

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 654 368**

51 Int. Cl.:

G01S 7/52 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.07.2014 PCT/FR2014/051829**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.01.2015 WO15007992**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.07.2014 E 14750574 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.10.2017 EP 3022578**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo de cartografía de medios fibrosos**

30 Prioridad:

19.07.2013 FR 1357158

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

13.02.2018

73 Titular/es:

**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE (C.N.R.S.) (100.0%)
3, rue Michel-Ange
75794 Paris Cedex 16, FR**

72 Inventor/es:

**TANTER, MICKAËL;
FINK, MATHIAS;
PERNOT, MATHIEU y
PAPADACCI, CLÉMENT**

74 Agente/Representante:

VEIGA SERRANO, Mikel

ES 2 654 368 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 cartografía de medios fibrosos

5 Sector de la técnica

La presente invención se refiere a los procesos y dispositivos de cartografía de medios fibrosos.

Estado de la técnica

10 Un procedimiento de ese tipo ya se ha descrito por ejemplo por Derode y Fink (Spatial coherence of ultrasonic speckle in composites, Derode A., Fink M., IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 1993; 40(6):666-75), que enseña a emitir sucesivamente unas ondas ultrasónicas enfocadas sobre una barra de transductores dispuesta en la superficie del material compuesto, con varias orientaciones de la barra de transductores. Se calcula para cada 15 disparo de onda ultrasónica, una función de coherencia espacial entre las señales captadas por los transductores a continuación de la reverberación de la onda ultrasónicas emitida, y se determina la dirección de las fibras del material compuesto como la dirección de la barra de transductores que corresponde al máximo de la función de coherencia espacial.

20 Este procedimiento conocido es conveniente para un medio simple tal como un material compuesto cuyas fibras se disponen regularmente; no es conveniente para estudiar un medio más complejo tal como un tejido biológico.

Ahora bien, existe una necesidad para cartografiar la estructura de los tejidos biológicos compuestos de fibras tales como principalmente el miocardio, los músculos y el cerebro. Esta estructura juega un papel crucial tanto en la 25 función mecánica (tejidos musculares) como también eléctrica (cerebro, músculo, corazón) de estos tejidos, y la orientación de las fibras en el espacio es por tanto un parámetro muy importante a determinar para el diagnóstico y la exploración funcional de estos órganos.

Por ejemplo, en captación de imágenes cerebrales, es muy importante identificar los haces de fibras neuronales que 30 unen entre sí las diferentes zonas cerebrales. Actualmente, la única técnica capaz de proporcionar una imagen tridimensional de la organización de las fibras es la captación de imágenes por Resonancia Magnética con tensor de difusión (IRM de difusión). Esta técnica, muy lenta de realizar, se utiliza para exploración del cerebro adulto, pero continúa siendo muy limitada para captar las imágenes de órganos en movimientos tales como el corazón. Finalmente, la IRM no se utiliza para captar imágenes del cerebro de niños muy jóvenes, en particular los bebés 35 prematuros que pueden presentar anomalías de desarrollo cerebral desgraciadamente imposibles de diagnosticar con las técnicas actuales.

Objeto de la invención

40 La presente invención tiene principalmente por objetivo paliar estos inconvenientes.

Con este fin, la invención propone un procedimiento de cartografía de medios fibrosos, que comprende:

- 45 (a) una etapa de medición en el curso de la que se emite mediante una red bidimensional de transductores T_{ij} , en un campo de observación que pertenece a un medio que incluye unas fibras, un número N de ondas ultrasónicas incidentes no enfocadas (es decir no enfocadas en el campo de observación) l que tienen unos frentes de onda diferentes, y se capturan por los transductores T_{ij} unas señales $RF_{bruto,ij}(t)$ representativas de las ondas ultrasónicas reverberadas por el medio respectivamente a partir de las ondas incidentes l .
- 50 (b) una etapa de síntesis de los datos coherentes en el curso de la que se determina a partir de los N conjuntos de señales $RF_{bruto,ij}(t)$ captadas, para un número M de puntos de enfoque ficticios P_k en el campo de observación, correspondiendo unas señales coherentes $RF_{coherente,k,ij}(t)$ a las señales que se hubieran recibido por los transductores T_{ij} si se hubiera emitido una onda enfocada en el punto P_k por dichos transductores,
- (c) una etapa de cartografía de las fibras del medio, en el curso de la que se determina una presencia y una 55 orientación de las fibras en cada punto P_k , comparando una coherencia espacial entre las señales coherentes $RF_{coherente,k,ij}(t)$ según varias direcciones.

Se puede cartografiar así, muy rápida y fácilmente, la estructura de los tejidos biológicos compuestos de fibras tales como el miocardio y otros músculos, y el cerebro, gracias al hecho de que las señales retrodifundidas contienen 60 unas informaciones sobre la microestructura de los tejidos que no son visibles directamente en la imagen ecográfica (modo B). Es el análisis de la coherencia espacial el que revela la orientación de las fibras porque la anisotropía de los tejidos se encuentra en la función de coherencia medida en diferentes direcciones.

En diversos modos de realización del procedimiento según la invención, se puede recurrir eventualmente además a una y/u otra de las disposiciones siguientes:

- 65 - en el curso de la etapa (c), se determina una integral de una función de coherencia espacial entre transductores

- en varias direcciones, y se determina la dirección de las fibras como una dirección que maximiza dicha integral;
- las ondas ultrasónicas incidentes son ondas planas que tienen diferentes direcciones de propagación;
 - las ondas ultrasónicas incidentes son ondas divergentes (emitidas por la barrita ultrasónica como si procedieran de diferentes puntos de origen);
- 5 - las ondas ultrasónicas incidentes se emiten sucesivamente;
- las ondas ultrasónicas incidentes se codifican espacio-temporalmente y se emiten simultáneamente, posteriormente las ondas reverberadas se captan simultáneamente y posteriormente se separan por la codificación;
 - se presenta una imagen de las fibras detectadas en el medio;
- 10 - se determina una imagen ecográfica del campo de observación y se presenta esta imagen ecográfica en superposición con la imagen de las fibras;
- se determina la imagen ecográfica por formación de vías a partir de las señales coherentes determinadas en la etapa (b);
 - el medio cuya imagen se ha de captar es un tejido humano o animal (principalmente mamífero).

15 Por otro lado, la invención tiene igualmente por objeto un dispositivo para la realización de un procedimiento de cartografía tal como se ha definido anteriormente, que comprende una red bidimensional de transductores T_{ij} y unos medios de control y de procesamiento adaptados para:

- 20 (a) emitir por la red bidimensional de transductores T_{ij} , en un campo de observación de un medio que incluye unas fibras, un número N de ondas ultrasónicas incidentes l que tienen unos frentes de onda diferentes, y captar por los transductores T_{ij} unas señales $RF_{bruto_{i,j}}(t)$ representativas de las ondas ultrasónicas reverberadas respectivamente a partir de las ondas incidentes l ,
- 25 (b) determinar a partir de los N conjuntos de señales $RF_{bruto_{i,j}}(t)$ captadas, para un número M de puntos de enfoque ficticios P_k en el campo de observación, unas señales coherentes $RF_{coherente_{k,i,j}}(t)$ correspondientes a las señales que se hubieran recibido por los transductores T_{ij} si se hubiera emitido una onda enfocada en el punto P_k por dichos transductores,
- (c) determinar una presencia y una orientación de fibras en cada punto P_k , comparando unas funciones de coherencia espacial entre las señales $RF_{coherente_{k,i,j}}(t)$ según varias direcciones.

30 Descripción de las figuras

Surgirán otras características y ventajas de la invención en el transcurso de la descripción que sigue de uno de sus modos de realización, dado a título de ejemplo no limitativo, con relación a unos dibujos adjuntos.

35 En los dibujos:

- la figura 1 es una vista esquemática de un dispositivo para la realización de un procedimiento según un modo de realización de la invención, y
- 40 - la figura 2 es un esquema de bloques de la parte del dispositivo de la figura 1.

Descripción detallada de la invención

45 En las diferentes figuras, las mismas referencias designan elementos idénticos o similares.

La figura 1 muestra un ejemplo de dispositivo de captación de imagen que funciona por emisión y recepción de ondas ultrasónicas de compresión, por ejemplo de frecuencias comprendidas entre 2 y 40 MHz.

50 El dispositivo de captación de imagen representado en la figura 1 está adaptado para realizar una captación de imagen de ultrasonidos sintética de un campo de observación 1a en un medio fibroso 1, por ejemplo unos tejidos de un paciente, principalmente un músculo (miocardio u otro) o un cerebro.

El dispositivo de captación de imagen incluye por ejemplo:

- 55 - una red 2 de n transductores ultrasónicos, por ejemplo una red de dos dimensiones que comprende por ejemplo algunos centenares de transductores y adaptada para realizar una imagen tridimensional (3D) del campo de observación 1a;
- un bastidor electrónico 3 o similar que controla la red de transductores 2 y adaptada para recibir las señales captadas por esta red de transductores;
- 60 - un ordenador 4 o similar para controlar el bastidor electrónico 3 y visualizar las imágenes ultrasónicas obtenidas a partir de dichas señales captadas.

65 La red 2 de transductores puede ser por ejemplo una red matricial plana que se extiende según dos ejes perpendiculares X , Y , designando el eje Z perpendicular a los ejes X , Y la dirección de la profundidad en el campo de observación. En lo que sigue, los transductores se indicarán por T_{ij} , siendo i y j dos índices que designan el rango de cada transductor respectivamente según los ejes X e Y . La red 2 de transductores puede comprender

principalmente n_1 transductores en la dirección X y n_2 transductores en la dirección Y, siendo $n=n_1*n_2$. La descripción que sigue se realizará tomando como ejemplo este tipo de red 2 de transductores, pero son igualmente posibles en el marco de la presente invención otras formas de redes de transductores.

5 Como se ha representado en la figura 2, el bastidor electrónico 3 puede comprender, por ejemplo:

- n convertidores analógico / digital 5 (A/D_{ij}) conectados individualmente a los n transductores T_{ij} de la red 2 de transductores,
- n memorias tampón 6 (B_{ij}) conectadas respectivamente a los n convertidores analógico / digital 5,
- 10 - una unidad central 8 (CPU) que comunica con las memorias tampón 6 y el ordenador 4,
- una memoria 9 (MEM) conectada a la unidad central 8,
- un procesador digital de señales 10 (DSP) conectado a la unidad central 8.

15 Este dispositivo permite realizar un procedimiento de cartografía de las fibras del medio 1, que incluye principalmente las tres etapas siguientes, implementadas mediante la unidad central 8 ayudada por el procesador digital de señales 9:

- a) medida (emisión / recepción y registro de los datos brutos),
- 20 b) síntesis de datos coherentes,
- c) análisis de la orientación de las fibras,
- d) eventualmente, determinación de una imagen del medio en modo B y superposición con la cartografía de las fibras.

Etapa a: Medida (emisión / recepción y registro de los datos brutos):

25 La red de transductores se pone en contacto con el medio 1 y se emiten un número N de ondas incidentes ultrasónicas en el medio 1 mediante los transductores T_{ij} (N puede estar comprendido por ejemplo entre 2 y 100, principalmente entre 5 y 10). Las ondas incidentes en cuestión no están enfocadas (más precisamente, no enfocadas en el campo de observación) y tienen unos frentes de onda respectivamente diferentes, es decir unos frentes de onda de formas diferentes y/u orientación diferente. Ventajosamente, las ondas incidentes pueden ser 30 unas ondas planas de inclinaciones todas ellas diferentes, caracterizadas por sus ángulos de inclinación respectivos α_x , α_y con relación al eje Z, respectivamente en los planos (X, Z) e (Y, Z), o también unas ondas divergentes emitidas como si procedieran de diferentes puntos del espacio.

35 Las ondas incidentes son generalmente unos impulsos de menos de un microsegundo, típicamente de aproximadamente 1 ciclo de la onda ultrasónica a la frecuencia central. Los disparos de ondas incidentes pueden separarse entre sí por ejemplo en aproximadamente 50 a 200 microsegundos.

40 Cada onda incidente encuentra en el medio 1 unos difusores que reverberan la onda incidente. La onda ultrasónica reverberada es captada por los transductores T_{ij} de la red. La señal así captada por cada transductor T_{ij} proviene del conjunto del medio 1, puesto que la onda incidente no está enfocada en la emisión.

45 Las señales reverberadas captadas por los n transductores T_{ij} se digitalizan a continuación mediante los convertidores analógico-digital correspondientes A/D_{ij} y se memorizan en las memorias tampón correspondientes B_{ij}. Las señales así memorizadas en las memorias tampón después de cada disparo incidente se denominan en lo que sigue a continuación datos brutos de RF ("RF" es un término normalmente utilizado en el campo, simplemente debido a la frecuencia de los ultrasonidos utilizados). Estos datos brutos de RF consisten en una matriz de n_1*n_2 50 señales temporales RFbrutol_{ij}(t) captadas respectivamente por los transductores T_{ij} después del disparo l de la onda ultrasónica incidente.

50 Después de cada disparo l de onda incidente, las señales memorizadas en las memorias tampón B_{ij} se transfieren en la memoria 9 del procesador de señales 8 con la finalidad de su procesamiento por este procesador. Al final de la etapa (a), la memoria 9 contiene por tanto N matrices de señales brutas de RF.

55 Se observará que las diferentes ondas incidentes podrían codificarse espacio-temporalmente, de manera que permitan una emisión simultánea de todas o parte de las ondas incidentes y una recepción igualmente simultánea de las ondas reverberadas, que se separan entonces por decodificación antes de la memorización.

Etapa b: Síntesis de datos coherentes de RF.

60 A partir de las N matrices de datos brutos de RF, se calcula un número M de matrices de datos coherentes sintéticos de RF por el procesador 8, respectivamente en M puntos P_k(x, y, z) del campo de observación 1a (siendo k un entero comprendido entre 1 y M, y siendo x, y, z las coordenadas del punto P_k sobre los ejes X, Y, Z). Cada una de estas M matrices de datos coherentes sintéticos de RF incluye n_1*n_2 señales temporales RFcoherent_{k,ij}(t) 65 correspondientes a las señales que se captarían respectivamente por los transductores T_{ij} si los transductores emitieran una onda incidente enfocada en el punto P_k.

Las matrices de datos de RF coherentes pueden obtenerse por ejemplo suponiendo una velocidad de propagación c homogénea en todo el medio 1 para las ondas de compresión ultrasónicas, según el principio explicado principalmente en el documento EP2101191 o en el artículo de Montaldo et ál. "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography" (IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control marzo de 2009; 56(3): 489-506).

Siendo conocida la dirección de propagación de la onda plana correspondiente a cada disparo 1, y siendo conocida la velocidad de propagación c , el procesador 8 puede calcular para cada punto P_k el tiempo de propagación $\tau_{ec}(l,k)$ de la onda incidente l hasta el punto P_k , y el tiempo de propagación $\tau_{rec}(l,k,i,j)$ de la onda reverberada desde el punto P_k hacia el transductor T_{ij} , por tanto el tiempo de trayecto total ida-vuelta $\tau(l,k,i,j) = \tau_{ec}(l,k) + \tau_{rec}(l,k,i,j)$.

La señal espacialmente coherente para el transductor T_{ij} , que corresponde al punto de enfoque virtual P_k , se calcula entonces según la fórmula:

$$RFcoherente_{k,ij}(t) = \sum_l B(l) RFbruta_{l,ij}(\tau(l,k,i,j)) \quad (1)$$

En la que $B(l)$ es una función de ponderación para la contribución de cada disparo l de onda incidente (en los casos actuales, los valores $B(l)$ pueden ser todos iguales a 1).

Las matrices de datos coherentes $RFcoherente_k$ pueden afinarse a continuación eventualmente corrigiendo los efectos de las aberraciones en el medio 1, por ejemplo como se explica en los documentos anteriormente mencionados EP2101191 o de Montaldo et ál.

Etapa c: Análisis de la orientación de las fibras

Se determina a continuación, para cada matriz $RFcoherente_k$, una coherencia espacial, indicadora de la coherencia entre las señales $RFcoherente_{k,ij}(t)$ para un mismo punto P_k .

Esta coherencia espacial puede medirse por ejemplo mediante una función de coherencia espacial $R(m)$ calculada a partir de las correlaciones de las señales $c_k(ij, pq)$ recibidas en los transductores ij y pq , sumando todas las correlaciones entre los pares de transductores distantes de m elementos en una dirección dada del plano (X, Y).

$$c(ij, tu) = \sum_{T1}^{T2} (RFcoherente_{k,ij}(t) - \overline{RFcoherente_{k,ij}})(RFcoherente_{k,tu}(t) - \overline{RFcoherente_{k,tu}}) \quad (2)$$

En la que $\overline{RFcoherente_{k,ij}}$ es una media temporal de $RFcoherente_{k,ij}$, y $T1, T2$ son dos instantes.

Considerando únicamente unos transductores alineados entre sí según una misma dirección del plano (X, Y) y renumerando estos transductores T_q , yendo q desde 1 a Q , pueden escribirse estas correlaciones $c(p, q)$ y se obtiene:

$$c(p, q) = \sum_{T1}^{T2} (RFcoherente_{k,p}(t) - \overline{RFcoherente_{k,p}})(RFcoherente_{k,q}(t) - \overline{RFcoherente_{k,q}}) \quad (2bis)$$

$$R(m) = \frac{Q}{Q-m} \frac{\sum_{q=1}^{Q-m} c(q, q+m)}{\sum_{q=1}^Q c(q, q)} \quad (3)$$

El teorema de Van Cittert Zernike establece el aspecto de esta función $R(m)$ en un medio de difusor aleatorio (por tanto isotrópico) para un haz monocromático. $R(m)$ es la transformada de Fourier espacial al cuadrado de la mancha focal. Para la mancha focal cuya extensión lateral viene dada por la función $\text{sen}(ax)/x$, $R(m)$ es un triángulo cuyo vértice está en $m=0$ (autocorrelación) y que se anula en $m=Q$.

Para un medio no isotrópico, se obtiene un incremento de la coherencia espacial cuando la dirección de alineación de los transductores está alineada a lo largo de las fibras.

La integral S_k de esta función en la dirección de alineación considerada del plano (X, Y) da un parámetro de coherencia espacial, que es máximo en la dirección de alineación de las fibras. Calculando ese parámetro de coherencia espacial en varias direcciones de alineación de los transductores, se puede conocer la dirección que produce el parámetro de coherencia espacial S_k máxima y por tanto deducir la dirección de las fibras en el punto P_k .

Se observará que las funciones de coherencia espacial $R(m)$ anteriormente mencionadas o los parámetros de

coherencia espacial S_k podrían ser promedios sobre varios puntos P_k contiguos, por tanto en un pequeño volumen del campo de observación alrededor de un punto de interés.

Otro parámetro de coherencia espacial posible es el criterio de enfoque C_k que da la relación entre la energía coherente y la energía incoherente retrodifundida. Con las anotaciones anteriores, es decir numerando $q = 1$ a Q los transductores alineados según una misma dirección del plano (X, Y), se tiene:

$$C_k = \frac{\left\langle \left| \sum_{q=1}^Q RFcoherente_{k,q}(t - tq) \right|^2 \right\rangle}{Q \sum_{q=1}^Q \left\langle \left| RFcoherente_{k,q}(t - tq) \right|^2 \right\rangle} \quad (4)$$

10 En la que t_q es un retardo que permite situar en fase todas las señales $RFcoherente_{k,q}(t)$.

Como en el caso anterior, se calcula este parámetro de coherencia espacial según varias direcciones para cada punto P_k , y se determina la dirección de las fibras como la dirección que maximiza el parámetro C_k .

15 Se puede determinar así una cartografía tridimensional de las fibras del medio en el campo de observación 1a, de manera muy rápida. Esta cartografía puede presentarse ventajosamente al usuario del dispositivo en la forma de imágenes de planos de sección del medio 1, presentados por ejemplo sobre la pantalla del ordenador 4. Eventualmente, estas imágenes pueden calcularse reconstituyendo una continuidad entre las fibras detectadas en los diferentes puntos P_k .

20

Etapa d: Formación de la imagen

A partir de las matrices $RFcoherente_k$ calculadas en la etapa (b), se puede formar eventualmente una imagen tridimensional en modo B del campo de observación 1a, mediante la formación de la vía en la recepción, como se explica por ejemplo en el documento EP2101191 anteriormente mencionado.

25

Esta imagen en modo B puede superponerse eventualmente a la cartografía de las fibras determinada en la etapa (c), y se pueden presentar sobre la pantalla del ordenador unas imágenes de planos de sección del campo de observación que muestran a la vez la imagen en modo B y las fibras superpuestas a esta imagen.

30

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de cartografía de medios fibrosos, que comprende:

- 5 (a) una etapa de medición en el curso de la que se emite mediante una red bidimensional (2) de transductores T_{ij} , en un campo de observación (1a) que pertenece a un medio (1) que incluye unas fibras, un número N de ondas ultrasónicas incidentes / no enfocadas que tienen unos frentes de onda diferentes, y se capturan por los transductores T_{ij} unas señales $RF_{bruto,ij}(t)$ representativas de las ondas ultrasónicas reverberadas por el medio respectivamente a partir de las ondas incidentes /.
- 10 (b) una etapa de síntesis de los datos coherentes en el curso de la que se determina a partir de los N conjuntos de señales $RF_{bruto,ij}(t)$ captadas, para un número M de puntos de enfoque ficticios P_k en el campo de observación, correspondiendo unas señales coherentes $RF_{coherente,k,ij}(t)$ a las señales que se hubieran recibido por los transductores T_{ij} si se hubiera emitido una onda enfocada en el punto P_k por dichos transductores,
- 15 (c) una etapa de cartografía de las fibras del medio (1), en el curso de la que se determina una presencia y una orientación de las fibras en cada punto P_k , comparando una coherencia espacial entre las señales coherentes $RF_{coherente,k,ij}(t)$ según varias direcciones.

2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que en el curso de la etapa (c), se determina una integral de funciones de coherencia espacial entre transductores en varias direcciones, y se determina la dirección de las fibras como una dirección que maximiza dicha integral.

3. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las ondas ultrasónicas incidentes son unas ondas planas que tienen diferentes direcciones de propagación.

25 4. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que las ondas ultrasónicas incidentes son ondas divergentes.

5. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que se presenta una imagen de las fibras detectadas en el medio (1).

30 6. Procedimiento según la reivindicación 5, en el que se determina una imagen ecográfica del campo de observación (1a) y se presenta esta imagen ecográfica en superposición con la imagen de las fibras.

35 7. Procedimiento según la reivindicación 6, en el que se determina la imagen ecográfica por formación de vías a partir de las señales coherentes determinadas en la etapa (b).

8. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio cuya imagen se ha de captar es un tejido humano o animal.

40 9. Dispositivo para la implementación de un procedimiento de cartografía de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende una red bidimensional (2) de transductores T_{ij} y unos medios de control y de procesamiento (8, 4) adaptados para:

- 45 (a) hacer que la red bidimensional (2) de transductores T_{ij} emita, en un campo de visión (1a) de un medio (1) que incluye fibras, un número N de ondas ultrasónicas incidentes / que tienen diferentes frentes de onda, y hacer que los transductores T_{ij} capturen señales respectivas $RF_{bruto,ij}(t)$ representativas de las ondas ultrasónicas reverberadas a partir de las ondas incidentes /,
- 50 (b) determinar, a partir de los N conjuntos de señales $RF_{bruto,ij}(t)$ captadas, para un número M de puntos de enfoque ficticios P_k en el campo de observación, unas señales coherentes $RF_{coherente,k,ij}(t)$ correspondientes a las señales que se hubieran recibido por los transductores T_{ij} si se hubiera emitido una onda enfocada en el punto P_k por dichos transductores,
- (c) determinar una presencia y una orientación de fibras en cada punto P_k , mediante la comparación de la coherencia espacial entre las señales coherentes $RF_{coherente,k,ij}(t)$ en una pluralidad de direcciones.

55

