

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 735**

51 Int. Cl.:
G01N 29/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **07788896 .4**
96 Fecha de presentación: **15.06.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **2181324**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **05.05.2010**

54 Título: **PROCEDIMIENTO DE MEDIDA DE PROPIEDADES VISCOELÁSTICAS DE TEJIDOS BIOLÓGICOS PONIENDO EN PRÁCTICA UN TRANSDUCTOR ULTRASÓNICO.**

30 Prioridad:
15.06.2006 FR 0605342

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.12.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.12.2011

73 Titular/es:
**ECHOSENS S.A.
153 AVENUE D'ITALIE
75013 PARIS, FR**

72 Inventor/es:
**SANDRIN, Laurent y
MIETTE, Véronique**

74 Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 370 735 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 de medida de propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos poniendo en práctica un transductor ultrasónico

5 La medición de propiedades viscoelásticas, denominadas en lo que sigue PV, de tejidos biológicos puede permitir el diagnóstico, el chequeo o el seguimiento de tratamientos, relativos, por ejemplo, a órganos tales como el hígado, la piel o los vasos sanguíneos.

10 Con el fin de efectuar una medición no invasiva que respete la integridad de un órgano considerado, es conocido utilizar un dispositivo que emite una onda de cizalladura de baja frecuencia a los tejidos biológicos de este órgano y después medir, por medio de adquisiciones ultrasónicas, la respuesta del tejido biológico a esta onda de cizalladura. Un procedimiento de este tipo está descrito, por ejemplo, en la solicitud de patente FR 2869521 registrada el 3 de mayo de 2004 a nombre de la sociedad Echosens Société Anonyme.

Se conoce un procedimiento de medición de las PV de tejidos biológicos que utiliza un dispositivo comprendido en una de las tres categorías descritas seguidamente:

15 - Una primera categoría de dispositivo presenta un transductor compuesto por un solo elemento que transforma ondas ultrasónicas reflejadas por los tejidos considerados en señales eléctricas. En este caso, dicho transductor pone en práctica un único haz electrónico, lo que no permite medir las PV de órganos heterogéneos.

La utilización de un dispositivo de este tipo está así limitada a una medición media de las PV para el conjunto de un órgano, no permitiendo tal medición media efectuar mediciones locales de PV con miras a detectar, por ejemplo, una patología localizada en este órgano.

20 - Una segunda categoría de dispositivo presenta un transductor que comprende una alineación de elementos que transforman ondas ultrasónicas reflejadas por los tejidos considerados en señales eléctricas.

En este caso, dicho transductor recibe solamente ondas ultrasónicas reflejadas relativas a un plano de dos dimensiones. Ahora bien, la obtención de las PV de un plano de tejido biológico necesita informaciones volúmicas en tres dimensiones, especialmente en elevación, es decir según una dirección ortogonal al plano considerado.

25 Debido a esto, la utilización de un dispositivo de este tipo no permite medir cuantitativamente las PV del tejido considerado. En otras palabras, un dispositivo de este tipo solamente facilita informaciones cualitativas locales que son sometidas a artefactos debido a la aproximación efectuada despreciando las variaciones de las informaciones de los tejidos generadas en elevación.

30 - Finalmente, una tercera categoría de dispositivo, descrita en la solicitud de patente FR 2869521 anteriormente citada, utiliza un transductor que comprende cuatro elementos circulares no alineados que transforman ondas ultrasónicas reflejadas por los tejidos considerados en señales eléctricas.

35 Este tipo de dispositivo pretende especialmente facilitar una medición cuantitativa de las PV de tejidos biológicos. Pero, éste presenta el inconveniente de utilizar elementos de dimensiones importantes que vienen impuestas estrictamente por las características del haz ultrasónico deseado. A título de ejemplo, en el hígado, con un transductor ultrasónico de frecuencia central 3,5 MHz, esto necesita elementos de diámetro 7 mm para poder efectuar una medición a profundidades comprendidas entre 20 mm y 80 mm.

La invención resuelve al menos uno de los problemas anteriormente indicados, facilitando un procedimiento de mediciones de las PV de un tejido biológico que permite hacer mediciones cuantitativas de PV locales al tiempo que tiene una resolución satisfactoria.

40 De hecho, la presente invención se refiere a un procedimiento de medición de PV de tejidos biológicos que pone en práctica un transductor ultrasónico provisto de elementos que transforman ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos biológicos en señales eléctricas, estando agrupados diferentes elementos para formar subaberturas tales que la adquisición de las señales eléctricas procedentes de los elementos de una misma subabertura se efectúa simultáneamente, estando interceptada cada una de estas subaberturas por un eje de propagación de ondas ultrasónicas en un centro acústico, caracterizado porque al menos un mismo elemento pertenece al menos a dos subaberturas diferentes y porque un centro acústico está rodeado por al menos otros tres centros acústicos no alineados.

45 Conviene observar que un eje de propagación de ondas ultrasónicas corresponde al eje en el cual la distribución de energía es máxima.

50 Un procedimiento de este tipo presenta numerosas ventajas. De hecho, la utilización de al menos un elemento común a diferentes subaberturas permite reducir la distancia entre los centros acústicos de las diferentes subaberturas sin reducir la superficie de emisión y de recepción de las ondas ultrasónicas, lo que permite efectuar mediciones de PV con una resolución incrementada.

Además, el hecho de que el centro acústico de una subabertura esté rodeado por al menos tres centros acústicos no alineados permite obtener datos volumétricos necesarios para estar en condiciones de calcular PV locales, como se detalla posteriormente.

5 Finalmente, la puesta en práctica conjunta de las dos disposiciones indicadas anteriormente permite utilizar un número reducido de elementos transformadores de ondas ultrasónicas en señales eléctricas al tiempo que tiene una resolución mejorada con respecto a la técnica anterior para efectuar mediciones locales de PV.

10 En consecuencia, el coste y la complejidad de un procedimiento de medición de PV de acuerdo con la invención son reducidos al tiempo que este procedimiento puede efectuar una medición local, incluso cuantitativa, de las PV de los tejidos de un órgano con una resolución suficiente para medir PV localizadas aptas para identificar, por ejemplo un tumor en un órgano.

En una realización, el procedimiento comprende la etapa de utilizar diferentes subaberturas simultáneamente, por ejemplo utilizando un mismo elemento en subaberturas utilizadas simultáneamente.

15 La utilización simultánea de subaberturas permite obtener una cadencia de adquisición de los datos ultrasónicos más rápida. En efecto, la utilización de al menos un elemento común a diferentes subaberturas es comparable a dos disparos simultáneos de este mismo elemento, lo que permite obtener una cadencia superior a lo que sería posible si las señales que provienen de cada subabertura fueran formadas secuencialmente.

La formación de vías para una subabertura dada corresponde a la suma – con o sin desplazamientos temporales (ley de retardo) – de las señales procedentes de los diferentes elementos que constituyen esta subabertura.

20 Esta suma puede ser realizada según varios métodos; a título de ejemplo, puede citarse la suma de las señales analógicas eléctricas procedentes de los diferentes elementos, la suma en un componente electrónico después de la digitalización, la suma mediante un software en un programa informático.

De hecho, el barrido electrónico secuencial de subaberturas es reemplazado por al menos una adquisición paralela, es decir simultánea, en estas subaberturas.

25 En una realización, el procedimiento comprende la etapa de arrastrar los tejidos en movimiento, pudiendo efectuarse esta puesta en movimiento de modo manual o automático.

En una realización, el procedimiento comprende la etapa de formar subaberturas de tal modo que los centros acústicos de estas subaberturas formen una rejilla que presente una malla triangular, por ejemplo equilátera.

De acuerdo con una realización, el procedimiento comprende la etapa de formar subaberturas de tal modo que una subabertura esté totalmente delimitada por la superficie de otras subaberturas.

30 En una realización el procedimiento comprende la etapa suplementaria de formar las subaberturas de tal modo que un centro acústico esté rodeado por otros seis centros acústicos equidistantes.

35 La invención se refiere igualmente a un dispositivo de medición de las PV de tejidos biológicos provisto de un transductor ultrasónico que comprende elementos que transforman ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos biológicos en señales eléctricas, caracterizado porque los elementos están situados a una distancia, medida entre sus centros, comprendida entre 0,5 mm y 5 mm, preferentemente entre 2 mm y 5 mm.

Una distancia de este tipo entre los elementos del transductor es obtenida gracias a la puesta en práctica de un procedimiento de acuerdo con una de las realizaciones anteriormente descritas. Por eso, un dispositivo de este tipo presenta la ventaja de permitir medir PV con una resolución satisfactoria a bajo coste habida cuenta del número reducido de elementos requeridos para la puesta en práctica de la invención.

40 De acuerdo con una realización, el dispositivo comprende medios para adquirir simultáneamente señales eléctricas recibidas por una pluralidad de elementos reagrupados en una subabertura y medios para efectuar la formación de vías de transmisión de señales eléctricas correspondientes a varias subaberturas simultáneas que presentan al menos un elemento común.

45 En una realización, el dispositivo comprende medios para que el centro de al menos una subabertura esté rodeado por al menos tres centros acústicos no alineados entre sí.

De acuerdo con una realización, el dispositivo comprende al menos 19 elementos hexagonales o al menos 24 elementos triangulares equiláteros.

En una realización, el dispositivo comprende elementos que tienen la forma de un polígono, por ejemplo un hexágono, un cuadrado, un rombo o un triángulo, o de un círculo.

50 La invención se refiere igualmente a una sonda provista de un dispositivo de acuerdo con una de las realizaciones precedentes así como a un sistema provisto de un dispositivo de acuerdo con una de las realizaciones precedentes,

comprendiendo este sistema, además, medios para efectuar un tratamiento por hipertermia por ultrasonidos o para arrastrar los tejidos en movimiento.

Finalmente, la invención se refiere a datos procedentes de un procedimiento, de un dispositivo, de una sonda o de un sistema de acuerdo con una de las realizaciones precedentes.

5 Otras características y ventajas de la invención se pondrán de manifiesto con la descripción de una realización de la invención realizada a continuación, a título ilustrativo y no limitativo, refiriéndose a las figuras adjuntas, en las cuales:

- la figura 1 es un esquema de un dispositivo que comprende un transductor de acuerdo con la invención,

- la figura 2 ilustra parámetros geométricos utilizados para medir las PV de un tejido biológico, y

- las figuras 3, 4 y 5 ilustran diferentes puestas en práctica de un procedimiento de acuerdo con la invención.

10 Un procedimiento de medición de las PV de tejidos biológicos de acuerdo con la invención pone en práctica una sonda 11 (véase la figura 1) provista de un transductor ultrasónico 10 que comprende elementos 12 que transforman ondas ultrasónicas reflejadas por tejidos biológicos en señales eléctricas 14.

15 Estas señales eléctricas 14 son representativas de la ecogeneidad de los tejidos con respecto a las ondas ultrasónicas, derivando el término ecogeneidad del término inglés « echogenicity ». Así, un tejido es denominado « hiperecógeno » cuando refleja intensamente las ondas ultrasónicas mientras que es denominado « hipoeecógeno » cuando refleja débilmente las ondas ultrasónicas.

Durante la puesta en práctica de un procedimiento de acuerdo con la invención, diferentes elementos 12 forman grupos denominados subaberturas tales que la adquisición de las señales 14 procedentes de los elementos 12 de una misma subabertura 16 se efectúa simultáneamente.

20 Así, durante esta adquisición, la superficie total de adquisición de la subabertura 16 es la suma de las superficies de los elementos 12.

25 En este estado, conviene observar que el transductor 10 puede ser utilizado igualmente para emitir ondas ultrasónicas destinadas a ser reflejadas por los tejidos biológicos correspondientes. En este caso, estos elementos 12 pueden estar agrupados en subaberturas de emisión mientras que diferentes subaberturas 16 pueden emitir simultáneamente.

Por otra parte, una subabertura 16 se caracteriza por un eje 15 a lo largo del cual se propaga el haz de ondas ultrasónicas emitidas o recibidas por esta subabertura 16, interceptando este eje 15 a la subabertura en un punto denominado centro acústico Ca. Por razones de claridad, en la figura 1 solo están representados un eje 15, una subabertura 16 y un centro Ca.

30 De acuerdo con la invención, durante la medición de las PV de un tejido biológico, el procedimiento utiliza diferentes subaberturas 16 de tal modo que al menos un mismo elemento 12 pertenece al menos a dos subaberturas 16 diferentes mientras que el centro acústico Ca de una subabertura 16 está rodeado por al menos otros tres centros acústicos no alineados.

35 La utilización de un elemento 12 común a diferentes subaberturas permite reducir la distancia entre los centros acústicos de las diferentes subaberturas y aumentar la resolución, esta última, que puede ser del orden del milímetro, se obtiene incluso cuando el procedimiento utiliza un número reducido y limitado de elementos típicamente inferior a treinta.

40 En este ejemplo, habida cuenta de la utilización de adquisiciones realizadas en paralelo en varias subaberturas 16 simultáneamente, la cadencia de adquisición de los datos ultrasónicos es muy rápida en comparación con la cadencia que se obtendría con un barrido electrónico secuencial clásico, es decir utilizando subaberturas puestas en práctica de manera sucesiva.

45 La cadencia así obtenida está limitada únicamente por los tiempos de propagación de las ondas ultrasónicas y por la duración de los ecos de repetición. Esta cadencia, típicamente del orden de 4 KHz, y comprendida de modo más general entre 100 Hz y 20 KHz, permite medir las deformaciones volúmicas generadas en los tejidos por la propagación de la onda de cizalladura a partir de una sola excitación de cizalladura.

En este estado, conviene observar que esta excitación de cizalladura puede ser efectuada con la ayuda de un vibrador externo al órgano, de una vibración orgánica generada por un órgano del cuerpo o por una vibración activada a distancia, por ejemplo utilizando el principio de la presión de radiación.

50 Habida cuenta la muy corta duración de propagación de la onda de cizalladura, del orden de un centenar de milisegundos, la adquisición de datos volúmicos y locales puede hacerse en órganos móviles, por ejemplo el hígado.

Un sistema 18 de medición de las PV que comprende la sonda 11 puede comprender medios 17 para adquirir simultáneamente señales recibidas por una pluralidad de elementos reagrupados en una pluralidad de subaberturas, durante la fase de recepción de las ondas ultrasónicas, y medios para efectuar la formación de vías correspondientes a varias subaberturas utilizadas simultáneamente.

5 Así, un dispositivo de este tipo permite poner un procedimiento de acuerdo con la invención con una cadencia elevada.

10 Por otra parte, el hecho de que el centro acústico Ca de una subabertura 16 esté rodeado por al menos tres centros acústicos no alineados permite obtener datos volúmicos necesarios para estar en condiciones de calcular parámetros viscoelásticos locales tales como el módulo de cizalladura, la viscosidad, el módulo de Young, el coeficiente de Poisson.

Considerando por ejemplo la elasticidad, o módulo de Young indicado por E, este cálculo puede efectuarse con la ayuda de las operaciones indicadas en la solicitud de patente FR 2869521 anteriormente citada. De hecho, la elasticidad E de un tejido puede ser calculada a partir de la ecuación siguiente:

$$E = 3\rho V_s^2$$

15 Donde ρ es la densidad del medio V_s representa la velocidad de propagación de la onda de cizalladura.

En la hipótesis de que el medio sea isótropo y lineal, la velocidad V_s de cizalladura verifica

$$V_s = \sqrt{\frac{\delta^2 u / \delta t^2}{\Delta u}}$$

Donde u es el desplazamiento, la deformación o la velocidad de deformación medida según una dirección dada y Δu es la Laplaciana de u.

20 La obtención de los parámetros de deformaciones según ejes 20 (véase la figura 2) situados en el centro y en los vértices de un plano hexagonal 22 permite calcular de manera exacta la Laplaciana del desplazamiento u mientras que, contrariamente a las técnicas elastográficas citadas anteriormente, no es necesaria ninguna hipótesis simplificadora en cuanto a la expresión de la Laplaciana, siendo tomada esta expresión en su integridad.

25 A título de ejemplo, la discretización de la Laplaciana de u en un punto i, centro del hexágono, puede escribirse en función de los valores de u en los vértices j del hexágono:

$$(\Delta u)^j = \frac{1}{\sqrt{3}a^2} \sum_{j=1}^6 \frac{2}{\sqrt{3}} (u^j - u^i) + \frac{1}{b^2} (u^z + u^{-z} - 2u^i)$$

Donde a y b representan las dimensiones laterales y u^z y u^{-z} son los valores de u en elevación con respecto al hexágono 22 considerado.

La velocidad de cizalladura puede ser obtenida a partir de la ecuación siguiente:

30

$$V_s = \sqrt{\frac{\frac{u^{i,t+} + u^{i,t-} + 2u^{i,t}}{T^2}}{\left[\frac{1}{\sqrt{3}a^2} \sum_{j=1}^6 \frac{2}{\sqrt{3}} (u^{j,t} - u^{i,t}) + \frac{1}{b^2} (u^{z+,t} + u^{z-,t} - 2u^{i,t}) \right]}}, \forall t \in [t_{\min}, t_{\max}]$$

Donde t_{\min} y t_{\max} delimitan el período de medición.

Se pone de manifiesto así que la resolución mínima de un dispositivo depende de la distancia entre los centros acústicos de las subaberturas, siendo la resolución tanto más elevada cuanto menor es esta distancia.

35 Típicamente, esta distancia es inferior a 3 mm, más generalmente comprendida entre 1 mm y 3 mm, con un dispositivo transductor propuesto en esta solicitud, lo que facilita una resolución satisfactoria de 1 mm.

Un ejemplo de realización de la invención es detallado en lo que sigue con la ayuda de la figura 3 que representa diferentes subaberturas 36, y su centro Ca asociado, formadas por elementos 32 de un transductor 30, estando ilustradas estas diferentes subaberturas 36 en diferentes esquemas del mismo transductor 30 por razones de claridad.

- 5 Se observa así que, durante la adquisición de las señales ultrasónicas, los centros acústicos Ca de estas diferentes subaberturas 36 pueden formar una rejilla que presenta una malla 22 triangular, por ejemplo equilateral.

Una malla triangular de este tipo presenta el interés de limitar la distancia entre centros acústicos Ca a la distancia del lado del triángulo formado por cada elemento 32. En esta realización, dicha distancia es de 3 mm con elementos que funcionan a una frecuencia central de 3 MHz.

- 10 En este caso, se pone de manifiesto que las subaberturas 36 tienen una forma hexagonal cuyos lados tiene una longitud de 3 mm.

Este transductor 30 permite una medición de las PV a profundidades comprendidas entre 10 mm y 90 mm, siendo medida esta profundidad a partir de la superficie del transductor.

- 15 Cuando una subabertura 36 está totalmente rodeada o delimitada por una pluralidad de otras subaberturas 36, utilizadas simultáneamente, se incrementa la cantidad de datos relativos al volumen considerado de tal modo que mejora la precisión del cálculo de las PV.

En este ejemplo, un centro acústico Ca_{central} puede estar rodeado por seis centros acústicos Ca equidistantes.

La equidistancia de los centros acústicos Ca simplifica el cálculo de las PV introduciendo una simetría en la discretización de la ecuación de propagación de las ondas elásticas.

- 20 El transductor 30 ilustrado comprende 24 elementos triangulares equilaterales 32 y siete subaberturas 36 constituidas por seis elementos 32 mientras que una subabertura 36 comprende el conjunto de los elementos 32.

Una sonda equipada con un transductor ultrasónico de este tipo permite efectuar mediciones de las PV con una profundidad que depende de la frecuencia central del citado transductor.

- 25 La puesta en práctica de un procedimiento de acuerdo con la invención, tal como el descrito anteriormente, puede efectuarse con la ayuda de un dispositivo de medición de las PV de tejidos biológicos provisto de un transductor ultrasónico que comprende elementos cuyos centros están situados a una distancia reducida, por ejemplo comprendida entre 0,1 mm y 5 mm y preferentemente entre 2 mm y 5 mm.

Además, dos subaberturas utilizadas simultáneamente pueden comprender al menos un elemento común con el fin de aumentar la cadencia de adquisición de los datos y la coherencia temporal de los datos obtenidos al tiempo que se reduce la distancia entre los centros acústicos de las subaberturas que presentan el elemento común.

- 30 Para permitir un análisis volumétrico, el centro acústico Ca de al menos una subabertura debe estar preferentemente rodeado por al menos tres centros acústicos, no alineados entre sí, correspondientes a subaberturas utilizadas simultáneamente.

- 35 En un segundo ejemplo tal como el descrito en la figura 4, el transductor 40 comprende al menos 19 elementos hexagonales 42. En este caso, se pueden utilizar subaberturas constituidas por siete elementos tales como la subabertura 46 representada.

En este ejemplo, los elementos hexagonales 42 tienen una altura H de dos milímetros y son utilizados con una frecuencia central de 3,5 MHz. En este caso, la resolución obtenida es del orden del milímetro, siendo definida esta resolución como la dimensión del más pequeño volumen tisular medido.

- 40 En un tercer ejemplo (véase la figura 5) los elementos 52 tienen formas variables que no obstante permiten formar subaberturas 56 de idéntica geometría, a saber hexagonal.

De hecho, la presente invención es susceptible de numerosas variantes. Ésta puede ser implementada con elementos de diferentes formas tales como: polígono (por ejemplo hexagonal, cuadrado o rombo, triángulo) o circular, o por combinaciones de elementos de diferentes formas.

- 45 Por otra parte, un dispositivo de acuerdo con la invención puede estar acoplado o integrado en un sistema de mayor dimensión.

Por ejemplo, un sistema que comprenda un transductor que efectúa un tratamiento por hipertermia con la ayuda de ultrasonidos.

De acuerdo con otro ejemplo, un sistema que comprenda medios para arrastrar los tejidos en movimiento tales como un transductor ultrasónico que pone en práctica la presión de radiación, derivando el término del inglés « remote palpation » o « acoustic radiation force ».

- 5 En un último ejemplo, un sistema que comprenda medios para arrastrar los tejidos en movimiento poniendo en práctica un vibrador electromecánico.

Independientemente de la naturaleza de los medios puestos en práctica para arrastrar los tejidos en movimientos, se efectúa una sincronización entre estos medios y la adquisición de los datos ultrasónicos, pudiendo comprender esta adquisición el almacenamiento de datos digitales obtenidos a partir de las señales eléctricas procedentes del transductor y/o el tratamiento de los citados datos.

- 10 Conviene observar que los transductores anteriormente mencionados son transductores ultrasónicos, es decir que efectúan la conversión de una energía eléctrica, respectivamente ultrasónica, en una energía ultrasónica, respectivamente eléctrica.

Finalmente, la invención es susceptible de ser puesta en práctica de acuerdo con diferentes variantes.

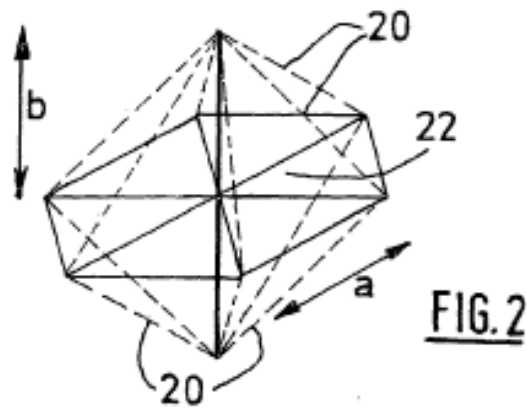
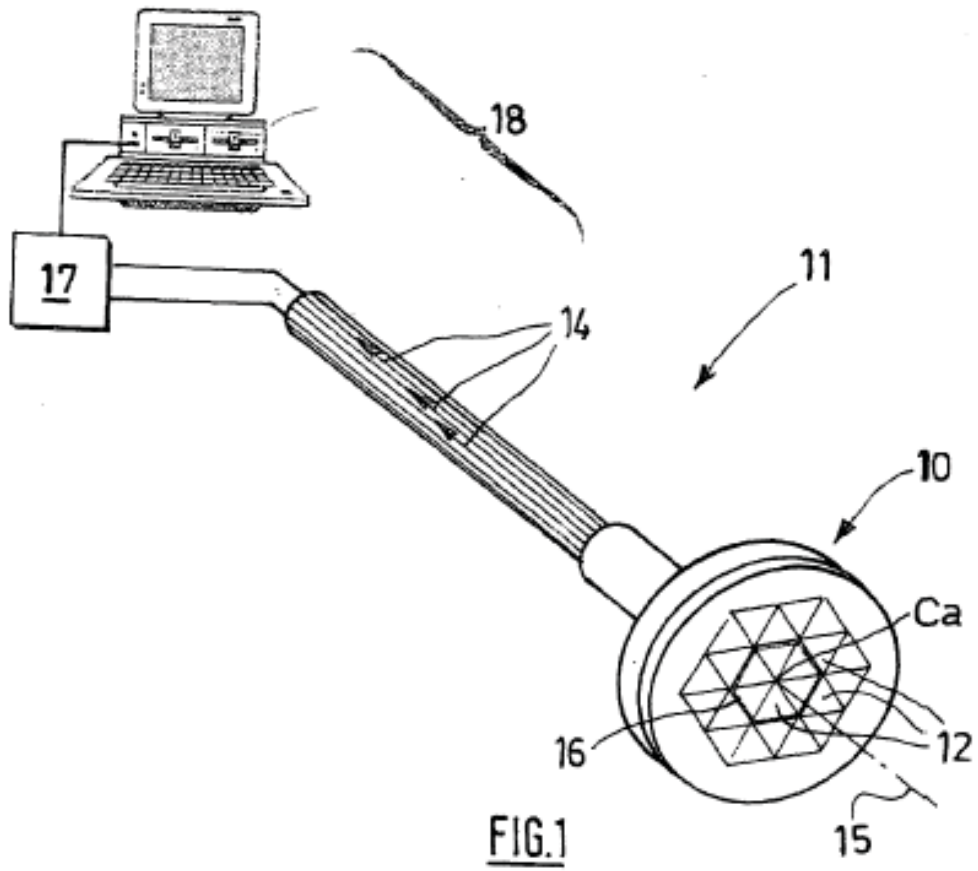
- 15 En una primera variante, se repite el motivo formado por los elementos de un transductor de acuerdo con la invención, por ejemplo tal como el descrito en las figuras 3, 4, 5 o 6. Una repetición de este tipo puede efectuarse en una o varias direcciones distintas.

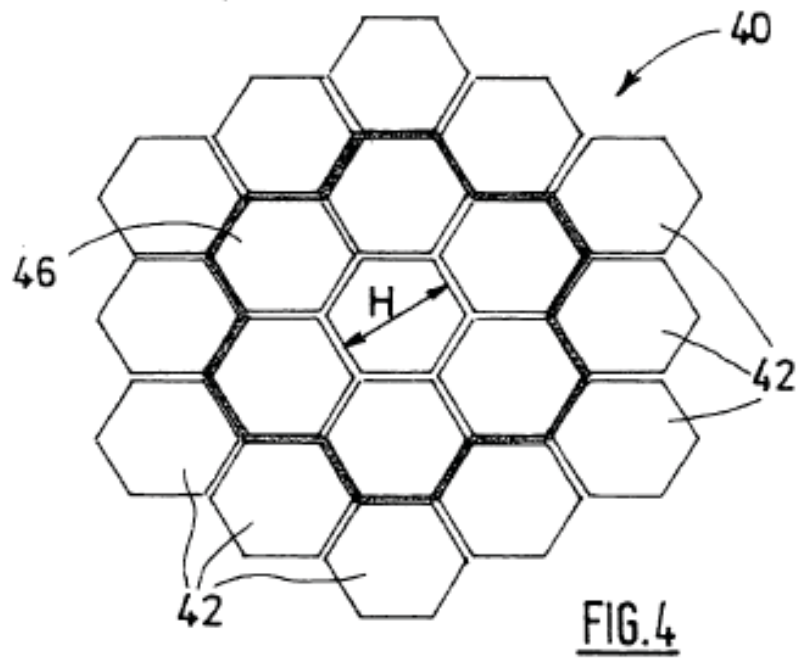
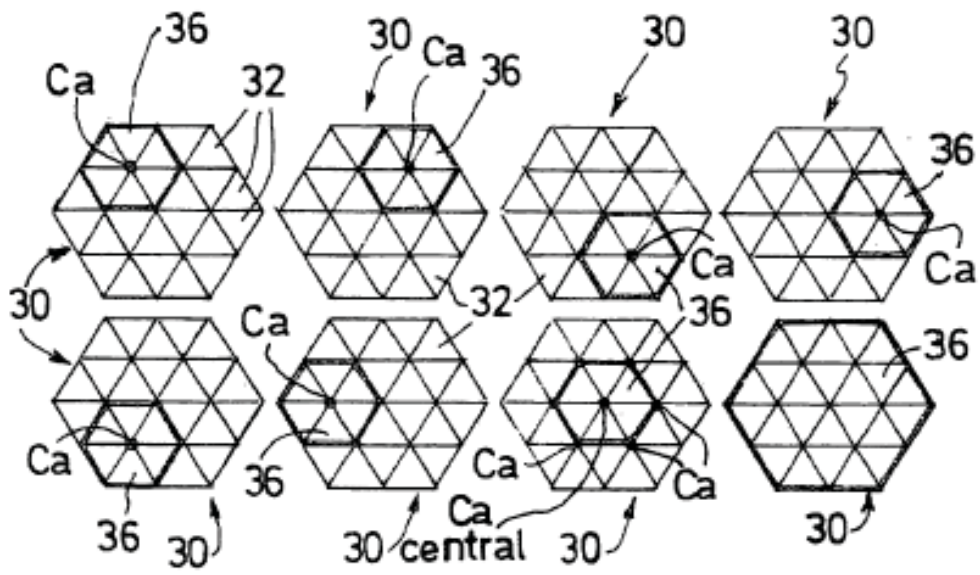
En otra variante, se completa un primer motivo de acuerdo con la invención por elementos que forman, por ejemplo, un segundo motivo.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Procedimiento de medición de propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos que pone en práctica un transductor ultrasónico (10, 30, 40, 50) provisto de elementos (12, 32, 42, 52) que transforman ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos biológicos en señales eléctricas (14), estando agrupados diferentes elementos (12, 32, 42, 52) para formar subaberturas (16, 36, 46, 56) tales que la adquisición de las señales (14) eléctricas procedentes de los elementos (12, 32, 42, 52) de una misma subabertura (16, 36, 46, 56) se efectúa simultáneamente, estando interceptadas cada una de estas subaberturas (16, 36, 46, 56) por un eje (15) de propagación de ondas ultrasónicas en un centro acústico (Ca), caracterizado porque al menos un mismo elemento (12, 32, 42, 52) pertenece al menos a dos subaberturas (16, 36, 46, 56) diferentes y porque un centro acústico (Ca_{central}) está rodeado por al menos otros tres centros acústicos (Ca) no alineados.
- 10 2. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 que comprende la etapa de utilizar diferentes subaberturas (16, 36, 46, 56) simultáneamente.
3. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2 que comprende la etapa de utilizar un mismo elemento (12, 32, 42, 52) en subaberturas utilizadas simultáneamente.
- 15 4. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes que comprende la etapa de arrastrar los tejidos en movimiento.
5. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes que comprende la etapa de formar subaberturas (16) de tal modo que los centros acústicos (Ca) de estas subaberturas (16) forman una rejilla que presenta una malla triangular, por ejemplo equilateral.
- 20 6. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes que comprende la etapa de formar subaberturas (16) de tal modo que una subabertura (16) está delimitada totalmente por la superficie de otras subaberturas.
7. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes que comprende la etapa de formar las subaberturas de tal modo que un centro acústico está rodeado por seis centros acústicos equidistantes.
- 25 8. Dispositivo que comprende medios para medir propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos que pone en práctica un transductor ultrasónico (10, 30, 40, 50) provisto de elementos (12, 32, 42, 52) que transforman ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos biológicos en señales eléctricas (14), estando agrupados diferentes elementos (12, 32, 42, 52) para formar subaberturas (16, 36, 46, 56) tales que la adquisición de las señales (14) eléctricas procedentes de los elementos (12, 32, 42, 52) de una misma subabertura (16, 36, 46, 56) se efectúa simultáneamente, estando interceptadas cada una de estas subaberturas (16, 36, 46, 56) por un eje (15) de propagación de ondas ultrasónicas en un centro acústico (Ca), caracterizado porque comprende medios para que al menos un mismo elemento (12, 32, 42, 52) pertenezca al menos a dos subaberturas (16, 36, 46, 56) diferentes y porque un centro acústico (Ca_{central}) esté rodeado por al menos otros tres centros acústicos (Ca) no alineados.
- 30 9. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 8 que comprende medios para adquirir simultáneamente señales eléctricas recibidas por una pluralidad de elementos reagrupados en una subabertura y medios para efectuar la formación de vías correspondientes a varias subaberturas simultáneas que presentan al menos un elemento común.
- 35 10. Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones 8 o 9 que comprende al menos 19 elementos hexagonales o al menos 24 elementos triangulares equilaterales.
- 40 11. Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones 8 a 10 que comprende elementos que tienen la forma de un polígono, por ejemplo un hexágono, un cuadrado, un rombo o un triángulo, o de un círculo.
12. Sonda (11) provista de un dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones 8 a 11
13. Sistema provisto de un dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones 8 a 11, comprendiendo este sistema además medios para efectuar un tratamiento por hipertermina por ultrasonidos o para arrastrar los tejidos en movimiento.

45





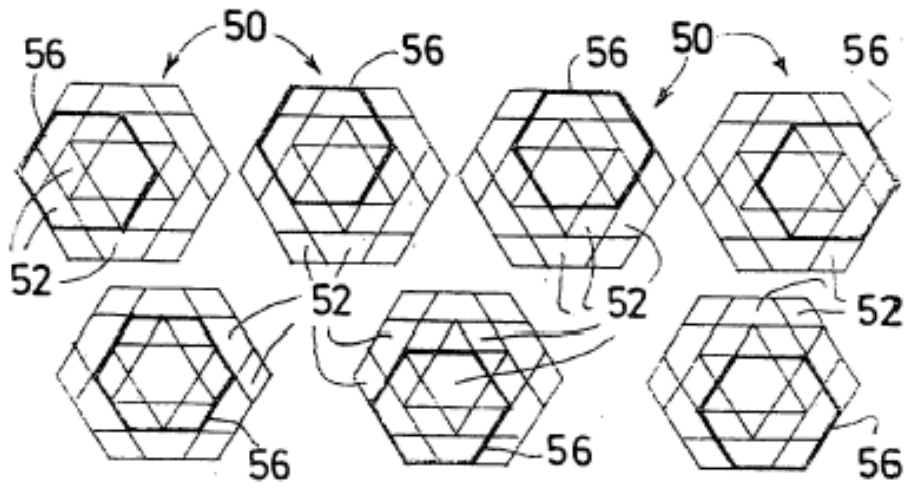


FIG.5