

República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) PI 0809029-7 A2



* B R P I 0 8 0 9 0 2 9 A 2 *

(22) Data de Depósito: 20/03/2008

(43) Data da Publicação: 23/09/2014
(RPI 2281)

(51) Int.Cl.:

A61B 8/08

G01S 7/52

(54) Título: DISPOSITIVO PARA MEDIR
PROPRIEDADES VISCOELÁSTICAS DE TECIDOS
BIOLÓGICOS E PROCESSO QUE UTILIZA ESSE
DISPOSITIVO

(57) Resumo:

(30) Prioridade Unionista: 21/03/2007 FR 07/02050

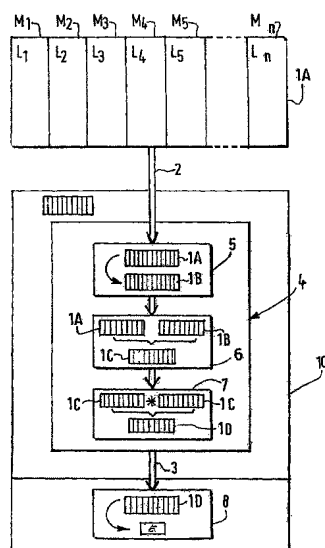
(73) Titular(es): Echosens

(72) Inventor(es): Laurent Sandrin, Sylvain Yon

(74) Procurador(es): Dannemann, Siemsen, Bigler &
Ipanema Moreira

(86) Pedido Internacional: PCT FR2008000374 de
20/03/2008

(87) Publicação Internacional: WO 2008/135659de
13/11/2008



Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "DISPOSITIVO PARA MEDIR PROPRIEDADES VISCOELÁSTICAS DE TECIDOS BIOLÓGICOS E PROCESSO QUE UTILIZA ESSE DISPOSITIVO".

5 A presente invenção refere-se a um dispositivo que mede propriedades viscoelásticas de tecidos biológicos e a um processo que utiliza esse dispositivo.

A elastografia faz uma medida não invasiva de propriedades viscoelásticas, denominadas PV na sequência, de tecidos biológicos, a fim de permitir o diagnóstico, a despistagem ou o acompanhamento de tratamentos
10 relativos a, por exemplo, órgãos, tais como o fígado, a pele ou vasos sanguíneos.

Esse processo é descrito, por exemplo, no pedido de patente FR 2869521, depositado em 3 de maio de 2004 em nome da sociedade Echo-sens Société Anonyme, cujo conteúdo é incorporado a esse pedido por referência.
15

Com referência à figura 1, o funcionamento de um dispositivo 10 aplicando esse processo pode se realizar em três etapas:

- uma primeira etapa no decorrer da qual o dispositivo 10 adquire e memoriza dados ultrassonoros em uma memória.

20 Para isso, emissões de ondas ultrassonoras são feitas nos tecidos observados por meio de um ou de vários transdutores.

A emissão de cada onda ultrassonora, denominada tiro na sequência, gera ondas ultrassonoras refletidas à medida que a onda ultrassonora emitida se propaga em tecidos biológicos, compreendendo partículas
25 de difusão.

Dados relativos às ondas ultrassonoras refletidas podem ser coletados pelo dispositivo 10, os dados de ondas ultrassonoras refletidas, quando de um tiro i , formando uma linha ultrassonora L_i memorizada em uma memória dedicada M_i .

30 O conjunto de n linhas ultrassonoras $L_1, L_2, L_3, L_4, L_5 \dots$ próprias a uma medida de PV compreendendo uma sequência de tiros $T_1, T_2, T_3, T_4, T_5, \dots T_n$ é denominado uma aquisição 1A memorizada com o auxílio

das memórias M1, M2, M3, M4, M5,...Mn;

- uma segunda etapa 2 no decorrer da qual a aquisição 1A é transferida para um primeiro calculadora 5. Essa transferência permite tratar a aquisição 1A com o auxílio de componentes dedicados aos cálculos descritos posteriormente;

- uma terceira etapa 3 de transferência dos resultados dos cálculos do tratamento para chegar aos valores E de PV dos tecidos biológicos observados.

Para serem obtidos esses valores E, o dispositivo 10 deve efetuar uma série 4 de cálculos intermediários visando a se obter uma tabela 1D de deslocamentos dos tecidos observados em função de sua distância face a um transductor, efetuando a emissão – o transductor sendo dotado de um de movimento de baixa frequência inferior a 500 Hz – e/ou a recepção de ondas ultrassônicas. Essa distância é também denominada "profundidade" na sequência.

Para isso, a primeira calculadora 5 determina uma tabela 1B de parâmetros de deslocamentos relativos do transductor em relação aos tecidos observados.

Depois uma calculadora 6 utiliza essa tabela 1B de parâmetros de deslocamentos relativos para corrigir a aquisição 1A e conseguir uma aquisição corrigida 1C compensada dos deslocamentos relativos do transductor.

Finalmente, uma calculadora 7 determina, na base da aquisição corrigida 1C, a tabela 1D dos deslocamentos tissulares próprios aos tecidos observados. Esse deslocamento dos tecidos é denominado na sequência deslocamento intrínseco.

Essa operação pode ser feita por uma técnica dita de autocorrelação, de intercorrelação ou mais geralmente qualquer técnica de estimativa de deslocamento a partir de sinais ultrassônicos;

II) a partir dessa tabela 1D de deslocamentos intrínsecos, uma medida E de PV dos tecidos observados pode ser determinada por uma calculadora 8.

A invenção resulta da constatação que esse dispositivo 10 apresenta inconvenientes. Notadamente, esse dispositivo requer numerosas memórias M_i , de tamanho relativamente importante, para memorizar uma aquisição 1A, uma tabela 1B de parâmetros de deslocamentos relativos, uma aquisição corrigida 1c e/ou uma tabela 1D de deslocamentos intrínsecos.

Ora, o custo e o tamanho dessas memórias são elevados, notadamente devido ao fato de requererem meios para tratar vazões elevadas de dados – vários Mo/s. Assim, o custo e o volume de um dispositivo 10 equipado com essas memórias são aumentadas proporcionalmente.

Além disso, numerosos transferências de dados devem ser gerados para/no dispositivo 10. Dessa forma, o dispositivo 20 compreende numerosos meios de transferências de dados que aumentam de novo seu custo e seu volume.

Por outro lado, esses cálculos e essas transferências impõem um prazo importante entre a emissão de uma sequência de tiros ultrassons e a obtenção de uma medida de PV associada.

Por exemplo, a memorização de uma aquisição 1A requer tipicamente uma duração da ordem de 100 ms para uma profundidade máxima da ordem de 100 mm em elastografia impulsional a uma dimensão.

Além disso, a duração necessária para transferir dos dados e efetuar os diferentes cálculos requeridos no meio do dispositivo 10 atinge vários segundos, considerando-se um só eixo de profundidade.

Finalmente, os dados a serem transferidos são agrupados e apresentam tipicamente volumes de vários megaoctetos. Uma transferência rápida desses grupos de dados requer o emprego de ligação alta vazão, cujo custo é importante, enquanto que o emprego de ligações de vazão inferior aumenta os prazos de transferências de vários segundos. Tipicamente, a transferência 2 de uma aquisição 1A, cujo tamanho é de 4 megaoctetos, necessita de 3, 4 segundos com uma ligação de 10 Mbps.

A invenção tem como objetivo resolver pelo menos um dos problemas anteriormente indicados. É por isso que ela se refere a um dispositi-

vo destinado a medir PV de tecidos biológicos, graças a um tratamento de ondas ultrassônicas refletidas por esses tecidos, quando são percorridos por uma onda de cisalhamento, esse dispositivo compreendendo meios para:

5 - formar uma aquisição com linhas ultrassônicas tais que cada linha ultrassônica compreenda dados relativos às ondas ultrassônicas geradas por reflexo de um mesmo tiro; e

10 - determinar um parâmetro relativo ao deslocamento de um transdutor ultrassônico em relação aos tecidos, esse dispositivo sendo caracterizado pelo fato de compreender meios para tratar primeiras linhas ultrassônicas da aquisição, com o auxílio do parâmetro relativo, antes da aquisição de segundas linhas ultrassônicas dessa mesma aquisição, a fim de determinar o deslocamento intrínseco dos tecidos biológicos a partir dessas primeiras linhas.

15 Graças a esse dispositivo, é possível realizar o tratamento de linhas sonoras durante uma aquisição, isto é, à medida que ocorre a formação das linhas de uma mesma aquisição.

20 Assim, o prazo de tratamento da aquisição é muito reduzido, pois um dispositivo, de acordo com a invenção, pode começar o tratamento de linhas de uma aquisição, desde que as primeiras linhas dessa aquisição são formadas.

 Como lembrete, o tratamento de uma aquisição começa, segundo a técnica anterior, quando a última linha dessa aquisição é formada.

25 Graças à invenção, numerosas linhas de uma aquisição foram tratadas, antes que a última linha dessa aquisição fosse formada. Reduz-se, assim, consideravelmente o tempo necessário para se conseguir uma medida do deslocamento intrínseco dos tecidos observados.

30 De uma forma geral, considerando-se Δ (cal) o tempo de tratamento de duas linhas e n o número de linhas de uma aquisição, a técnica anterior efetua um tratamento da aquisição que chega o mais cedo após um prazo superior a $(n-1)\Delta$ (cal) a contar do fim da aquisição, os tempos de transferências dos dados sendo supostos nulos.

 Em condições análogas, um dispositivo, de acordo com a inven-

ção, pode finalizar o tratamento de uma aquisição após um prazo da ordem de $\Delta(\text{cal})$ a contar do fim da aquisição.

Um dispositivo, de acordo com a invenção, apresenta também a vantagem de reduzir consideravelmente o número de memórias e de transferências de dados necessários ao tratamento das linhas.

Com efeito, uma memória de tamanho limitado pode ser utilizada para armazenar um número reduzido de linhas, já que só as linhas em curso de tratamento e/ou de aquisição devem ser memorizadas.

De fato, a armazenagem das linhas tratadas não é necessária e a memória alocada a essas linhas já tratadas pode ser liberada e alocada a outras linhas.

Em uma realização, o dispositivo compreende meios para calcular o deslocamento intrínseco em um instante e a uma profundidade determinados.

De acordo com uma realização, o dispositivo compreende meios para determinar diferentes deslocamentos intrínsecos, de modo a formar pelo menos uma tabela cronológica com esses deslocamentos intrínsecos, cada coluna da tabela sendo função da profundidade à qual são medidos deslocamentos intrínsecos.

Em uma realização, o dispositivo compreende meios para que o tempo de cálculo de um deslocamento intrínseco seja inferior ao tempo que separa dois tiros ultrassonoros sucessivos.

De acordo com uma realização, o dispositivo compreende meios para que a memória alocada a uma primeira linha ultrassonora seja tornada disponível, após seu tratamento, para memorizar uma linha ultrassonora posterior.

Em uma realização, o dispositivo compreende meios para que só duas linhas correspondentes a um cálculo de deslocamento intrínseco em curso, assim como uma linha (L_{n+2}) em curso de aquisição, sejam memorizadas pelo dispositivo.

De acordo com uma realização, a mesma calculadora efetua, de forma simultânea, operações ligadas a uma formação de linha sonora e a

um cálculo de deslocamento intrínseco.

Em uma realização, o dispositivo compreende meios para que as linhas sonoras tratadas provenham de um único elemento emissor/receptor.

5 De acordo com uma realização, o dispositivo compreende meios para que linhas sonoras sejam formadas, graças a uma focalização eletrônica com pelo menos um transductor, compreendendo vários elementos.

Em uma realização, o dispositivo compreende meios para calcular um deslocamento relativo do transductor em relação aos tecidos observados com o auxílio de pelo menos:

- uma medida física externa, tal que a posição desse transductor em relação a um referencial determinado;

- uma enformação de uma medida biofísica, tal como um sinal obtido a partir de um ritmo cardíaco ou respiratório, ou

15 - um cálculo feito a partir dos dados ultrassonoros.

Em uma realização, o dispositivo compreende meios para que o deslocamento intrínseco represente ou derive de pelo menos um dos seguintes elementos: uma medida de deslocamento, uma velocidade, uma velocidade de deformação, uma medida de deformação.

20 De acordo com uma realização, o dispositivo compreende meios para tratar em paralelo diferentes aquisições realizadas sobre diferentes eixos geométricos.

Em uma realização, o dispositivo compreende meios para efetuar medidas de forma contínua.

25 A presente invenção se refere também a um processo de utilização de um dispositivo, de acordo com qualquer uma das realizações precedentes.

A invenção refere-se também a uma sonda dedicada à medida de PV de tecidos biológicos por elastografia, caracterizada pelo fato de compreender um dispositivo, de acordo com uma das realizações precedentes.

30 Outras características e vantagens da invenção aparecerão com base na descrição de uma realização da invenção feita abaixo, a título ilus-

trativo e não limitativo, fazendo referência às figuras anexadas, nas quais:

- a figura 1, descrita, é um esquema funcional de um dispositivo conhecido de medida de PV;

5 - a figura 2 representa diferentes prazos utilizados no decorrer de uma aquisição;

- a figura 3 representa um esquema funcional de um dispositivo de medida de PV, de acordo com a invenção;

10 - as figuras 4a e 4b representam esquemas funcionais de um dispositivo de medida de PV, de acordo com uma segunda realização da invenção; e

- a figura 5 representa um esquema eletrônico de um dispositivo de medida de PV, de acordo com a invenção.

15 Um dispositivo, de acordo com a invenção, mede PV de tecidos biológicos por elastografia, a saber, graças ao tratamento de ondas ultrassônicas refletidas por esses tecidos, quando são percorridos por uma onda de cisalhamento.

Com referência à figura 2, esse dispositivo utiliza tiros T1, T2, T3,...Tn de ondas ultrassônicas, cuja frequência está tipicamente compreendida entre 1 e 10 MHz, e mais geralmente entre 0,1 e 40 MHz.

20 Esses tiros são efetuados, respeitando um prazo $\Delta(\text{tiro})$ entre cada tiro compreendido entre 0,1 ms e 2 ms, mais geralmente entre 0,05 ms e 10 ms.

25 Na sequência de cada tiro, dados relativos às ondas refletidas por um tiro T1, T2, T3, ...Tn servem para formar linhas L1, L2, L3,...Ln de duração $\Delta(\text{linha})$ compreendida entre 50 e 100 μs , e, mais geralmente, entre 5 e 1000 μs .

30 Convém também anotar que a medida de PV de um meio seja feita a partir da medida de um parâmetro relativo à propagação de ondas elásticas de cisalhamento – como a velocidade ou a viscosidade de cisalhamento – cuja velocidade está tipicamente compreendida entre 1 e 10 m/s, mais geralmente entre 0,1 e 20 m/s.

A título de exemplo, a PV medida pode ser o módulo de cisa-

lhamento, anotado com μ , obtido a partir da medida da velocidade de cisalhamento anotada com VS, utilizando a seguinte equação:

$$M = pVs^2$$

Em que p é a densidade do meio estudado.

5 Essas ondas de cisalhamento são geradas por qualquer meio, tal como um transductor eletrodinâmico instalado na superfície dos tecidos, um transductor ultrassonoro utilizado para deslocar os tecidos a distância por pressão de radiação ou os movimentos internos aos tecidos ligados a uma atividade biofísica como cardíaca ou respiratória.

10 Em uma primeira variante da invenção, considera-se um dispositivo, de acordo com a invenção, compreendendo meios de cálculos e de transferência tais que pode determinar, a partir de uma aquisição parcial, compreendendo duas linhas L1 e L2 sucessivamente formadas:

- uma parâmetro relativo ao deslocamento do transductor em
- 15 relação aos tecidos observados;
- uma aquisição parcial corrigida; e
- um deslocamento intrínseco,

no decorrer de um período de cálculos $\Delta(\text{cal1})$ inferior ao prazo $\Delta(\text{tiro})$ entre dois tiros sucessivos diminuído do tempo $\Delta(\text{linha})$ necessário à formação de

20 uma linha.

Nessa situação, representada em tracejado na figura 2, um dispositivo, de acordo com a invenção, pode tratar as linhas com o auxílio de duas memórias M1 e M2, tais que cada memória é dedicada à formação de uma única linha.

25 Repetindo essas operações, um dispositivo, de acordo com a invenção, dispõe dos deslocamentos intrínsecos de duas primeiras linhas, quando segundas linhas são formadas.

De fato, o conteúdo da memória L1 pode ser substituído pelos dados próprios a uma nova linha L3 posteriormente formada em relação às

30 linhas L1 e L2 tratadas. Assim, pode-se determinar para as linhas L2 e L3, de forma análoga às linhas L1 e L2:

- um segundo parâmetro relativo ao deslocamento;

- uma segunda aquisição parcial corrigida; e
- um segundo deslocamento intrínseco.

Conforme já indicado, essa operação permite um ganho de tempo importante e requer meios reduzidos de tratamento e de transferências dos dados, já que as linhas são tratadas à medida que ocorre sua formação.

Uma segunda variante da invenção pode ser notadamente utilizada, quando, como representado em traço cheio na figura 2, o tempo de cálculos Δ (cal2) é superior ao prazo Δ (tiro) de tiro diminuído do tempo Δ (linha) de formação de uma linha.

Nesse caso, um dispositivo, de acordo com a invenção, pode funcionar com três memórias M1, M2 e M3, armazenando em uma memória uma linha em formação, enquanto que duas outras memórias armazenam duas linhas já formadas e em curso de tratamento.

Mais precisamente, esse dispositivo 30 – figura 3 – compreende meios para utilizar uma aquisição 3a parcial com linhas L₁, L₂ e L₃ de dados ultrassonoros.

Convém anotar que essa aquisição 3a parcial utiliza uma memória de tamanho reduzido em relação à memória requerida para a aquisição 1A, segundo a técnica anterior.

De fato e de acordo com a invenção, primeiras linhas sonoras L₁ e L₂ são tratadas, por meio de um parâmetro 3b relativo ao deslocamento do transdutor face aos tecidos, antes da formação de segundas linhas dessa mesma aquisição.

Para isso, o dispositivo 30 compreende um calculador 35 tratando uma aquisição parcial 3a(L1) 3a(L2) limitada a essas primeiras linhas L₁ e L₂, determinando o parâmetro 3b relativo ao deslocamento entre o transdutor ultrassonoros considerado – geralmente o transdutor emissor/receptor de ondas ultrassonoras – e os tecidos observados.

Além disso, o dispositivo 30 compreende uma calculadora 36, que determina uma aquisição parcial corrigida 3c(L1) 3c(L2), permitindo obter, com o auxílio de uma calculadora (37), o deslocamento intrínseco 3d(L1) dos tecidos biológicos em um instante t e a uma profundidade z.

Com o auxílio do tratamento sucessivo de linhas por uma calculadora 38, diferentes deslocamentos intrínsecos $3d(L_i)$ podem ser obtidos, de modo a formar progressivamente uma tabela 3D análoga à tabela 1D formada segundo a técnica anterior e representada na figura 1.

5 Mais precisamente, cada coluna da tabela 3D contém os deslocamentos intrínsecos medidos para um mesmo tiro, e, portanto, em um tempo determinado anotado com t , em função da profundidade anotada com z à qual é medido esse deslocamento intrínseco 3D.

10 Todavia, o tempo de cálculo necessário para se conseguir essa tabela é muito reduzido, já que é realizado à medida que ocorre a formação e o tratamento das linhas.

Por outro lado, a memória utilizada para armazenar informações relativas a uma primeira linha ultrassônica L_1 já tratada pode ser tornada disponível.

15 Em uma realização, a mesma calculadora 36 efetua as operações simultâneas ligadas a uma memorização das linhas ultrassônicas L_1 e L_2 e a um cálculo do deslocamento intrínseco a partir dessas linhas.

20 Para isso, essa calculadora recebe em paralelo os dados relativos a essas linhas L_1 e L_2 , o parâmetro $3b$ relativo ao deslocamento sendo então determinado para estas pela calculadora 35.

Com referência às figuras 4a e 4b é descrita uma segunda utilização de um processo de tratamento de linhas sonoras, de acordo com a invenção.

25 De acordo com esse processo, 5 memórias M_0 , M_1 , M_2 , M_3 e M_4 são utilizadas para memorizar linhas de dados L_i relativas a uma aquisição, compreendendo m linhas. Assim, i varia entre 1 e m .

A figura 4a ilustra a utilização das memórias M_0 , M_1 , M_2 , M_3 , M_4 , quando a linha $L(n+4)$ está em curso de formação. Nesse estágio:

30 - a memória M_0 é dedicada à aquisição ou à formação da linha $L(n+4)$;

- as memórias M_1 e M_2 são respectivamente dedicadas às linhas L_n e L_{n+1} . Estas estão em curso de tratamento para determinar um

deslocamento intrínseco $4d(L_n)$ por meio de uma aquisição parcial corrigida $4c(L_n) 4c(L_{n+1})$;

- as memórias M3 e M4 são respectivamente dedicadas às linhas L_{n+2} e L_{n+3} que estão em curso de tratamento para determinar um parâmetro $4b(L_{n+2})$ relativo ao deslocamento.

Convém anotar que, nesse estágio do cálculo, o parâmetro $4b(L_{n+1})$, relativo ao deslocamento, foi calculado e memorizado, quando de etapas precedentes a partir das linhas L_{n+1} e L_{n+2} .

A figura 4b ilustra a utilização dessas mesmas memórias M0, M1, M2, M3, M4, quando a linha $L(n+5)$ está em curso de formação. Nesse estágio, a linha L_n não é mais necessária e pode ser apagada de tal modo que:

- a memória M1 é dedicada à aquisição da linha $L(n+5)$;

- as memórias M2 e M3 memorizam ainda as linhas L_{n+1} e L_{n+2} que são daqui para o futuro utilizadas para determinar um deslocamento intrínseco $4d(L_{n+1})$ com o auxílio do parâmetro $4b(L_{n+1})$ de deslocamento relativo previamente calculado e colocado em memória para essas duas linhas;

- as memórias M4 e M0 são respectivamente dedicadas às linhas L_{n+3} e L_{n+4} que são daqui para o futuro utilizadas para determinar um parâmetro $4b(L_{n+4})$ de deslocamento relativo.

Nesse estágio do cálculo, o parâmetro relativo ao deslocamento determinado a partir das linhas L_{n+2} e L_{n+3} foi calculado na etapa precedente e é colocado na memória.

Em resumo, as memórias M0, M1, M2, M3, M4 são atribuídas de forma sucessiva à formação de uma linha, à memorização dessa linha para um cálculo de parâmetro relativo ao deslocamento ou à memorização dessa linha para um cálculo de deslocamento intrínseco.

Convém anotar que um dispositivo, de acordo com a invenção, apresenta uma grande compacidade que permite seu posicionamento na cabeça de uma sonda, contrariamente ao dispositivo 10, segundo a técnica anterior, que deve ser desviado da sonda sobre uma unidade dedicada.

Independentemente da posição do dispositivo, o transductor utilizado para formar linhas pode apresentar um único ou vários elemento(s) destinado(s) a transformar ondas ultrassônicas, refletidas pelos tecidos biológicos, em sinais elétricos.

5 Quando vários elementos são utilizados, essas linhas ultrassônicas podem ser formadas, graças a uma focalização eletrônica, obtida por uma formação de via com pelo menos um transductor que compreende vários elementos.

10 Por outro lado, o deslocamento relativo do transductor face os tecidos observados é obtido por um cálculo feito a partir de dados ultrassônicos na realização descrita.

Todavia, esse deslocamento relativo pode também ser determinado por meio de uma medida física externa, tal como a posição desse transductor em relação a um referencial determinado, ou pela enformação
15 de uma medida biofísica, tal como um sinal obtido a partir de um ritmo cardíaco ou respiratório.

Diferentes variantes da invenção são também possíveis, determinando o deslocamento intrínseco do tecido em função de diversos parâmetros, tais como pelo menos um dos seguintes parâmetros ou uma deriva-
20 da desse parâmetro: uma medida de deslocamento, uma velocidade, uma velocidade de deformação, uma medida de deformação.

De forma análoga, a invenção pode ser utilizada, tratando por sistemas paralelos linhas próprias a uma mesma aquisição, de acordo com a invenção. Nesse caso, diferentes parâmetros relativos ao deslocamento po-
25 dem ser obtidos simultaneamente, a fim de se conseguir um deslocamento intrínseco 3d, conforme mostrado na figura 3.

A redução do tempo de aquisição é tal que é possível conseguir uma medida das PV de forma praticamente simultânea à emissão do último tiro.

30 Essa rapidez aumenta o conforto de utilização do dispositivo e permite a utilização de diferentes modos de utilização. Por exemplo, um modo de utilização "sequencial", tal que o dispositivo efetua um número limitado

de aquisição, ou um modo de utilização "contínuo" ou um "tempo real", tal que o dispositivo mede, de forma permanente, um valor das PV dos tecidos observados.

5 Vantajosamente, o dispositivo compreende um fichário sobre o qual é afixada a PV do meio. Esta pode ser desenvolvida, à medida que ocorre a realização das aquisições sob numerosas formas, como, por exemplo, conservando o valor instantâneo, conservando o valor mediano ou o valor médio, a partir do começo das aquisições, conservando o valor mediano ou o valor médio depois sobre uma duração fixa (por exemplo, 2 segundos).

10 Um esquema de um dispositivo 50, de acordo com a invenção, é descrito abaixo com o auxílio da figura 5.

O dispositivo 50 é composto de um anotador linear 49b, permitindo o deslocamento de um transductor ultrassono monoelemento 48b. Assim, e conforme conhecido no estado da técnica, o transductor ultrassono é utilizado, ao mesmo tempo, como ponto de geração de uma onda elástica baixa frequência e como instrumento de visualização dessa onda, graças aos ultra-sons. A cadeia eletrônica inclui também um amplificador 49a, permitindo ao motor 49b dispor da potência suficiente para gerar a onda elástica.

20 Um amplificador 48a permite ao transductor 48b dispor da potência suficiente para gerar as ondas acústicas ultrassonoras.

A cadeia eletrônica compreende também uma cadeia de pré-amplificação e de filtragem 47, e um conversor analógico numérico 46, a fim de fornecer à calculadora 41 as linhas sonoras descritas na invenção.

25 A calculadora 41 agrupa em um mesmo componente físico os seguintes elementos:

- um controlador da aquisição 44, permitindo controlar as sequências de tiros ultrassonoras e de missão das ondas elásticas;
- 30 - uma calculadora de deslocamento 42 que implementa a invenção descrita pela presente patente;
- opcionalmente, uma calculadora de elasticidade 43, utilizando

os dados de 42 para se conseguir a medida desejada de elasticidade.

Opcionalmente, a calculadora 41 pode também incluir a gestão de uma interface usuário 45, permitindo a integração do conjunto das funções de cálculo do aparelho em um volume muito pequeno.

5 O dispositivo assim descrito permite notadamente uma integração do conjunto das funções nas proximidades do próprio transductor. Isto permite limitar ao máximo a transferência e a armazenagem intermediária de dados. Isto apresenta muitas vantagens, notadamente em termos de compactidade global do dispositivo, de custo ou de qualidade dos sinais medidos.

10 A presente invenção é capaz de variantes, notadamente efetuando-se diversas operações, tal como a determinação do parâmetro relativo ao deslocamento, por meio de mais de duas linhas sucessivas ou não.

Em uma variante, o dispositivo compreende vários transdutores ou elementos de tal modo que a linha ultrassonora correspondente ao tiro i é
15 uma matriz formada pelos dados recebidos a partir dos diferentes grupos de elementos em função do tempo.

Em uma variante, o dispositivo é associado a uma transductor tal como aquele descrito no pedido de patente FR 0652140, depositado em 15 de junho de 2006 pela sociedade Echosens, cujo conteúdo é incorporado a
20 esse pedido por referência.

Esse dispositivo trata várias aquisições realizadas simultaneamente sobre vários eixos geométricos.

A invenção é descrita no que precede a título de exemplo. Naturalmente que o técnico deve mesmo realizar diferentes variantes do dispositivo e do processo para a medida da elasticidade de um órgão humano ou
25 animal, em particular, associando-se esse dispositivo e/ou processo a um dispositivo e/ou processo de endoscopia, de laparoscopia, de biópsia ou qualquer outro dispositivo ou processo do tipo, sem para tanto sair do âmbito da invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo (30, 50) destinado a medir propriedades viscoelásticas de tecidos biológicos, graças a um tratamento de ondas ultrassônicas refletidas por esses tecidos, quando são percorridos por uma onda de cisalhamento, esse dispositivo compreendendo:

- meios (M1, M2, M3) para formar linhas (L1, L2, L3) de dados tais que cada linha (L1, L2, L3) compreenda dados relativos às ondas ultrassônicas refletidas a partir de um mesmo tiro (T1, T2, T3),

- meios (35) para determinar um parâmetro relativo (3b) ao deslocamento entre os tecidos e um transdutor que emite os tiros (T1, T2, T3),

- meios (37) para calcular um deslocamento intrínseco do meio a partir de um conjunto de linhas (L1, L2, L3) que forma uma aquisição (3a),

caracterizado pelo fato de compreender meios (36) para tratar de primeiras linhas (L1, L2) ultrassônicas, com o auxílio do parâmetro relativo (3b), antes ou durante a formação de segundas linhas (L3) ultrassônicas dessa mesma aquisição (3a), a fim de determinar o deslocamento intrínseco (3d(L1)) dos tecidos biológicos a partir dessas primeiras linhas.

2. Dispositivo (30, 50), de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender meios para calcular o deslocamento intrínseco (3d(L1)) para um instante e a uma profundidade determinados.

3. Dispositivo (30, 50), de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de compreender meios para formar com diferentes deslocamentos intrínsecos (3d(L1)) uma tabela (3D) cronológica tal que cada coluna ou linha da tabela (3D) é função da profundidade à qual são medidos deslocamentos intrínsecos (3d(L1)).

4. Dispositivo (30, 50), de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de compreender meios para que o tempo de cálculo ($\Delta(\text{cal1})$) de um deslocamento intrínseco (3d(L1)) seja inferior ao tempo ($\Delta(\text{tiro})$) que separa dois tiros (T1, T2) ultrassônicos sucessivos.

5. Dispositivo (30, 50), de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de compreender meios para que a memória (M1) alocada em uma primeira linha ultrassônica (L1) seja tornada disponível após seu

tratamento, para memorizar uma segunda linha ultrassônica (L3) posterior.

5 6. Dispositivo (30, 50), de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo fato de compreender meios para tratar as ondas ultrassônicas com duas primeiras memórias (M1, M2) dedicadas a um cálculo de deslocamento intrínseco, e uma terceira memória (M3) armazenando uma linha (L3) em curso de aquisição.

10 7. Dispositivo (30, 50), de acordo com uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de a mesma calculadora efetuar, de forma simultânea, operações ligadas a uma formação de linha ultrassônica e a um cálculo de deslocamento intrínseco.

8. Dispositivo (30, 50), de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender meios para que as linhas ultrassônicas (L1, L2, L3) provenham de um mesmo elemento emissor/receptor.

15 9. Dispositivo (30, 50), de acordo com uma das reivindicações 1 a 8, caracterizado pelo fato de compreender meios para que linhas sonoras sejam formadas, graças a uma focalização eletrônica com pelo menos um transdutor que compreender vários elementos.

20 10. Dispositivo (30, 50), de acordo com uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender meios para calcular um deslocamento relativo do transdutor em relação aos tecidos observados com o auxílio de pelo menos:

- uma medida física externa, tal como a posição desse transdutor em relação a um referencial determinado;
- 25 - uma enformação de uma medida biofísica, tal como um sinal obtido a partir de um ritmo cardíaco ou respiratório, ou
- um cálculo efetuado a partir dos dados ultrassônicos.

30 11. Dispositivo (30, 50), de acordo com uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender meios para que o deslocamento intrínseco ($3d(L1)$) represente ou derive de pelo menos dos seguintes elementos: uma medida d deslocamento, uma velocidade, uma velocidade de deformação, uma medida de deformação.

12. Dispositivo (30, 50), de acordo com uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender meios para tratar em paralelo diferentes aquisições realizadas sobre diferentes eixos geométricos.

5 13. Dispositivo (30, 50), de acordo com uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender meios para efetuar medidas sucessivas de forma contínua.

10 14. Processo, destinado a medir propriedades viscoelásticas de tecidos biológicos, graças a um tratamento de ondas ultrassônicas refletidas por esses tecidos, quando são percorridos por uma onda de cisalhamento, esse processo sendo caracterizado pelo fato de um dispositivo, como definido em uma das reivindicações 1 a 13, que é utilizado, compreender:

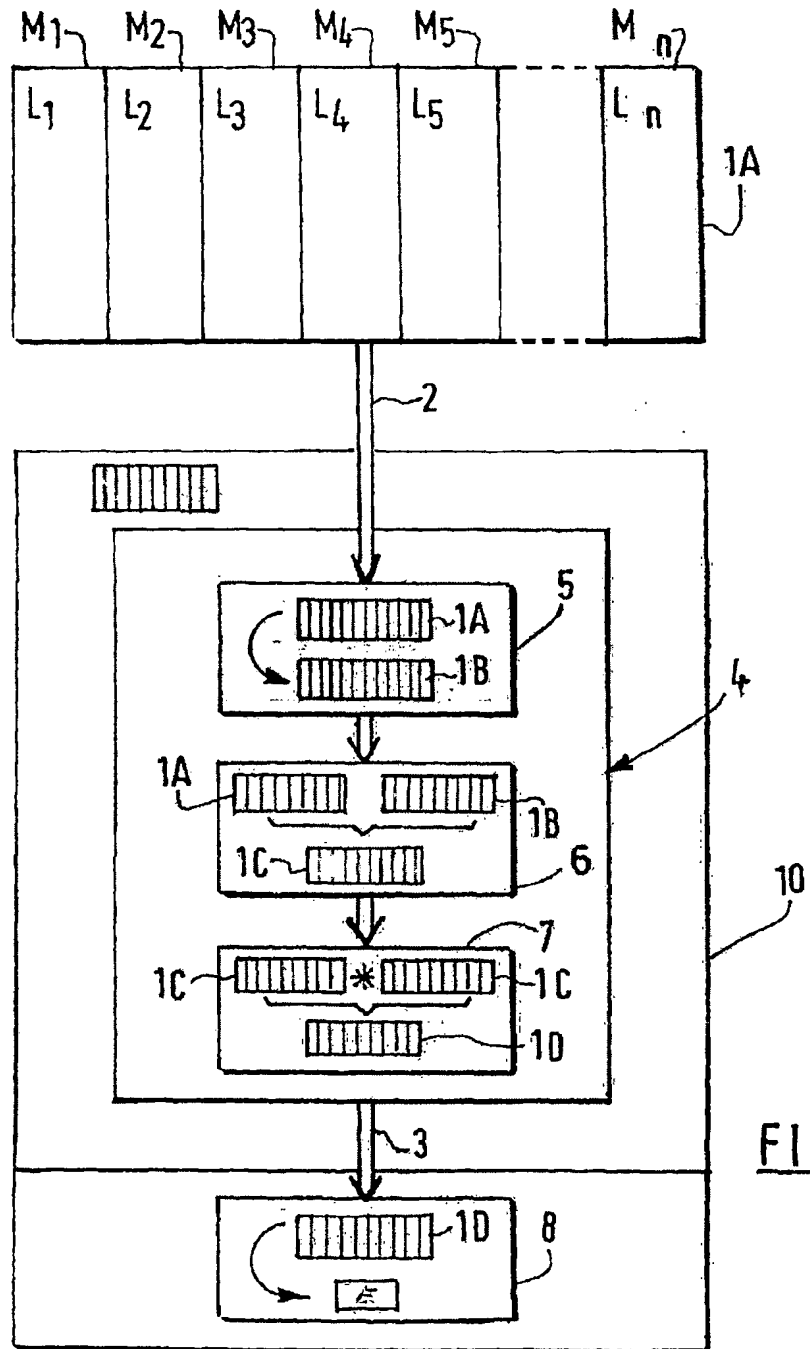
- a etapa que utiliza meios (M1, M2, M3) para formar linhas (L1, L2, L3) de dados tais que cada linha (L1, L2, L3) compreenda dados relativos às ondas ultrassônicas refletidas a partir de um mesmo tiro (T1, T2, T3);

15 - a etapa que utiliza meios (35) para determinar um parâmetro relativo (3b) ao deslocamento entre os tecidos e um transdutor que emite os tiros (T1, T2, T3);

20 - a etapa que utiliza meios (37) para calcular um deslocamento intrínseco do meio a partir de um conjunto de linhas (L1, L2, L3) que forma uma aquisição (3a); e

25 - a etapa que utiliza meios (36) para tratar duas primeiras linhas (L1, L2) ultrassônicas, com o auxílio do parâmetro relativo (3b), antes da ou durante a formação de segundas linhas (L3) ultrassônicas dessa mesma aquisição (3a), a fim de determinar o deslocamento intrínseco (3d(L1)) dos tecidos biológicos a partir desses primeiras linhas.

15. Sonda dedicada à medida de PV de tecidos biológicos por elastografia, caracterizada pelo fato de compreender um dispositivo, como definido em qualquer uma das reivindicações 1 a 13.



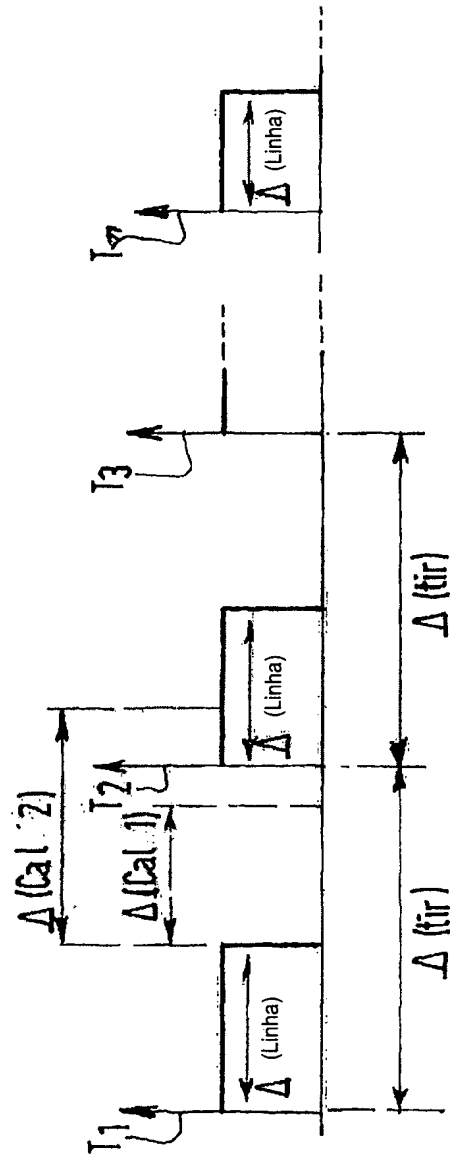


FIG.2

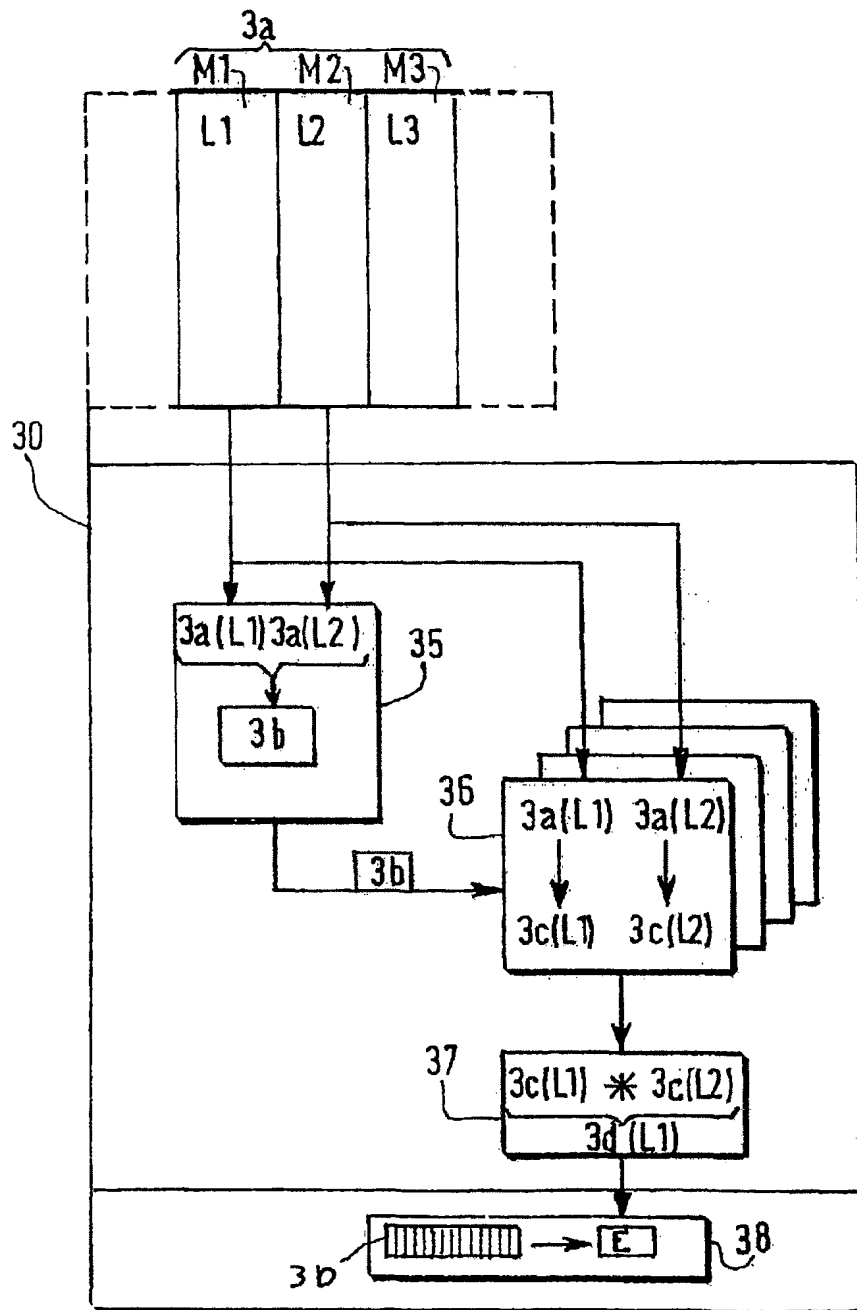


FIG.3

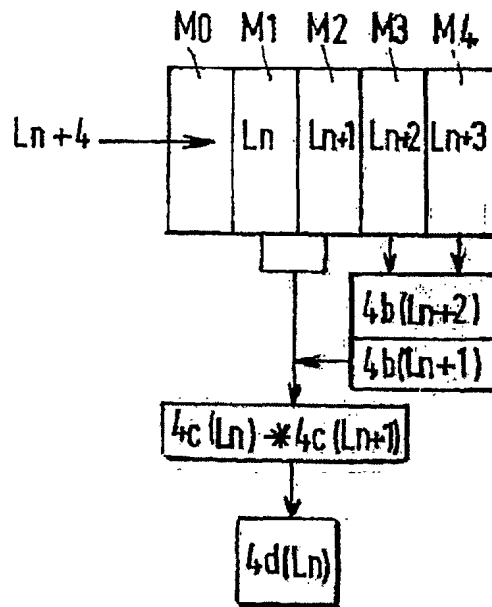


FIG. 4a

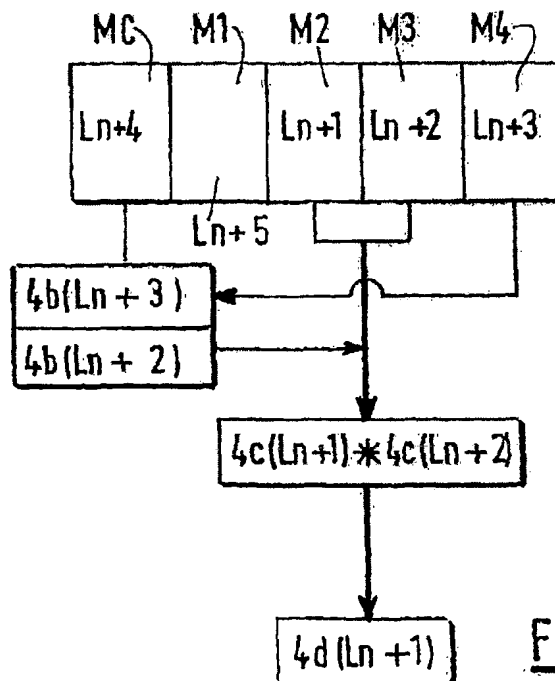
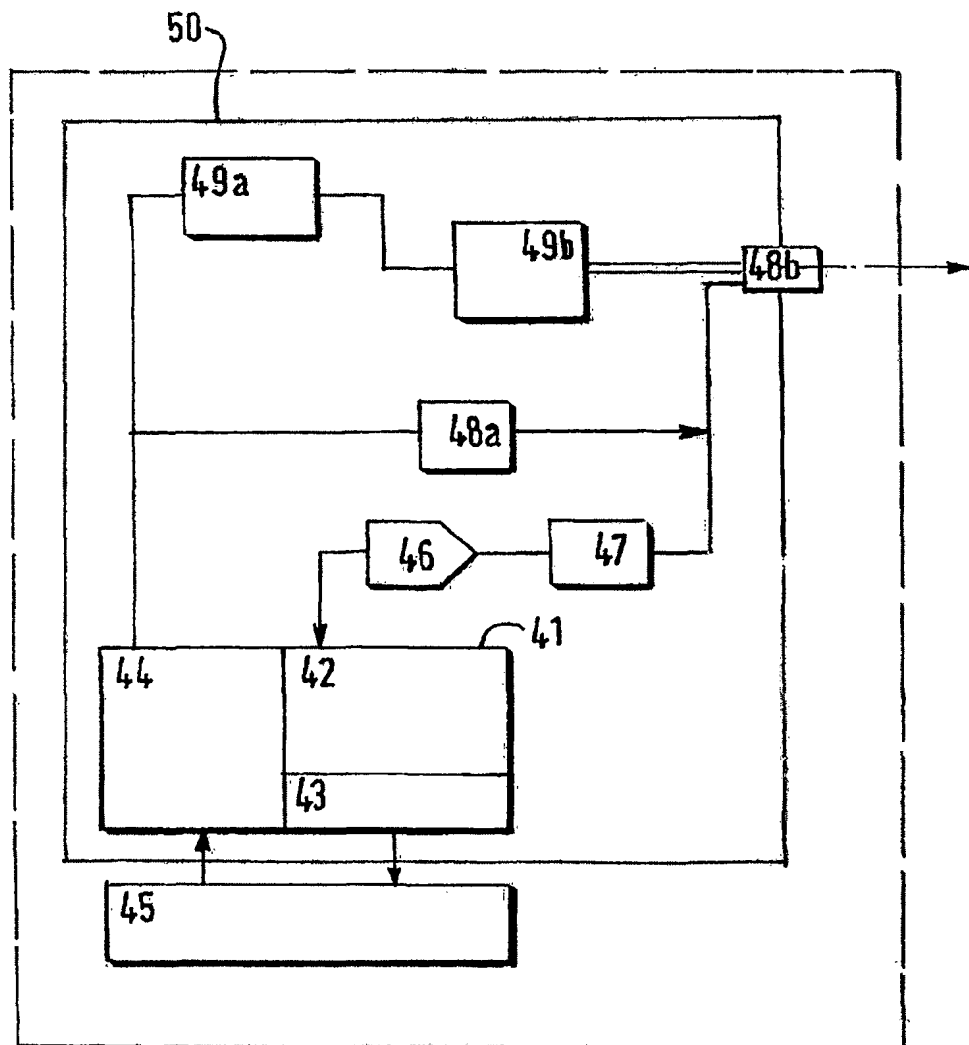


FIG. 4b

FIG. 5

RESUMO

Patente de Invenção: **"DISPOSITIVO PARA MEDIR PROPRIEDADES VISCOELÁSTICAS DE TECIDOS BIOLÓGICOS E PROCESSO QUE UTILIZA ESSE DISPOSITIVO"**.

5 A presente invenção refere-se a um dispositivo (30, 50) destinado a medir propriedades viscoelásticas de tecidos biológicos, graças a um tratamento de ondas ultrassônicas refletidas por esses tecidos, quando são percorridos por uma onda de cisalhamento, esse dispositivo compreendendo: meios (M1, M2, M3) para formar linhas (L1, L2, L3) compreendendo dados relativos às ondas ultrassônicas refletidas a partir de um mesmo tiro, 10 meios para determinar um parâmetro relativo (3b) ao deslocamento entre os tecidos e um transdutor que emite os tiros, e meios (36) para calcular um deslocamento intrínseco (3d) do meio a partir de um conjunto de linhas (L1, L2, L3), formando uma aquisição (3a). De acordo com a invenção, esse dispositivo é caracterizado pelo fato de compreender meios para tratar de primeiras linhas (L1, L2), ultrassônicas, com o auxílio do parâmetro relativo (3b), antes da ou durante a formação de segundas linhas (L3) ultrassônicas dessa mesma aquisição (3a), a fim de determinar um deslocamento intrínseco (3d) dos tecidos biológicos. 15