

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5430408号
(P5430408)

(45) 発行日 平成26年2月26日(2014.2.26)

(24) 登録日 平成25年12月13日(2013.12.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-554062 (P2009-554062)	(73) 特許権者	507098380
(86) (22) 出願日	平成20年3月20日 (2008.3.20)		エコサンス
(65) 公表番号	特表2010-522004 (P2010-522004A)		フランス・75013・パリ・アヴニュ・
(43) 公表日	平成22年7月1日 (2010.7.1)		ディタリー・153
(86) 国際出願番号	PCT/FR2008/000374	(74) 代理人	100108453
(87) 国際公開番号	W02008/135659		弁理士 村山 靖彦
(87) 国際公開日	平成20年11月13日 (2008.11.13)	(74) 代理人	100064908
審査請求日	平成23年2月23日 (2011.2.23)		弁理士 志賀 正武
(31) 優先権主張番号	07/02050	(74) 代理人	100089037
(32) 優先日	平成19年3月21日 (2007.3.21)		弁理士 渡邊 隆
(33) 優先権主張国	フランス (FR)	(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉
		(72) 発明者	ローラン・サンドラン
			フランス・92240・レーレーローゼ
			・リュ・ドゥ・ラ・フタイエ・2・ビス
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生物組織の粘弾性を測定するための装置及びその装置を用いる方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

せん断波が生物組織を走る際に生物組織によって反射される超音波を処理することで生物組織の粘弾性を測定するための装置(30、50)であって、

超音波ライン(L_1 、 L_2 、 L_3)を形成して、各超音波ライン(L_1 、 L_2 、 L_3)が同一のショット(T_1 、 T_2 、 T_3)から反射された超音波のデータを備えるようにするための手段(M_1 、 M_2 、 M_3)と、

前記生物組織と前記ショット(T_1 、 T_2 、 T_3)を放出するトランスデューサとの間の変位に関する相対的なパラメータ(3b)を求めるための手段(35)と、

取得値(3a)を形成する超音波ライン(L_1 、 L_2 、 L_3)の組から媒体の固有変位を計算するための手段(37)とを備え、

同一の取得値(3a)から第二の超音波ライン(L_3)を形成する前又は形成中に、前記相対的なパラメータ(3b)を用いて第一の超音波ライン(L_1 、 L_2)を処理して、前記第一の超音波ラインから前記生物組織の固有変位(3d(L_1))を求めるための手段(36)を備えることを特徴とする装置(30、50)。

【請求項 2】

所定の時間及び所定の深さに対する前記固有変位(3d(L_1))を計算するための手段を備えることを特徴とする請求項1に記載の装置(30、50)。

【請求項 3】

複数の固有変位(3d(L_1))を用いて時系列によるテーブル(3D)を形成し、該

10

20

テーブル(3D)の各コラム又はロウが前記固有変位(3d(L₁))が測定される深さの関数となるようにするための手段を備えることを特徴とする請求項1又は2に記載の装置(30、50)。

【請求項4】

固有変位(3d(L₁))の計算時間(Δ(計算1))が二つの連続する超音波ショット(T₁、T₂)間の時間間隔(Δ(ショット))未満であるようにするための手段を備えることを特徴とする請求項3に記載の装置(30、50)。

【請求項5】

第一の超音波ライン(L₁)に割り当てられたメモリ(M₁)を、その処理後に、後続の第二の超音波ライン(L₃)を記憶するために利用可能にする手段を備えることを特徴とする請求項4に記載の装置(30、50)。

10

【請求項6】

固有変位の計算専用の二つの第一のメモリ(M₁、M₂)及び取得されている超音波ライン(L₃)を記憶する第三のメモリ(M₃)で超音波を処理する手段を備えることを特徴とする請求項5に記載の装置(30、50)。

【請求項7】

同一の計算機が超音波ラインの形成及び固有変位の計算に係る演算を同時に実施することを特徴とする請求項1から6のいずれか一項に記載の装置(30、50)。

【請求項8】

超音波ライン(L₁、L₂、L₃)が同一の放出/受信素子からのものとなるようにする手段を備えることを特徴とする請求項1から7のいずれか一項に記載の装置(30、50)。

20

【請求項9】

複数の素子を備えた少なくとも一つのトランスデューサによる電子の集中によって超音波ラインが形成されるようにする手段を備えることを特徴とする請求項1から8のいずれか一項に記載の装置(30、50)。

【請求項10】

所定の基準に対する前記トランスデューサの位置等の外部的な物理的測定、心臓又は呼吸器の速度から得られる信号等の生物物理的測定値の成形、又は、超音波データから実施される計算を少なくとも用いることによって、測定された前記生物組織に対する前記トランスデューサの相対的な変位を計算する手段を備えることを特徴とする請求項1から9のいずれか一項に記載の装置(30、50)。

30

【請求項11】

前記固有変位(3d(L₁))が、変位の測定値、速度、変形速度、変形測定値のうち少なくとも一つを表すか又はそれらから派生するようにする手段を備えることを特徴とする請求項1から10のいずれか一項に記載の装置(30、50)。

【請求項12】

複数の幾何学軸に対して実施される複数の取得値を同時に処理する手段を備えることを特徴とする請求項1から11のいずれか一項に記載の装置(30、50)。

40

【請求項13】

連続的な測定を実施する手段を備えることを特徴とする請求項1から12のいずれか一項に記載の装置(30、50)。

【請求項14】

せん断波が生物組織を走る際に生物組織によって反射される超音波を処理することで生物組織の粘弾性を測定するための方法であって、請求項1から13のいずれか一項に記載の装置が使用され、

超音波ライン(L₁、L₂、L₃)を形成して、各超音波ライン(L₁、L₂、L₃)が同一のショット(T₁、T₂、T₃)から反射された超音波のデータを備えるようにするための手段(M₁、M₂、M₃)を用いる段階と、

50

前記生物組織と前記ショット (T_1 、 T_2 、 T_3) を放出するトランスデューサとの間の変位に関する相対的なパラメータ ($3b$) を求めるための手段 (35) を用いる段階と、

取得値 ($3a$) を形成する超音波ライン (L_1 、 L_2 、 L_3) の組から媒体の固有変位を計算するための手段 (37) を用いる段階と、

同一の取得値 ($3a$) から第二の超音波ライン (L_3) を形成する前又は形成中に、前記相対的なパラメータ ($3b$) を用いて二つの第一の超音波ライン (L_1 、 L_2) を処理して、前記第一の超音波ラインから前記生物組織の固有変位 ($3d(L_1)$) を求めるための手段 (36) を用いる段階とを備えた方法。

【請求項 15】

10

エラストグラフィによる生物組織の粘弾性測定専用のプローブであって、請求項 1 から 13 のいずれか一項に記載の装置を備えたプローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生物組織の粘弾性を測定するための装置及びその装置を用いる方法に関する。

【背景技術】

【0002】

エラストグラフィは、例えば、肝臓等の臓器、皮膚又は血管に関する診断、スクリーニング、その後の治療を可能にするために、生物組織の粘弾性 (viscoelastic property, 以下、VP と称する) の非侵襲性測定を実施する。

20

【0003】

このような方法は、例えば、参照としてその内容が本願に組み込まれる Echosens 社の特許文献 1 (2004 年 5 月 3 日出願) に記載されている。

【0004】

図 1 を参照すると、この方法を実施する装置 10 の動作は、以下の三段階によって実施される：

【0005】

- 装置 10 が超音波データを取得しメモリに記憶する第一段階。

30

【0006】

このため、一つ以上のトランスデューサによって、超音波を測定される組織へと放出する。

【0007】

各超音波の放出 (以下、ショットと称する) は、放出された超音波が拡散粒子を有する生物組織を伝播すると、反射超音波を発生させる。

【0008】

反射超音波に対するデータは、装置 10 によって収集可能であり、ショット i 中に反射された超音波からのデータは、専用メモリ M_i に記憶される超音波ライン L_i を形成する。

40

【0009】

一連のショット T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 、 T_5 ... T_n を備える VP 測定に特有の n 個の超音波ライン L_1 、 L_2 、 L_3 、 L_4 、 L_5 ... L_n の組は、メモリ M_1 、 M_2 、 M_3 、 M_4 、 M_5 ... M_n を用いて記憶される取得値 1A と称される。

【0010】

- 取得値 1A が第一計算機 5 に転送される第二段階 2。このような転送によって、取得値 1A を、以下で説明する計算専用の構成要素を用いて処理することが可能になる。

【0011】

- 測定された生物組織の VP の値 E を得るために処理計算からの結果を転送する第三段階 3。

50

【 0 0 1 2 】

値 E を得るため、装置 1 0 は、超音波の放出（トランスデューサは、5 0 0 H z 未満の低周波数の運動によって稼動される）及び／又は受信を行うトランスデューサに対する組織の距離に従って、測定された組織の変位のテーブル 1 D を得ることを目的とする一連の中間計算 4 を行う必要がある。

【 0 0 1 3 】

このため、第一計算機 5 は、測定された組織に対するトランスデューサからの相対的な変位のパラメータのテーブル 1 B を求める。

【 0 0 1 4 】

その後、計算機 6 は、相対的な変位パラメータのテーブル 1 B を用いて、取得値 1 A を補正し、トランスデューサの相対的な変位を補償する補正取得値 1 C が得られる。

10

【 0 0 1 5 】

最後に、計算機 7 は、補正取得値 1 C に基づいて、測定された組織に特有の組織の変位のテーブル 1 D を求める。この組織の変位を、以下、固有変位と称する。

【 0 0 1 6 】

この演算は、自己相関、相互相関として知られる方法によって、より一般的には超音波信号から変位を測定する何らかの方法によって、行うことができる。

【 0 0 1 7 】

i i) 固有変位のテーブル 1 D から、測定された組織の V P の E の測定が、計算機 8 によって求められる。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 8 】

【 特許文献 1 】 仏国特許出願第 2 8 6 9 5 2 1 号明細書

【 特許文献 2 】 仏国特許出願第 0 6 5 2 1 4 0 号明細書

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 9 】

本発明は、このような装置 1 0 が欠点を有するという知見に因るものである。特に、この装置は、取得値 1 A、相対的な変位パラメータのテーブル 1 B、補正取得値 1 C、及び／又は固有変位のテーブル 1 D を記憶するために、比較的大型の多数のメモリ M_i を必要とする。

30

【 0 0 2 0 】

このような場合、特に、高速データ処理（数メガバイト／秒）用の手段が必要とされるため、それらのメモリのコスト及びサイズは大きくなる。従って、そのようなメモリを備えた装置 1 0 のコスト及びサイズも、それに比例して増大する。

【 0 0 2 1 】

更に、装置 1 0 に対する、多量のデータ転送を管理する必要がある。このため、装置 1 0 は、そのコスト及びサイズを更に増大させてしまう多数のデータ転送手段を備える。

【 0 0 2 2 】

40

更に、その計算及び転送は、一連の超音波ショットの放出からそれに関連する V P 測定を受領までの間にかなりの時間を必要とする。

【 0 0 2 3 】

例えば、取得値 1 A の記憶は典型的に、一次元のパルス化エラストグラフィにおける 1 0 0 m m のオーダの最大深さに対して、1 0 0 m s のオーダの期間を必要とする。

【 0 0 2 4 】

更に、装置 1 0 内におけるデータの転送及び要求される多様な計算の実施に必要な期間は、単一の深さ軸を考慮する場合、数秒に達する。

【 0 0 2 5 】

最後に、転送されるデータは互いにグループ化されて、典型的には数メガバイトの容量

50

を有する。それらデータグループの高速転送は、高価な高速コネクションの使用を必要とする。低速コネクションを用いたのでは、転送時間が数秒増大する。典型的には、4メガバイトのサイズの取得値1Aの転送2には、10mbpsのコネクションを用いて3.4秒かかる。

【課題を解決するための手段】

【0026】

本発明は、上述の問題点を少なくとも一つ解決することを目的とする。これが、本発明が、せん断波が生物組織を走る際に生物組織によって反射される超音波の処理を用いて生物組織のVPを測定することを目的とする装置に関係している理由である。本装置は、

- 同一のショットの反射から発生する超音波に対する相対的なデータを各超音波ラインが備えるように超音波ラインで取得値を形成するための手段と、

- 組織に関する超音波トランスデューサの変位に対する相対的なパラメータを求めるための手段とを備える。本装置は、同一の取得値から第二の超音波ラインを取得する前に、相対的なパラメータを用いて取得値の第一の超音波ラインを処理して、それらの第一のラインから生物組織の固有変位を求めるための手段とを備えることを特徴とする。

【0027】

このような装置によって、取得中に、つまり、同一の取得値からラインが形成される際に、超音波ラインを処理することが可能になる。

【0028】

従って、取得値の処理時間が大幅に減少する。何故ならば、本発明による装置は、取得値の第一のラインが形成されるや否や、取得値のラインを処理し始めることができるからである。

【0029】

思い出して頂きたいのは、従来技術において、取得値の処理は、その取得値の最後のラインが形成された際に、開始されていたということである。

【0030】

本発明により、取得値の多数のラインが、その取得値の最後のラインが形成される前に処理されるようになった。従って、測定された組織の固有変位の測定値を得るのに必要な時間が大幅に減少する。

【0031】

一般的に、 Δ （計算）を二つのラインの処理時間、 n を取得値のラインの数として、データ転送時間をゼロと仮定すると、従来技術で行われる取得は、最短でも、取得の終わりから $(n - 1) \times \Delta$ （計算）よりも長い時間の後に終了するものとなる。

【0032】

同様の状況下において、本発明による装置は、取得の終わりから数えて Δ （計算）のオーダーの時間の後に取得値の処理を完了することができる。

【0033】

本発明による装置は、ラインの処理に必要なメモリ及びデータ転送の数を大幅に減少させるという利点も有する。

【0034】

実際、限られた数のメモリのみが少ない数のラインを記憶するために実装され得る。何故ならば、処理及び/又は取得が行われているラインのみを記憶すればいいからである。

【0035】

実際、既に処理されたラインの記憶は必要ではなく、このような既に処理されたラインに割り当てられたメモリは解放されて、他のラインに割り当てられ得る。

【0036】

一実施形態では、本装置は、所定の時間及び深さに固有の変位を計算するための手段を備える。

【0037】

一実施形態によると、本装置は、多様な固有変位を求めて、それらの固有変位で少なく

10

20

30

40

50

とも一つの時系列的なテーブルを形成するための手段を備える。そのテーブルの各コラムは、固有変位が測定される深さの関数である。

【 0 0 3 8 】

一実施形態では、本装置は、固有変位の計算時間が、二つの連続する超音波ショット間の時間間隔未満であるようにする手段を備える。

【 0 0 3 9 】

一実施形態によると、本装置は、第一の超音波ラインに割り当てられたメモリが、その処理後に、後続の超音波ラインを記憶するために利用可能となるようにする手段を備える。

【 0 0 4 0 】

10

一実施形態では、本装置は、取得中のライン (L_{n+2}) と、進行中の固有変位の計算に対応する二つのラインのみが装置によって記憶されるようにする手段を備える。

【 0 0 4 1 】

一実施形態によると、同一の計算機が、超音波ラインの形成に関係する演算及び固有変位の計算に関係する演算を同時に実施する。

【 0 0 4 2 】

一実施形態では、本装置は、処理された超音波ラインが単一の放出 / 受信素子からのものとなるようにする手段を備える。

【 0 0 4 3 】

一実施形態によると、本装置は、超音波ラインが、複数の素子を備えた少なくとも一つのトランスデューサによる電子の集中によって形成されるようにする手段を備える。

20

【 0 0 4 4 】

一実施形態では、本発明は、

- 所定の基準に対するトランスデューサの位置等の外部的な物理的測定、
- 心臓又は呼吸器の速度から得られる信号等の生物物理的測定の成形、又は、
- 超音波データから実施される計算

を少なくとも用いることによって、測定された組織に対するトランスデューサの相対的な変位を計算する手段を備える。

【 0 0 4 5 】

一実施形態では、本装置は、固有変位が、変位の測定値、速度、変形速度、変形測定値のうち少なくとも一つを表す又はそれらから派生するようにする手段を備える。

30

【 0 0 4 6 】

一実施形態によると、本装置は、複数の幾何学軸に対して実施される複数の取得値を同時に処理する手段を備える。

【 0 0 4 7 】

一実施形態では、本装置は、測定を連続的に実施する手段を備える。

【 0 0 4 8 】

また、本発明は、上述の実施形態の一つによる装置を実施するための方法にも関する。

【 0 0 4 9 】

また、本発明は、エラストグラフィによって生物組織のVPを測定するため専用のプローブにも関する。そのプローブは、上述の実施形態の一つによる装置を備える。

40

【 0 0 5 0 】

本発明の他の特徴及び利点は、添付図面を参照する例示的で非限定的な以下の本発明の実施形態の説明によって明らかになるものである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 1 】

【 図 1 】 従来のVP測定装置の流れ図である。

【 図 2 】 取得中に実施される様々な時間間隔を示す。

【 図 3 】 本発明によるVP測定装置の流れ図である。

【 図 4 a 】 本発明の第二実施形態によるVP測定装置の流れ図である。

50

【図 4 b】本発明の第二実施形態による V P 測定装置の流れ図である。

【図 5】本発明のよる V P 測定装置の電子回路図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 5 2 】

本発明による装置は、エラストグラフィによって、つまり、せん断波が生物組織を走る際に生物組織によって反射される超音波の処理を用いて、生物組織の V P を測定する。

【 0 0 5 3 】

図 2 を参照すると、このような装置は、超音波のショット T_1 、 T_2 、 T_3 ... T_n を用い、その超音波の周波数は典型的に 1 から 10 MHz の間であり、更に一般的には 0.1 から 40 MHz の間である。

10

【 0 0 5 4 】

ショットは、0.1 ms から 2 ms の間、更に一般的には 0.05 ms から 10 ms の間の各ショット間の時間間隔 Δ (ショット) で行われる。

【 0 0 5 5 】

各ショット後、ショット T_1 、 T_2 、 T_3 ... T_n によって反射された波に対するデータを用いて、50 から 100 μ s の間、更に一般的には 5 から 1000 μ s の間の期間 Δ (ライン) のライン L_1 、 L_2 、 L_3 ... L_n を形成する。

【 0 0 5 6 】

媒体の V P 測定は、弾性せん断波の伝播に対する相対的なパラメータ (せん断速度や粘性等) の測定から実施される点にも留意されたい。ここで、その速度は典型的には 1 から 10 m/s の間であり、更に一般的には 0.1 から 20 m/s の間である。

20

【 0 0 5 7 】

例として、測定される V P は、せん断弾性率 (μ とする) であり、せん断速度 (V_s) の測定から、以下の数式を用いることによって得られる：

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

ここで、 ρ は、対象となる媒体の密度である。

【 0 0 5 8 】

せん断波は、組織表面に配置された電気力学的トランスデューサ、生物物理的な活動 (心臓や呼吸器の活動) に関連する組織内部の放出圧力や運動によって遠隔的に組織を変位させるために用いられる超音波トランスデューサ等の手段によって、発生される。

30

【 0 0 5 9 】

本発明の第一変形例では、本発明による装置が、計算及び転送手段を備えるものとされる。これによって、本装置は、ラインを形成するために必要な時間 Δ (ライン) を引いた二つの連続するショット間の時間間隔 Δ (ショット) 未満の計算時間 Δ (計算 1) 中に、二つの連続的に形成されたライン L_1 、 L_2 を備えた部分的な取得値から、

- 測定された装置に対するトランスデューサの変位に関する相対的なパラメータ、
- 補正された部分的な取得値、及び
- 固有変位

を求めることができるようになる。

【 0 0 6 0 】

この場合、図 2 に破線で示されるように、本発明による装置は、二つのメモリ M_1 及び M_2 を用いてラインを処理可能であり、各メモリは単一のラインの形成専用となる。

40

【 0 0 6 1 】

この演算を繰り返すことによって、本発明による装置は、第二の複数のラインが形成される際に二つの第一のラインの固有変位を処理する。

【 0 0 6 2 】

実際、メモリの内容 L_1 は、処理されたライン L_1 及び L_2 に対して続いて形成される新しいライン L_3 に関するデータに置換され得る。従って、ライン L_2 及び L_3 に対しては、ライン L_1 及び L_2 と同様にして、

- 変位に関する第二のパラメータ、

50

- 第二の補正された部分的な取得値、及び
- 第二の固有変位

を求めることができる。

【 0 0 6 3 】

上述のように、このような演算は、時間を大幅に節約し、少ないデータ処理及び転送手段しか必要としない。何故ならば、ラインは、ライン形成の際に処理されるからである。

【 0 0 6 4 】

本発明の第二変形例では、図 2 に実線で示されるように、実施される。計算時間 Δ (計算 2) は、ライン形成時間 Δ (ライン) を引いたショット時間間隔 Δ (ショット) よりも長い。

【 0 0 6 5 】

この場合、本発明による装置は、三つのメモリ M_1 、 M_2 及び M_3 で動作して、一つのメモリ内に形成中の一つのラインを記憶する一方、他の二つのメモリは、既に形成されていて処理されている二つのラインを記憶する。

【 0 0 6 6 】

より詳細には、装置 30 (図 3) は、超音波データのライン L_1 、 L_2 及び L_3 で部分的な取得値 3a を利用する手段を備える。

【 0 0 6 7 】

この部分的な取得値 3a には、従来技術による取得値 1A に対して必要とされるメモリよりも小さいサイズのメモリが利用される点には留意されたい。

【 0 0 6 8 】

効果的には、また、本発明によると、第一の超音波ライン L_1 及び L_2 は、この同一の取得値から第二のラインが形成される前に、組織に対するトランスデューサの変位に関する相対的なパラメータ 3b によって、処理される。

【 0 0 6 9 】

このため、装置 30 は、関連する超音波トランスデューサ (一般的には超音波放出 / 受信トランスデューサ) と測定された組織との間の変位に対する相対的なパラメータ 3b を求めることによって、第一のライン L_1 及び L_2 に限定された部分的な取得値 3a (L_1) 3a (L_2) を処理する計算機 35 を備える。

【 0 0 7 0 】

更に、装置 30 は、補正された部分的な取得値 3c (L_1) 3c (L_2) を求める計算機 36 を備え、これによって、生物組織の固有変位 3d (L_1) を、計算機 37 を用いて、時間 t 及び深さ z において得ることができるようになる。

【 0 0 7 1 】

計算機 38 によってラインを連続的に処理することで、様々な固有変位 3d (L_i) を得ることができ、図 1 に示される従来技術により形成されるテーブル 1D と同様のテーブル 3D が徐々に形成されるようになる。

【 0 0 7 2 】

より詳細には、テーブル 3D からの各コラムは、同一のショットに対して、つまり、所定の時間 t において固有変位 3D が測定される深さ z に対して、測定された固有変位を含む。

【 0 0 7 3 】

しかしながら、そのテーブルを得るために必要な計算時間は大幅に減少する。何故ならば、ラインが形成され処理される際に実施されるからである。

【 0 0 7 4 】

更に、既に処理されている第一の超音波ライン L_1 に関するデータを記憶するために用いられていたメモリを、利用可能になる。

【 0 0 7 5 】

一実施形態では、同一の計算機 36 が、超音波ライン L_1 及び L_2 の記憶に関連する演算及びこれらのラインからの固有変位の計算に関連する演算を同時に実施する。

【 0 0 7 6 】

このため、この計算機は、ライン L_1 及び L_2 に対する相対的なデータ、変位に対する相対的なパラメータ 3 b (計算機 3 5 によって求められる) を同時に受信する。

【 0 0 7 7 】

図 4 a 及び 4 b を参照して、本発明による超音波ライン処理方法の第二実施形態を説明する。

【 0 0 7 8 】

本方法によると、5つのメモリ M_0 、 M_1 、 M_2 、 M_3 及び M_4 を実装して、 m 個のラインを備える取得値に対するデータのライン L_i を記憶する。従って、 i は 1 から m まで変化する。

10

【 0 0 7 9 】

図 4 a は、ライン L_{n+4} が形成されている際のメモリ M_0 、 M_1 、 M_2 、 M_3 、 M_4 の使用を例示する。この段階において：

- メモリ M_0 は、ライン L_{n+4} の取得又は形成専用である。
- メモリ M_1 及び M_2 はそれぞれ、ライン L_n 、 L_{n+1} 専用である。それらのラインは、補正された部分的な取得値 $4c(L_n)$ 、 $4c(L_{n+1})$ を用いて、固有変位 $4d(L_n)$ を求めるために処理されている。
- メモリ M_3 及び M_4 はそれぞれ、変位に対する相対的なパラメータ $4b(L_{n+2})$ を求めるために処理されているライン L_{n+2} 、 L_{n+3} 専用である。

20

【 0 0 8 0 】

計算のこの段階において、変位に対する相対的なパラメータ $4b(L_{n+1})$ は、ライン L_{n+1} 及び L_{n+2} から前段階中に計算されて記憶されている点には留意されたい。

【 0 0 8 1 】

図 4 b は、ライン L_{n+5} が形成されている際のメモリ M_0 、 M_1 、 M_2 、 M_3 、 M_4 の使用例を例示する。この段階において、ライン L_n は最早必要ではなく、消去され得て、以下ようになる：

- メモリ M_1 はライン L_{n+5} の取得専用である。
- メモリ M_2 及び M_3 はライン L_{n+1} 、 L_{n+2} を記憶したままである。ライン L_{n+1} 、 L_{n+2} は、以後、これら二つのラインに対して予め計算され記憶されている相対的な変位パラメータ $4b(L_{n+1})$ を用いて、固有変位 $4d(L_{n+1})$ を求めるのに使用される。
- メモリ M_4 及び M_0 はそれぞれ、ライン L_{n+3} 、 L_{n+4} 専用である。ライン L_{n+3} 、 L_{n+4} は、以後、相対的な変位パラメータ $4b(L_{n+4})$ を求めるのに使用される。

30

【 0 0 8 2 】

計算のこの段階において、ライン L_{n+2} 及び L_{n+3} から求められた相対的な変位パラメータは、前段階において計算されて記憶されている。

【 0 0 8 3 】

まとめると、メモリ M_0 、 M_1 、 M_2 、 M_3 及び M_4 は、ラインの形成、変位に対する相対的なパラメータを計算するためのそのラインの記憶、又は、固有変位を計算するためのそのラインの記憶に逐次割り当てられる。

40

【 0 0 8 4 】

本発明による装置は非常に小型である点に留意されたい。これによって、専用ユニット上のプローブからオフセットされなければならない従来技術による装置 1 0 とは対照的に、本装置をプローブのヘッド内部に配置することが可能になる。

【 0 0 8 5 】

装置の位置は別にして、ラインを形成するために実装されるトランスデューサは、生物組織によって反射された超音波を電気信号に変換する目的の素子の一つ以上有し得る。

【 0 0 8 6 】

複数の素子を用いる場合、超音波ラインは、複数の素子を備える少なくとも一つのトラ

50

ンスデューサでチャンネルを形成することによって得られる電子の集中で、形成され得る。

【 0 0 8 7 】

更に、測定された組織に対するトランスデューサの相対的な変位は、上述の実施形態における超音波データから実施される計算によって得られる。

【 0 0 8 8 】

しかしながら、この相対的な変位は、外部的な物理的測定（所定の基準に対するトランスデューサの位置等）や、生物物理的測定（心臓又は呼吸器の速度から得られる信号等）の成形によっても求めることができる。

【 0 0 8 9 】

多様パラメータにより組織の固有変位を求めることによって、本発明の様々な変形例も可能である。それらの多様なパラメータとしては、変位の測定値、速度、変形速度、変形測定値というパラメータのうちの少なくとも一つや、そのようなパラメータの派生物が挙げられる。

10

【 0 0 9 0 】

同様に、本発明は、本発明による同一の取得に対する特定のラインを並列システムで処理することによっても実施可能である。この場合、様々な相対的な変位パラメータが、図 3 に示されるような固有変位 3 d を得るために、同時に得られる。

【 0 0 9 1 】

その取得時間の減少は、最後のショットが放出されるのと事実上同時に V P を測定することを可能にするようなものである。

20

【 0 0 9 2 】

このような高速性によって、装置の使用がより容易になり、様々な動作方法を導入することが可能になる。例えば、“逐次”動作方法（装置が、限られた数の取得を実施する）又は“連続”若しくは“実時間”動作方法（装置が測定された組織の V P 値を連続的に測定する）を導入することができる。

【 0 0 9 3 】

有利には、本装置は、媒体の V P が表示される視覚的ディスプレイを備える。V P は取得値が様々な形式とされる際にアップデート可能であり、例えば、瞬間的な値を保持することによって、取得の開始時からの中央値又は平均値を保持することによって、固定期間（例えば 2 秒間）からの中央値又は平均値を保持することによって行われる。

30

【 0 0 9 4 】

本発明による装置 5 0 の線図を図 5 を用いて以下説明する。

【 0 0 9 5 】

装置 5 0 は、単素子超音波トランスデューサ 4 8 b の変位を可能にするリニアモータ 4 9 b を備える。従って、従来技術において知られているように、超音波トランスデューサは、低周波弾性波を発生させるためのポイントとして、また、超音波によるこの波を可視化するためのツールとして用いられる。電子システムは、弾性波を発生させるのに十分な出力をモータ 4 9 b に持たせることを可能にするアンプ 4 9 a も含む。

【 0 0 9 6 】

アンプ 4 8 a は、トランスデューサ 4 8 b が、超音波を発生させるのに十分な出力をトランスデューサ 4 8 b に持たせることを可能にする。

40

【 0 0 9 7 】

また、電子システムは、本発明において上述した超音波ラインを計算機 4 1 に提供するために、プリアンプ及びフィルタリングシステム 4 7 とアナログ・デジタル変換器 4 6 も備える。

【 0 0 9 8 】

計算機 4 1 は、同一の物理的構成要素内に以下の素子を集約する：

- 一連の超音波ショット及び弾性波の放出を制御可能にする取得コントローラ 4 4 、
- 本願発明を実現する変位計算機 4 2 、
- 任意で、4 2 からのデータを用いて所望の弾性測定値を得る弾性計算機 4 3 。

50

【 0 0 9 9 】

任意で、計算機 4 1 は、ユーザインターフェース 4 5 の管理も行うことができ、装置の全計算機能を非常に小さいサイズ内に集積可能にする。

【 0 1 0 0 】

従って、この装置は、全機能をトランスデューサ自体の近傍に集積することを可能にする。これによって、データの転送及び中間記憶を可能限り限られたものにすることが可能になる。このことは複数の利点を有し、特に、装置の全体的な小型化、測定される信号のコスト又は質に関して利点を有する。

【 0 1 0 1 】

本発明は、特に多様な動作を実施することによって、その変形例が考えられるものであり、連続的又は非連続的である三つ以上のラインによる相対的な変位パラメータの決定等が挙げられる。

10

【 0 1 0 2 】

一変形例において、本装置は複数のトランスデューサ又は素子を備え、ショット i に対応する超音波ラインが、時間に応じた素子の様々なグループから受信されたデータによって形成されたマトリクスになる。

【 0 1 0 3 】

一変形例において、本装置は、本願において参照としてその内容が組み込まれる E c h o s e n 社の特許文献 2 (2 0 0 6 年 6 月 1 5 日出願) のようなトランスデューサと関連付けられる。

20

【 0 1 0 4 】

このような装置は、複数の幾何学軸に対して同時に行われる複数の取得値を処理する。

【 0 1 0 5 】

本発明を、上述の例により説明してきた。当業者は、人間又は動物の臓器の弾性を測定するための装置及び方法の様々な変形例を、特に、上述の装置及び / 又は方法を内視鏡検査、腹腔鏡検査又は生検装置及び / 又は方法と組み合わせたり、本願の範囲から必ずしも逸脱しないタイプの他の装置又は方法と組み合わせたりすることによって、実行することのできる立場にあるということを理解されたい。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 6 】

30

3 0 装置

3 5、3 6、3 7、3 8 計算機

4 1 計算機

4 2 変位計算機

4 3 弾性計算機

4 4 取得コントローラ

4 5 ユーザインターフェース

4 6 アナログ・デジタル変換器

4 7 プリアンプ及びフィルタリングシステム

4 8 a、4 9 a アンプ

40

4 8 b トランスデューサ

4 9 b モータ

5 0 装置

【 図 5 】

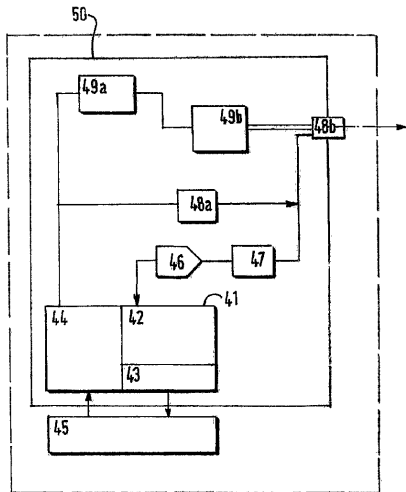


FIG. 5

フロントページの続き

(72)発明者 シルヴァイン・ヨン

フランス・９２２６０・フォンテナ・オウ・ローゼ・リュ・ボチコート・１０１

審査官 杉田 翠

(56)参考文献 特表２００２－５３８９１１（ＪＰ，Ａ）

特表２００６－５０００８９（ＪＰ，Ａ）

特表２００３－５３０９４１（ＪＰ，Ａ）

特開平１１－２０６７７０（ＪＰ，Ａ）

特開２０００－０１４６６７（ＪＰ，Ａ）

米国特許出願公開第２００６／０２０７３４３（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	用于测量生物组织的粘弹性的装置和使用该装置的方法		
公开(公告)号	JP5430408B2	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	JP2009554062	申请日	2008-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	爱科森股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	Ekosansu		
当前申请(专利权)人(译)	Ekosansu		
[标]发明人	ローランサンドラン シルヴァインヨン		
发明人	ローラン・サンドラン シルヴァイン・ヨン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52026 G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	村山彦 渡边 隆		
优先权	2007002050 2007-03-21 FR		
其他公开文献	JP2010522004A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

装置 (30) 具有计算单元 (37) , 用于从形成采集 (3a) 的一组超声线 (L1-L3) 计算介质的固有位移。提供处理单元 (36) , 用于在获取 (3a) 的超声线 (L3) 形成之前或期间借助于相对参数 (3b) 处理超声线 (L1 , L2) 以确定固有位移 (3d-L1) 来自超声线 (L1 , L2) 的生物组织。对于通过处理由生物组织反射的超声波测量生物组织的粘弹性特性的方法, 还包括独立权利要求。

【 図 3 】

