

(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2006-115937  
(P2006-115937A)

(43) 公開日 平成18年5月11日(2006.5.11)

(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

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-304673 (P2004-304673)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成16年10月19日 (2004.10.19)		松下電器産業株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(74) 代理人	110000040
			特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
		(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	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
		最終頁に続く	

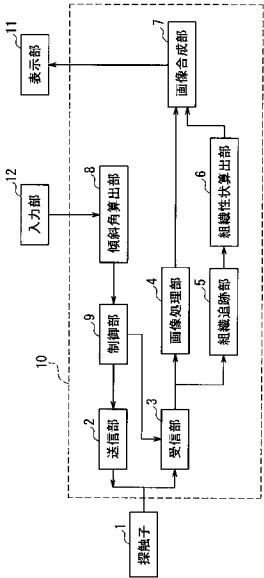
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】従来に比べて簡単な操作で組織性状の測定を行うことができ、且つ、組織性状の測定精度を向上し得る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】探触子1、制御部9、送信部2及び受信部3を備えた超音波診断装置に、傾斜角算出部8、組織追跡部5、組織性状算出部6を備えさせる。傾斜角算出部は内部組織の傾斜角を検出する。制御部は、動作モードとして、断層画像が得られるように送信部及び受信部を動作させる第1のモードと、傾斜角に基づいて超音波ビームを内部組織に垂直に入射させる偏向角を算出し、送信部に、該偏向角で超音波ビームを照射させる送信パルスを生成させ、受信部に、該偏向角をなす偏向方向からの超音波エコーの受信信号を検出させる第2のモードとを有する。組織追跡部は、第2のモードでの動作時に受信部で検出された受信信号を解析し、内部組織の動きを追跡する。組織性状算出部は追跡結果に基づいて内部組織の組織性状を算出する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

診断対象となる被検体の内部組織に超音波ビームを照射し、且つ、前記内部組織からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する探触子と、制御部と、前記制御部の指示に応じて送信パルスを生成し、前記探触子に超音波ビームの照射を行わせる送信部と、前記探触子によって出力された受信信号から、前記制御部に指示された超音波エコーの受信信号を検出する受信部とを備えた超音波診断装置であって、

傾斜角算出部と、組織追跡部と、組織性状算出部とを更に備え、

前記傾斜角算出部は、前記探触子の送受波面を基準とした前記内部組織又は前記内部組織内の血流の傾斜角を検出し、

前記制御部は、動作モードとして、前記内部組織の断層画像が得られるように前記送信部及び前記受信部を動作させる第 1 のモードと、前記傾斜角に基づいて、前記超音波ビームを前記内部組織又は前記内部組織内の血流に垂直に入射させる偏向角を算出し、前記送信部に、前記探触子が前記偏向角で前記超音波ビームを照射するための送信パルスを生成させ、前記受信部に、前記偏向角をなす偏向方向からの超音波エコーの受信信号を検出させる第 2 のモードとを少なくとも有し、

前記組織追跡部は、前記制御部が前記第 2 のモードで動作しているときに前記受信部で検出された受信信号を解析し、解析結果に基づいて前記内部組織の動きを追跡し、

前記組織性状算出部は、前記組織追跡部によって得られた追跡結果に基づいて、前記内部組織の組織性状を算出することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 2】

前記制御部が第 1 のモードで動作しているときに前記内部組織の断層画像を生成する画像処理部と、

前記探触子の送受波面に平行な方向が水平方向となるようにして、生成された前記断層画像を表示画面に表示する表示部と、

前記断層画像上の複数点の外部からの指定を受け付け、指定された前記複数点を特定する情報を前記傾斜角算出部へと出力する入力部を更に備え、

前記傾斜角算出部が、前記情報から前記複数点の座標を検出し、検出した前記座標に基づいて前記傾斜角を検出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 3】

前記制御部が第 1 のモードで動作しているときに前記内部組織の断層画像を生成する画像処理部と、

前記探触子の送受波面に平行な方向が水平方向となるようにして、生成された前記断層画像を表示画面に表示する表示部と、

前記断層画像に示された内部組織のなかから予め選択された内部組織を検出する内部組織検出部を更に備え、

前記傾斜角算出部が、前記内部組織検出部によって検出された前記内部組織の前記傾斜角を検出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記予め選択された内部組織が、血管又は心臓であり、

前記傾斜角算出部が、前記断層画像に示された前記血管の血管壁又は前記心臓の心臓壁の前記傾斜角を算出する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 5】

前記内部組織検出部が、前記断層画像の輝度に基づいて、前記予め選択された内部組織を検出する請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記内部組織検出部が、前記制御部が第 1 のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された受信信号の振幅を解析し、その解析結果に基づいて、前記予め選択されている内部組織を検出する請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

50

前記組織追跡部が、前記制御部が第１のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された受信信号を解析して前記内部組織の動きを追跡し、該追跡の結果を特定する情報を前記内部組織検出部に出力し、

前記内部組織検出部が、前記組織追跡部によって出力された前記情報を解析し、その解析結果に基づいて、前記予め選択されている内部組織を検出する請求項３または４に記載の超音波診断装置。

#### 【請求項８】

前記組織追跡部が、前記制御部が第１のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された受信信号を解析して前記内部組織の動きを追跡し、

前記組織性状算出部が、前記制御部が第１のモードで動作しているときにおける前記組織追跡部の追跡の結果に基づいて、前記内部組織の組織性状を算出し、

前記内部組織検出部が、前記組織性状算出部による前記組織性状の算出結果から、前記予め選択されている内部組織を検出する請求項３または４に記載の超音波診断装置。

#### 【請求項９】

前記制御部が第１のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された超音波エコーの受信信号からドプラ偏移信号を抽出し、前記ドプラ偏移信号から血流ドプラ画像を生成する血流ドプラ画像処理部を備え、

前記傾斜角算出部が、前記血流ドプラ画像から前記内部組織内の血流の傾斜角を検出する請求項１に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、超音波診断装置、特に、被検体の内部組織の組織性状の計測が可能な超音波診断装置に関する。

#### 【背景技術】

#### 【０００２】

超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、被検体からの反射エコー信号の強度に対応する画素の輝度に変換することで、被検体の構造を断層画像として表示する。また、近年、超音波診断装置においては、反射エコー信号の主に位相を解析することによって、被検体の内部組織の動きを精密に測定する試みがなされている。更に、測定した動きから歪みや弾性率、粘性率などの組織性状を計測する試みもなされている。この点について以下に説明する。

#### 【０００３】

例えば、特許文献１は、反射エコー信号を検波して得られた検波出力信号を解析し、拍動によって変動する被検体の内部組織の位置及び運動を計測する超音波診断装置を開示している。特許文献１に開示の超音波診断装置は、先ず、反射エコー信号を検波して得られた検波出力信号の振幅と位相との両者を用いて、被検体の内部組織の瞬間的な位置を決定する。次いで、拍動による被検体の内部組織の大振幅変位運動を精密にトラッキングする。その後、トラッキングによって得られた被検体の内部組織の大振幅変位運動の順次の位置に基づき、大振幅変位運動に重畳されている微小振動を求める。

#### 【０００４】

ここで、図１２を用いて、被検体の内部組織の大振幅変位運動のトラッキング方法について説明する。Ｔの間隔において、被検体の内部組織の部位Ｘ１に対して送信された超音波パルスの反射エコー信号を、それぞれ $y(t)$ と $y(t+T)$ とする。また、部位Ｘ１の追跡初期点の深度（位置）を $x_1$ とする。追跡初期点からの受信エコー信号の到達時間 $t_1$ は、パルス送信時刻を $t=0$ とすると、下記式（１）から求められる。ただし、 $C$ は音速である。

#### 【０００５】

$$t_1 = x_1 / (C / 2) \quad \cdots (1)$$

#### 【０００６】

10

20

30

40

50

このとき、図 12 に示すように、 $y(t_1)$  と  $y(t_1 + T)$  の間の位相変位を、 $t_1$  付近での超音波の中心周波数を  $f$  とすると、この期間  $T$  における  $x_1$  の移動量  $x$  (図 12 参照) は下記式 (2) から求められる。

【0007】

$$x = -C \cdot T / 4 f \cdot \dots (2)$$

【0008】

また、下記式 (3) に示すように、上記式 (1) で得られた  $x$  を  $x_1$  に加算することで、 $T$  秒後の  $x_1$  の深度 (位置)  $x_1'$  が求められる。このような手順を繰り返すことで、被検体の内部組織の部位  $x_1$  の位置  $x_1$  を追跡していくことができる。

【0009】

$$x_1' = x_1 + x \cdot \dots (3)$$

【0010】

また、特許文献 2 は、上記特許文献 1 に開示の超音波診断装置を更に発展させた超音波診断装置を開示している。特許文献 2 に開示の超音波振動装置も、上記特許文献 1 に開示された超音波診断装置と同様に、検波出力信号の振幅と位相とから、被検体の内部組織の瞬間的な位置を決定し、被検体の内部組織の大振幅変位運動を精密にトラッキングする。更に、この超音波診断装置は、大振幅変位運動に重畳されている微小振動を求める。

【0011】

但し、特許文献 2 に開示の超音波診断装置は、血管壁を診断対象としており、血管壁の内面及び外面それぞれの微小振動を求める。また、特許文献 2 に開示の超音波診断装置は、これらの微小振動の運動速度の差から血管壁の時間変化を求める。その後、求めた時間変化に基づいて、血管壁の歪み量を計測し、更に、歪み量と血圧差から局所弾性率を求める。また、弾性率の空間分布を画像表示する。

【0012】

ここで、図 13 を用いて、従来における血管壁の局所弾性率の算出方法について説明する。図 13 (a) に示すように、先ず、被検体 42 に探触子 41 を配置する。次に、探触子 41 から被検体 42 に対して超音波ビームを照射し、探触子 41 によって血管 (図 13 の例では動脈) で反射された超音波エコーを受信する。

【0013】

次いで、診断対象となる被検体 42 の血管 44 における血管壁に測定点 A、B を設定する。測定点の設定は、自動的に、又は操作者によって行われる。更に、上記特許文献 1 に示された方法によって、測定点 A 及び B の大振幅変位運動をトラッキングする (特許文献 1 参照)。なお、図 13 において、43 は皮膚組織、45 は血管 44 に生じた粥腫 (アテローム) を示している。

【0014】

ここで、動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しているため、図 13 (b) 中の追跡波形 TA、TB に示すように、測定点 A、B は周期的な動きをする。そこで、測定点 A の追跡波形 TA と、測定点 B の追跡波形 TB とから測定点 A - B 間の厚み変化波形 W (図 13 (b) 参照) を求める。

【0015】

厚み変化波形 W の変化量を  $W$ 、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  $E_r$  は、下記式 (4) によって求めることができる。

【0016】

$$E_r = W / W_s \cdot \dots (4)$$

【0017】

このときの血圧差を  $P$  とすると、測定点 A - B 間の弾性率  $E_r$  は、下記式 (5) によって求めることができる。このような手順を、断層画像上の複数点に対して行なうことで、図 14 に示す弾性率画像が表示画面に表示される。

【0018】

$$E_r = P / W_s = P \cdot W_s / W \cdot \dots (5)$$

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 9 】

図 1 4 に示すように、弾性率画像 5 1 は、血管 4 4 の長軸方向に沿って得られた断層画像 5 0 の上に重畳表示されている。また、図 1 4 に示すように、表示画面には、断層画像用反射強度スケール 4 9、弾性率画像用弾性率スケール 4 8、心電波形（心音波形）5 2 も表示されている。

## 【 0 0 2 0 】

断層画像用反射強度スケール 4 9 は、反射エコー信号の反射強度と画面上の輝度との対応を示している。弾性率画像用弾性率スケール 4 8 は、弾性率と画面上の色調または輝度との対応を示している。なお、4 6 は血管壁（前壁）、4 7 は血管壁（後壁）を示している。

10

## 【 0 0 2 1 】

このように、特許文献 2 に示した超音波診断装置によれば、被検体の内部組織の弾性率を表示できるため、医師は的確な診断を行うことができる。

## 【 0 0 2 2 】

ところで、上記の特許文献 1 及び特許文献 2 に記載の超音波診断装置においては、被検体の内部組織の大振幅変位運動のトラッキングが行われているが、このとき、超音波ビームの進行方向と被検体の内部組織の動きとが平行でないと、トラッキング精度が低下する。特に、上記特許文献 2 に記載の超音波診断装置においては、超音波ビームと血管壁との直交性が保たれないと、血管壁の弾性率の計測精度が低下してしまう。よって、特許文献 2 の図 2 に示すように、血管軸と平行に探触子を設置して、リニア走査による長軸断面での計測が行われている。

20

## 【 0 0 2 3 】

しかし、リニア走査を行っても、超音波ビームと血管壁との直交性を高めるのは難しい場合がある。このため、図 1 5 に示すように、長軸断面での計測に加え、血管軸と垂直な短軸断面での計測も行われている（非特許文献 1 及び非特許文献 2 に参照。）。

## 【 0 0 2 4 】

図 1 5 に示すように、血管の短軸断面での弾性率の計測は、探触子 4 1 の振動子の配列方向が血管 4 4 の長軸に垂直となるように、探触子 4 1 を被検体 4 2 に配置して行われる。但し、超音波ビームが血管 4 4 の短軸断面の中心 O を通らない場合は、超音波ビームと血管壁とが直交せず、ビーム方向と血管壁の運動方向とが一致しないため、正確なトラッキングが不可能となる。このため、図 1 5 に示すように、非特許文献 1 及び 2 に示す超音波診断装置においては、血管 4 4 の短軸断面が同心円であると仮定して、超音波ビームが血管 4 4 の中心 O を通るように制御を行っている。

30

【特許文献 1】特開平 1 0 - 5 2 2 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 0 - 2 2 9 0 7 8 号公報

【非特許文献 1】中川、長谷川、金井、「短軸断面における頸動脈壁弾性率断層像の描出法の精度評価」、電子情報通信学会技術研究報告、社団法人電子情報通信学会、2 0 0 3 年 9 月 3 0 日、V o l . 1 0 3、N o . 3 4 0、第 7 頁 - 第 1 1 頁

【非特許文献 2】中川、長谷川、金井、「短軸断面における頸動脈壁弾性率断層像のイメージング」、電子情報通信学会技術研究報告、社団法人電子情報通信学会、2 0 0 3 年 6 月 2 8 日、V o l . 1 0 3、N o . 1 5 8、第 1 頁 - 第 4 頁

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 2 5 】

しかしながら、上記非特許文献 1 及び 2 に記載の超音波診断装置では、探触子 4 1 と血管 4 1 の中心 O との位置関係を予め設定しておく必要があり、操作が煩雑である。また、長軸断面と短軸断面の二つを測定することは、医療現場において診断にあたる者にとって大きな負担となる。

## 【 0 0 2 6 】

本発明の目的は、上記問題を解消し、従来に比べて簡単な操作で組織性状の測定を行う

50

ことができ、且つ、組織性状の測定精度を向上し得る超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0027】

上記目的を達成するため、本発明における超音波診断装置は、診断対象となる被検体の内部組織に超音波ビームを照射し、且つ、前記内部組織からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する探触子と、制御部と、前記制御部の指示に応じて送信パルスを生成し、前記探触子に超音波ビームの照射を行わせる送信部と、前記探触子によって出力された受信信号から、前記制御部に指示された超音波エコーの受信信号を検出する受信部とを備えた超音波診断装置であって、傾斜角算出部と、組織追跡部と、組織性状算出部とを更に備え、前記傾斜角算出部は、前記探触子の送受波面を基準とした前記内部組織又は前記内部組織内の血流の傾斜角を検出し、前記制御部は、動作モードとして、前記内部組織の断層画像が得られるように前記送信部及び前記受信部を動作させる第1のモードと、前記傾斜角に基づいて、前記超音波ビームを前記内部組織又は前記内部組織内の血流に垂直に入射させる偏向角を算出し、前記送信部に、前記探触子が前記偏向角で前記超音波ビームを照射するための送信パルスを生成させ、前記受信部に、前記偏向角をなす偏向方向からの超音波エコーの受信信号を検出させる第2のモードとを少なくとも有し、前記組織追跡部は、前記制御部が前記第2のモードで動作しているときに前記受信部で検出された受信信号を解析し、解析結果に基づいて前記内部組織の動きを追跡し、前記組織性状算出部は、前記組織追跡部によって得られた追跡結果に基づいて、前記内部組織の組織性状を算出することを特徴とする。

【0028】

上記本発明の超音波診断装置においては、前記制御部が第1のモードで動作しているときに前記内部組織の断層画像を生成する画像処理部と、前記探触子の送受波面に平行な方向が水平方向となるようにして、生成された前記断層画像を表示画面に表示する表示部と、前記断層画像上の複数点の外部からの指定を受け付け、指定された前記複数点を特定する情報を前記傾斜角算出部へと出力する入力部を更に備え、前記傾斜角算出部が、前記情報から前記複数点の座標を検出し、検出した前記座標に基づいて前記傾斜角を検出する態様とするのが好ましい。この場合、超音波診断装置における制御を単純にでき、しかも、被検体の内部組織の追跡や組織性状の算出を簡単に行うことができる。

【0029】

また、上記本発明の超音波診断装置においては、前記制御部が第1のモードで動作しているときに前記内部組織の断層画像を生成する画像処理部と、前記探触子の送受波面に平行な方向が水平方向となるようにして、生成された前記断層画像を表示画面に表示する表示部と、前記断層画像に示された内部組織のなかから予め選択された内部組織を検出する内部組織検出部を更に備え、前記傾斜角算出部が、前記内部組織検出部によって検出された前記内部組織の前記傾斜角を検出する態様とするのも好ましい。この態様においては、前記予め選択された内部組織の例としては、血管又は心臓が挙げられる。また、このとき、前記傾斜角算出部は、前記断層画像に示された前記血管の血管壁又は前記心臓の心臓壁の前記傾斜角を算出する。このような内部組織検出部を用いた態様とした場合は、傾斜角の測定精度を高めることができ、ひいてはトラッキング精度及び組織性状の算出精度の向上を図ることができる。

【0030】

また、内部組織検出部は、前記断層画像の輝度に基づいて、前記予め選択された内部組織を検出することができる。更に、前記内部組織検出部は、前記制御部が第1のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された受信信号の振幅を解析し、その解析結果に基づいて、前記予め選択されている内部組織を検出することもできる。

【0031】

また、前記組織追跡部が、前記制御部が第1のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された受信信号を解析して前記内部組織の動きを追跡し、該追跡の結果を特

10

20

30

40

50

定する情報を前記内部組織検出部に出力するのであれば、前記内部組織検出部は、前記組織追跡部によって出力された前記情報を解析し、その解析結果に基づいて、前記予め選択されている内部組織を検出することができる。

【0032】

更に、前記組織追跡部が、前記制御部が第1のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された受信信号を解析して前記内部組織の動きを追跡し、前記組織性状算出部が、前記制御部が第1のモードで動作しているときにおける前記組織追跡部の追跡の結果に基づいて、前記内部組織の組織性状を算出するのであれば、前記内部組織検出部は、前記組織性状算出部による前記組織性状の算出結果から、前記予め選択されている内部組織を検出することができる。

10

【0033】

また、上記本発明における超音波診断装置においては、前記制御部が第1のモードで動作しているときに前記受信部によって検出された超音波エコーの受信信号からドプラ偏移信号を抽出し、前記ドプラ偏移信号から血流ドプラ画像を生成する血流ドプラ画像処理部を備え、前記傾斜角算出部が、前記血流ドプラ画像から前記内部組織内の血流の傾斜角を検出する態様とするのも好ましい。このような態様とした場合も、傾斜角の測定精度を高めることができ、ひいてはトラッキング精度及び組織性状の算出精度の向上を図ることができる。

【発明の効果】

【0034】

20

以上のように本発明における超音波診断装置は、超音波ビームを被検体の内部組織又は内部組織内の血流に垂直に入射させる偏向角を算出でき、この偏向角で超音波ビームの送受信を行う。更に、本発明の超音波診断装置は、このときの受信信号に基づいてトラッキングや、内部組織の歪み量や弾性率、運動速度、更には粘性率等といった被検体の組織性状の算出を行う。このため、本発明の超音波診断装置によれば、短軸断面での測定を行うことなく、被検体の内部組織における大振幅運動のトラッキング精度や、被検体の内部組織の組織性状の測定精度を向上することができる。また、従来に比べて、簡単な操作で組織性状の測定を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

30

(実施の形態1)

以下、本発明の実施の形態1における超音波診断装置について、図1～図3を参照しながら説明する。最初に、本実施の形態1における超音波診断装置の構成について説明する。

【0036】

図1及び図2に示すように、本実施の形態1における超音波診断装置は、探触子1と、本体10と、表示部11と、入力部12とを備えている。また、図1に示すように、本体10は、送信部2、受信部3、画像処理部4、組織追跡部5、組織性状算出部6、画像合成部7、傾斜角算出部8及び制御部9を備えている。本実施の形態1において、診断対象となる内部組織は、図2に示すように被検体30の血管31である。

40

【0037】

探触子1は、送信部2で生成された送信パルスを超音波に変換し、被検体30の内部組織である血管31に超音波ビームを照射する。また、探触子1は、血管31で反射された超音波エコーを受信し、更にこれを電気信号(受信信号)に変換して受信部3へと出力する。

【0038】

本実施の形態1において、探触子1は、複数の振動子(図示せず)を配列して構成されたアレイ型探触子である。なお、複数の振動子は、1Dアレイ振動子、1.5Dアレイ振動子、2Dアレイ振動子のいずれを形成しても良い。

【0039】

50

表示部 11 は、CRT ディスプレイや液晶ディスプレイといった表示装置である。表示画面 20 には、被検体 30 の内部組織の断層画像 21 が表示される（図 2 参照）。また、本実施の形態 1 においては、断層画像 21 は、探触子 1 の送受波面に平行な方向が断層画像 21 の水平方向となるように表示画面 20 に表示される。

【0040】

なお、図 2 において、22 は被検体 30 の皮膚組織、23 は血管 31 の血管壁（前壁）、24 は血管 31 の血管壁（後壁）を示している。また、破線で囲まれた領域 25 は、弾性率の大きさを 2 次元分布で示す弾性率画像（図 14 参照）を示している。

【0041】

入力部 12 は、キーボード 13 及びトラックボール 14 を備えたコントロールパネルである（図 2 参照）。医師等の操作者は、入力部 12 を介して、超音波診断装置の制御を行うことができる。なお、図示していないが、入力部 12 は、更に、マウス、ボリュームつまみ、スイッチ等を備えることもできる。

【0042】

また、本実施の形態 1 において、超音波診断装置の操作者は、トラックボール 14（又はマウス）を利用して、表示画面 20 に表示された断層画像 21 上の任意の複数点（例えば図 2 中の点 A、B）を指定することができる。このとき、入力部 12 は、指定を受け付けた複数点を特定する情報を傾斜角算出部 8 へと出力する。

【0043】

送信部 2 は、制御部 9 の指示に応じて送信パルスを生成し、これを、探触子 1 を構成する各振動子へと出力する。これにより、上述したように探触子 1 から超音波ビームが照射される。本実施の形態 1 において、送信部 2 は、振動子毎に（任意の数の振動子でグループが形成されている場合はグループ毎に）制御部 9 によって指示されたタイミングで送信パルスを出力している。

【0044】

受信部 3 は、探触子 1 から出力された受信信号を増幅し、その後、この受信信号のなから、制御部 9 に指示された超音波エコーの受信信号を検出する。制御部 9 は、超音波エコーの方向又は反射位置を指示している。

【0045】

傾斜角算出部 8 は、探触子 1 の送受波面を基準とした被検体 30 の内部組織又は内部組織内の血流の傾斜角（図 2 参照）を検出する。本実施の形態 1 においては、傾斜角算出部 8 は、入力部 12 から入力された断層画像 21 上の複数点を特定する情報から、その座標を検出する。また、傾斜角算出部 8 は、検出した座標に基づいて傾斜角を算出する。

【0046】

具体的には、傾斜角算出部 8 は、図 2 に示すように指定点 A 及び B を通る直線の傾きを算出する。図 2 の例では、点 A と点 B は血管壁（後壁）24 上の点であることから、傾斜角算出部 8 は、探触子 1 の送受波面に対する血管 31 の傾斜角を算出する。

【0047】

制御部 9 は、図 1 及び図 2 に示す超音波診断装置の各部の制御を行っている。また、制御部 9 は、動作モードとして、断層画像を取得する第 1 のモードと、組織性状を算出する第 2 のモードとを少なくとも有している。

【0048】

第 1 のモードにおいては、制御部 9 は、被検体 30 の内部組織の断層画像が得られるように送信部 2 及び受信部 3 を動作させる。本実施の形態 1 では、制御部 9 は、送信部 2 及び受信部 3 に B モード走査を行わせる。具体的には、制御部 9 は、例えば、探触子 1 の送受波面に垂直な方向の超音波ビームによってリニア走査が行われるように、送信部 2 及び受信部 3 に指示を行う。

【0049】

また、制御部 9 は、傾斜角算出部 8 による傾斜角の算出が行われると、第 2 のモードで動作する。具体的には、第 2 のモードにおいては、制御部 9 は、血管 31 の運動方向と

10

20

30

40

50



超音波ビームの伝播方向とを平行にするため（血管壁 23 又は 24 と超音波ビームとを直交させるため）、通常の場合と異なり、送信部 2 及び受信部 3 に以下の動作を行わせる。

【0050】

まず、制御部 9 は、傾斜角  $\theta$  に基づいて、超音波ビームを血管 31 に垂直に入射させる偏向角  $\theta_0$ （図 2 参照）を算出する。本実施の形態 1 においては、偏向角  $\theta_0$  は探触子 1 の送受波面の法線を基準とした角であり、偏向角  $\theta_0$  の大きさは傾斜角  $\theta$  の大きさと一致する。よって、制御部 9 は、偏向角  $\theta_0 = \theta$  と設定する。

【0051】

次に、制御部 9 は、送信部 2 に対して、探触子 1 が偏向角  $\theta_0$  で超音波ビームを照射するための送信パルスを生成させる。具体的には、制御部 9 は、探触子 1 の送受波面の法線を基準とした超音波ビームの偏向角が  $\theta_0$  となるように、探触子 1 を構成している振動子毎（又はグループ毎）に遅延量を設定する。

【0052】

この結果、探触子 1 からは伝播方向が血管 31 の長軸に垂直な超音波ビームが照射される。その後、制御部 9 は、受信部 3 に対して、偏向角  $\theta_0$  をなす偏向方向からの超音波エコーの受信信号のみを検出させ、このとき検出した受信信号を組織追跡部 5 へと出力させる。

【0053】

組織追跡部 5 は、制御部 9 が第 2 のモードで動作するとき（超音波ビームが偏向角  $\theta_0$  で照射されたとき）に、受信部 3 で検出された受信信号（偏向角  $\theta_0$  をなす偏向方向からの超音波エコーの受信信号）を解析する。また、組織追跡部 5 は、解析結果に基づいて血管 31 の動きを追跡（トラッキング）する。

【0054】

具体的には、組織追跡部 5 による追跡は、背景技術において図 12 に示した例と同様に、受信信号の振幅と位相とを解析して行われる。但し、本実施の形態 1 においては、背景技術の例と異なり、組織追跡部 5 は、血管 31 の長軸に垂直に入射した超音波ビームの超音波エコーから得られた受信信号に基づいて、追跡を行っている。このため、本実施の形態 1 における超音波診断装置においては、従来の超音波診断装置に比べてトラッキング精度の向上が図られる。

【0055】

また、組織性状算出部 6 は、組織追跡部 5 によって得られた追跡結果に基づいて、血管 31 の組織性状を算出する。具体的には、組織性状算出部 6 は、背景技術において図 13 に示した例と同様に、血管壁の任意の箇所の歪み量を算出し、更に歪み量から弾性率を算出する。

【0056】

なお、組織性状算出部 6 は、内部組織の歪み量や弾性率の他に、組織性状として、内部組織の運動速度や粘性率を算出することもできる。例えば、運動速度は、追跡（トラッキング）結果を微分することによって算出できる。

【0057】

更に、本実施の形態 1 において、組織性状算出部 6 は、図 2 に示す表示画面 20 に弾性率画像 25 を表示するため、算出した弾性率に基づいて弾性率画像 25 の画像データを生成し、これを後述する画像合成部 7 に出力する。弾性率画像 25 は、背景技術において図 14 に示したものと同様のものである。

【0058】

画像処理部 4 は、制御部 9 が第 1 のモードで動作しているときに、即ち、送信部 2 及び受信部 3 に B モード走査を行わせたときに、受信部 3 によって検出された受信信号を解析して、血管 31 及びその周辺の断層画像を生成する。また、画像処理部 4 は、生成した断層画像のデータを画像合成部 7 に出力する。本実施の形態 1 において、画像処理部 4 による受信信号の解析は、主に受信信号の振幅について行われる。断層画像を構成する各画素の輝度は受信信号の振幅の大きさに対応している。

10

20

30

40

50

## 【0059】

画像合成部7は、画像処理部4から出力された断層画像のデータと、組織性状算出部6から出力された弾性率画像25の画像データとを合成し、合成したデータを表示部11に出力する。これにより、図2に示すように、断層画像21に弾性率画像25が重畳表示される。また、画像合成部7は、その他、平均弾性率や心拍数といった数値、ECG、血管直径といった波形情報、弾性率のヒストグラムといったグラフ等を合成することもできる。

## 【0060】

以上のように構成された超音波診断装置の動作及び使用方法について説明する。また、以下の説明においては、図1及び図2を適宜参照する。まず、操作者は超音波診断装置を起動する。これにより、制御部9は、第1のモードで動作し、第1の送信部2及び受信部3にBモード走査を行わせる。このとき、表示画面20には断層画像21が表示される。この時点では、表示画面20には断層画像21のみが表示される。

## 【0061】

次に、操作者は、断層画像21を見ながら探触子1を操作し、被検体30中の血管31を探索する。図2に示すように、被検体30中の血管31の長軸方向が振動子1の送受波面と平行ではない場合は、背景技術において述べたようにトラッキング精度及び弾性率の計測精度が低下する。よって、操作者は、入力部12に備えられたトラックボール14を操作して、断層画像21中の血管壁（後壁）24上の2点（A、B）を指定する。

## 【0062】

操作者によって2点が指定されると、傾斜角算出部8は、この2点を通る直線の傾きを傾斜角として算出し、傾斜角を特定する情報を制御部9に出力する。傾斜角が算出されると、制御部9は、第2のモードで動作するため、超音波診断装置を以下のように動作させる。

## 【0063】

具体的には、制御部9は、傾斜角から偏向角を算出し、送信部2に対して、偏向角だけ偏向させた超音波ビームが照射されるように送信パルスを生成させる。更に、制御部9は、受信部3に対して、同じく偏向角だけ偏向した方向からの超音波エコーの受信信号のみ検出させ、組織追跡部5に出力させる。

## 【0064】

次に、偏向角だけ偏向した方向からの超音波エコーの受信信号に基づいて、組織追跡部5による追跡、組織性状算出部6による組織性状の算出が行われる。その後、画像合成部7によって弾性率画像25が断層画像21に重畳表示される。

## 【0065】

このように、本実施の形態1における超音波診断装置によれば、血管壁23及び24の運動方向と超音波ビームの伝播方向とを互いに平行にすることができる。更に、この場合に得られた受信信号に基づいて追跡が行われ、この追跡による追跡結果に基づいて血管31の組織性状の算出が行われる。

## 【0066】

このため、従来に比べて、トラッキング精度及び組織性状の測定精度を向上できる。また、短軸断面での組織性状の算出は必要なく、従来に比べて簡単な操作で組織性状の測定を行うことができる。

## 【0067】

なお、本実施の形態1において、傾斜角算出部8による傾斜角の算出は、2点間を通る直線の傾きを求めることによって行われているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、操作者に断層画像21上に3点以上の点を指定させ、これらの指定点の座標から最小二乗法を用いて直線を求め、この直線の傾きを算出する態様とすることもできる。

## 【0068】

また、図3に示すように、断層画像21中の血管壁（後壁）24全体を操作者にトラッ

10

20

30

40

50

クボール 14 によって指定させ、指定された領域 26 上の任意の複数点の座標から、最小二乗法を用いて直線を求め、この直線の傾きを算出する態様とすることもできる。

【0069】

本実施の形態 1 においては、血管が診断対象となる例を挙げて説明しているが、本実施の形態 1 は、この例に限定されるものではない。本実施の形態 1 における超音波診断装置は、診断対象が血管以外である場合、例えば、心臓である場合にも適用できる。なお、この場合は、操作者は、断層画像中の心臓壁上の点を指定すれば良い。

【0070】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置について、図 4 から図 8 を参照しながら説明する。図 4 ~ 図 7 それぞれは、本実施の形態 2 における超音波診断装置の第 1 例 ~ 第 4 例のブロック図である。図 4 ~ 図 7 において、図 1 で示された符号が付されているものは、図 1 中で同一の符号が付されたものと同一のものである。また、図 8 において、図 2 で示された符号が付されているものは、図 2 中で同一の符号が付されたものと同一のものである。

10

【0071】

図 4 ~ 図 7 に示すように、本実施の形態 2 における超音波診断装置は、実施の形態 1 における超音波診断装置と異なり、内部組織検出部 15 を備えている。内部組織検出部 15 は、断層画像 (図 2 参照) に表示された内部組織のなかから操作者によって予め選択された内部組織 (例えば、血管、心臓等) を検出する。また、本実施の形態 2 では、傾斜角算出部 8 は、内部組織検出部 15 によって検出された内部組織の傾斜角 を検出する。

20

【0072】

内部組織の選択は、操作者が入力部 12 を介して行う。本実施の形態 2 においては、操作者は血管を選択している。この場合、入力部 12 から内部組織検出部 15 へと、血管が選択された旨が指示される。このため、図 8 に示すように、内部組織検出部 15 は、断層画像 21 に表示された内部組織のなかから、血管 31、具体的には血管壁 (前壁) 23 及び血管壁 (後壁) 24 を検出する。図 8 において 27a 及び 27b は、断層画像 21 上の血管壁 23 及び 24 として検出された領域を示している。

【0073】

なお、上記した点以外については、本実施の形態 2 における超音波診断装置は、実施の形態 1 における超音波診断装置と同様に構成されている。以下、本実施の形態 2 における第 1 例 ~ 第 4 例の超音波診断装置について、具体的に説明する。第 1 例 ~ 第 4 例では、内部組織検出部 15 による内部組織の検出方法がそれぞれ異なっている。

30

【0074】

図 4 に示す第 1 例における超音波診断装置では、内部組織検出部 15 は、断層画像 21 (図 8 参照) を解析し、断層画像 21 の輝度に基づいて血管壁 23 及び 24 を検出する。具体的には、内部組織検出部 15 は、B モード走査によって得られた断層画像 21 中の血管壁 23 及び 24 の輝度が血流の輝度よりも高くなっていることを利用して、血管壁 23 および 24 を検出している。

【0075】

つまり、内部組織検出部 15 は、断層画像 21 中の輝度が予め設定した閾値よりも高い画素を特定し、特定された画素が分布している領域を血管壁 23 及び 24 として検出している。また、上記閾値は、操作者からの入力部 12 を介した入力によって設定しても良いし、最も高い輝度値の例えば 80% 等のように最も高い輝度値等を基準に設定しても良い。更に、上記閾値は、超音波診断装置の製品出荷時や使用時等に固定値として設定しても良い。

40

【0076】

なお、第 1 例において、内部組織検出部 15 は、断層画像 21 中の輝度勾配に基づいて血管壁 23 及び 24 を検出することもできる。具体的には、内部組織検出部 15 に、予め基準となる輝度勾配値を記憶させておき、記憶された輝度勾配値を超えて輝度が変化して

50

いる領域を血管壁 2 3 及び 2 4 の外縁と判断させる。

【0077】

図 5 に示す第 2 例における超音波診断装置では、内部組織検出部 1 5 は、受信部 3 によって検出された受信信号の振幅を解析して、血管壁 2 3 及び 2 4 を検出する。また、このとき解析対象となる受信信号は、制御部 9 が第 1 のモードで動作しているときに受信部 3 が検出する受信信号である。

【0078】

具体的には、内部組織検出部 1 5 は、血管壁 2 3 又は 2 4 からの超音波エコーの受信信号の振幅が、血流からの超音波エコーの受信信号の振幅よりも大きくなっていることを利用して、血管壁 2 3 及び 2 4 を検出している。つまり、内部組織検出部 1 5 は、振幅が予め設定された閾値よりも高い受信信号を特定し、この受信信号に対応する画素が分布している領域を血管壁 2 3 及び 2 4 として検出している。

10

【0079】

図 6 に示す第 3 例では、実施の形態 1、上記の第 1 例及び第 2 例と異なり、組織追跡部 5 は、制御部 9 が第 2 のモードで動作しているときだけでなく、第 1 のモードで動作しているときにおいても血管 3 1 (図 8 参照)の動きを追跡する。即ち、第 3 例の組織追跡部 5 は、送信部 2 及び受信部 3 に B モード走査を行わせたときに受信部 3 が検出する受信信号に基づいても、血管 3 1 (図 8 参照)の動きを追跡することができる。なお、以降において、制御部 9 が第 1 のモードで動作しているときに組織追跡部 5 が行う追跡を「仮追跡」という。また、組織追跡部 5 は、仮追跡の結果を特定する情報(以下「仮追跡情報」)を内部組織検出部 1 5 に出力する。

20

【0080】

このため、図 6 に示す第 3 例の超音波診断装置では、内部組織検出部 1 5 は、この仮追跡情報を解析し、解析結果に基づいて、血管壁 2 3 及び 2 4 を検出する。具体的に説明すると、血管壁 2 3 又は 2 4 からの超音波エコーの受信信号の S/N 比(信号雑音比)は、血流からの超音波エコーの受信信号の S/N 比(信号雑音比)より高いという特性がある。この場合、血管壁 2 3 又は 2 4 の追跡波形は、血流の追跡波形よりも、ノイズの少ない波形となる。また、血管壁 2 3 又は 2 4 の追跡波形は、血流の追跡波形に比べて、高周波成分が少ない波形となる。つまり、内部組織検出部 1 5 は、これらのことを利用して血管壁 2 3 及び 2 4 を検出している。

30

【0081】

なお、第 3 例において、内部組織検出部 1 5 は、血管壁(後壁) 2 4 の運動方向と血流の方向とが互いに正反対であることを利用して、仮追跡情報から血管壁 2 3 及び 2 4 を検出することもできる。

【0082】

図 7 に示す第 4 例でも、組織追跡部 5 は、第 3 例と同様に、仮追跡を行う。但し、第 4 例では、第 3 例と異なり、組織追跡部 5 は仮追跡情報を組織性状算出部 6 に出力する。また、組織性状算出部 6 は、仮追跡情報に基づいて、血管の組織性状を算出し、算出結果を内部組織検出部 1 5 に出力する。なお、以下においては、仮追跡情報から算出された組織性状を「仮組織性状」という。また、図 7 の例では、組織性状として弾性率が算出されている。

40

【0083】

このため、図 7 に示す第 4 例の超音波診断装置では、内部組織検出部 1 5 は、血管壁 2 3 及び 2 4 の弾性率が血流の弾性率に比べて高くなることを利用して、仮組織性状の算出結果から、血管壁 2 3 及び 2 4 を検出する。

【0084】

なお、第 4 例において、組織性状算出部 6 は運動速度や粘性率を仮組織性状として算出することもできる。この場合、内部組織検出部 1 5 は、血管壁 2 3 及び 2 4 と血流との運動速度や粘性率の違いを利用して、血管壁 2 3 及び 2 4 を検出する。

【0085】

50

また、本実施の形態 2 においては、図 4 ~ 図 7 のいずれかに示した内部組織検出部 1 5 が、血管壁 2 3 及び 2 4 を検出すると、傾斜角算出部はこれらの傾斜角 を検出する。傾斜角 の算出は、例えば、血管壁として検出された領域 2 7 a 又は 2 7 b ( 図 8 参照 ) 上の任意の複数点の座標から、最小二乗法を用いて直線を求め、この直線の傾きを算出することによって行われる。また、傾斜角 の算出は、仮組織性状から得られた弾性率画像 2 5 中の左端と右端とにおいて、血管壁とそれ以外の部分との境界を求め、更に左端の境界と右端の境界とを直線で結び、その直線の傾きを算出することによっても可能である。

【 0 0 8 6 】

このように、本実施の形態 2 によれば、実施の形態 1 のように操作者が傾斜角 の測定箇所を指定する必要がないため、操作者における手間を簡便なものとできる。また、実施の形態 1 に比べて正確に傾斜角 ( 図 2 参照 ) を測定できるため、信頼性の高い偏向角 ( 図 2 参照 ) を算出できる。このため、本実施の形態 2 における診断装置は、実施の形態 1 における診断装置よりも、トラッキング精度及び組織性状の測定精度を向上できる。

10

【 0 0 8 7 】

なお、本実施の形態 2 においては、内部組織検出部 1 5 は、第 1 例 ~ 第 4 例のうちの幾つか又は全部を組み合わせたものであっても良い。このような内部組織検出部 1 5 を用いれば、更に、正確に内部組織 ( 血管等 ) を検出できるため、傾斜角 及び偏向角 の測定精度を向上できる。

【 0 0 8 8 】

本実施の形態 2 においては、血管が診断対象となる例を挙げて説明しているが、本実施の形態 2 は、この例に限定されるものではない。本実施の形態 2 における超音波診断装置は、診断対象が血管以外である場合、例えば、心臓である場合にも適用できる。この場合は、内部組織検出部 1 5 は、心臓壁を検出する。

20

【 0 0 8 9 】

( 実施の形態 3 )

次に、本発明の実施の形態 3 における超音波診断装置について、図 9 及び図 1 0 を参照しながら説明する。本実施の形態 3 においても、実施の形態 1 と同様に、診断対象となる内部組織図は被検体の血管である。なお、図 9 において、図 1 で示された符号が付されているものは、図 1 中で同一の符号が付されたものと同一のものである。また、図 1 0 において、図 2 で示された符号が付されているものは、図 2 中で同一の符号が付されたものと同一のものである。

30

【 0 0 9 0 】

図 9 に示すように、本実施の形態 3 における超音波診断装置は、実施の形態 1 における超音波診断装置と異なり、血流ドプラ画像処理部 1 6 を備えている。血流ドプラ画像処理部 1 6 は、受信部 3 によって検出された超音波エコーの受信信号からドプラ偏移信号を抽出する。

【 0 0 9 1 】

ドプラ偏移信号の抽出対象となる受信信号は、制御部 9 が第 1 のモードで動作したとき ( 送信部 2 及び受信部 3 に B モード走査を行わせたとき ) に受信部 3 が検出する受信信号である。更に、血流ドプラ画像処理部 1 6 は、このドプラ偏移信号から、診断対象となる血管内の血流の血流ドプラ画像を生成する。

40

【 0 0 9 2 】

また、血流ドプラ画像処理部 1 6 は、生成した血流ドプラ画像のデータを画像合成部 7 に出力する。この場合、画像合成部 7 は、画像処理部 4 から出力された断層画像のデータと、組織性状算出部 6 から出力された弾性率画像 2 5 の画像データとに、血流ドプラ画像のデータも合成し、合成したデータを表示部 1 1 に出力する。これにより、図 1 0 に示すように、断層画像 2 1 に、血管 3 1 内の血流の血流ドプラ画像 2 8 が重畳表示される。図 1 0 において、矢印 2 9 は血流の方向を示している。

【 0 0 9 3 】

また、本実施の形態 3 において、傾斜角算出部 8 は、血流ドプラ画像 2 8 から血管 3 1

50

内の血流の傾斜角を検出する。傾斜角の算出は、例えば、血流ドプラ画像28上の任意の複数点の座標から、最小二乗法を用いて直線を求め、この直線の傾きを算出することによって行われる。また、傾斜角の算出は、血流ドプラ画像28とそれ以外の部分との境界線を検出し、それを血流と血管との境界線とみなし、この境界線を直線近似することによっても可能である。

#### 【0094】

なお、本実施の形態2における超音波装置は、上述した点以外においては、実施の形態1における超音波診断装置と同様に構成されている。また、図9においては図示していないが、本実施の形態3における超音波診断装置においても、入力部が備えられており、操作者は入力部を介して超音波診断装置を操作できる。

10

#### 【0095】

このように、本実施の形態3においても、実施の形態2と同様に、操作者が傾斜角の測定箇所を指定する必要がないため、操作者における手間を簡便なものとできる。また、実施の形態2と同様、実施の形態1に比べて正確な傾斜角（図2参照）の測定を図ることができるため、信頼性の高い偏向角（図2参照）を算出できる。このため、本実施の形態3における診断装置も、実施の形態1における診断装置よりも、トラッキング精度及び組織性状の測定精度を向上できる。

#### 【0096】

なお、本実施の形態3における超音波診断装置は、更に、実施の形態2に示した内部組織検出部15（図4～図7参照）を備えることもできる。また、この場合の内部組織検出部15は、第1例～第4例のうちの幾つか又は全部を組み合わせたものであっても良い。このような態様とすれば、更に、正確に内部組織（血管等）を検出できるため、傾斜角及び偏向角の測定精度を向上できる。

20

#### 【0097】

本実施の形態3においては、血管が診断対象となる例を挙げて説明しているが、本実施の形態3は、この例に限定されるものではない。本実施の形態3における超音波診断装置は、診断対象が血管以外である場合、例えば、心臓である場合にも適用できる。この場合は、血流ドプラ画像処理部16は心臓内の血流の血流ドプラ画像を生成する。

#### 【0098】

また、上述した実施の形態1～実施の形態3における超音波診断装置は、図11に示すように血管31に粥腫32が発生している場合であっても、トラッキング精度及び組織性状の測定精度を向上できる。この点について、図1、図4～図7、図9を適宜参照しながら、以下に説明する。

30

#### 【0099】

図11に示すように、被検体30中の血管31に粥腫32が発生している場合は、その部分における血管壁24の傾斜角を求めることは困難である。また、同様に、血管31に大きく屈曲した部分がある場合も、その部分の傾斜角を求めることは困難である。

#### 【0100】

このような場合、制御部9は、音響走査線毎に偏向角（図2参照）を算出し、送信部3に対して、超音波ビームが音響走査線毎に異なる偏向角で探触子1から照射されるように、送信パルスを生成させる。また、制御部9は、受信部3に対しては、各偏向角の方向から反射されてくる超音波エコーの受信信号のみを検出させる。

40

#### 【0101】

このため、実施の形態1～3における超音波診断装置は、粥種がある部分に対しても超音波ビームを略垂直に入射させることができる。更に、この超音波ビームに設定された偏向角の方向からの超音波エコーから受信信号を検出し、この受信信号に基づいて、追跡や組織性状の算出が行われる。よって、上述したように、血管31に粥腫32が発生している場合であっても、トラッキング精度及び組織性状の測定精度を向上できる。

#### 【0102】

なお、このように音響走査線毎に偏向角を設定する場合は、設定された偏向角毎に傾斜

50

角を測定する必要もある。例えば、実施の形態 1 における超音波診断装置であれば、操作者は断層画像 2 1 を見ながら、血管壁 2 4 を幾つかの部分に区切って部分毎に複数点を指定する必要がある。この場合、傾斜角検出部 8 は区切られた部分毎に傾斜角を測定する。

【0103】

また、実施の形態 1 においては、操作者にトラックボール 1 4 によって血流と血管との境界線を入力させる態様とすることができる。この態様では、制御部 9 (図 1 参照) は、この境界線に対して常に超音波ビームの方向が垂直となるように、音響走査線毎に偏向角を制御する。

【0104】

更に、実施の形態 2 における超音波診断装置であれば、内部組織検出部 1 5 (図 4 ~ 図 7 参照) によって、粥腫 3 2 と血液との境界線を検出できる。実施の形態 2 においては、制御部 9 (図 4 ~ 図 7 参照) は、この内部組織検出部 1 5 で検出された境界線に対して常に超音波ビームの方向が垂直となるように、音響走査線毎に偏向角を制御する。

10

【0105】

また、実施の形態 3 における超音波診断装置であれば、血流ドプラ画像処理部 1 6 (図 9 参照) によって血流ドプラ画像を得ることができ、血流ドプラ画像から粥腫 3 2 と血液との境界線を検出できる。実施の形態 3 においては、制御部 9 (図 9 参照) は、血流ドプラ画像から検出された境界線に対して常に超音波ビームの方向が垂直となるように、音響走査線毎に偏向角を制御する。

【0106】

なお、図 1 1 を用いた上述の説明では、血管 3 1 に粥腫 3 2 が発生している場合を例に挙げているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、心臓の心臓壁に粥腫等が発生している場合であっても、音響走査線毎に偏向角を算出することによって対応することができる。

20

【産業上の利用可能性】

【0107】

以上のように、本発明における超音波診断装置は、操作者の負担を従来よりも小さくしつつ、被検体の内部組織における大振幅運動のトラッキング精度や、内部組織の組織性状 (歪み量、弾性率、運動速度、粘性率等) の測定精度を向上することができる。このため、本発明によれば、有用な疾病診断機器を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0108】

【図 1】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置のブロック図

【図 2】図 1 に示す超音波診断装置の動作及び外観を示す図

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置の表示画面の他の例を示す図

【図 4】本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置 (第 1 例) のブロック図

【図 5】本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置 (第 2 例) のブロック図

【図 6】本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置 (第 3 例) のブロック図

【図 7】本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置 (第 4 例) のブロック図

【図 8】図 4 ~ 図 8 に示す超音波診断装置の表示画面の一例を示す図

40

【図 9】本発明の実施の形態 3 における超音波診断装置のブロック図

【図 10】図 9 に示す超音波診断装置の表示画面の一例を示す図

【図 11】血管に粥腫がある場合における実施の形態 1 ~ 3 に示す超音波診断装置の超音波ビームの走査方法を示す図

【図 12】従来の超音波診断装置における被検体の内部組織の大振幅変位運動のトラッキングを説明する図

【図 13】図 1 3 (a) は探触子と被検体との位置関係を示す図、図 1 3 (b) は従来の超音波診断装置における血管壁の局所弾性率の算出を説明する図

【図 14】従来の超音波診断装置によって得られた血管壁の弾性率画像の一例を示す図

【図 15】従来の超音波診断装置を用いた血管の短軸断面での超音波ビームの送信を示す

50

図

## 【符号の説明】

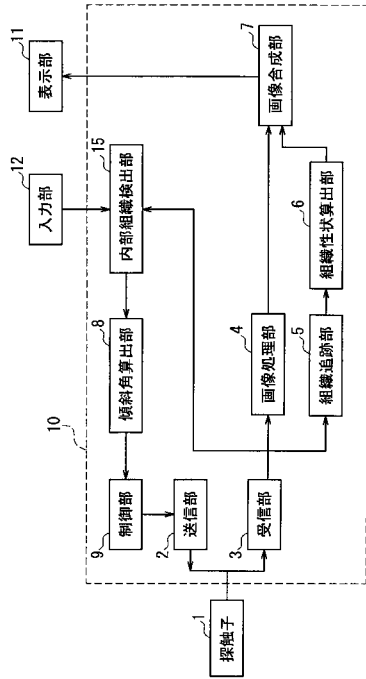
## 【0109】

- 1 探触子
- 2 送信部
- 3 受信部
- 4 画像処理部
- 5 組織追跡部
- 6 組織性状算出部
- 7 画像合成部 10
- 8 傾斜角算出部
- 9 制御部
- 10 本体
- 11 表示部
- 12 入力部
- 13 キーボード
- 14 トラックボール
- 15 内部組織検出部
- 16 血流ドブラ画像処理部
- 20 表示画面 20
- 21 断層画像
- 22 被検体の皮膚組織
- 23 血管壁（前壁）
- 24 血管壁（後壁）
- 25 弾性率画像
- 27 a、27 b 血管壁として検出された領域
- 28 血流ドブラ画像
- 29 血流の方向を示す矢印
- 30 被検体
- 31 血管 30
- 32 粥腫

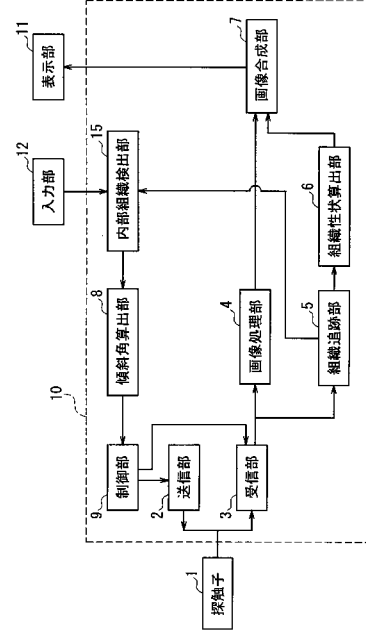




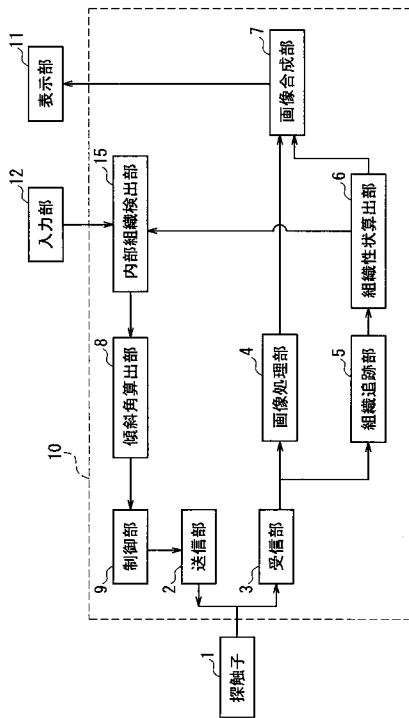
【図 5】



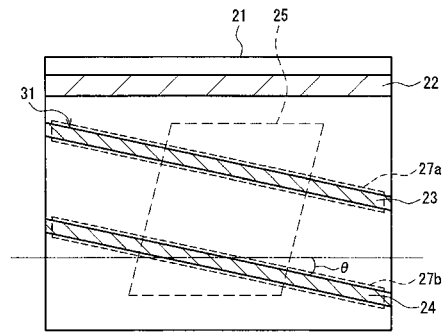
【図 6】



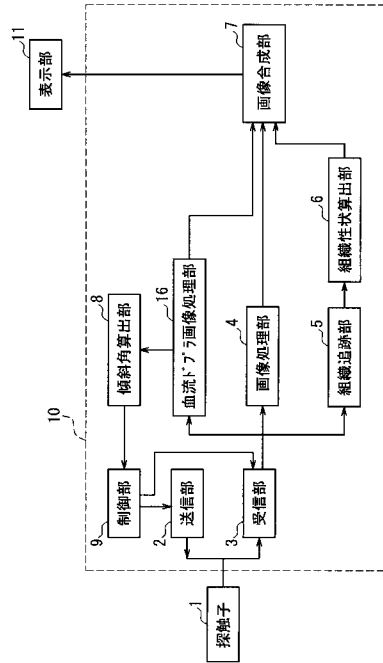
【図 7】



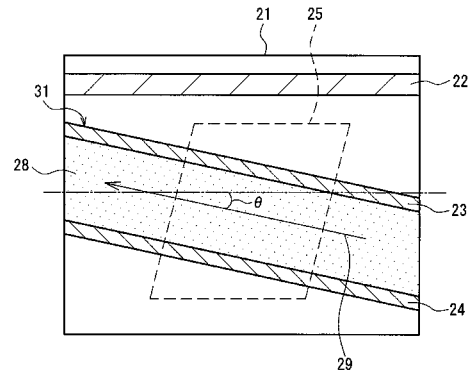
【図 8】



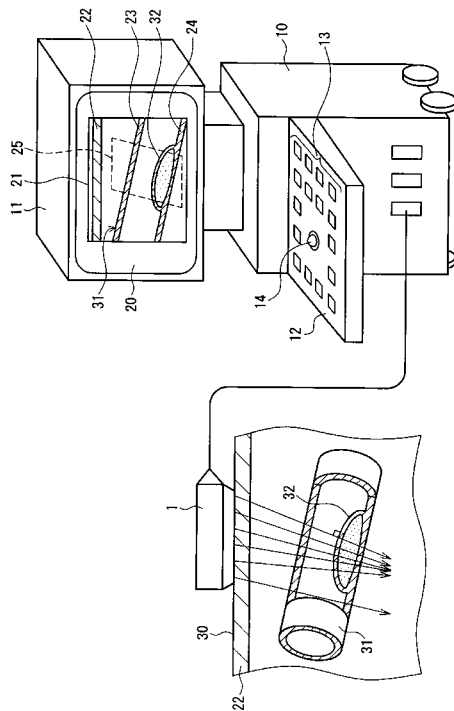
【 図 9 】



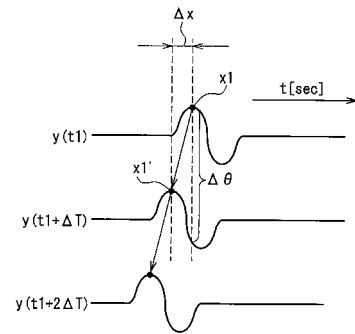
【 図 1 0 】



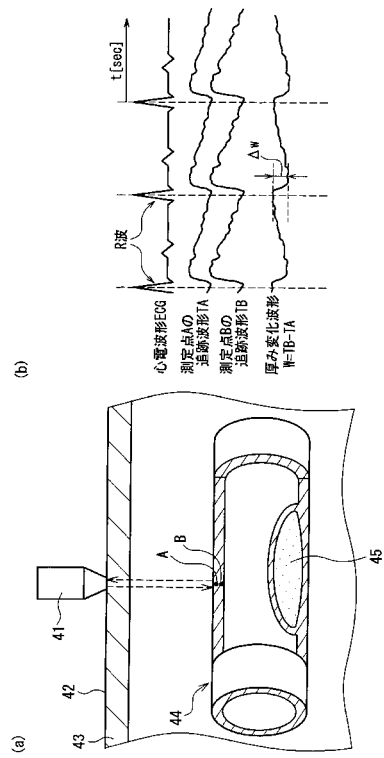
【 図 1 1 】



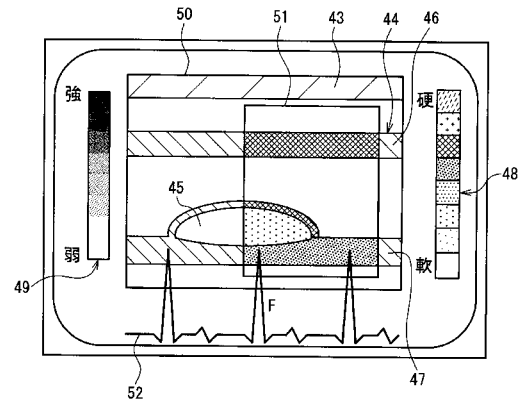
【 図 1 2 】



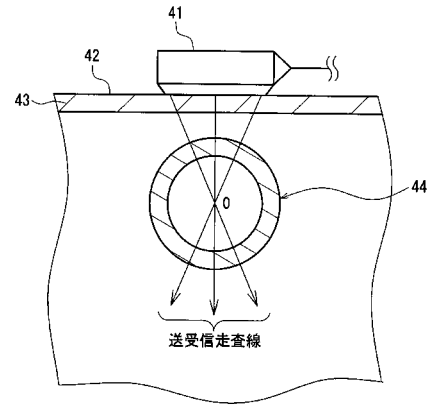
【図 13】



【図 14】



【図 15】



---

フロントページの続き

(72)発明者 渡辺 良信

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD14 DD15 DD18 DD19 DE04 EE09 EE11 JB54 JC09  
JC11 JC21 JC37 KK02 KK12 KK19 KK24 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006115937A</a>	公开(公告)日	2006-05-11
申请号	JP2004304673	申请日	2004-10-19
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 反中由直 渡辺良信		
发明人	鈴木 隆夫 萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DD18 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB54 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK31		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够通过与常规设备相比的简单操作来测量组织特性并且提高组织特性的测量精度。包括探针1，控制单元9，发送单元2和接收单元3的超声诊断设备包括倾斜角计算单元8，组织跟踪单元5和组织特性计算单元6。倾斜角计算器检测内部组织的倾斜角。控制单元基于倾斜角计算第一模式和偏转角作为操作模式，在第一模式中，发射单元和接收单元被操作以获得断层图像，并且偏转角使超声波束垂直入射到内部组织上。第二模式，用于使发送器生成用于以偏转角照射超声波束的发送脉冲，并且使接收器从形成偏转角的偏转方向检测超声波回波的接收信号。。组织跟踪部分分析在第二模式下的操作期间由接收部分检测到的接收信号，并跟踪内部组织的运动。组织特性计算单元基于跟踪结果来计算内部组织的组织特性。[选型图]图1

