



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 363 916**

51 Int. Cl.:
A61B 5/103 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06794282 .1**

96 Fecha de presentación : **03.08.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1924199**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **28.05.2008**

54 Título: **Sistema de formación de imágenes de un órgano humano o animal que permite la medida de la elasticidad de dicho órgano.**

30 Prioridad: **12.08.2005 FR 05 52503**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
19.08.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
19.08.2011

73 Titular/es: **ECHOSENS**
42, rue Monge
75005 Paris, FR

72 Inventor/es: **Sandrin, Laurent y**
Hasquenoph, Jean-Michel

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 363 916 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).

ES 2 363 916 T3

DESCRIPCIÓN

Sistema de formación de imágenes de un órgano humano o animal que permite la medida de la elasticidad de dicho órgano.

5 El invento se refiere a un transductor sonoro destinado a la formación de la imagen de un órgano humano o animal, que además permite medir la elasticidad de dicho órgano, así como un sistema de formación de imágenes de un órgano humano o animal que comprende dicho transductor.

10 Se conoce medir la elasticidad de un órgano humano o animal por medio de una vibración de baja frecuencia que se propaga en el cuerpo humano o animal hacia este órgano. La vibración está generada por un impulso de baja frecuencia efectuada con la ayuda, por ejemplo, de un transductor ultrasonoro. El transductor permite observar la propagación de la vibración y formar una imagen del órgano del que se mide la elasticidad por iluminación ultrasonora. Tal dispositivo está por ejemplo descrito en el documento FR-2.843.290.

15 Este documento muestra que el transductor sonoro que genera la vibración de baja frecuencia puede ser de tamaño pequeño con el fin de permitir que el dispositivo se coloque en espacios de dimensión reducida, tales como el espacio intercostal si se desea medir la elasticidad del hígado, por ejemplo. No obstante, con el fin de obtener una imagen ultrasonora con una resolución correcta el transductor debería tener un tamaño mayor ya que la mancha focal ultrasonora tiene una anchura inversamente proporcional a esta dimensión.

20 El documento FR-2.843.290 enseña igualmente que el impulso de baja frecuencia puede ser generado por una barra ecográfica normal que se pone en movimiento. No obstante, cuando la barra ecográfica tiene un tamaño grande, la imagen ultrasonora tiene una resolución correcta, pero la vibración de baja frecuencia sufre los efectos de la difracción y no puede introducir la barra ecográfica en un espacio de dimensiones reducidas.

El documento US 2002/068870 describe también un dispositivo según el preámbulo de la reivindicación 1.

30 El invento tiene como fin paliar estos inconvenientes proponiendo un transductor cuyas dimensiones estén adaptadas para obtener una imagen con una resolución apropiada y de la que al menos una pequeña parte de la superficie sea móvil con objeto de generar una vibración ultrasonora que permita además medir la elasticidad de este órgano evitando los efectos de difracción y que pueda ser introducida en el espacio de pequeño tamaño.

35 El transductor ultrasonoro se utiliza en el sistema de formación de imágenes. En una realización de este tipo se plantean problemas de cálculo de los retardos y de las amplitudes ya que es preciso tener en cuenta el desplazamiento de la parte móvil con respecto a las partes fijas, lo que implica un desfase en la emisión y la recepción de los ultrasonidos. El invento propone un sistema en el que los medios de análisis permitan tener en cuenta este desplazamiento.

40 Para esto y según un primer aspecto, el invento se refiere a un transductor ultrasonoro destinado a la formación de la imagen de un órgano humano o animal que además permite la medida de la elasticidad de dicho órgano, comprendiendo dicho transductor al menos una parte móvil (3) dispuesta para inducir la propagación de una vibración de baja frecuencia hacia el órgano cuando se acciona la parte móvil (3) y ocasiona un choque en el cuerpo humano o animal, comprendiendo el transductor (2) además al menos una parte fija (4).

45 De este modo el invento permite tener en cuenta las tensiones relativas al poco tamaño que debe tener la superficie que produce la vibración de baja frecuencia y el gran tamaño del transductor ultrasonoro que permite obtener una imagen ultrasonora con la resolución correcta.

50 Según un segundo aspecto, el invento se refiere a un sistema de formación de imágenes de un órgano humano o animal, que además permite la medida de la elasticidad de dicho órgano, que comprende un transductor tal como el anteriormente descrito, comprendiendo además dicho sistema un dispositivo de mando y de cálculo dispuesto para dirigir la emisión y la recepción de ultrasonidos y el desplazamiento de la parte móvil, comprendiendo dicho dispositivo medios de análisis de los ultrasonidos emitidos y recibidos por el transductor y del desplazamiento de la parte móvil para formar la imagen del órgano, y los medios de análisis que permitan además el análisis de la vibración de baja frecuencia inducida con objeto de medir la elasticidad de dicho órgano.

60 Según una realización el sistema comprende un captador de posición de la parte móvil. Así, los medios de análisis comprenden módulos de ajuste de los retardos en la emisión y en la recepción de las señales ultrasonoras emitidas y recibidas por la parte móvil cuando dicha parte se desplaza de forma que se hagan coincidir estas señales con las emitidas y recibidas por la parte fija, utilizando dichos medios en tiempo real las informaciones suministradas por el captador de posición. De este modo se asegura una concordancia entre las señales emitidas y recibidas por la parte móvil y las emitidas y recibidas por la parte fija, y teniendo en cuenta debidamente el desplazamiento de la parte móvil para formar la imagen del órgano humano o animal.

65 Otros aspectos y ventajas del invento aparecerán por la lectura de la descripción que sigue, hecha con referencia a las figuras anejas.

La figura 1 es una representación esquemática de un sistema de formación de imágenes según el invento.

ES 2 363 916 T3

La figura 2 es una representación esquemática del transductor ultrasonoro de la figura 1, que ilustra el desplazamiento que puede experimentar la parte móvil.

La figura 3 es una representación esquemática en perspectiva del transductor ultrasonoro según el invento.

En referencia a la figura 1 se describe un sistema de formación de imágenes de un órgano humano o animal 1 que permite además la medida de la elasticidad de dicho órgano. El sistema 1 comprende un transductor ultrasonoro 2 de un tamaño total adaptado para obtener una imagen ultrasonora con la resolución apropiada. Para esto el transductor tiene, por ejemplo, el tamaño de una barra ecográfica normalizada.

El transductor 2 comprende al menos una parte móvil 3 y al menos una parte fija 4. Según la realización representada en las figuras, la parte móvil 3 se desplaza en traslación según una dirección sensiblemente perpendicular a la dirección en la que se extiende el transductor 2. Según otras realizaciones no representadas la parte móvil 3 puede desplazarse en traslación según la dirección en la que se extiende el transductor o desplazarse en rotación para generar la vibración de baja frecuencia.

El tamaño de la parte móvil 3 es reducido con respecto al tamaño del transductor 2. En particular, la parte móvil 3 tiene una superficie adaptada para limitar los efectos de difracción durante la propagación de la vibración de baja frecuencia y para que la parte móvil pueda ser introducida en el espacio intercostal del cuerpo humano o animal. La parte móvil está por ejemplo dispuesta sensiblemente en el centro del transductor 2 entre dos partes fijas 4, tal como está representado en las figuras 1 y 3.

Según una realización no representada el transductor 2 puede comprender una pluralidad de partes móviles 3 repartidas en alternancia con las partes fijas 4 a lo largo del transductor 2. Según otra realización el transductor 2 puede comprender partes móviles 3 dispuestas unas al lado de las otras.

El sistema 1 comprende medios de puesta en movimiento 8 de la parte móvil 3. De este modo la parte móvil está dispuesta para producir la propagación de una vibración de baja frecuencia hacia el órgano cuando la parte móvil 3 es accionada en traslación y ocasiona un choque sobre el cuerpo humano o animal. Los medios de puesta en movimiento 8 son dirigidos por un dispositivo de mando y de cálculo 5 que dirige además la emisión de ultrasonidos por la parte fija 4 y por la parte móvil 3. En el caso en el que las partes móviles 3 están previstas el dispositivo de mando y de cálculo 5 puede dirigir los medios de puesta en movimiento 8 de forma que las partes móviles 3 se desplacen en oposición de fase.

El dispositivo de mando y de cálculo 5 comprende un módulo de generación de las señales de emisión 6 y un módulo de formación de vías 7. El módulo de generación 6 suministra una señal de emisión ultrasonora a la parte móvil 3 y a la parte fija 4 por medio de una ley de emisión elegida para permitir formar una imagen con la resolución apropiada del órgano observado. El módulo de generación 6 está unido a la parte fija 4 y a la parte móvil 3 por medio de convertidores digitales analógicos 9, como está representado en la figura 1. Igualmente, la parte fija 4 y la parte móvil 3 están unidas al módulo de formación de vías 7 por medio de convertidores analógicos digitales 10. El módulo de formación de vías 7 puede a continuación estar unido a un módulo de cálculo de elasticidad 19. El módulo de mando y de cálculo 5 está unido a un dispositivo de visualización 20 que permite visualizar la imagen del órgano y los resultados de la medida de la elasticidad del órgano o a un sistema de explotación, una interfaz con un usuario, por ejemplo.

Un captador de posición 11 de la parte móvil 3 está asociado a esta parte móvil 3. El captador de posición 11 permite tomar la posición de la parte móvil 3 cuando ésta se desplaza y ya no está alineada con la parte fija 4. El desplazamiento de la parte móvil 3 puede hacerse en una distancia 8, tal como está representado en la figura 2. El captador de posición 11 es, por ejemplo, un captador de efecto Hall unido al módulo de generación 6 y al módulo de formación de vías 7 por medio de un convertidor analógico digital 12 apto para digitalizar la señal suministrada por este captador. Por otra parte, el dispositivo de mando y de cálculo 5 comprende medios de generación y de tratamiento de los ultrasonidos emitidos y recibidos por el transductor de modo que se forme la imagen del órgano y permitiendo además dichos medios de generación y de tratamiento el análisis de la vibración de baja frecuencia inducida con el fin de medir la elasticidad de dicho órgano. Estos medios de generación y de tratamiento 6 y 7 están asociados a módulos de ajuste en tiempo real de los retardos 14 y 15 en la emisión y en la recepción de las señales ultrasonoras emitidas y recibidas por la parte móvil cuando dicha parte se desplaza de modo que se haga concordar estas señales con las señales emitidas y recibidas por la parte fija. Comprenden además módulos de ajuste en tiempo real de las ganancias 14 y 15 en la emisión de las señales ultrasonoras emitidas por la parte móvil cuando dicha parte se desplaza para que se haga concordar estas ganancias con las ganancias de señales ultrasonoras emitidas por la parte fija. Estos módulos de ajuste 14 y 15 están dispuestos entre un módulo de cálculo de las correcciones 21 y el módulo de generación 6 y el módulo de formación de vías 7, tal como está representado en la figura 1, y cuyo funcionamiento se describe a continuación.

El captador de posición 11 libera una señal representativa del desplazamiento ε de la parte móvil 3. Esta señal es digitalizada a través del convertidor analógico digital 12 y después es comunicada al módulo de cálculo de las correcciones 21, el cual utiliza en tiempo real las informaciones suministradas por el captador de posición 11. Las correcciones son suministradas a los módulos de ajuste 14 y 15. El transductor ultrasonoro 2 es un transductor clásico que comprende una pluralidad de elementos 16 que pueden emitir y recibir ultrasonidos. Se denomina δ el paso entre

ES 2 363 916 T3

cada elemento 16, es decir la distancia que separa dos elementos consecutivos. Por otra parte, se denomina F el punto focal situado en la línea formada por el transductor 2. Se denomina $d(i,F)$ la distancia entre el punto focal F y un elemento i del transductor 2 y d_0 la distancia mayor entre un elemento 16 de la abertura utilizada y el punto focal F. V_s es la velocidad de los ultrasonidos que se propagan en el cuerpo.

Según las notaciones que siguen, los retardos en la emisión R_e y los retardos en la recepción R_r de un elemento i inmóvil y para la construcción de una línea numerada c se calculan de la forma siguiente:

$$R_e(c, i) = \frac{d_0 - d(i, F)}{V_s}$$

$$R_r(c, i) = \frac{d(i, F)}{V_s}$$

Para un elemento i desfasado una distancia ε con respecto a la posición en la que está alineado con los elementos 16 de la parte fija los retardos corregidos se calculan de la forma siguiente:

$$R_e(c, i) = \frac{d_0 - \sqrt{[F - \varepsilon]^2 + [(i - c)\delta]^2}}{V_s}$$

$$R_r(c, i) = \frac{\sqrt{[F - \varepsilon]^2 + [(i - c)\delta]^2}}{V_s}$$

Las correcciones con respecto a los retardos aplicados cuando el desplazamiento ε es nulo se expresan de la forma siguiente cuando el desplazamiento ε es despreciable con respecto a la distancia focal:

$$\Delta R_e(c, i) = \frac{\varepsilon}{V_s} \left(1 + \frac{[(i - c)\delta]^2}{F^2} \right)^{-1/2}$$

$$\Delta R_r(c, i) = -\Delta R_e(c, i)$$

El módulo de cálculo de la corrección 21 permite efectuar estos cálculos y suministrar los resultados a los módulos de ajuste en la emisión y en la recepción 14 y 15 como está representado en la figura 1. En el módulo de formación de vías 7 un sumador permite añadir las señales recibidas por la parte fija 4 y las recibidas por la parte móvil 3 con objeto de formar la imagen del órgano.

Los datos suministrados por el captador de posición 11 se utilizan en tiempo real a fin de formar el órgano en cualquier momento sin retraso importante de tratamiento.

Los módulos de ajuste 14 y 15 permiten también la adaptación de la ganancia en la emisión de las señales ultrasónicas emitidas por la parte móvil 3 en función de su posición, tal como está representado en la figura 1. En efecto, al no emitir la parte móvil 3 las señales desde el mismo lugar que la parte fija 4, es preciso adaptar la amplitud de las señales emitidas por la parte móvil 3 de forma que sea igual a la de las señales emitidas por la parte móvil 3 de forma que sea igual a la de las señales emitidas por la parte fija 4.

La medida de la elasticidad del órgano por medio del sistema 1 es conocida por sí misma y puede, por ejemplo, inspirarse en la solución propuesta por el documento FR-2.843.290.

REIVINDICACIONES

5 1. Transductor ultrasonoro destinado a la formación de la imagen de un órgano humano o animal que permite además la medida de la elasticidad de dicho órgano, estando dicho transductor **caracterizado** porque comprende al menos una parte móvil (3) dispuesta para inducir la propagación de una vibración de baja frecuencia hacia el órgano cuando la parte móvil (3) es accionada y ocasiona un choque en el cuerpo humano o animal, **caracterizado** porque el transductor (2) comprende además al menos una parte fija (4).

10 2. Transductor según la reivindicación 1, **caracterizado** porque comprende un medio de puesta en movimiento (8) de la parte móvil (3).

3. Transductor según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque la parte móvil (3) es desplazable en traslación.

15 4. Transductor según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque la parte móvil (3) es desplazable en rotación.

5. Transductor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque la parte móvil (3) tiene una superficie adaptada para limitar los efectos de difracción durante la propagación de la vibración de baja frecuencia y para que la parte móvil (3) pueda ser introducida en el espacio intercostal del cuerpo humano o animal.

20 6. Transductor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado** porque comprende una pluralidad de partes móviles (3) y una pluralidad de partes fijas (4).

25 7. Sistema de formación de imágenes de un órgano humano o animal que permite además la medida de la elasticidad de dicho órgano, **caracterizado** porque comprende un transductor (2) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, comprendiendo dicho sistema además un dispositivo de mando y de cálculo (5) dispuesto para dirigir la emisión y la recepción de ultrasonidos y el desplazamiento de la parte móvil (3), comprendiendo dicho dispositivo medios de generación y de tratamiento de los ultrasonidos emitidos y recibidos por el transductor (2) y del desplazamiento de la parte móvil con objeto de formar la imagen del órgano.

30 8. Sistema según la reivindicación 7, **caracterizado** porque comprende un captador de posición (11) de la parte móvil (3).

35 9. Sistema según la reivindicación 8, **caracterizado** porque el captador de posición (11) es un captador de efecto Hall, comprendiendo el dispositivo de mando y de cálculo (5) un convertidor analógico digital (12) apto para digitalizar la señal suministrada por dicho captador.

40 10. Sistema según la reivindicación 8 ó 9, **caracterizado** porque los medios de generación y de tratamiento comprenden módulos de ajuste de los retardos (14, 15) en la emisión y en la recepción de las señales ultrasonoras emitidas y recibidas por la parte móvil (3) cuando dicha parte se desplaza con el fin de hacer concordar estas señales con las señales emitidas y recibidas por la parte fija (4), utilizando dichos módulos en tiempo real las informaciones suministradas por el captador de posición (11) por medio de un módulo de cálculo de las correcciones (21).

45 11. Sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10, **caracterizado** porque los medios de generación y de tratamiento comprenden módulos de ajuste de las ganancias (14, 15) en la emisión de las señales ultrasonoras emitidas por la parte móvil (3) cuando dicha parte se desplaza a fin de hacer concordar estas ganancias con las ganancias de señales ultrasonoras emitidas por la parte fija (4), utilizando dichos módulos en tiempo real a partir de las informaciones suministradas por el captador de posición (11) por medio de un módulo de cálculo de las correcciones (21).

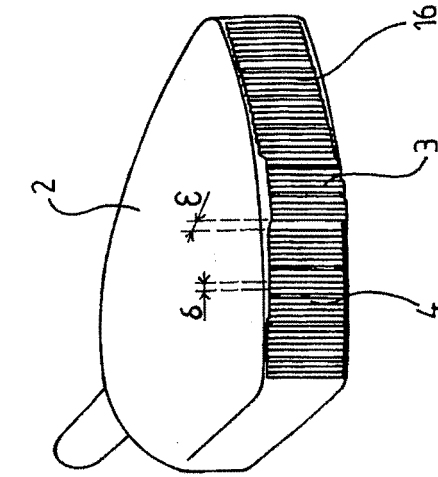


FIG. 2

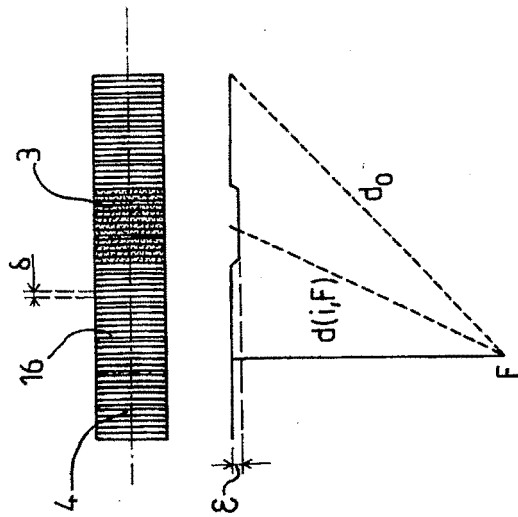


FIG. 3