirección de propagación e y y es una coordenada que designa la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t ;
 - y una etapa de localización a lo largo de la cual se determina un vértice $A_j(x_0, y_0)$ de dicha función P_j , que corresponde a la posición del blanco diferencial.
2. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el número C es como máximo igual a 2, de preferencia igual a 1.
3. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que, a lo largo de la etapa de ajuste, se determina la función $y = P_j(x)$ ajustando dicha función para minimizar las diferencias con los puntos $D_j(x_i, y_i)$, donde x_i es una variable de espacio que designa una posición de cada transductor i perpendicularmente a la dirección de propagación e y y_i es una coordenada que designa la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t_i característico de la señal $V_j(i, t)$.
4. Procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la función P es parabólica.
5. Procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la etapa de tratamiento diferencial consta de una subetapa de cálculo de señales diferenciales en bruto a lo largo de la cual se determinan las señales diferenciales en bruto $V_{bj}(i, t) = S_j(i, t) - S_{j-1}(i, t)$.
6. Procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la etapa de tratamiento diferencial consta de una subetapa de cálculo de señales diferenciales en bruto a lo largo de la cual se determinan las señales diferenciales en bruto $V_{bj}(i, t)$ al menos mediante un filtrado de paso alto de las señales en bruto $S_j(i, t)$ en j .
7. Procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 5 y 6, en el que la etapa de tratamiento diferencial consta, además, de una subetapa de determinación de la envolvente a lo largo de la cual se determinan las señales diferenciales $V_j(i, t)$ calculando una envolvente temporal de cada señal diferencial en bruto $V_{bj}(i, t)$.
8. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, en el que la subetapa de determinación de la envolvente consta de un cálculo de una envolvente temporal $Ve_j(i, t)$ y a continuación de un filtrado de paso bajo de las envolventes temporales $Ve_j(i, t)$ en i , para obtener las señales diferenciales $V_j(i, t)$.
9. Procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el campo de observación (8) consta de unas microburbujas (7) y se detectan las microburbujas que han desaparecido del campo de observación de una etapa de medición a otra, formando estas microburbujas desaparecidas dichos blancos diferenciales.
10. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 9, en el que la onda incidente presenta una amplitud adaptada para destruir el número máximo C de microburbujas (7) en cada etapa de medición.

- 5 11. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 9, en el que la onda incidente emitida en cada etapa de medición presenta una amplitud adaptada para no destruir microburbujas (7) y el procedimiento consta, además, de forma alterna con las etapas de medición, de unas etapas de destrucción a lo largo de las cuales se emite una onda ultrasónica destructiva que tiene una amplitud adaptada para destruir el número máximo C de microburbujas (7) en cada etapa de destrucción.
12. Procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las posiciones $A_j(x_0, y_0)$ de los blancos diferenciales sucesivos se añaden en una imagen del campo de observación (8).
- 10 13. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 12, en el que dicha imagen del campo de observación (8) se obtiene mediante ecografía a partir de dicha red (3) de transductores.
- 15 14. Dispositivo para la aplicación de un procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, constando este dispositivo de una red (3) de transductores (T_1-T_n) controlada por un dispositivo de control y tratamiento (4) adaptado para obtener imágenes de un campo de observación (8) en un medio para formar imágenes (2) que contiene unos difusores (7), estando el dispositivo de control y tratamiento (4) adaptado para, a lo largo de varias etapas sucesivas de medición:
- 20 - hacer que la red de transductores (3) emita una onda ultrasónica incidente en el campo de observación (8) en cada etapa de medición;
- 25 - a continuación grabar las señales en bruto $S_j(i, t)$ captadas por cada transductor (T_1-T_n) y representativas de una onda ultrasónica refleja reverberada por los difusores (7) del medio a partir de la onda incidente, siendo i un índice que designa cada sensor, siendo j un índice que designa cada etapa de medición y designando t el tiempo, extendiéndose la red (3) de transductores a lo largo de al menos una dimensión y propagándose las ondas incidentes principalmente en una dirección de propagación perpendicular a la red de transductores,
- 30 **caracterizado porque** el dispositivo de control y tratamiento (4) está adaptado para generar un número máximo C de blancos diferenciales, diferentes de una etapa de medición a otra, siendo cada blanco diferencial un difusor (7) que está presente en el campo de observación durante una etapa de medición y ausente durante una etapa de medición inmediatamente contigua, siendo el número C como máximo igual a $\text{INT}(A/(5\lambda)^2)+1$, donde A es un área del campo de observación, y **porque** el dispositivo de control y tratamiento (4) está, además, adaptado para realizar las siguientes etapas:
- 35 - una etapa de tratamiento diferencial a lo largo de la cual se comparan las señales en bruto $S_j(i, t)$ correspondientes a las etapas de medición sucesivas de índice j para extraer de estas unas señales diferenciales $V_j(i, t)$ representativas de variaciones entre señales en bruto de las etapas sucesivas de medición;
- 40 - una etapa de ajuste a lo largo de la cual se determina al menos una función $y = P_j(x)$ correspondiente a cada señal diferencial $V_j(i, t)$, donde x es una variable de espacio que designa una posición perpendicularmente a la dirección de propagación e y es una coordenada que designa la posición de un punto a lo largo de la dirección de propagación correspondiente a un tiempo de trayecto t;
- y una etapa de localización a lo largo de la cual se determina un vértice $A_j(x_0, y_0)$ de dicha función P_j , que corresponde a la posición del blanco diferencial.



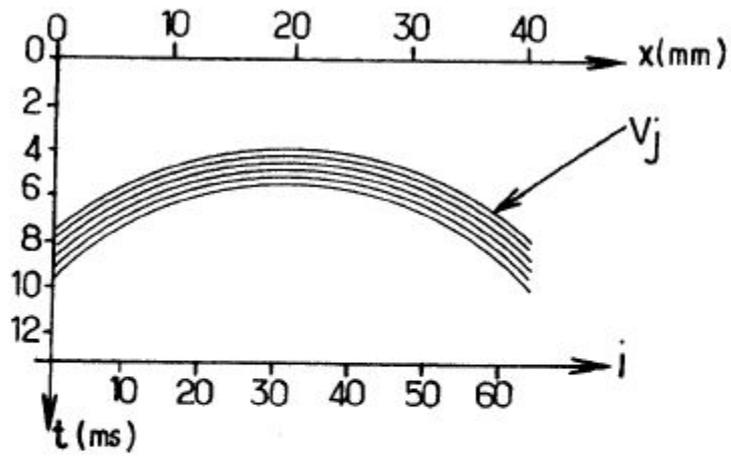


FIG.3.

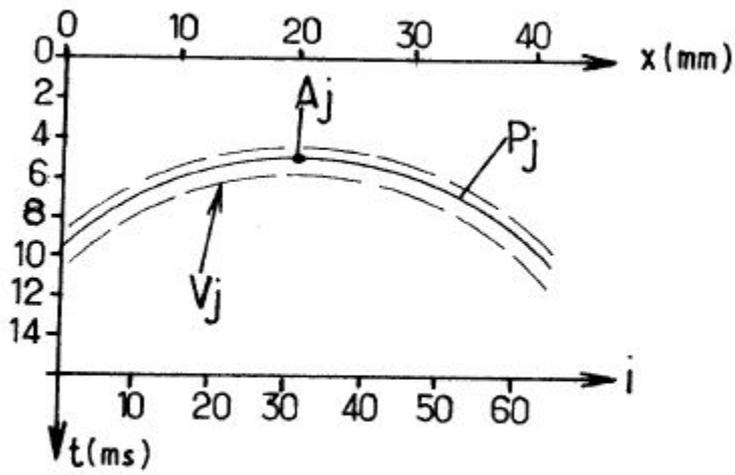


FIG.4.