

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-325704
(P2006-325704A)

(43) 公開日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2005-150478 (P2005-150478)	(71) 出願人	000005821 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(22) 出願日	平成17年5月24日 (2005.5.24)	(74) 代理人	100101454 弁理士 山田 卓二
		(72) 発明者	鈴木 隆夫 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	萩原 尚 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	加藤 真 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

最終頁に続く

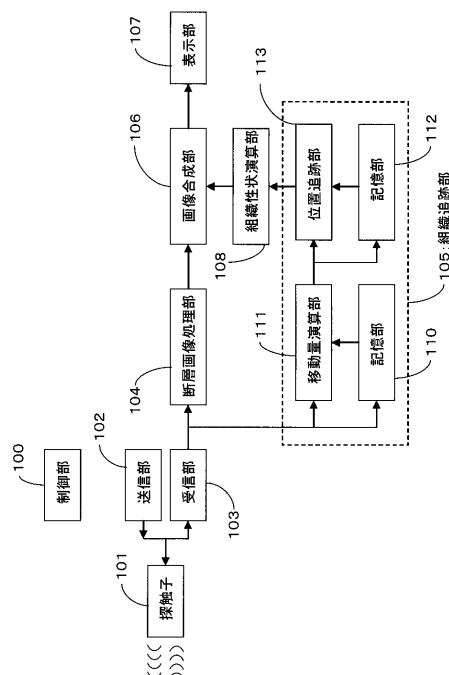
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 被検体組織の2次元の動きを精度よく追跡することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置hが、被検体内に設定された計測点に対して少なくとも2つの異なる偏向角をもって超音波を送受信する探触子101、送信部102、受信部103と、各々の超音波送受信方向に沿った計測点の移動量を求める移動量演算部111と、異なる偏向角をもって送受信した超音波送受信方向に沿った少なくとも2つの移動量から計測点の2次元又は3次元の移動量を求めるとともに、計測点の2次元又は3次元の移動量を計測点の移動前の位置に加えて計測点の2次元又は3次元の動きを追跡する位置追跡部113を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に設定された計測点に対して少なくとも 2 つの異なる偏向角をもって超音波を送受信する手段と、

各々の超音波送受信方向に沿った計測点の移動量を求める手段と、

異なる偏向角をもって送受信した超音波送受信方向に沿った少なくとも 2 つの移動量から上記計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量を求める手段と、

上記計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量を上記計測点の移動前の位置に加えて上記計測点の 2 次元又は 3 次元の動きを追跡する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

異なる偏向角を与えた少なくとも 2 つの超音波のそれぞれによって被検体を断面又はボリュームを走査する手段と、

上記被検体内に 2 次元又は 3 次元に設定された複数の計測点のそれぞれの超音波送受信方向の移動量を求める手段と、

上記複数の計測点のそれぞれについて、異なる偏向角を有する超音波送受信方向に沿った少なくとも 2 つの移動量から計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量を求める手段と、

上記複数の計測点のそれぞれについて、上記 2 次元又は 3 次元の移動量を計測点の移動前の位置に加えて 2 次元又は 3 次元の動きを追跡する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

上記超音波送受信方向に沿った計測点の移動量、又は上記計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量、若しくはそれらの両方を記憶する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

上記 2 つの超音波送受信方向に沿った計測点の移動量を求める手段は、それぞれの超音波送受信方向について計測点の移動量を複数回求めると共にこれら複数回求めた移動量を補間して、上記 2 つの超音波送受信方向に沿った計測点の移動量を時間差無く求めることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

上記検出した 2 次元または 3 次元の動きを追跡した結果から被検体の組織性状を表す値を算出する手段をさらに有し、上記組織性状を表す値は、少なくとも被検体組織の厚み変化量、速度、歪み、弾性率、粘性率のいずれかであることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

上記 2 次元または 3 次元の動きを追跡した後は、被計測組織の動きと平行な方向に偏向させた超音波をもって被計測組織の動きを追跡することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

上記 2 次元または 3 次元の動きの追跡は、超音波送受信中定期的に行なうことを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

上記 2 次元または 3 次元の動きの追跡は、超音波送受信停止時から超音波送受信を開始した直後に行なうことを特徴とする請求項 6 又は 7 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体組織の動きを追跡する超音波診断装置、及び、追跡波形から組織性状を求める超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

10

20

30

40

50

超音波診断装置は、超音波を被検体に発信すると共に被検体の組織で反射された超音波（反射エコー信号）を受信し、この受信した超音波の強度を輝度に変換することで、被検体の断層画像を得るものである。また、超音波診断装置の一形態として、反射エコー信号の位相を解析することにより被検体組織の動きを精密に測定し、その測定結果をもとに被検体組織の歪み、弾性率や粘性率などの組織性状を求める試みが為されている。

【0003】

例えば、特許文献1には、反射エコー信号を検波して得られた出力信号の振幅と位相を用いて、被検体の瞬間的な位置を決定することによって被検体組織の追跡を高精度に行ない、拍動による大振幅変位運動に重畳している微小振動を捕らえる方法が記載されている。

10

【0004】

図12を用いて、特許文献1に開示された被検体組織追跡方法を説明する。被検体の同一方向に対して、時刻 $t = 0$ に送信された超音波パルスの受信エコー信号を $y(t)$ 、時刻 $t = T$ に送信された超音波パルスのエコー信号を $y(t + T)$ とする。また、ある位置（深度） x にある計測点から反射されたエコーの受信時刻 t_x は、パルス送信時刻を $t = 0$ とすると、 $t_x = x / (C / 2)$ [C : 被検体内を伝播する超音波の速度] で与えられる。次に、受信エコー信号 $y(t_x)$ と $y(t_x + T)$ の位相差を、受信時刻 t_x 付近における超音波の中心周波数を f とすると、この時間 T 内の計測点の移動量 Δx は次の式(1)で与えられる。

【数1】

$$\Delta x = -C \cdot \Delta \theta / 4 \pi f \quad \dots \text{式(1)}$$

20

従って、 T 後の物体 A の位置 x' は次の式(2)で与えられる。

【数2】

$$x' = x + \Delta x \quad \dots \text{式(2)}$$

【0005】

この計算を繰り返すことで、被検体内の特定の計測点の位置を追跡できる。つまり、位置（深度） x' から反射されたエコーの受信時刻を $t_{x'}$ とすると、受信エコー信号 $y(t_{x'} + T)$ と $y(t_{x'} + 2T)$ の位相差をもとに、式(1)と式(2)から $2T$ 後の計測点の位置 x'' を求めることができる。

30

【0006】

特許文献2には、特許文献1の方法をさらに発展させ、心拍による血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密に追跡し、大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求め、その差から血管壁の歪み量を計測し、歪み量と血圧差から局所弾性率を求める方法および、弾性率の空間分布を画像表示する装置が記載されている。

【0007】

図13を参照して、特許文献2に開示された弾性率算出方法を説明する。同文献によれば、探触子101は被検体に対して超音波を照射し、血管、特に動脈からのエコーを受信する。血管壁に測定点 A, B（血管の中心軸を含む横断面上にあって該中心軸から径方向に異なる距離を有する2点）を設定し、測定点 A, B からの受信信号を特許文献1に示された方法で解析し、測定点 A, B の動きを追跡する。ここで、動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、心臓収縮期には血管自体は膨張すると共に、急激に血管壁の厚みが減少し、心臓拡張期には血管自体は収縮すると共に、ゆっくりと血管壁の厚みが増加する。そのため、測定点 A, B は、追跡波形 T_A , T_B で示す周期的な挙動を示し、これらの追跡波形 T_A , T_B の差から測定点 A - B 間の厚み（距離）変化波形 W が求まる。

40

【0008】

したがって、厚み変化波形 W の変化量を ΔW 、測定点初期化時の基準厚みを W_s とすると、測定点 A - B 間の歪み量 ϵ は式(3)で与えられる。

【数 3】

$$\varepsilon = \Delta W / W_s \quad \dots \quad \text{式 (3)}$$

【0009】

この歪み量 ε が血管壁にかかる血圧差 P によりもたらされたものとする、測定点 A - B 間の弾性率 E_r は式 (4) で与えられる。

【数 4】

$$E_r = \Delta P / \varepsilon = \Delta P \cdot W_s / \Delta W \quad \dots \quad \text{式 (4)}$$

そして、以上の計算を断層画像上の複数点に対して行なうことで、弾性率の分布画像が得られる。 10

【特許文献 1】特開平 10 - 5226 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 229078 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、被検体組織は深さ方向だけでなく、横方向の動きを伴うものであるが、上述の公報に記載の組織追跡方法では、超音波の進行方向、つまり深さ方向の動きしか追跡できないという問題があった。そこで、本発明は、上述の組織追跡方法を改良したものであり、被検体組織の 2 次元の動きを精度よく追跡することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。また、2 次元の動きを精度よく追跡することにより、歪みや弾性率、粘性率などの組織性状を精度よく求めることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。 20

【課題を解決するための手段】

【0011】

この目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、被検体内に設定された計測点に対して少なくとも 2 つの異なる偏向角をもって超音波を送受信する手段と、
各々の超音波送受信方向に沿った計測点の移動量を求める手段と、
異なる偏向角をもって送受信した超音波送受信方向に沿った少なくとも 2 つの移動量から上記計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量を求める手段と、
上記計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量を上記計測点の移動前の位置に加えて上記計測点の 2 次元又は 3 次元の動きを追跡する手段を備えたことを特徴とする。 30

【0012】

本発明に係る超音波診断装置の他の形態は、異なる偏向角を与えた少なくとも 2 つの超音波のそれぞれによって被検体を断面又はボリュームを走査する手段と、
上記被検体内に 2 次元又は 3 次元に設定された複数の計測点のそれぞれの超音波送受信方向の移動量を求める手段と、
上記複数の計測点のそれぞれについて、異なる偏向角を有する超音波送受信方向に沿った少なくとも 2 つの移動量から計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量を求める手段と、
上記複数の計測点のそれぞれについて、上記 2 次元又は 3 次元の移動量を計測点の移動前の位置に加えて 2 次元又は 3 次元の動きを追跡する手段を備えたことを特徴とする。 40

【0013】

これら超音波診断装置は、上記超音波送受信方向に沿った計測点の移動量、又は上記計測点の 2 次元又は 3 次元の移動量、若しくはそれらの両方を記憶する手段を有することが好ましい。

【0014】

また、上記 2 つの超音波送受信方向に沿った計測点の移動量を求める手段は、それぞれの超音波送受信方向について計測点の移動量を複数回求めると共にこれら複数回求めた移 50

動量を補間して、上記２つの超音波送受信方向に沿った計測点の移動量を時間差無く求めることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

さらに、超音波診断装置は、上記検出した２次元または３次元の動きを追跡した結果から被検体の組織性状を表す値を算出する手段をさらに有し、上記組織性状を表す値は、少なくとも被検体組織の厚み変化量、速度、歪み、弾性率、粘性率のいずれかであることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

さらにまた、上記２次元または３次元の動きを追跡した後は、被計測組織の動きと平行な方向に偏向させた超音波をもって被計測組織の動きを追跡することが好ましい。

10

【 0 0 1 7 】

そして、上記２次元または３次元の動きの追跡は、超音波送受信中定期的に行なうことを特徴とする請求項６記載の超音波診断装置。

【 0 0 1 8 】

そしてまた、上記２次元または３次元の動きの追跡は、超音波送受信停止時から超音波送受信を開始した直後に行なうことが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、被検体組織の２次元又は３次元の動きをより正確に追跡することができる。また、被検体組織の２次元又は３次元の動きを精度よく追跡することにより、被検体組織の歪みや弾性率、粘性率などの組織性状を精度よく求めることができる。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

以下、本発明の実施の形態について、図を用いて説明する。なお、以下の説明では、必要に応じて特定の方向や場所を示す用語（「上」、「下」、「右」、「左」及びそれらの派生語）を使用するが、これらの用語を使用するのは発明の理解を容易にするためであり、発明の技術的範囲を解釈するために利用されるべきものではない。

【 0 0 2 1 】

〔 超音波診断装置の構成及び動作 〕

図１は、超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。図示するように、超音波診断装置は、制御手段として制御部１００を有する。図面上、制御部１００は、以下に説明する他の機能部から独立した状態で表示されているが、これら機能部と相互に関連付けられている。図示していないが、キーボードやトラックボール、スイッチ、ボタンといったユーザーインターフェース（入力手段）が制御部１００に接続されており、これらのユーザーインターフェースを操作することにより制御部に必要な情報が入力される。被検体（図示しないが、通常は人である。）に当接して使用される探触子１０１は送信部１０２と受信部１０３に接続されている。送信部１０２は、制御部１００から超音波発信指令を受信すると、指定されたタイミングで探触子１０１を駆動する信号を発生して探触子１０１に送信する。探触子１０１は、送信部１０２から出力された信号に基づいて超音波を発信し、被検体に照射する。また、探触子１０１は、被検体内部から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

30

40

【 0 0 2 2 】

図示しないが、探触子１０１内には超音波と電気信号を相互に変換する複数の圧電変換素子が１次元又は２次元に配置されており、これらの圧電変換素子を選択し、また圧電変換素子に電圧与えるタイミングを調整し、送受信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

【 0 0 2 3 】

受信部１０３は、探触子１０１から出力された受信信号を増幅するとともに、定められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみを検出する。

【 0 0 2 4 】

50

断層画像処理部 104 は、フィルタ、検波器、対数増幅器などからなり、受信信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。画像化された画像データは、画像合成部 106 に送信される。

【0025】

組織追跡部 105 は、受信部 103 から出力された受信信号を記憶する記憶部 110 と、受信信号間の位相差から上述の式 1 に基づいて音響走査線に沿う被検体組織の移動量を求める移動量演算部 111 と、移動量演算部 111 で演算された被検体組織の移動量を記憶する記憶部 112 と、上述の式 2 を拡張し、異なる偏向角をもって探触子 101 から発振された 2 つの超音波から得られた 2 つの方向の移動量をベクトル合成して被検体組織の移動量と移動後の位置を求めることで被検体組織の 2 次元又は 3 次元の動きを追跡する位置追跡部 113 を有する。組織追跡部 105 における処理については後に詳述する。

【0026】

組織性状演算部 108 は、組織追跡部 105 が追跡した被検体組織の動きから、被検体組織の組織性状を表すパラメータ、例えば上述の式 3 で与えられる歪み量、また、上述の式 4 で与えられる弾性率などを算出する。組織性状を表すパラメータは、数値データ、または値を色データに変換して 2 次元座標に展開した 2 次元分布画像データに変換され、画像合成部 106 に送信される。

【0027】

画像合成部 106 は、組織性状演算部 108 から出力された弾性率などの組織性状を表すパラメータの数値データ又は画像データと、断層画像処理部 104 から出力された弾性画像を合成し、その合成画像を画像表示部 107 に出力して表示する。

【0028】

〔組織追跡部の処理〕

図 2 と図 3 を参照して、被検体内の組織追跡処理を説明する。

【0029】

〔ステップ 1〕：探触子 101 は、制御部 100 からの指令に基づいて動作し、被検体中の位置 X にある計測点に対し、図 3 の右上から左下に向けて第 1 の偏向角 α をもって偏向した音響走査線 a に沿って超音波を被検体に送信し、その反射エコーを受信する。受信した反射エコーは電気信号（1 回目の受信信号）に変換される。変換された電気信号は記憶部 110 に記憶される。

【0030】

〔ステップ 2〕：探触子 101 は、制御部 100 からの指令に基づいて再び動作し、再度音響走査線 a に沿って超音波を被検体に送信する。受信された反射エコーは電気信号（2 回目の受信信号）に変換される。変換された電気信号は、記憶部 110 に記憶される。

【0031】

〔ステップ 3〕：移動量演算部 111 は、記憶部 110 から 1 回目と 2 回目の受信信号を取得し、これら 2 つの受信信号の位相差から、上述の式 1 に基づいて、音響走査線 a に沿った方向（第 1 の偏向方向）に関する位置 X の移動量（ベクトル量） $X(\alpha)$ を計算する。計算された移動量 $X(\alpha)$ は、記憶部 112 と位置追跡部 113 に送信される。

【0032】

〔ステップ 4, 5〕：制御部 100 からの指令に基づいて、探触子 101 は、被検体中の位置 X にある計測点に対し、図 3 の左上から右下に向けて第 2 の偏向角 β をもって偏向した音響走査線 b に沿って超音波を被検体に 2 回送信し、それぞれの反射エコーを受信する。受信した反射エコーは電気信号（1 回目と 2 回目の受信信号）に変換される。変換された電気信号（1 回目と 2 回目の受信信号）は記憶部 110 に記憶される。

【0033】

〔ステップ 6〕：移動量演算部 111 は、音響走査線 b について記憶された 1 回目と 2 回目の受信信号を取得し、これら 2 つの受信信号の位相差から、上述の式 1 に基づいて、音響走査線 b に沿った方向（第 2 の偏向方向）に関する位置 X の移動量（ベクトル量） $X(\beta)$ を計算する。計算された移動量 $X(\beta)$ は、記憶部 112 と位置追跡部 113 に

送信される。

【0034】

〔ステップ7〕：移動量 $X(a)$ と $X(b)$ は、計測点の真の移動量の音響走査線 a および音響走査線 b 方向の投影（移動成分）である。そこで、位置追跡部 113 は、移動量演算部 111 又は記憶部 112 から出力された移動量 $X(a)$ 、 $X(b)$ を合成（ベクトル合成）して真の移動量 X を計算する。

【0035】

〔ステップ8〕：次に、位置追跡部 113 は、移動前の組織位置 X に移動量 X を加えて、移動後の位置 X' を計算する。

【0036】

以上のステップ 1～8 を繰り返す。被検体内の計測点の位置を追跡する。例えば、位置 X' を通る左方向に偏向させた音響走査線 a' （音響走査線 a と平行な音響走査線）に沿う方向に 2 回、右方向に偏向させた音響走査線 b' （音響走査線 b と平行な音響走査線）に沿う方向に 2 回超音波を送受信し、次の真の移動量 X' を求め、移動量 X' を位置 X' に加算することで次の位置 X'' を求める。

【0037】

〔ステップ9〕：音響走査線の間隔は、探触子 101 に設けられている圧電変換素子の配置間隔に依存する。そのため、例えば図 3 に示すように、移動後の位置 X' が、一方の音響走査線 a' 上又はその極近傍に存在するが、他方の音響走査線 b' 上又はその極近傍に存在せず、音響走査線 b 、 b' の中間に存在することがある。したがって、制御部 100 は、次の音響走査線を決定する際、計算された移動後の位置 X' からこの位置 X' に最も近い音響走査線 a' 、 b' を次の音響走査線として採用する。そして、音響走査線 a' 、 b' が交差する位置 x' の移動量 $x'(a)$ 、 $x'(b)$ 、及び移動量 x' を求め、この移動量 x' を位置 X' に加算して移動後の位置 X'' を求める。

【0038】

この方法に代えて、例えば図 4 に示すように移動後の位置 X' が音響走査線 b 、 b' の中間にある場合、音響走査線 b 上にある位置 $x(a', b)$ の移動量 $x(a', b)$ と音響走査線 b' 上にある位置 $x'(a', b')$ の移動量 $x'(a', b')$ を求め、これら 2 つの移動量 $x(a', b)$ と $x'(a', b')$ の平均値または線形補間した値を音響走査線 b' に沿った方向の移動量 $X'(b)$ としてもよい。

【0039】

なお、以上の説明では、まず音響走査線 a に沿った方向に 2 回超音波を発振して移動量 X_a を求め、次に音響走査線 b に沿った方向に 2 回超音波を発振して移動量 X_b を求めたが、まず音響走査線 a 、 b に沿ってそれぞれ 1 回超音波を発振し、次に、同様に音響走査線 a 、 b に沿ってそれぞれ 1 回超音波を発振し、その後、それぞれの音響走査線 a 、 b に沿った方向の移動量 X_a 、 X_b 及び真の移動量 X を計算してもよい。

【0040】

また、音響走査線 a と音響走査線 b に沿った移動量（例えば、 X_a と X_b ）の検出時間は僅かに異なる。したがって、検出時間のずれに伴う誤差を出来るだけ少なくするために、音響走査線 a に沿った方向に 3 回、音響走査線 b に沿った方向に 3 回の送信を行ない、それぞれ 2 つの移動量（ X_{a1} と X_{a2} 、 X_{b1} と X_{b2} ）を求め、これら 2 つを補間（例えば線形補間）することにより同じ時刻の移動量 X_a 、 X_b を求めることができる。このようにすることにより、さらに精度よく 2 次元の動きを追跡することができる。

【0041】

〔2次元追跡〕

2次元に分布した計測点の位置を 2次元追跡する方法について、図 5 から図 7 を用いて説明する。図 5 に示すように、図中左方向および右方向に偏向させた音響走査線を複数（ $a_1 \sim a_n$ 、 $b_1 \sim b_n$ ）設定し、被検体内を走査する。音響走査線の走査順序は a_1 、 a_2 、...、 a_n 、 b_1 、 b_2 、...、 b_n （ n は走査線本数、図 3 の場合は $n = 6$ である。

10

20

30

40

50

)としてもよいし、 $a_1, b_1, a_2, b_2, \dots, a_n, b_n$ としてもよい。このように、1回の2次元走査で左右両方向に偏向したすべての音響走査線($a_1 \sim a_n, b_1 \sim b_n$)を1回ずつ発振する。この一回の2次元走査を「1フレーム」とし、これを繰り返すことにより、2次元分布した計測点の動きを追跡する。なお、図5において、音響走査線aと音響走査線bの交点が計測点の初期位置であり、各計測が白丸で示してある。

【0042】

計測点の追跡の一例として、音響走査線a6とb2の交点位置Xを初期位置とした計測点の追跡について図6を用いて説明する。フレーム間の時間間隔(同じ音響走査線に沿った超音波の送受信間隔)をTとする。まず、1フレーム目と2フレーム目の音響走査線a6に沿った方向と音響走査線b2に沿った方向の受信信号から、上述のようにして、位置Xの移動量X及び移動後の位置X'を求める。次に、2フレーム目と3フレーム目の音響走査線a4に沿った方向と音響走査線b3に沿った方向の受信信号から、移動量X'及び移動後の位置X''を求める。この操作を繰り返すことにより、計測点の動きを追跡できる。そして、すべての計測点について同様の操作を行うことにより、2次元に分布した計測点位置の2次元移動追跡を行うことができる。また、検出時間のずれに起因する誤差を解消するために、上述のように、それぞれの偏向方向に超音波を3回送受信し、それぞれの方向について取得された2つの移動量を補間(例えば線形補間)することにより同じ時刻の移動量を求めることが好ましい。

10

【0043】

図7は、複数の計測点の動きを2次元追跡した一例を示す。黒丸は計測点であり、角の計測点は白丸で示す。図7(a)は計測点の初期位置、図7(b)は1フレーム目と2フレーム目の受信信号から求めたT後の計測点位置の分布、図7(c)は2フレーム目と3フレーム目の受信信号から求めた2T後の計測点位置の分布である。右上左下方向では圧縮される方向、左上右下方向では伸張される方向に動いていることを正確に追跡することができる。

20

【0044】

〔3次元追跡〕

本発明によれば、被検体内の組織の動きを3次元追跡することもできる。3次元追跡では、図8に示すように、圧電変換素子120が2次元状に配置された2次元アレイ探触子121を用い、計測点(位置X)に対して、同一平面状に無い3方向の音響走査線a, b, cに沿う方向に超音波を送受信し、得られた3つの受信信号からそれぞれの音響走査線に沿う方向の移動量(ベクトル量) X_a, X_b, X_c を求め、これら3つの移動量を合成(ベクトル合成)して真の3次元移動量Xを求め、この3次元移動量Xを初期位置Xに加算して新たな位置X'を求める。この処理を繰り返すことにより計測点位置を3次元的に追跡することができる。

30

【0045】

図9は、図8を用いて説明した3次元追跡を拡張した例を示す。図において、矢印線は音響走査線であり、点線は1フレームの音響走査によって走査されるボリューム(体積領域)である。まず、図9(a)に示すように、2次元アレイ探触子121から無偏向の超音波群を用いてボリューム(点線で示す領域)を走査する。次に、図9(b)に示すように、図の右上から左下に向かって偏向した超音波群を用いてボリュームを走査する。次に、図9(c)に示すように、図の左上から右下に偏向した超音波群を用いてボリュームを走査する。これら3回の走査から得られたデータ(受信信号)を用い、すべての計測点に対して、図8を参照して説明した方法により3方向の移動量を求め、それら3つの移動量から各計測点の真の3次元移動量を求めると共に、この3次元移動量を各計測点の初期位置に加算してすべての計測点の新たな位置を求める。

40

【0046】

3次元移動追跡は、特に心臓の診断に有用であり、3次元的な動きをする心臓の動きを精度よく計測することで、心機能の定量的な診断を行なうことができる。なお、被検体組織中の音速は有限であるため、すべてのボリュームを走査すると、各計測点に対する超音

50

波の繰り返し周波数が低下するという問題がある。これに対しては、計測領域を狭めたり、従来用いられている並列受信の技術などを行なうことにより解決することが可能である。

【0047】

〔血管壁の診断〕

図10、11を用いて、本方式を血管壁の診断に応用した場合を説明する。図10(b)に示すように、実際の血管壁は、心臓の動きに引っ張られたり、血流による摩擦のために血管の軸方向の動きも伴い、結果として図示するような斜め方向の動き、正確には図中両矢印を長軸とする楕円に類似の動きをする。特に頸動脈では、このような楕円動作が顕著である。しかし、特許文献1に開示されている血管壁診断は、図10(a)に示すように、心拍による血圧変動によって血管壁が径方向にのみの動作するものと仮定しており、血管壁の動きを正確に把握できないという問題がある。

10

【0048】

そこで、本発明では、まず図10(c)に示すように、2種類の所定の偏向角を持った音響走査線に沿う方向に超音波を送受信し、その受信信号をもって被検体組織の2次元的な動きを追跡し、血管壁および周辺組織の動きを検出する。次いで、図10(d)に示すように、血管壁の移動方向に平行となるように偏向させた1種類の音響走査線に沿う方向に超音波を送受信し、その受信信号をもって被検体組織の追跡を行ない、これにより血管壁の歪み、弾性率、粘性率、移動速度、厚みなどの組織性状パラメータを求める。

【0049】

例えば、図10(c)の音響走査をした場合、1フレームあたりの音響走査線は16本である。また、図10(d)の音響走査をした場合、1フレームあたりの音響走査線は8本である。したがって、以上のように、まず図10(c)に示すように2種類の偏向角を有する音響走査線に沿って超音波を送受信して血管壁の移動方向を決定し、以後この移動方向に沿って音響走査線を走査することにより、フレーム間の時間間隔 T を半分にすることができ、これにより動きの速い被検体にも対応することができる。

20

【0050】

具体的には、まず超音波送受信停止状態から超音波送受信状態へ移行した直後、図10(c)に示す超音波走査を数心拍の間行なって2次元的な動きを求めた後、血管壁の動きに平行となるように図10(d)に示す走査を行なって組織性状パラメータを求める。図10(c)に示す走査は、その後も定期的、あらかじめ決められた時間ごと、あるいはあらかじめ決められた心拍数ごとに行なうことが好ましい。このようにすることにより、正確に血管壁の動きを追跡することができ、精度の良い血管壁の組織性状パラメータを得ることができる。

30

【0051】

図11は、超音波診断装置を用いて、血管壁の弾性率を計測した結果の一例を表示したモニタ画面である。図において、モニタ上には血管壁のモノクロ断層画像200に重畳して、当該部位の弾性率の分布を表す弾性率画像201がカラーで表示される。弾性率画像は図10に示した方法により正確な弾性率が求められ、弾性率に応じた色が付与されている。このように本発明により、血管壁の弾性率を表示できるので、正確な診断が可能とすることができる。

40

【0052】

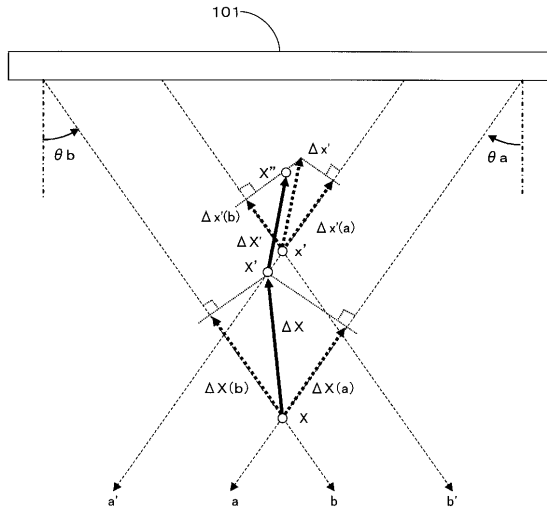
なお、図1では本発明の実施に必要な複数の機能を独立したブロックとして示したが、この限りではなく、例えば、制御部100、断層画像処理部104、組織追跡部105、画像合成部106、組織性状計算部108などはCPU上でソフトウェアとして実現することができる。

【0053】

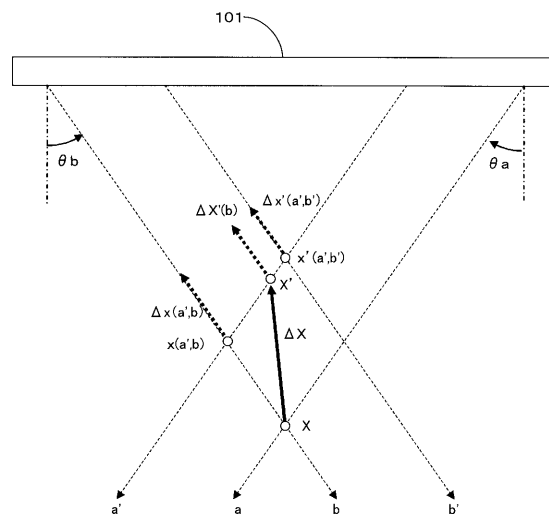
以上説明したように、本発明によれば、被検体組織の2次元の動きをより正確に追跡することができ、これを用いて被検体組織の歪みや弾性率、粘性率、血管壁の厚み、移動速度などの組織性状を精度よく求めることができるという効果を有し、被検体組織の組織性

50

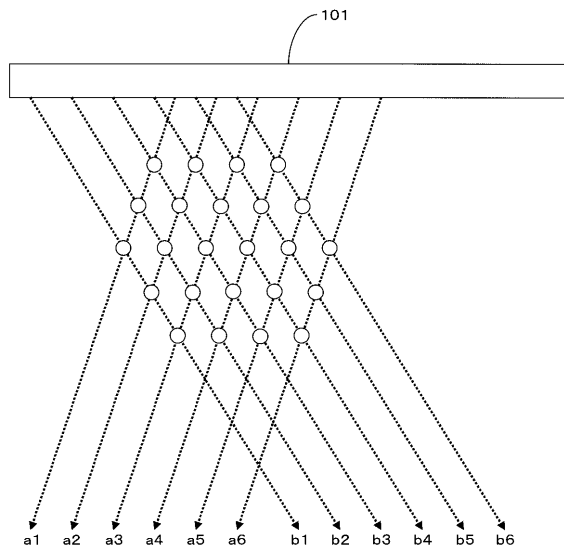
【 図 3 】



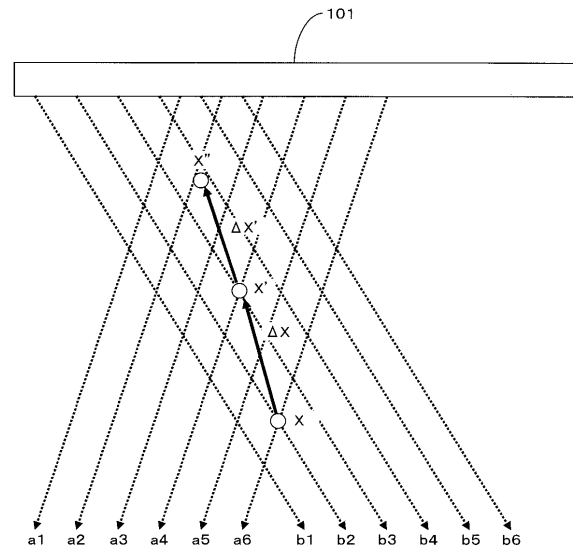
【 図 4 】



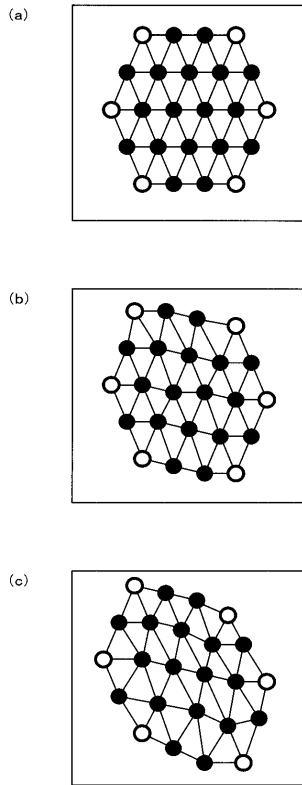
【 図 5 】



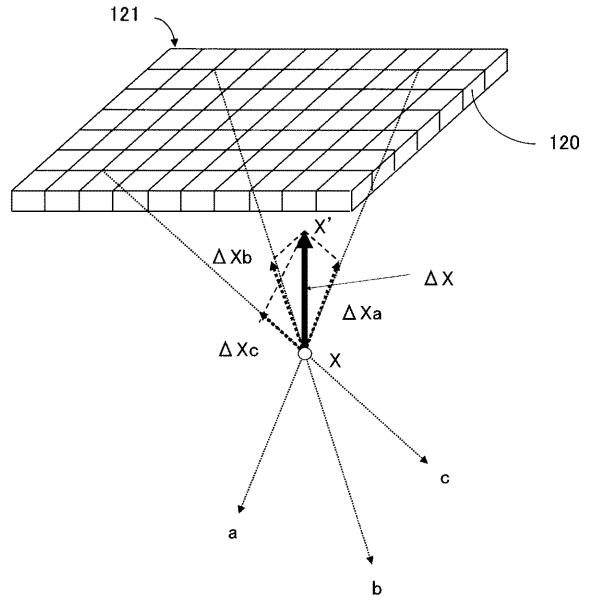
【 図 6 】



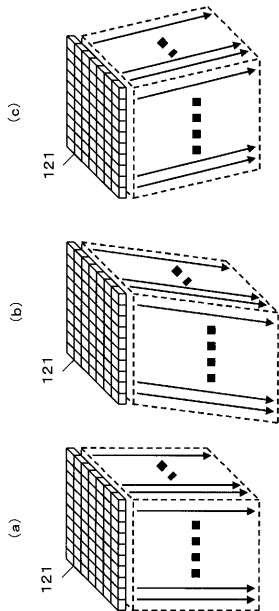
【 図 7 】



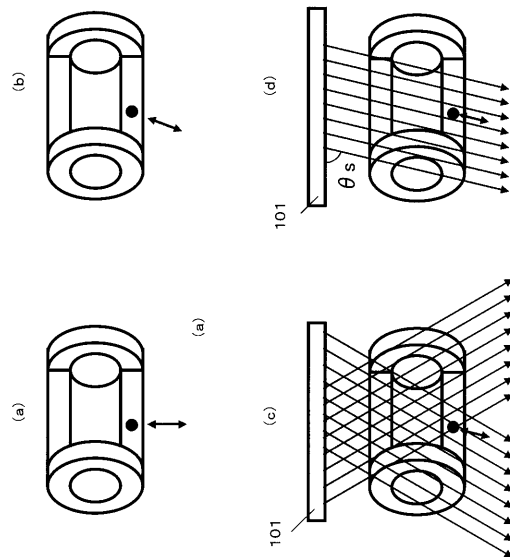
【 図 8 】



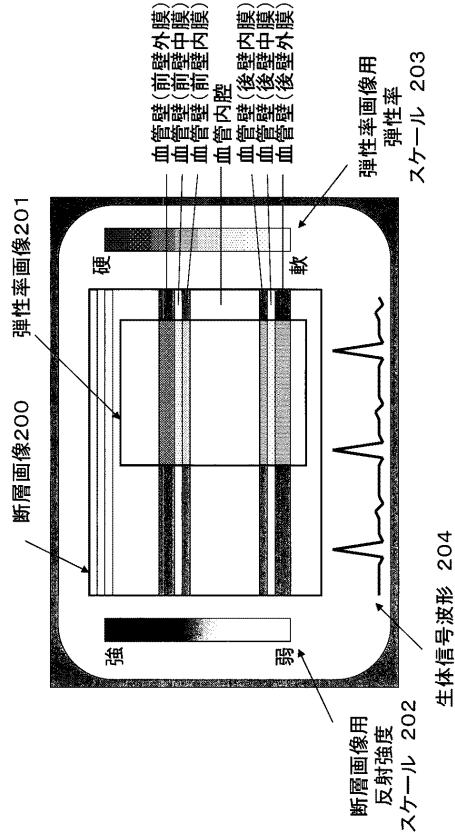
【 図 9 】



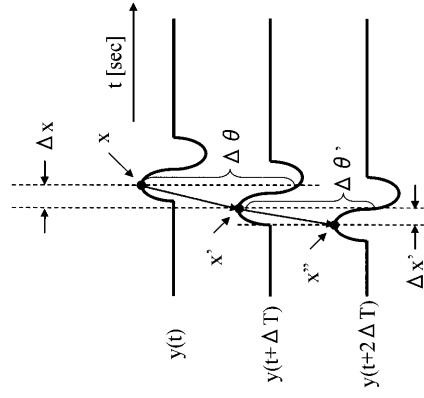
【 図 10 】



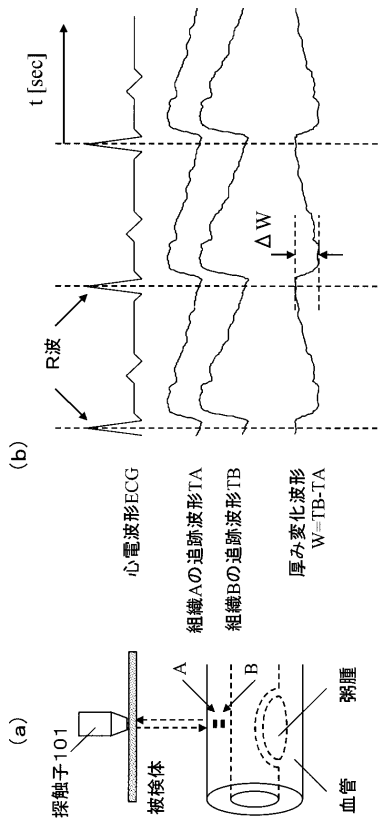
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 反中 由直

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB27 DD19 EE09 GB04 GB06 HH31 JB23
JB37 JB54 JC03 JC06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006325704A	公开(公告)日	2006-12-07
申请号	JP2005150478	申请日	2005-05-24
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	鈴木隆夫 萩原尚 加藤真 反中由直		
发明人	鈴木 隆夫 萩原 尚 加藤 真 反中 由直		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB27 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH31 4C601/JB23 4C601/JB37 4C601/JB54 4C601/JC03 4C601/JC06		
代理人(译)	山田卓司		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够精确跟踪受试者组织的二维运动的超声诊断设备。 解决方案：超声诊断设备h包括探头101，发射器102，接收器103，其相对于在对象中设置的测量点以至少两个不同的偏转角发射和接收超声，移动量计算单元111，用于获得沿超声波发送/接收方向发送的超声波的超声波发送和接收方向的测量点的移动量；以及移动量计算单元111，用于根据以不同的偏转角度发送和接收的沿超声波发送和接收方向的至少两个移动量计算测量点的移动量，并且位置跟踪单元113用于通过将测量点的二维或三维移动量与测量点的移动之前的位置相加来跟踪测量点的二维或三维移动。 点域1

