

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 545 387**

51 Int. Cl.:

A61B 8/08 (2006.01)

G01S 7/52 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.03.2008 E 08787823 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.05.2015 EP 2129296**

54 Título: **Dispositivo para medir propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos y procedimiento que utiliza este dispositivo**

30 Prioridad:

21.03.2007 FR 0702050

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

10.09.2015

73 Titular/es:

**ECHOSENS (100.0%)
153 AVENUE D'ITALIE
75013 PARIS, FR**

72 Inventor/es:

**SANDRIN, LAURENT y
YON, SYLVAIN**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 545 387 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

Dispositivo para medir propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos y procedimiento que utiliza este dispositivo

El invento se refiere a un dispositivo que mide propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos y a un procedimiento que utiliza este dispositivo.

- 5 La elastografía efectúa una medición no invasiva de propiedades viscoelásticas, denominadas PV en lo que sigue, de tejidos biológicos a fin de permitir el diagnóstico, la detección o el seguimiento de tratamientos relativos a, por ejemplo, órganos tales como el hígado, la piel o vasos sanguíneos.

Tal procedimiento está descrito, por ejemplo, en la solicitud de patente FR 2869521, depositada el 3 de mayo de 2004 a nombre de la sociedad Echosens Société Anonyme (Sociedad Anónima).

- 10 Con referencia a la fig. 1, el funcionamiento de un dispositivo 10 que pone en práctica este procedimiento puede realizarse en tres etapas:

- Una primera etapa en el curso de la cual el dispositivo 10 adquiere y memoriza datos ultrasónicos en una memoria,

- 15 Para ello, son efectuadas emisiones de ondas ultrasónicas en los tejidos observados por medio de uno o de varios transductores.

La emisión de cada onda ultrasónica, denominada disparo en lo que sigue, engendra ondas ultrasónicas reflejadas a medida que la onda ultrasónica emitida se propaga en tejidos biológicos que comprenden partículas difusoras.

Datos relativos a las ondas ultrasónicas reflejadas pueden ser recogidos por el dispositivo 10, formando los datos de ondas ultrasónicas reflejadas durante un disparo i una línea ultrasónica L_i memorizada en una memoria dedicada M_i .

- 20 El conjunto de n líneas ultrasónicas $L_1, L_2, L_3, L_4, L_5, \dots, L_n$ propias de una medida de PV que comprende una secuencia de disparos $T_1, T_2, T_3, T_4, T_5, \dots, T_n$ es denominada una adquisición 1A memorizada con ayuda de las memorias $M_1, M_2, M_3, M_4, M_5, \dots, M_n$.

- Una segunda etapa 2 en el curso de la cual la adquisición 1A es transferida hacia un primer calculador 5. Tal transferencia permite tratar la adquisición 1A con ayuda de componentes dedicados a los cálculos descritos

- 25 ulteriormente.

- Una tercera etapa 3 de transferencia de los resultados de los cálculos de tratamiento para desembocar en los valores E de PV de los tejidos biológicos observados.

- 30 Para obtener estos valores E, el dispositivo 10 debe efectuar una serie 4 de cálculos intermedios orientados a obtener una tabla 1D de desplazamientos de los tejidos observados en función de su distancia frente a un transductor que efectúa la emisión - estando animado el transductor de un movimiento de baja frecuencia inferior a 500 Hz - y/o la recepción de ondas ultrasónicas. Esta distancia es igualmente denominada « profundidad » en lo que sigue.

Para ello, el primer calculador 5 determina una tabla 1B de parámetros de desplazamientos relativos del transductor con relación a los tejidos observados.

- 35 Luego un calculador 6 utiliza esta tabla 1B de parámetros de desplazamientos relativos para corregir la adquisición 1A y obtener una adquisición corregida 1C compensada de los desplazamientos relativos del transductor.

Finalmente, un calculador 7 determina, sobre la base de la adquisición corregida 1C, la tabla 1D de los desplazamientos de tejidos propios de los tejidos observados. Este desplazamiento de los tejidos es denominado en lo que sigue desplazamiento intrínseco.

- 40 Esta operación puede ser efectuada por una técnica llamada de auto-correlación, de interrelación o más generalmente cualquier técnica de estimación de desplazamiento a partir de señales ultrasónicas.

ii) A partir de esta tabla 1D de desplazamientos intrínsecos, puede determinarse una medida E de PV de los tejidos observados por un calculador 8.

- 45 El invento resulta de la constatación de que tal dispositivo 10 presenta inconvenientes. En particular, este dispositivo requiere numerosas memorias M_i , de tamaño relativamente importante, para memorizar una adquisición 1A, una tabla 1B de parámetros de desplazamientos relativos, una adquisición corregida 1C y/o una tabla 1D de desplazamientos intrínsecos.

Ahora bien, el coste y el tamaño de estas memorias son elevados, en particular por el hecho de que requieren medios para tratar caudales elevados de datos - varios Mo/s . Así, el coste y el volumen de un dispositivo 10

- 50 equipado con estas memorias son incrementados proporcionalmente.

Además, numerosas transferencias de datos deben ser gestionadas hacia/en el dispositivo 10. Por este hecho, el dispositivo 10 comprende numerosos medios de transferencias de datos que aumentan de nuevo su coste y su volumen.

5 Por otra parte, estos cálculos y estas transferencias imponen un retardo importante entre la emisión de una secuencia de disparos ultrasónicos y la obtención de una medida de la PV asociada.

Por ejemplo, la memorización de una adquisición 1A requiere típicamente una duración del orden de 100 ms para una profundidad máxima del orden de 100 mm en elastografía pulsatoria de una dimensión.

Además, la duración necesaria para transferir datos y efectuar los diferentes cálculos requeridos en el seno del dispositivo 10 alcanza varios segundos considerando un solo eje de profundidad.

10 Finalmente, los datos a transferir son agrupados y presentan típicamente volúmenes de varios megaoctetos. Una transferencia rápida de estos grupos de datos requiere el empleo de uniones de alto caudal cuyo coste es importante mientras que el empleo de uniones de caudal inferior aumenta los retardos de transferencias en varios segundos. Típicamente, la transferencia 2 de una adquisición 1A cuyo tamaño es de 4 megaoctetos necesita 3,4 segundos con una unión de 10 Mbps.

15 El invento pretende resolver al menos uno de los problemas indicados precedentemente. Es por ello por lo que, se refiere a un dispositivo destinado a medir la PV de tejidos biológicos gracias a un tratamiento de ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos cuando son recorridos por una onda de cizallamiento, comprendiendo este dispositivo medios para:

20 - Formar una adquisición con líneas ultrasónicas tales que cada línea ultrasónica comprende datos relativos a las ondas ultrasónicas generadas por reflexión de un mismo disparo, y

25 - Determinar un parámetro relativo al desplazamiento de un transductor ultrasónico con relación a los tejidos, estando este dispositivo caracterizado porque comprende medios para tratar primeras líneas ultrasónicas de la adquisición, con ayuda del parámetro relativo, antes de la adquisición de segundas líneas ultrasónicas de esta misma adquisición, a fin de determinar el desplazamiento intrínseco de los tejidos biológicos a partir de estas primeras líneas.

Gracias a tal dispositivo, es posible realizar el tratamiento de las líneas ultrasónicas en el curso de una adquisición, es decir a medida que se produce la formación de las líneas de una misma adquisición.

30 Así, el retardo de tratamiento de la adquisición es fuertemente reducido pues un dispositivo conforme al invento puede comenzar el tratamiento de líneas de una adquisición una vez que se han formado las primeras líneas de esta adquisición.

Como recordatorio, el tratamiento de una adquisición comienza, según la técnica anterior, cuando la última línea de esta adquisición es formada.

35 Gracias al invento, numerosas líneas de una adquisición han sido tratadas antes de que la última línea de esta adquisición esté formada. Se reduce así considerablemente el tiempo necesario para obtener una medida del desplazamiento intrínseco de los tejidos observados.

De una manera general, considerando $\Delta(\text{cal})$ el tiempo de tratamiento de dos líneas y n el número de líneas de una adquisición, la técnica anterior efectúa un tratamiento de la adquisición que desemboca cuanto antes después de un retardo superior a $(n-1)*\Delta(\text{cal})$ a contar desde el final de la adquisición, suponiendo nulos los tiempos de transferencias de los datos.

40 En condiciones análogas, un dispositivo conforme al invento puede finalizar el tratamiento de una adquisición después de un retardo del orden de $\Delta(\text{cal})$ a contar desde el final de la adquisición.

Un dispositivo conforme al invento presenta igualmente la ventaja de reducir considerablemente el número de memorias y de transferencias de datos necesarios para el tratamiento de las líneas.

45 En efecto, una memoria de tamaño limitado puede ser empleada para almacenar un número reducido de líneas ya que sólo las líneas en curso de tratamiento y/o de adquisición deben ser memorizadas.

De hecho, el almacenamiento de las líneas ya tratadas no es necesario y la memoria asignada a tales líneas ya tratadas puede ser liberada y asignada a otras líneas.

En una realización, el dispositivo comprende medios para calcular el desplazamiento intrínseco en un instante y a una profundidad dados.

50 Según una realización, el dispositivo comprende medios para determinar diferentes desplazamientos intrínsecos de manera que forme al menos una tabla cronológica con estos desplazamientos intrínsecos, siendo cada columna de

la tabla función de la profundidad a la que son medidos desplazamientos intrínsecos.

En una realización, el dispositivo comprende medios para que el tiempo de cálculo de un desplazamiento intrínseco sea inferior al tiempo que separa dos disparos ultrasónicos sucesivos.

5 Según una realización, el dispositivo comprende medios para que la memoria asignada a una primera línea ultrasónica sea habilitada, después de su tratamiento, para memorizar una línea ultrasónica ulterior.

En una realización, el dispositivo comprende medios para que sólo dos líneas correspondientes a un cálculo de desplazamiento intrínseco en curso, así como una línea (L_{n+2}) en curso de adquisición, sean memorizadas por el dispositivo.

10 Según una realización, el mismo calculador efectúa de manera simultánea operaciones ligadas a una formación de línea ultrasónica y a un cálculo de desplazamiento intrínseco.

En una realización, el dispositivo comprende medios para que las líneas ultrasónicas tratadas provengan de un único elemento emisor/receptor.

Según una realización, el dispositivo comprende medios para que líneas ultrasónicas sean formadas gracias a una focalización electrónica con al menos un transductor que comprende varios elementos.

15 En una realización, el dispositivo comprende medios para calcular un desplazamiento relativo del transductor con relación a los tejidos observados con ayuda de al menos:

- una medida física externa, tal como la posición de dicho transductor con relación a un sistema de referencia dado,
- una conformación de una medida biofísica, tal como una señal obtenida a partir de un ritmo cardiaco o respiratorio,

20 - un cálculo efectuado a partir de los datos ultrasónicos.

En una realización, el dispositivo comprende medios para que el desplazamiento intrínseco represente o derive de al menos uno de los siguientes elementos: una medida de desplazamiento, una velocidad, una velocidad de deformación, una medida de deformación.

25 Según una realización, el dispositivo comprende medios para tratar en paralelo diferentes adquisiciones realizadas sobre diferentes ejes geométricos.

En una realización, el dispositivo comprende medios para efectuar mediciones de manera continua.

El presente invento se refiere igualmente a un procedimiento que pone en práctica un dispositivo conforme a una de las realizaciones precedentes.

30 El invento se refiere igualmente a una sonda dedicada a la medición de PV de tejidos biológicos por elastografía, caracterizado porque comprende un dispositivo conforme a una de las realizaciones precedentes.

Otras características y ventajas del invento aparecerán a la luz de la descripción de una realización del invento efectuada a continuación, a título ilustrativo y no limitativa, haciendo referencia a las figuras adjuntas en las que:

La fig. 1, ya descrita, es un esquema funcional de un dispositivo conocido de medición de PV, y

La fig. 2 representa diferentes retardos empleados en el curso de una adquisición,

35 La fig. 3 es un esquema funcional de un dispositivo de medición de PV conforme al invento,

Las figs. 4a y 4b son esquemas funcionales de un dispositivo de medición de PV conforme a una segunda realización del invento, y

La fig. 5 es un esquema electrónico de un dispositivo de medición de PV según el invento.

40 Un dispositivo conforme al invento mide PV de los tejidos biológicos por elastografía, a saber gracias al tratamiento de ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos cuando son recorridos por una onda de cizallamiento.

Con referencia a la fig. 2, tal dispositivo utilizar disparos $T_1, T_2, T_3, \dots, T_n$ de ondas ultrasónicas cuya frecuencia está típicamente comprendida entre 1 y 10 MHz, y más generalmente entre 0,1 y 40 MHz.

Estos libros son efectuados respetando un retardo $\Delta(\text{disparo})$ entre cada disparo comprendido entre 0,1 ms y 2 ms, más generalmente entre 0,05 ms y 10 ms.

45 A continuación de cada disparo, datos relativos a las ondas reflejadas por un disparo $T_1, T_2, T_3, \dots, T_n$ sirven para

formar líneas L1, L2, L3, ...Ln de duración $\Delta(\text{línea})$ comprendida entre 50 y 100 μs , y más generalmente entre 5 y 1000 μs .

5 Conviene igualmente observar que la medición de PV de un medio se efectúa a partir de la medición de un parámetro relativo a la propagación de ondas elásticas de cizallamiento - como la velocidad o la viscosidad de cizallamiento - cuya velocidad está típicamente comprendida entre 1 y 10 m/s, más generalmente entre 0,1 y 20 m/s.

A título de ejemplo la PV medida puede ser el módulo de cizallamiento, indicado con μ , obtenido a partir de la medición de la velocidad de cizallamiento indicada con V_s utilizando la ecuación siguiente:

$$\mu = \rho V_s^2$$

donde ρ es la densidad del medio estudiado.

10 Estas ondas de cizallamiento son engendradas por cualquier medio tal como un transductor electrodinámico situado en la superficie de los tejidos, un transductor ultrasónico utilizado para desplazar los tejidos a distancia por presión de radiación o los movimientos internos a los tejidos a una actividad biofísica como cardíaca o respiratoria.

15 En una primera variante del invento, se considera un dispositivo conforme al invento que comprende medios de cálculo y de transferencia tales que pueden determinar, a partir de una adquisición parcial que comprende dos líneas L1 y L2 sucesivamente formadas:

- un parámetro relativo al desplazamiento del transductor con relación a los tejidos observados,
- una adquisición parcial corregida, y
- un desplazamiento intrínseco,

20 en el curso de un período de cálculos $\Delta(\text{cal1})$ inferior al retardo $\Delta(\text{disparo})$ entre dos disparos sucesivos disminuido por el tiempo $\Delta(\text{línea})$ necesario para la formación de una línea.

En esta situación, representada en trazos en la fig. 2, un dispositivo conforme al invento puede tratar las líneas con ayuda de dos memorias M1 y M2 tales que cada memoria está dedicada a la formación de una única línea.

Repitiendo estas operaciones, un dispositivo conforme al invento dispone de desplazamientos intrínsecos de dos primeras líneas cuando son formadas unas segundas líneas.

25 De hecho, el contenido de la memoria L1 puede ser reemplazado por los datos propios de una nueva línea L3 ulteriormente formada con relación a las líneas L1 y L2 tratadas. Así, se puede determinar para las líneas L2 y L3, de manera análoga a las líneas L1 y L2:

- un segundo parámetro relativo al desplazamiento,
- una segunda adquisición parcial corregida, y
- 30 - un segundo desplazamiento intrínseco.

Como ya se ha indicado, tal operación permite una ganancia de tiempo importante y requiere medios reducidos de tratamiento y de transferencias de los datos ya que las líneas son tratadas a medida de su formación.

35 Una segunda variante del invento puede ser en particular puesta en práctica cuando, como se ha representado en trazo continuo en la fig. 2, el tiempo de cálculo $\Delta(\text{cal2})$ es superior al retardo $\Delta(\text{disparo})$ de disparo disminuido en el tiempo $\Delta(\text{línea})$ de formación de una línea.

En este caso, un dispositivo conforme al invento puede funcionar con tres memorias M1, M2 y M3 almacenando en una memoria una línea en formación mientras que otras dos memorias almacenan dos líneas ya formadas y el curso de tratamiento.

40 Más precisamente, tal dispositivo 30 - fig. 3 - comprende medios para utilizar una adquisición 3a parcial con líneas L1, L2 y L3 de datos ultrasónicos.

Conviene observar que esta adquisición 3a parcial utiliza una memoria de tamaño reducido con relación a la memoria requerida para la adquisición 1A según la técnica anterior.

45 De hecho y conforme al invento, son tratadas primeras líneas ultrasónicas L1 y L2, por medio de un parámetro 3b relativo al desplazamiento del transductor frente a tejidos, antes de la formación de segundas líneas de esta misma adquisición.

Para ello, el dispositivo 30 comprende un calculador 35 que trata una adquisición parcial 3a(L1) 3a(L2) limitada a estas primeras líneas L1 y L2 determinando el parámetro 3b relativo al desplazamiento entre el transductor

ultrasonico considerado - generalmente el transductor emisor/receptor de ondas ultrasónicas - y los tejidos observados.

5 Además, el dispositivo 30 comprende un calculador 36 que determina una adquisición parcial corregida $3c(L1)$ $3c(L2)$ que permite obtener, con ayuda de un calculado 37, el desplazamiento intrínseco $3d(L1)$ de los tejidos biológicos en un instante t y a una profundidad z .

Con ayuda del tratamiento sucesivo de líneas por un calculador 38, pueden obtenerse diferentes desplazamientos intrínsecos $3d(Li)$ de manera que formen progresivamente una tabla 3D análoga a la tabla 1D formada según la técnica anterior y representada en la fig. 1.

10 Más precisamente, cada columna de la tabla 3D contiene los desplazamientos intrínsecos medidos para un mismo disparo, y por tanto en un tiempo dado designado t , en función de la profundidad designada z a la que es medido este desplazamiento intrínseco 3D.

Sin embargo, el tiempo de cálculo necesario para obtener esta tabla es fuertemente reducido ya que es realizado a medida que se producen la formación y el tratamiento de las líneas.

15 Por otra parte, la memoria utilizada para almacenar informaciones relativas a una primera línea ultrasónica L_1 ya tratada puede ser habilitada.

En una realización, el mismo calculador 36 efectúa operaciones simultáneas ligadas a una memorización de las líneas ultrasónicas L_1 y L_2 y a un cálculo del desplazamiento intrínseco a partir de estas líneas.

A este efecto, este calculador recibe en paralelo los datos relativos a estas líneas L_1 y L_2 , siendo entonces determinado el parámetro $3b$ relativo al desplazamiento para estas últimas por el calculador 35.

20 Con referencia a las figs. 4a y 4b se ha descrito una segunda puesta en práctica de un procedimiento de tratamiento de líneas ultrasónicas conforme al invento.

Según este procedimiento, 5 memorias M_0 , M_1 , M_2 , M_3 y M_4 son empleadas para memorizar líneas de datos L_i relativos a una adquisición que comprende m líneas. Así, i varía entre 1 y m .

25 La fig. 4a ilustra la utilización de las memorias M_0 , M_1 , M_2 , M_3 y M_4 cuando la línea $L(n+4)$ está en curso de formación. En este estadio:

- la memoria M_0 es dedicada a la adquisición o formación de la línea $L(n+4)$.

- las memorias M_1 y M_2 son dedicadas respectivamente a las líneas L_n y L_{n+1} . Estas últimas están en curso de tratamiento para determinar un desplazamiento intrínseco $4d(L_n)$ por medio de una adquisición parcial corregida $4c(L_n)$ $4c(L_{n+1})$.

30 - las memorias M_3 y M_4 son dedicadas respectivamente a las líneas L_{n+2} y L_{n+3} que están en curso de tratamiento para determinar un parámetro $4b(L_{n+2})$ relativo al desplazamiento.

Conviene observar que, en este estadio de cálculo, el parámetro $4b(L_{n+1})$ relativo al desplazamiento ha sido calculado y memorizado durante etapas precedentes a partir de las líneas L_{n+1} y L_{n+2} .

35 La fig. 4b ilustra la utilización de estas mismas memorias M_0 , M_1 , M_2 , M_3 , M_4 cuando la línea $L(n+5)$ está en curso de formación. En este estadio, la línea L_n no es ya necesaria y puede ser borrada de tal manera que:

- la memoria M_1 es dedicada a la adquisición de la línea $L(n+5)$.

- las memorias M_2 y M_3 memorizan aún las líneas L_{n+1} y L_{n+2} que son utilizadas a partir de ahora para determinar un desplazamiento intrínseco $4d(L_{n+1})$ con ayuda del parámetro $4b(L_{n+1})$ de desplazamiento relativo previamente calculado y puestos en memoria para estas dos líneas.

40 - las memorias M_4 y M_0 son respectivamente dedicadas a las líneas L_{n+3} y L_{n+4} que son utilizadas a partir de ahora para determinar un parámetro $4b(L_{n+4})$ de desplazamiento relativo.

En este estadio del cálculo, el parámetro relativo al desplazamiento determinado a partir de las líneas L_{n+2} y L_{n+3} ha sido calculado en la etapa precedente y es memorizado.

45 En resumen, las memorias M_0 , M_1 , M_2 , M_3 , M_4 son atribuidas de manera sucesiva a la formación de una línea, a la memorización de esta línea para un cálculo del parámetro relativo al desplazamiento o a la memorización de esta línea para un cálculo de desplazamiento intrínseco.

Conviene observar que un dispositivo conforme al invento presenta una gran compacidad que permite su posicionamiento en la cabeza de una sonda, contrariamente al dispositivo 10 según la técnica anterior que debe ser desplazado de la sonda sobre una unidad dedicada.

Independientemente de la posición del dispositivo, el transductor empleado para formar líneas puede presentar un único o varios elementos destinados a transformar ondas ultrasónicas, reflejadas por los tejidos biológicos, en señales eléctricas.

5 Cuando varios elementos son utilizados, estas líneas ultrasónicas pueden ser formadas gracias a una focalización electrónica obtenida por una formación de vía con al menos un transductor que comprende varios elementos.

Por otra parte, el desplazamiento relativo del transductor frente a tejidos observados es obtenido por un cálculo efectuado a partir de datos ultrasónicos en la realización descrita.

10 Sin embargo, este desplazamiento relativo puede igualmente ser determinado por medio de una medida física externa, tal como la posición de dicho transductor con relación a un sistema de referencia dado, o por la conformación de una medida biofísica, tal como una señal obtenida a partir de un ritmo cardiaco o respiratorio.

Diferentes variantes del invento son igualmente posibles determinando el desplazamiento intrínseco del tejido en función de diversos parámetros, tales como al menos uno de los parámetros siguientes o un derivado de tal parámetro: una medida de desplazamiento, una velocidad, una velocidad de deformación, una medida de deformación.

15 De manera análoga, el invento puede ser puesto en práctica tratando por sistemas paralelos líneas propias de una misma adquisición conforme al invento. En este caso, diferentes parámetros relativos al desplazamiento pueden ser obtenidos simultáneamente a fin de obtener un desplazamiento intrínseco 3d como se ha mostrado en la fig. 3.

La reducción del tiempo de adquisición es tal que es posible obtener una medida de las PV de manera prácticamente simultánea a la emisión del último disparo.

20 Tal rapidez aumenta el confort de utilización del dispositivo y permite el establecimiento de diferentes modos de utilización. Por ejemplo, un modo de utilización « secuencial », tal que el dispositivo efectúe un número limitado de adquisiciones, o un modo de utilización « continuo » o en « tiempo real », tal que el dispositivo mida de manera permanente un valor de las PV de los tejidos observados.

25 Ventajosamente, el dispositivo comprende un dispositivo de presentación sobre el que es presentada la PV del medio. Este último puede ser actualizado a medida que se produce la realización de las adquisiciones en numerosas formas, como por ejemplo conservando el valor instantáneo, conservando el valor medio o el valor promedio desde el comienzo de las adquisiciones, conservando el valor medio o el valor promedio desde una duración fija (por ejemplo 2 segundos).

Un esquema de un dispositivo 50 conforme al invento esta descrito a continuación con ayuda de la fig. 5.

30 El dispositivo 50 está compuesto de un motor lineal 49b que permite el desplazamiento de un transductor ultrasónico de un solo elemento 48b. Así y como es conocido en el estado de la técnica, el transductor ultrasónico es utilizado a la vez como punto de generación de una onda elástica de baja frecuencia y como útil de visualización de esta onda gracias a los ultrasonidos. La cadena electrónica incluye igualmente un amplificador 49a que permite al motor 49b disponer de la potencia suficiente para generar la onda elástica.

35 Un amplificador 48a permite al transductor 48b disponer de la potencia suficiente para generar las ondas acústicas ultrasónicas.

La cadena electrónica comprende igualmente una cadena de pre-amplificación y de filtrado 47 y un convertidor analógico-digital 46 a fin de proporcionar al calculador 41 las líneas ultrasónicas descritas en el invento.

El calculador 41 reagrupa en un mismo componente físico los siguientes elementos:

40 - Un controlador de la adquisición 44, que permite controlar las secuencias de disparos ultrasónicos y de emisión de las ondas elásticas.

- Un calculador de desplazamiento 42 que implementa el invento descrito por la presente patente,

- Opcionalmente, un calculador de elasticidad 43, que utiliza los datos de 42 para obtener la medida deseada de elasticidad.

45 Opcionalmente, el calculador 41 puede igualmente incluir la gestión de una interfaz de usuario 45, permitiendo la integración del conjunto de las funciones de cálculo del aparato en un volumen muy pequeño.

50 El dispositivo ha sido descrito permite en particular una integración del conjunto de las funciones en proximidad del propio transductor. Esto permite limitar al máximo la transferencia y el almacenamiento intermedio de datos. Esto presenta varias ventajas, en particular en términos de compacidad global del dispositivo, de coste o de calidad de las señales medidas.

El presente invento es susceptible de variantes, en particular efectuando diversas operaciones, tal como la determinación del parámetro relativo al desplazamiento, por medio de más de dos líneas sucesivas o no.

5 En una variante, el dispositivo comprende varios transductores o elementos de tal manera que la línea ultrasónica correspondiente al disparo i es una matriz formada por los datos recibidos a partir de los diferentes grupos de elementos en función del tiempo.

En una variante, el dispositivo está asociado a un transductor tal como el descrito en la solicitud de patente FR 0652140, depositada el 15 junio de 2006 por la sociedad Echosens.

Tal dispositivo trata varias adquisiciones realizadas simultáneamente sobre varios ejes geométricos.

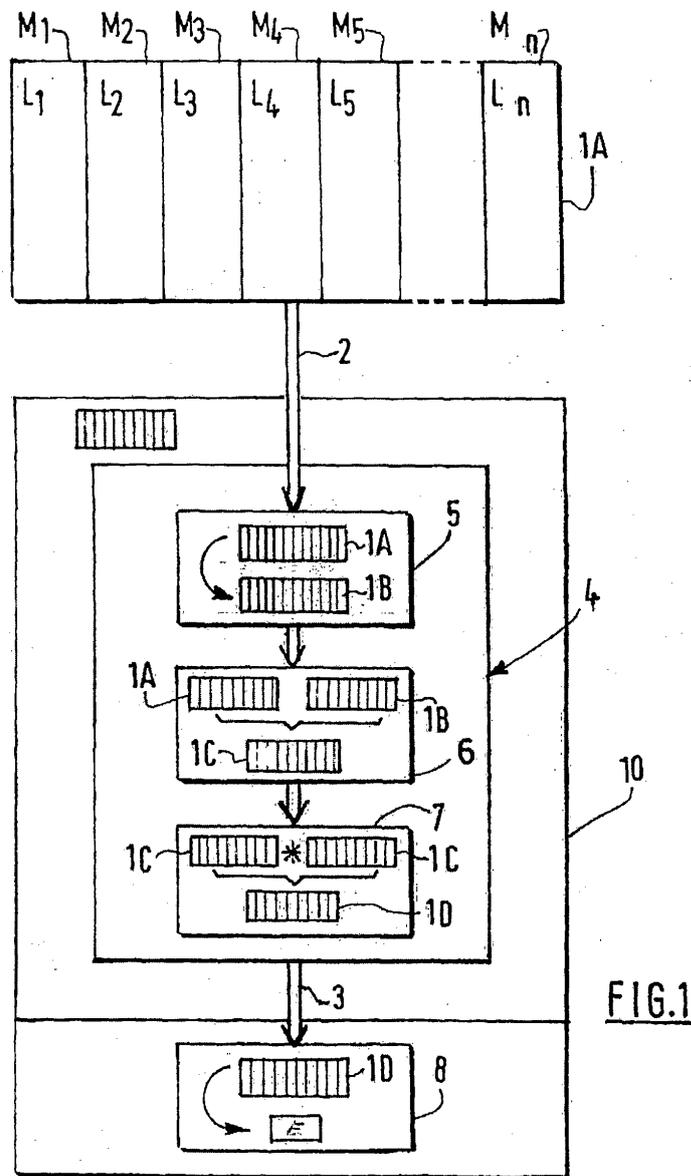
10 El invento esta descrito en lo que precede a título de ejemplo. Queda entendido que el experto en la técnica es capaz de realizar diferentes variantes del dispositivo y del procedimiento para la medida de la elasticidad de un órgano humano o animal, en particular asociando dicho dispositivo y/o procedimiento a un dispositivo y/o procedimiento de endoscopia, de laparoscopia, de biopsia o a cualquier otro dispositivo o procedimiento del tipo sin salir por ello del marco de la patente.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (30, 50) destinado a medir propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos gracias a un tratamiento de ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos cuando son recorridos por una onda de cizallamiento, comprendiendo este dispositivo:
- 5 - Medios (M1, M2, M3) para formar líneas (L1, L2, L3) de datos tales que cada línea (L1, L2, L3) comprende datos relativos a las ondas ultrasónicas reflejadas a partir de un mismo disparo (T1, T2, T3), y
- Medios (35) para determinar un parámetro relativo (3b) al desplazamiento entre los tejidos y un transductor que emite los disparos (T1, T2, T3),
- 10 - Medios (37) para calcular un desplazamiento intrínseco del medio a partir de un conjunto de líneas (L1, L2, L3) que forman una adquisición (3a),
- caracterizado porque comprende medios (36) para tratar primeras líneas (L1, L2) ultrasónicas, con ayuda del parámetro relativo (3b), antes o durante la formación de segundas líneas (L3) ultrasónicas de esta misma adquisición (3a), a fin de determinar el desplazamiento intrínseco (3d(L1)) de los tejidos biológicos a partir de esas primeras líneas.
- 15 2. Dispositivo (30, 50) según la reivindicación 1 caracterizado porque comprende medios para calcular el desplazamiento intrínseco (3d(L1)) para un instante y a una profundidad dados.
3. Dispositivo (30, 50) según la reivindicación 1 ó 2 caracterizado porque comprende medios para formar con diferentes desplazamientos intrínsecos (3d(L1)) una tabla (3D) cronológica tal que cada columna o línea de la tabla (3D) es función de la profundidad a la que son medidos desplazamientos intrínsecos (3d(L1)).
- 20 4. Dispositivo (30, 50) según la reivindicación 3 caracterizado porque comprende medios para que el tiempo de cálculo ($\Delta(\text{cal1})$) de un desplazamiento intrínseco (3d(L1)) sea inferior al tiempo ($\Delta(\text{disparo})$) que separa dos disparos (T1, T2) ultrasónicos sucesivos.
- 25 5. Un dispositivo (30, 50) según la reivindicación 4 caracterizado porque comprende medios para que la memoria (M1) asignada a una primera línea ultrasónica (L1) sea habilitada después de su tratamiento para memorizar una segunda línea ultrasónica (L3) ulterior.
6. Dispositivo (30, 50) según la reivindicación 5 caracterizado porque comprende medios para tratar las ondas ultrasónicas con dos primeras memorias (M1, M2) dedicadas a un cálculo de desplazamiento intrínseco, y una tercera memoria (M3) que almacena una línea (L3) en curso de adquisición.
- 30 7. Dispositivo (30, 50) según una de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque el mismo calculador efectúa de manera simultánea operaciones ligadas a una formación de línea ultrasónica y a un cálculo de desplazamiento intrínseco.
8. Dispositivo (30, 50) según una de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque comprende medios para que las líneas ultrasónicas (L1, L2, L3) provengan de un mismo elemento emisor/receptor.
- 35 9. Dispositivo (30, 50) según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado porque comprende medios para que líneas ultrasónicas sean formadas gracias a una focalización electrónica con al menos un transductor que comprende varios elementos.
10. Dispositivo (30, 50) según una de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque comprende medios para calcular un desplazamiento relativo del transductor con relación a los tejidos observados con ayuda de al menos:
- 40 - una medida física externa, tal como la posición de dicho transductor con relación a un sistema de referencia dado,
- una conformación de una medida biofísica, tal como una señal obtenida a partir de un ritmo cardiaco o respiratorio,
- o
- un cálculo efectuado a partir de los datos ultrasónicos.
- 45 11. Dispositivo (30, 50) según una de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque comprende medios para que el desplazamiento intrínseco (3d(L1)) represente o derive de al menos uno de los elementos siguientes: una medida de desplazamiento, una velocidad, una velocidad de deformación, una medida de deformación.
12. Dispositivo (30, 50) según una de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque comprende medios para tratar en paralelo diferentes adquisiciones realizadas sobre diferentes ejes geométricos.
- 50 13. Dispositivo (30, 50) según una de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque comprende medios para efectuar mediciones sucesivas de manera continua.

14. Procedimiento destinado a medir propiedades viscoelásticas de tejidos biológicos gracias a un tratamiento de ondas ultrasónicas reflejadas por estos tejidos cuando son recorridos por una onda de cizallamiento, estando caracterizado este procedimiento porque un dispositivo conforme a una de las reivindicaciones 1 a 13 que es utilizado, comprende:

- 5 - La etapa de utilizar medios (M1, M2, M3) para formar líneas (L1, L2, L3) de datos tales que cada línea (L1, L2, L3) comprende datos relativos a las ondas ultrasónicas reflejadas a partir de un mismo disparo (T1, T2, T3),
- La etapa de utilizar medios (35) para determinar un parámetro relativo (3b) al desplazamiento entre los tejidos y un transductor que emite los disparos (T1, T2, T3),
- 10 - La etapa de utilizar medios (37) para calcular un desplazamiento intrínseco del medio a partir de un conjunto de líneas (L1, L2, L3) que forman una adquisición (3a), y
- La etapa de utilizar medios (36) para tratar dos primeras líneas (L1, L2) ultrasónicas, con ayuda del parámetro relativo (3b), antes o durante la formación de segundas líneas (L3) ultrasónicas de esta misma adquisición (3a), a fin de determinar el desplazamiento intrínseco (3d(L1)) de los tejidos biológicos a partir de estas primeras líneas.
15. Sonda dedicada a la medida de PV de tejidos biológicos por elastografía, caracterizada porque comprende un dispositivo conforme a una de las reivindicaciones 1 a 13.



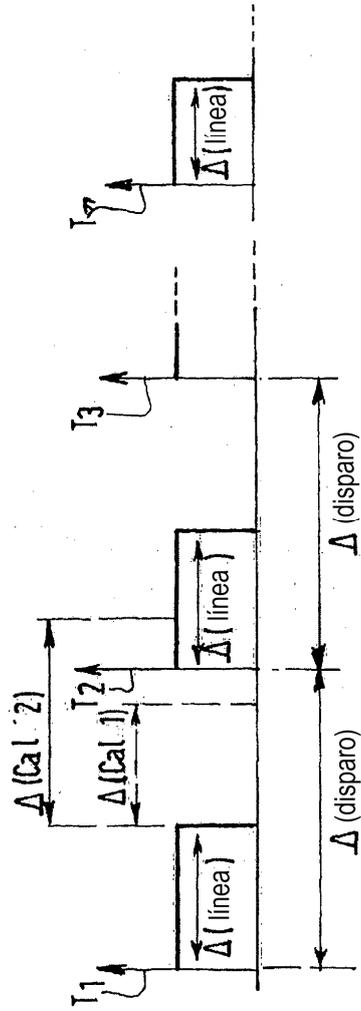


FIG. 2

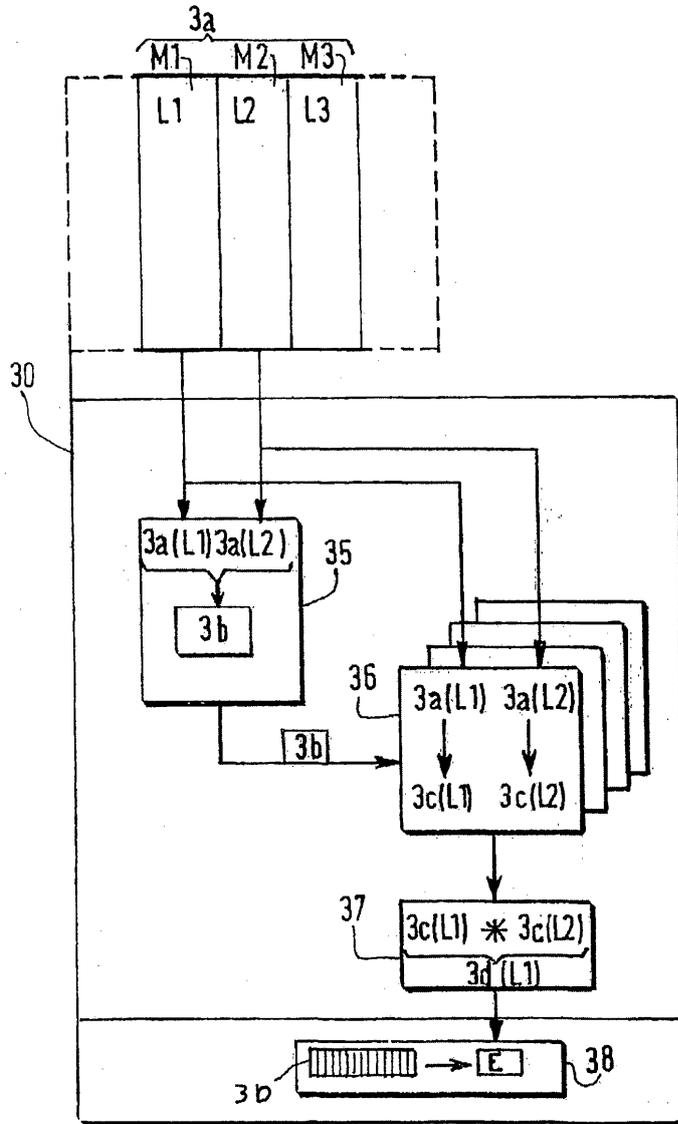


FIG. 3

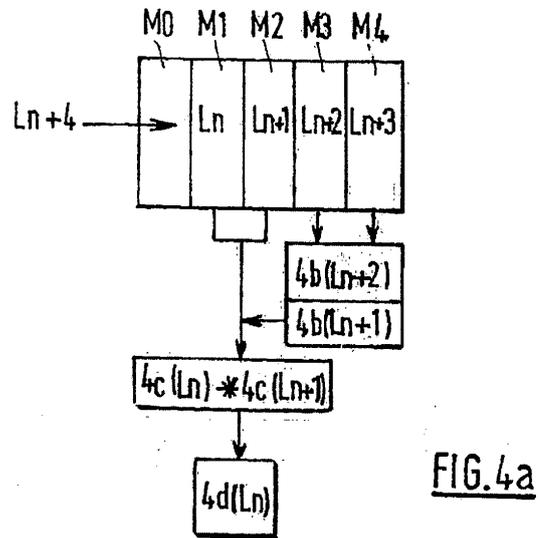


FIG. 4a

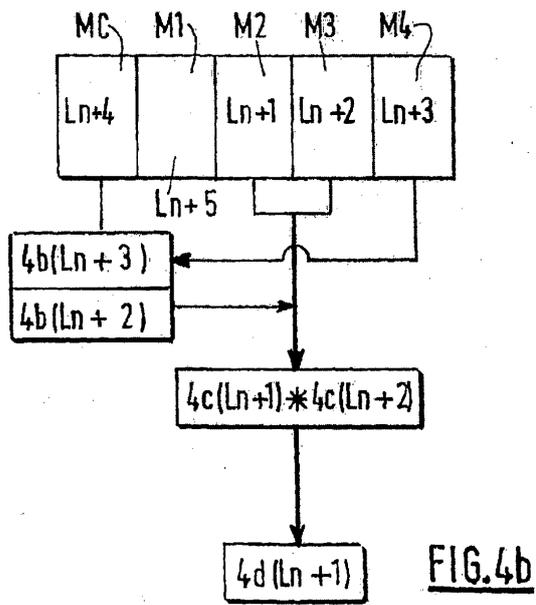


FIG. 4b

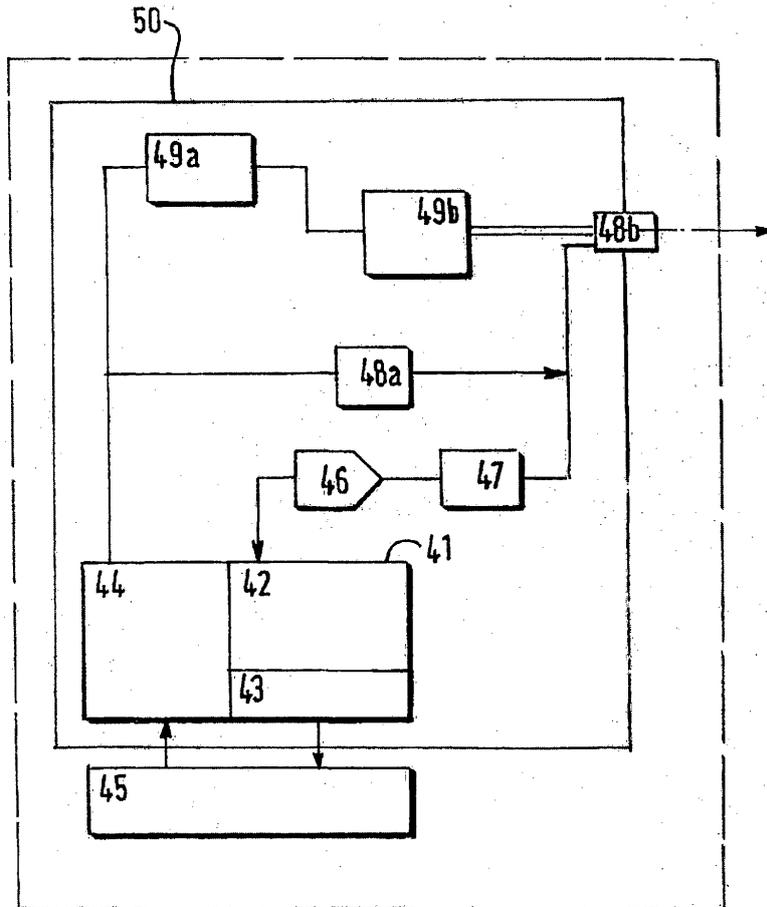


FIG. 5