

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 974 894**

51 Int. Cl.:

**A61B 8/00** (2006.01)

**A61B 8/08** (2006.01)

**G01N 29/07** (2006.01)

**G16H 50/30** (2008.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.01.2015 PCT/FR2015/050058**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.08.2015 WO15114232**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.01.2015 E 15701563 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.02.2024 EP 3099240**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo ultrasónico de caracterización de medios blandos anisótropos, y conjunto de sonda ultrasónica para dicho dispositivo de caracterización**

30 Prioridad:

**31.01.2014 FR 1400265**

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

**02.07.2024**

73 Titular/es:

**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE (C.N.R.S.) (25.0%)**

**3, rue Michel-Ange  
75016 Paris, FR;**

**INSERM - INSTITUT NATIONAL DE LA SANTÉ ET  
DE LA RECHERCHE MÉDICALE (25.0%);  
ECOLE SUPÉRIEURE DE PHYSIQUE ET DE  
CHIMIE INDUSTRIELLES DE LA VILLE DE PARIS  
(25.0%) y**

**UNIVERSITÉ PARIS CITÉ (25.0%)**

72 Inventor/es:

**TANTER, MICKAËL;  
PERNOT, MATHIEU;  
FINK, MATHIAS y  
GENNISSON, JEAN-LUC**

74 Agente/Representante:

**PONTI & PARTNERS, S.L.P.**

ES 2 974 894 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 ultrasónico de caracterización de medios blandos anisótropos, y conjunto de sonda ultrasónica para dicho dispositivo de caracterización

5

**CAMPO DE LA INVENCION**

**[0001]** La invención se refiere a los procedimientos y dispositivos de caracterización de los medios blandos anisótropos, y a los conjuntos de sondas ultrasónicas para dichos dispositivos de caracterización.

10

**ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

**[0002]** Ya se ha propuesto caracterizar medios blandos anisótropos que incluyen fibras, tales como músculos esqueléticos o el miocardio, por imagenología de la propagación de ondas de cizallamiento en estos medios. Más particularmente, se ha propuesto medir el valor del módulo de cizallamiento de estos medios a lo largo de las fibras y perpendicularmente a las fibras, haciendo propagar sucesivamente ondas de cizallamiento en el medio y formando imágenes de su propagación cada vez en una dirección diferente, gracias a una barra de transductores ultrasónicos que se hace girar unos grados entre dos emisiones de ondas de cizallamiento (W.-N. Lee, M. Pernot, M. Couade, E. Messas, P. Bruneval, A. Bel, A. A. Hagege, M. Fink, and M. Tanter, "Mapping Myocardial Fiber Orientation Using Echocardiography-Based Shear Wave Imaging," IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 31, págs. 554-562, 2012). De este modo, se determina la velocidad de propagación de las ondas de cizallamiento en cada dirección. Por descomposición de las mediciones de velocidad en valores singulares, se puede obtener a la vez la dirección de las fibras y los módulos de cizallamiento a lo largo de las fibras y perpendicularmente a las fibras, como enseñan *Lee et al.* (W.-N. Lee, B. Larrat, M. Pernot, and M. Tanter, "Ultrasound Elastic Tensor Imaging: Comparison with MR Diffusion Tensor Imaging in the Myocardium," Physics in Medicine and Biology, vol. 57, págs. 5075-5095, 2012).

15

20

25

**[0003]** Sin embargo, estos procedimientos conocidos presentan el inconveniente de ser relativamente lentos de implementar. Por ello, no permiten, en concreto, una caracterización de medios fibrosos móviles como el miocardio de un paciente o un músculo esquelético de un paciente.

30

**OBJETOS Y RESUMEN DE LA INVENCION**

**[0004]** La presente invención tiene por objetivo, en concreto, paliar estos inconvenientes.

35

**[0005]** Para ello, la invención propone un procedimiento de caracterización de un medio blando anisótropo que comprende al menos una parte que incluye fibras y que presenta una superficie exterior, comprendiendo este procedimiento las etapas según la reivindicación 1.

40

**[0006]** Gracias a estas disposiciones, se puede acceder instantáneamente a la dirección de las fibras y/o a los parámetros de elasticidad, sin tener que hacer girar la sonda de medición y, por lo tanto, se pueden efectuar fácilmente mediciones in vivo.

45

**[0007]** En diversas realizaciones del procedimiento según la invención, el procedimiento puede incluir una o varias de las características según las reivindicaciones 1 a 8.

**[0008]** Por otra parte, la invención tiene igualmente por objeto un dispositivo de caracterización de un medio blando anisótropo según la reivindicación 9.

50

**[0009]** En diversas realizaciones del dispositivo de caracterización según la invención, el dispositivo de caracterización puede incluir una o varias de las características según las reivindicaciones 10 a 13.

**[0010]** Por último, la invención tiene también por objeto un conjunto de sonda ultrasónica para un dispositivo tal como se define en la reivindicación 14

**BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS**

**[0011]** Otras características y ventajas de la invención se pondrán de manifiesto durante la descripción siguiente de una de sus realizaciones, proporcionada a modo de ejemplo no limitativo, en relación con los dibujos adjuntos.

60

**[0012]** En los dibujos:

- la figura 1 es una vista en sección que ilustra la implementación de un procedimiento de caracterización según una realización de la invención,

65

- la figura 2 es una vista en planta de un conjunto de sonda ultrasónica visible en la figura 1, y

- la figura 3 es una vista esquemática de un dispositivo de caracterización al que pertenece el conjunto de sonda ultrasónica de la figura 2.

DESCRIPCIÓN MÁS DETALLADA

5

**[0013]** En las diferentes figuras, las mismas referencias designan elementos idénticos o similares.

**[0014]** Como se representa esquemáticamente en las figuras 1 y 2, la invención tiene por objetivo caracterizar un medio blando anisótropo tal como una parte de un cuerpo humano o animal C, en concreto vivo, que comprende al menos una parte 3 que incluye fibras y que presenta una superficie exterior 1. Por ejemplo, la superficie exterior puede ser la piel del ser humano o animal, y la parte 3 puede ser una parte del corazón, en concreto el miocardio, o incluso un músculo esquelético. La parte 3 puede estar separada opcionalmente de la superficie exterior 1 por tejidos no fibrosos 2.

15 **[0015]** Esta caracterización se efectúa por medio de un conjunto de sonda 4 que incluye una sonda de excitación 5 y sondas de observación 6.

**[0016]** La sonda de excitación 5 puede ser en concreto un transductor ultrasónico de excitación sustancialmente en forma de disco o de copa que tiene un eje central Z dispuesto en el sentido de la profundidad del medio blando anisótropo C cuando la sonda de excitación está en uso. Esta sonda de excitación 5 incluye opcionalmente una cara cóncava destinada a aplicarse contra la superficie exterior 1, generalmente con relleno de la concavidad de esta cara por un gel 8 utilizado convencionalmente en ecografía. La sonda de excitación 5 está adaptada para emitir una onda ultrasónica de compresión 9 en el medio blando anisótropo C según dicho eje central Z, cuyo punto focal está en una zona central 10 que se extiende sobre algunos centímetros a lo largo del eje central Z (por ejemplo, de 1 a 6 cm) y que tiene una anchura de algunos milímetros perpendicularmente al eje central Z (por ejemplo, de 0,2 a 3 mm).

**[0017]** La posición y la longitud del punto focal 10 a lo largo del eje central Z están diseñadas para que estadísticamente, cuando la sonda de excitación está dispuesta contra la superficie exterior 1, el punto focal se encuentre normalmente al menos parcialmente en la parte fibrosa 3 a caracterizar para los seres humanos o animales examinados. Así, para la caracterización del miocardio en el ser humano, el punto focal 10 comienza, por ejemplo, a una profundidad z de 2 a 4 cm y termina, por ejemplo, a una profundidad z de 5 a 10 cm.

**[0018]** La sonda de excitación 5 puede presentar, por ejemplo, un radio R inferior a 3 cm, ventajosamente inferior a 2 cm.

**[0019]** Las sondas de observación 6 pueden estar en un número superior o igual a 2, ventajosamente superior o igual a 3, por ejemplo comprendido entre 3 y 20, ventajosamente entre 5 y 10. Estas sondas de observación están en un número de 8 en el ejemplo representado.

**[0020]** Las sondas de observación 6 se distribuyen alrededor del eje central Z, respectivamente en correspondencia con direcciones de propagación diferentes P que divergen con respecto a dicho eje central Z. En todos los casos, las direcciones de propagación P comprenden al menos dos direcciones de propagación que forman entre ellas un ángulo diferente de 0 grados y diferente de 180 grados.

**[0021]** Las sondas de observación (6) pueden disponerse a una distancia inferior a 2 cm de dicho eje central Z, por ejemplo inferior a 0,5 cm. Las sondas de observación 6 pueden estar ventajosamente equidistribuidas en un círculo centrado en el eje central Z. En lo sucesivo, se ubicarán las direcciones de propagación divergentes P en un sistema de coordenadas ortonormado X, Y en un plano perpendicular al eje central Z, por su ángulo  $\theta$  con respecto al eje X.

**[0022]** Las sondas de observación 6 pueden ser, cada una, un transductor ultrasónico de observación u opcionalmente un grupo de transductores ultrasónicos de observación, del tipo convencionalmente utilizado en imagenología médica, enfocados a una distancia relativamente grande paralela al eje central Z de manera que, cada una, emita una onda ultrasónica de compresión que forma un haz 12 paralelo al eje Z.

**[0023]** Ventajosamente, cada sonda de observación 6 está formada por un único transductor ultrasónico de observación. Los transductores ultrasónicos de observación 6 pueden estar conformados como barras que se extienden radialmente con respecto al eje Z y que presentan una cierta concavidad hacia el medio C, de manera que el punto focal 12a de cada transductor ultrasónico de observación 6 esté situado aproximadamente a la misma profundidad que el punto focal 10 en el medio C, y de manera que este punto focal 12a presente una pequeña dimensión en la dirección radial con respecto al eje Z, por ejemplo del orden de 0,1 a 2 mm y una dimensión mayor, del orden de algunos milímetros, en dirección ortorradiar. Los puntos focales 12a correspondientes a los diferentes transductores ultrasónicos de observación están preferentemente separados entre sí.

65

[0024] Ventajosamente, las sondas de observación 6 son portadas por la sonda de excitación 5, y pueden incluirse, por ejemplo, en huecos dispuestos en el espesor de la sonda de excitación 5.

[0025] Las sondas de excitación 5 y las sondas de observación 6 se comunican con un dispositivo de control, por ejemplo, por medio de un cable 7 multifilar. Como se representa en la figura 3, este dispositivo de control puede comprender un ordenador 19 o similar que se comunica con una caja electrónica 20 específica, él mismo conectado al conjunto de sonda 4 por el cable 7. Cabe señalar que el dispositivo de control podría eventualmente ser un solo dispositivo que integre todas las funcionalidades de la caja electrónica 20 y del ordenador 19.

[0026] En el ejemplo representado, la caja electrónica 20 puede incluir tantas vías como transductores, por ejemplo 9 vías, conectadas respectivamente a la sonda de excitación 5 (T0) y a las sondas de observación 6 (T1-T8). Cada una de estas vías puede incluir un convertidor analógico-digital 15 (A/D0-AD8) asociado a una memoria tampón 15A (B0-B8) y que se comunica con una unidad central electrónica 16 (CPU) tal como un microprocesador o similar, que a su vez puede comunicarse, por ejemplo, con una memoria 17 (MEM) y un circuito de procesamiento de señales 18 (DSP), así como con el ordenador 19. La unidad central electrónica 16 puede comunicarse opcionalmente con un aparato de electrocardiograma 14 (ECG).

[0027] El dispositivo que acaba de describirse funciona de la siguiente manera.

#### 20 (a) Etapa de medición

[0028] Cuando un usuario quiere caracterizar la parte fibrosa 3 del medio C, aplica el conjunto de sonda 4 sobre la piel 1 como se explicó anteriormente e inicia una etapa de medición (a) durante la cual la unidad central electrónica 16 hace primero emitir una onda ultrasónica enfocada por la sonda de excitación 5 durante un corto período de tiempo, para generar un desplazamiento de los tejidos a lo largo del eje Z por efecto de presión de onda, por ejemplo sobre el principio general explicado en el documento WO2004/021038.

[0029] Esta onda de cizallamiento 11 se propaga sustancialmente radialmente con respecto al eje Z (véase la figura 1) y durante esta propagación, la unidad central electrónica 16 hace observar el medio C simultáneamente por todas las sondas de observación 6, para observar la propagación de la onda de cizallamiento 11. Para ello, la unidad central electrónica 16 hace emitir por todas las sondas de observación 6 simultáneamente, a una cadencia rápida (por ejemplo, 300 disparos por segundo o más), ondas ultrasónicas de compresión y dichas sondas de observación 6 captan las señales ultrasónicas reverberadas por los tejidos 3, como se explica en concreto en los documentos WO00/55616 y WO2004/021038, y estas señales son memorizadas primero en las memorias tampón 15a y después en la memoria 17.

[0030] Esta etapa de medición dura, por ejemplo, unos pocos milisegundos.

[0031] Opcionalmente, la caja electrónica 20 podría incluir menos vías que transductores. Por ejemplo, la caja electrónica 20 podría incluir una vía A/D0 - B0 para el transductor ultrasónico de excitación 5 y una vía A/D1 - B1 conectada sucesivamente a los diferentes transductores ultrasónicos de observación 6 por un dispositivo de conmutación (no representado). En este caso, la etapa de medición (a) incluye varias emisiones sucesivas de onda de cizallamiento seguidas, cada una, por la observación de su propagación por una de las sondas de observación 6, repitiéndose el procedimiento para cada sonda de observación 6. Incluso en este caso, la etapa de medición es muy breve, inferior a 50 ms.

#### (b) Etapa de cálculo

[0032] En una etapa posterior de cálculo (b), efectuada en tiempo real o diferido, se hacen aprovechar las señales reverberadas memorizadas, por la unidad central electrónica 16 o el ordenador 19. Durante este tratamiento, se utilizan dichas señales para determinar desplazamientos o deformaciones internas de los tejidos 3 a lo largo del tiempo frente a cada sonda de observación 6, por ejemplo, mediante cálculos de correlación en las señales captadas, como se explica en concreto en los documentos WO00/55616 y WO2004/021038.

[0033] Por lo tanto, puede detectarse así el paso de la onda elástica de cizallamiento frente a cada sonda de observación 6, y esto a cada profundidad en los tejidos 3. Por ejemplo, el paso de la onda de cizallamiento puede detectarse así a un número predeterminado de profundidades en los tejidos 3, por ejemplo entre 10 y 30 profundidades, por ejemplo de milímetro en milímetro.

[0034] La unidad central electrónica 16 o el ordenador 19 determina entonces, a cada profundidad, el tiempo de vuelo  $t$  de la onda de cizallamiento entre la sonda de excitación 5 y cada sonda de observación 6, u otro parámetro representativo del tiempo de vuelo, o incluso otro dato de propagación representativo de la propagación de la onda de cizallamiento, y deduce de ello la velocidad de propagación  $V$  de la onda de cizallamiento a la profundidad considerada en la dirección radial  $P$  correspondiente a cada sonda de observación 6.

65

**(c) Etapa de caracterización:**

**[0035]** A continuación, se puede determinar al menos una característica reológica del medio 3, elegida entre una dirección de las fibras, un parámetro reológico de elasticidad (en concreto, módulo de elasticidad) en una dirección perpendicular a las fibras y un parámetro reológico de elasticidad (en concreto, módulo de elasticidad) en la dirección de las fibras. Ventajosamente, estas características reológicas se determinan al mismo tiempo.

**[0036]** Dichas características reológicas pueden determinarse mediante diversos procedimientos, por ejemplo, por interpolación o más preferentemente por descomposición en valores singulares.

1. Interpolación

**[0037]** En este procedimiento, se determina por interpolación, en función de los valores de la velocidad de propagación calculados en la etapa de cálculo (b) en cada dirección de propagación P, una curva sustancialmente elipsoidal  $C(V(\theta) \cdot \cos\theta, V(\theta) \cdot \sin\theta)$  donde  $V(\theta)$  es el valor del parámetro de propagación en el plano X, Y. La dirección de las fibras corresponde a un ángulo  $\theta_0$  que corresponde al máximo de  $V(\theta)$ , el parámetro reológico de elasticidad en la dirección de las fibras se determina entonces en función de  $V(\theta)$  y el parámetro reológico de elasticidad en la dirección perpendicular a las fibras se determina en función de  $V(\theta_0 + \pi/2)$ . Por ejemplo, cuando estos parámetros son módulos de elasticidad  $E_{par}$  paralelamente a las fibras y  $E_{perp}$  perpendicular a las fibras, estos módulos de elasticidad

$$V(\theta_0) = \sqrt{\frac{E_{par}}{3\rho}} \quad \text{y} \quad V(\theta_0 + \pi/2) = \sqrt{\frac{E_{perp}}{3\rho}}$$

pueden determinarse por las fórmulas la fórmula donde  $\rho$  es la densidad del medio 3.

2. Descomposición en valores singulares

**[0038]** En este procedimiento, se determina primero a cada profundidad, a partir de las velocidades de propagación medidas, el tensor elástico de propagación de la onda ultrasónica en el medio 3.

**[0039]** Este tensor es una matriz M aquí de rango 2 ya que la propagación se realiza únicamente en el plano X, Y:

$$M = \begin{bmatrix} E_{XX} & E_{XY} \\ E_{XY} & E_{YY} \end{bmatrix}$$

, donde los componentes E son módulos de elasticidad. Este tensor elástico es definido en concreto por Royer y Dieulesaint (2000; Elastic Waves in Solids I: Free and Guided Propagation: Springer-Verlag Berlin Heidelberg).

**[0040]** Como se explica en el artículo mencionado anteriormente *Lee et al.* (W.-N. Lee, B. Larrat, M. Pernot, and M. Tanter, "Ultrasound Elastic Tensor Imaging: Comparison with MR Diffusion Tensor Imaging in the Myocardium," Physics in Medicine and Biology, vol. 57, págs. 5075-5095, 2012), el tensor M puede determinarse a partir de las velocidades  $V(\theta)$  determinadas en la etapa de cálculo (b), resolviendo la ecuación:

$$\begin{bmatrix} \rho V(\theta_1)^2 \\ \vdots \\ \rho V(\theta_N)^2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos^2 \theta_1 & 2 \cos \theta_1 \sin \theta_1 & \sin^2 \theta_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \cos^2 \theta_N & 2 \cos \theta_N \sin \theta_N & \sin^2 \theta_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_{XX} \\ E_{XY} \\ \mu_{YY} \end{bmatrix} \quad (1)$$

donde  $\rho$  es la densidad del medio 3, N el número de transductores y  $\theta_1.. \theta_N$  son los ángulos de las diferentes direcciones de propagación P correspondientes a las sondas de observación 6.

**[0041]** Como explica el artículo *Lee et al.* mencionado anteriormente, el tensor M se puede descomponer en valores singulares para obtener una matriz diagonal M0 que da los parámetros  $E_{par}$ ,  $E_{perp}$  mencionados anteriormente:

$$M0 = \begin{bmatrix} E_{PAR} & 0 \\ 0 & E_{PERP} \end{bmatrix}.$$

Esta determinación se acompaña de la determinación de la dirección  $\theta_0$  de las fibras a la profundidad considerada, ya que se tiene la relación:

$M = R \cdot M0 \cdot R^T$ , donde R es la matriz de rotación correspondiente al ángulo  $\theta_0$ :

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix}.$$

**[0042]** Las etapas de medición (a), de cálculo (b) y de caracterización (c), pueden repetirse a una cadencia relativamente rápida, para seguir el corazón u otro músculo en su funcionamiento y dar valores sucesivos de las características reológicas parámetros del medio 3, por ejemplo, durante un ciclo completo de funcionamiento del músculo que forma el medio 3. Cuando se trata del corazón, las mediciones sucesivas pueden sincronizarse con el ciclo cardíaco gracias a los datos comunicados por el electrocardiógrafo 14 a la unidad central electrónica 16. De ello se deduce un valor de un parámetro fisiológico vinculado a la contracción del músculo, por ejemplo, contractilidad, dureza máxima u otro.

10

**[0043]** Cabe señalar que las señales captadas por las sondas de observación también pueden permitir reajustar las mediciones sucesivas unas con respecto a otras identificando las deformaciones o desplazamientos del medio 3 debidos al funcionamiento del músculo que forma este medio 3.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de caracterización de un medio blando anisótropo (C) que comprende al menos una parte (3) que incluye fibras y que presenta una superficie exterior (1), comprendiendo este procedimiento las etapas siguientes:
  - (a) una etapa de medición durante la cual se genera al menos una onda de cizallamiento (11) que se propaga divergiendo a partir de una zona central (10) en el medio blando anisótropo y, se observa con transductores ultrasónicos de observación (6), a partir de la superficie (1) del medio blando anisótropo, una propagación de dicha al menos una onda de cizallamiento en varias direcciones de propagación predeterminadas (P) a partir de dicha zona central (10), manteniendo fijos los transductores ultrasónicos de observación (6), comprendiendo dichas direcciones de propagación (P) predeterminadas al menos dos direcciones que forman entre ellas un ángulo diferente de 0 grados y diferente de 180 grados, estando dichos transductores ultrasónicos de observación (6) dispuestos al menos según dichas direcciones de propagación (P) predeterminadas y efectuándose dicha etapa de medición en una duración inferior a 50 ms;
  - (b) al menos una etapa de cálculo durante la cual se determina, a partir de datos recopilados durante la etapa de medición (a), al menos un parámetro de propagación de la onda de cizallamiento en cada una de dichas direcciones de propagación (P) predeterminadas;
  - (c) una etapa de caracterización durante la cual, a partir de dicho al menos un parámetro de propagación de la onda de cizallamiento determinada en cada una de las direcciones de propagación (P) en la etapa de cálculo (b), se determina al menos una característica reológica del medio blando anisótropo, elegida entre una dirección de las fibras del medio blando anisótropo, un parámetro reológico de elasticidad en una dirección perpendicular a las fibras y un parámetro reológico de elasticidad en la dirección de las fibras.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, donde los parámetros reológicos de elasticidad determinados durante la etapa de caracterización (c) son módulos de elasticidad.
3. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde:
  - durante la etapa de medición (a), se genera la onda de cizallamiento en un cierto intervalo de profundidades en el medio blando anisótropo y se observa la propagación de dicha al menos una onda de cizallamiento a diferentes profundidades dentro de dicho intervalo de profundidades,
  - durante la etapa de cálculo (b), se determina dicho al menos un parámetro de propagación de la onda de cizallamiento en cada una de dichas direcciones de propagación (P) predeterminadas a dichas diferentes profundidades,
  - y durante la etapa de caracterización (c), se determina dicha al menos una característica reológica a dichas diferentes profundidades.
4. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde durante la etapa de medición (a), las direcciones de propagación predeterminadas (P) donde se observa la propagación de la onda de cizallamiento, están en un número comprendido entre 3 y 20.
5. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde, durante la etapa de medición (a), se observa la propagación de dicha al menos una onda de cizallamiento simultáneamente en todas dichas direcciones de propagación predeterminadas (P), con todos los transductores ultrasónicos de observación (6) al mismo tiempo.
6. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde, durante la etapa de medición (a), se emiten sucesivamente varias ondas de cizallamiento y se observa sucesivamente la propagación de cada onda de cizallamiento en al menos una de dichas direcciones de propagación predeterminadas (P), con una parte de los transductores ultrasónicos de observación (6).
7. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde:
  - durante la etapa de medición (a), se detecta el paso de la onda de cizallamiento en puntos de medición predeterminados dispuestos respectivamente según dichas direcciones de propagación predeterminadas (P),
  - y durante la etapa de cálculo (b), el parámetro de propagación de la onda de cizallamiento determinado es un parámetro representativo bien de una velocidad de propagación de la onda de cizallamiento o bien de un tiempo de vuelo de la onda de cizallamiento desde la zona central (10).
8. Procedimiento según la reivindicación 7, donde la onda de cizallamiento se genera a partir de un eje central (Z) perpendicular a la superficie (1) del medio blando anisótropo y dichos puntos de medición (6) donde se detecta el paso de la onda de cizallamiento, están situados, cada uno, a una distancia de dicho eje central inferior a 2 cm.

9. Dispositivo de caracterización de un medio blando anisótropo que tiene al menos una parte que comprende fibras y que presenta una superficie exterior, comprendiendo este dispositivo de caracterización un dispositivo de control electrónico (19, 20) que controla una sonda de excitación (5) y unos transductores ultrasónicos de observación (6), estando la sonda de excitación (5) adaptada para generar una onda de cizallamiento en el medio blando anisótropo a partir de una zona central (10) y estando los transductores ultrasónicos de observación (6) dispuestos según varias direcciones de propagación (P) predeterminadas a partir de dicha zona central (10), comprendiendo dichas direcciones de propagación (P) predeterminadas al menos dos direcciones que forman entre sí un ángulo diferente de 0 grados y diferente de 180 grados, estando el dispositivo de control electrónico (19, 20) adaptado para, cuando la sonda de excitación (5) y los transductores ultrasónicos de observación (6) están dispuestos en la superficie del medio anisótropo:

(a) hacer generar por la sonda de excitación (5), al menos una onda de cizallamiento adaptada para propagarse divergiendo a partir de la zona central (10) en el medio blando anisótropo, manteniendo fijos los transductores ultrasónicos de observación (6) y hacer observar por los transductores ultrasónicos de observación (6), en una duración total de observación inferior a 50 ms, una propagación de la onda de cizallamiento en dichas direcciones de propagación (P) predeterminadas a partir de dicha zona central (10);  
 (b) determinar, a partir de datos recopilados por los transductores ultrasónicos de observación (6), al menos un parámetro de propagación de la onda de cizallamiento simultáneamente en cada una de dichas direcciones de propagación (P) predeterminadas;  
 (c) determinar, a partir de dicho al menos un parámetro de propagación de la onda de cizallamiento en cada una de las direcciones de propagación (P) predeterminadas, al menos una característica reológica del medio blando anisótropo, elegida entre una dirección de las fibras del medio blando anisótropo, un parámetro reológico de elasticidad en una dirección perpendicular a las fibras y un parámetro reológico de elasticidad en la dirección de las fibras.

10. Dispositivo según la reivindicación 9, donde dichos transductores ultrasónicos de observación están en un número comprendido entre 3 y 20.

11. Dispositivo según la reivindicación 10, donde el dispositivo de control electrónico (19, 20) está adaptado para detectar el paso de la onda de cizallamiento frente a cada transductor ultrasónico de observación (6) y el parámetro de propagación de la onda de cizallamiento, determinado por la unidad central, es un parámetro representativo bien de una velocidad de propagación de la onda de cizallamiento o bien de un tiempo de vuelo de la onda de cizallamiento.

12. Dispositivo según la reivindicación 11, donde el dispositivo de control electrónico (19, 20) está adaptado para detectar el paso de la onda de cizallamiento:

haciendo emitir por los transductores ultrasónicos de observación (6), ondas acústicas de compresión a una cadencia de al menos 300 disparos de ondas ultrasónicas de compresión por segundo, haciendo captar señales ultrasónicas reverberadas por el medio blando anisótropo por los transductores ultrasónicos de observación (6), y determinando así desplazamientos internos de dicho medio blando anisótropo al paso de la onda de cizallamiento frente a dichos transductores ultrasónicos de observación (6).

13. Dispositivo según la reivindicación 12, donde la sonda de excitación (5) es un transductor ultrasónico sustancialmente en forma de disco que porta los transductores ultrasónicos de observación (6).

14. Conjunto de sonda ultrasónica para un dispositivo de caracterización según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 13, que incluye un transductor ultrasónico de excitación (5) sustancialmente en forma de disco y adaptado para emitir una onda ultrasónica de compresión según un eje central (Z) con el fin de desplazar el medio blando anisótropo según dicho eje central por presión de radiación y hacer así propagar en el medio una onda de cizallamiento que diverge a partir de dicho eje central, portando dicho transductor ultrasónico de excitación transductores ultrasónicos de observación (6) distribuidos respectivamente en direcciones de propagación (P) diferentes que divergen con respecto a dicho eje central (Z) y dispuestos a una distancia inferior a 2 cm de dicho eje central, estando cada transductor ultrasónico de observación adaptado para emitir ondas de compresión en forma de haz (12) paralelo al eje central (Z), comprendiendo dichas direcciones de propagación (P) al menos dos direcciones que forman un ángulo diferente de 0 grados y diferente de 180 grados.

15. Conjunto de sonda ultrasónica según la reivindicación 14, donde los transductores ultrasónicos de observación (6) están equidistribuidos en un círculo centrado en el eje central (Z).

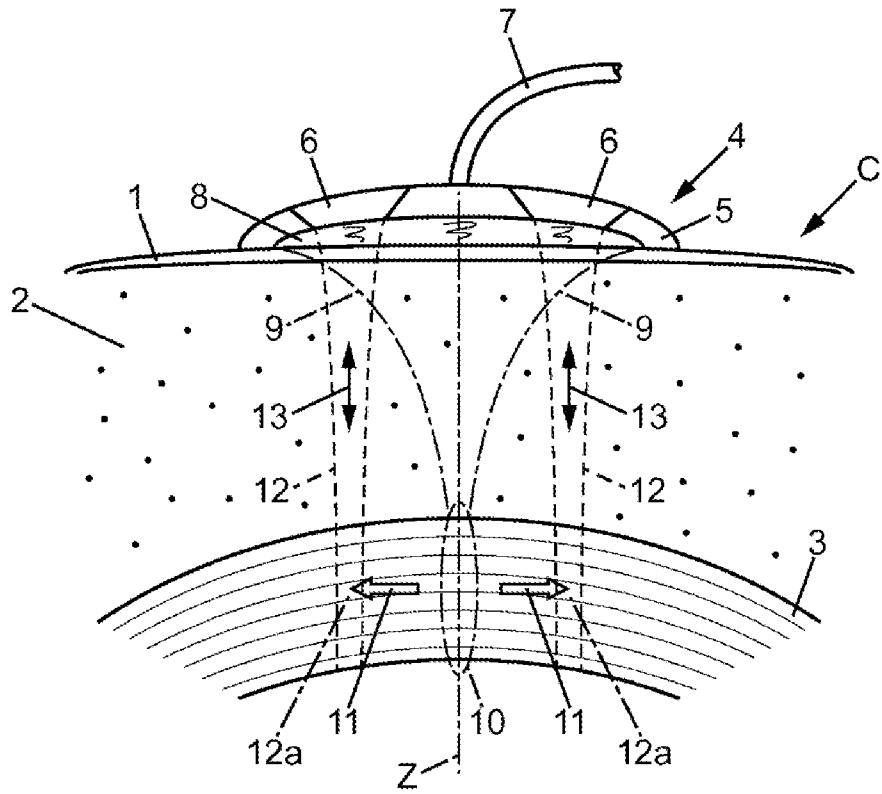


FIG. 1

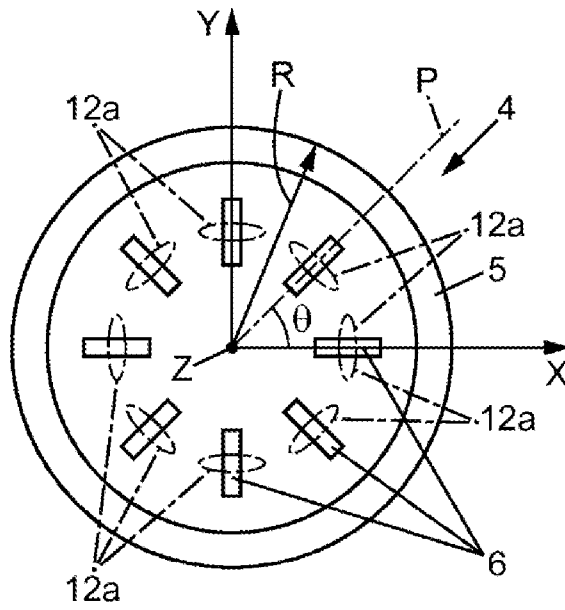


FIG. 2

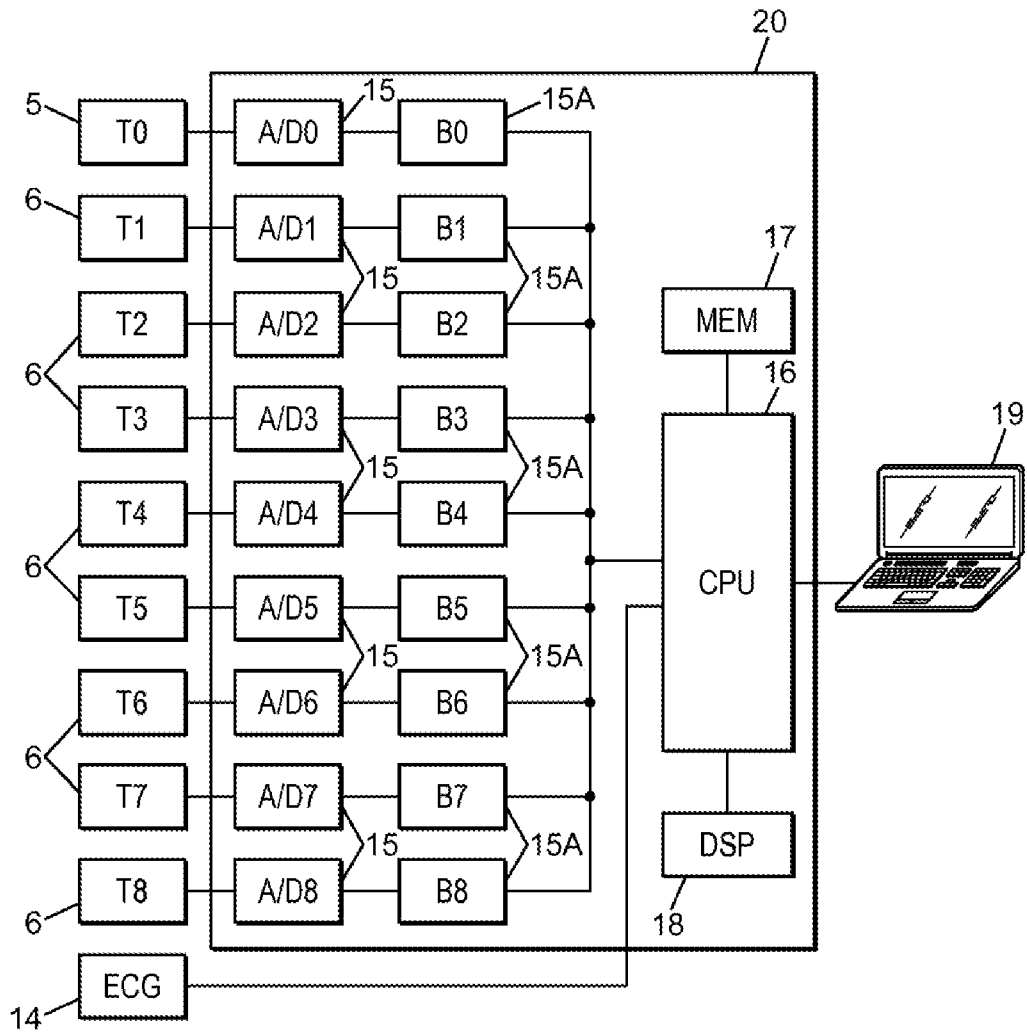


FIG. 3