

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/068079

発行日 平成20年6月12日 (2008.6.12)

(43) 国際公開日 平成18年6月29日 (2006.6.29)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

出願番号	特願2006-548964 (P2006-548964)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/023244		松下電器産業株式会社
(22) 国際出願日	平成17年12月19日 (2005.12.19)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2004-374227 (P2004-374227)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成16年12月24日 (2004.12.24)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	関 孝夫
			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	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
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、前記経時的に求められた複数の特性値に基づいて、前記特性値の安定度を逐次求める安定度判定部と、前記安定度を表現する表現部とを備える。

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、  
前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、  
前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、  
前記経時的に求められた複数の特性値に基づいて、前記特性値の安定度を逐次求める安定度判定部と、  
前記安定度を表現する表現部と、  
を備える超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記安定度判定部は、前記被検体の所定の観測位置、または、所定の観測領域において経時的に求められた複数の特性値の分散または標準偏差を求め、前記分散または標準偏差に基づいて、前記安定度を求める、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記表現部は表示装置であり、前記安定度に基づいて生成された画像を表示する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記安定度判定部は、前記安定度に応じた判定画像をさらに生成し、前記表現部は、前記判定画像を表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記安定度判定部は、前記逐次求められる安定度の最大値を表す画像をさらに生成し、前記表現部は、前記最大値を表す画像を表示する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記受信信号に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像処理部と、  
前記特性値に基づいて、特性値の分布を示す特性値画像を生成する特性値画像処理部と、  
、  
前記被検体の生体情報を受け取り、前記生体情報、前記断層画像および前記特性値画像を合成し、前記表現部に表示する合成画像のデータを生成する画像合成部と、  
をさらに備え、

30

前記画像合成部は、前記安定度判定部から安定度を受け取り、前記生体情報、前記断層画像および前記特性値画像の少なくとも 1 つの表示態様を前記安定度に基づいて変化させる請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記画像合成部は、対応する観測位置が重なるように前記断層画像および前記特性値画像を合成し、2 つの画像を重ねた場合の前記断層画像または前記特性値画像の透明度を前記安定度に基づいて変化させる請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記生体情報は、前記被検体の心電波形であって、前記画像合成部は、前記安定度に基づいて、前記心電波形の表示態様を変化させる請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 9】**

前記画像合成部が生成する合成画像のデータを前記安定度と関連付けて記憶する画像記憶部をさらに備え、

前記画像合成部は、前記画像記憶部から合成画像のデータを取得し、前記安定度が所定の閾値を超えている合成画像のデータのみを前記表示部へ出力する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

前記表現部は音響変換器であり、前記安定度に基づいて生成された電氣的信号を音声に変化する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】**

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体内組織の観測を行う超音波診断装置に関し、特に、被検体の性状特性値を計測する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、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体を非侵襲的に検査する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の断層画像を得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。

10

## 【0003】

これに対し、近年、エコー信号の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織の歪みや弾性率、粘性率などの物理的（性状）特性を求めることが試みられている。

## 【0004】

特許文献1は、一定間隔で送受信された超音波のエコー信号の位相差を用いて、被検体の局所領域の瞬間的な移動量を求め、移動量を加算していくことによって、被検体組織を高精度に追跡する方法を開示している。

## 【0005】

特許文献2は、特許文献1の方法をさらに発展させ、被検体組織、特に動脈壁の弾性率を求める方法を開示している。この方法によれば、まず、図8(a)に示すように、探触子101から血管壁111へ向けて超音波を送信し、血管壁上に設定した測定点AおよびBからのエコー信号を特許文献1の方法により解析することにより、測定点AおよびBの動きを追跡する。図8(b)は、測定点AおよびBの位置を示す追跡波形TAおよびTBを示している。また、心電波形ECGも合わせて示している。

20

## 【0006】

図8(b)に示すように、追跡波形TAおよびTBは心電波形ECGに一致した周期性を有している。これは、心臓の心拍周期に一致して、動脈が拡張および収縮することを示している。具体的には、心電波形ECG中にR波と呼ばれる大きなピークが見られる際、心臓の収縮が開始し、心臓の収縮によって、動脈中に血液が押し出される。このため、血流によって急激に血管壁が広がる。したがって、心電波形ECGにR波が現れた後、追跡波形TAおよびTBも急激に立ち上がり、動脈が急激に拡張する。その後、心臓はゆっくり拡張するので、追跡波形TAおよびTBも徐々に立ち下がり、動脈がゆっくり収縮する。このような動きを動脈は繰り返している。

30

## 【0007】

追跡波形TAおよびTBの差は測定点AB間の厚さ変化波形Wとなる。厚さ変化波形Wの変化量をWとし、測定点AB間の初期化時の基準厚さをWsとすると、測定点AB間の歪み量は以下ようになる。

## 【0008】

$$= W / W_s$$

40

## 【0009】

このときの血圧差をPとすると、測定点AB間の弾性率Erは以下の式で表される。

## 【0010】

$$E_r = P / \quad = P \cdot W_s / W$$

## 【0011】

したがって、弾性率Erを断層画像上の複数点に対して計測することにより、弾性率の分布画像が得られる。図8(a)に示すように、血管壁中に粥腫112が生じている場合、粥腫112とその周りの血管壁組織とでは弾性率が異なる。したがって、弾性率の分布画像が得られれば粥腫の生成やその位置を診断することが可能となる。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

50

【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】

【0012】

超音波診断装置による観察は、操作者が、探触子を被検体に接触させて超音波の送受信を行う。このため、操作者の手ぶれや被検体の体動等により探触子が観測場所からずれてしまうという問題が生じる。とくに、上述したように弾性率などの特性値は、被検体内の組織の微小な位置変化に基づいているため、探触子と被検体の観測場所との相対位置が変化してしまうと、正しい特性値が得られない可能性がある。

【0013】

断層画像であれば、鮮明な画像が得られないことにより、操作者の手ぶれや被検体の体動等生じていることが認識しやすい。しかし、数値として得られる特性値の場合、操作者の手ぶれや被検体の体動等の影響により特性値が通常値と異なっているのか、観測している組織が病変等により異常な値を示しているのか判断が困難になるという課題がある。

【0014】

本発明は、上記従来の課題を解決し、被検体を観測中において、計測された特性値に関する安定度を知ることのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、前記経時的に求められた複数の特性値に基づいて、前記特性値の安定度を逐次求める安定度判定部と、前記安定度を表現する表現部とを備える。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記安定度判定部は、前記被検体の所定の観測位置、または、所定の観測領域において経時的に求められた複数の特性値の分散または標準偏差を求め、前記分散または標準偏差に基づいて前記安定度を求める。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記表現部は表示装置であり、前記安定度に基づいて生成された画像を表示する。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記安定度判定部は、前記安定度に応じた判定画像をさらに生成し、前記表現部は、前記判定画像を表示する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記安定度判定部は、前記逐次求められる安定度の最大値を表す画像をさらに生成し、前記表現部は、前記最大値を表す画像を表示する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像処理部と、前記特性値に基づいて、特性値の分布を示す特性値画像を生成する特性値画像処理部と、前記被検体の生体情報を受け取り、前記生体情報、前記断層画像および前記特性値画像を合成し、前記表現部に表示する合成画像のデータを生成する画像合成部と、をさらに備え、前記画像合成部は、前記安定度判定部から安定度を受け取り、前記生体情報、前記断層画像および前記特性値画像の少なくとも1つの表示態様を前記安定度に基づいて変化させる。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記画像合成部は、対応する観測位置が重なるように前記断層画像および前記特性値画像を合成し、2つの画像を重ねた場合の前記断層画像または前記特性値画像の透明度を前記安定度に基づいて変化させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記生体情報は、前記被検体の心電波形であって、前記画像合成部は、前記安定度に基づいて、前記心電波形の表示態様を変化させる。

## 【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記画像合成部が生成する合成画像のデータを前記安定度と関連付けて記憶する画像記憶部をさらに備え、前記画像合成部は、前記画像記憶部から合成画像のデータを取得し、前記安定度が所定の閾値を超えている合成画像のデータのみを前記表示部へ出力する。

## 【 0 0 2 4 】

ある好ましい実施形態において、前記表現部は音響変換器であり、前記安定度に基づいて生成された電氣的信号を音声に変化する。

10

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 5 】

本発明によれば、観測中に計測された特性値の安定度を知ることができる。したがって、本発明の超音波診断装置を用いて信頼性の高い診断を行うことが可能となる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 1 の超音波診断装置の表示部 1 1 1 に表示される画像の一例を示す図である。

【 図 3 】 ( a ) は、弾性率が完全に安定している状態を示す画像の一例であり、( b ) は、弾性率の安定度が比較的高い状態を示す画像の一例である。( c ) は、弾性率の安定度が比較的低い状態を示す画像の一例である。

20

【 図 4 】 棒グラフ状の安定度を示す判定画像の一例ある。

【 図 5 】 計器状の安定度を示す判定画像の一例である。

【 図 6 】 ( a ) は、弾性率の安定度が比較的高い状態を示す画像の一例であり、( b ) は、弾性率の安定度が比較的低い状態を示す画像の一例である。

【 図 7 】 ( a ) は、安定度に応じた表示がなされた心電波形の一例であり、( b ) は、他の例である。

【 図 8 】 ( a ) は、従来の超音波診断装置における計測点の追跡波形から歪み量を求める手順を説明する図であり、( b ) は、計測点の追跡波形を示している。

30

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 2 7 】

1 0 0	超音波診断装置
1 0 1	探触子
1 0 2	送信部
1 0 3	受信部
1 0 4	断層像画像処理部
1 0 5	特性値演算部
1 0 6	特性値画像処理部
1 0 7	安定度判定部
1 0 8	記憶部
1 0 9	画像合成部
1 1 0	画像メモリ
1 1 0	表示部
1 1 2	スピーカ
1 1 3	制御部
2 0 0	血圧測定部
3 0 0	心臓測定部

40

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 8 】

50

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の実施形態を詳しく説明する。ここでは、操作者が被検体の観測したい部位表面に探触子を接触させて患部の弾性率を求める。弾性率は特性値の一例であり、特性値として、歪み量、粘性など、被検体組織の性状特性を示す他の値を超音波診断装置により求めてもよい。

#### 【0029】

(第1の実施形態)

図1は、超音波診断装置の第1の実施形態の構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置100は、探触子101、送信部102、受信部103、断層像画像処理部104、特性値演算部105、特性値画像処理部106、安定度判定部107、記憶部108、画像合成部109、画像メモリ110、表示部111、スピーカ112を備えている。また、超音波診断装置100には、血圧測定部200および心臓測定部300が接続される。本実施形態では超音波診断装置100は探触子101を備えているが、探触子101を備えておらず、汎用されている探触子が接続可能なように超音波診断装置100は設計されていてもよい。

#### 【0030】

超音波診断装置100はこれらの構成要素を制御する制御部113をさらに備えている。制御部113は、たとえばマイコンなどによって構成される。制御部113は、マウス、キーボード、プッシュボタン、つまみ等の入力デバイスに対する入力インターフェース(図示せず)を含んでいる。操作者は、入力デバイス进行操作することにより、超音波診断装置100の動作に関する指令や情報等を入力することができる。たとえば、操作者は、キー操作(例えば、フリーズキー等)を行うことにより、ライブモードとシネモードとを切り換えることができる。ライブモードとは、超音波による計測を行いながら、計測結果をリアルタイムで表示部111に表示することを言う。また、シネモードとは、過去において計測を行い画像メモリ110に記録した情報を、画像メモリ110から読み出して、表示部111に表示することを言う。また、以下において詳細に説明するように、操作者は、入力デバイス进行操作することによって、特性値の安定度を音声によって表現するか表示によって表現するかを選択することができる。両方の方法によって表現することを選択できるようにしてもよい。

#### 【0031】

送信部102は、制御部113の指令に基づいて、探触子101を駆動する駆動パルス信号を生成する。探触子101は、送信部102で生成された駆動パルス信号を超音波パルスに変換し、超音波パルスを被検体へ送信する。駆動パルス信号は、所定の時間間隔で継続的に生成される。

#### 【0032】

被検体の内部において、超音波パルスが反射することによって得られる超音波エコーは、探触子101により電気信号に変換される。受信部103は、探触子101を用いて超音波エコーを受信し、変換された電気信号を増幅することにより、受信信号を生成する。

#### 【0033】

探触子101は図示しない複数の圧電振動子により構成されている。それぞれの圧電振動子に与えるために送信部102で生成する駆動パルス信号、および、それぞれの圧電振動子で受け、受信部103で生成した受信信号の遅延時間は図示しない遅延時間制御部によって制御されている。これにより、探触子101から送信される超音波パルスの音響線方向や焦点深度が調整される。また、所定方向および位置から得られた反射エコーに基づく受信信号のみを検出することができる。

#### 【0034】

断層像画像処理部104は、バンドパスフィルタ、対数増幅器および検波器等を用いて構成される。断層像画像処理部104は、受信部103から得られる受信信号に基づいて被検体の内部の断層像画像データを作成する。断層像画像処理部104によって作成された断層像画像データは、画像合成部109へ出力される。断層像画像処理部104は、新しい受信信号を受け取るたびに画像データを作成する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 5 】

特性値演算部 1 0 5 は、受信信号から後述する歪み量算出方法によって、血圧変化に伴う被検体組織の各部分の歪み量を求める。さらに、歪み量と血圧測定部 2 0 0 によって測定される血圧値とを用い、後述する弾性率算出方法によって、被検体組織の弾性率を求める。歪み量や弾性率は被検体の心周期ごとに経時的に求められる。このために、特性値演算部 1 0 5 は、心電計や心音計などの心臓測定部 3 0 0 から被検体の生体情報、特に心周期に関する情報を受け取り、歪み量や弾性率を計算するタイミングのトリガに利用する。特性値演算部 1 0 5 によって求められた弾性率は、特性値画像処理部 1 0 6、安定度判定部 1 0 7 および記憶部 1 0 8 へ出力される。記憶部 1 0 8 は、メモリ等によって構成される。

10

## 【 0 0 3 6 】

特性値画像処理部 1 0 6 は、特性値演算部 1 0 5 によって求められた弾性率を用い、断層画像データと同じ断面における 2 次元の弾性率分布図を作成し、弾性率画像データとして画像合成部 1 0 9 へ出力する。弾性率が心周期ごとに求められるため、2 次元の弾性率分布図も心周期ごとに求められる。

## 【 0 0 3 7 】

安定度判定部 1 0 7 は、特性値演算部 1 0 5 によって、経時的に逐次求められた複数の弾性率を取得し、弾性率の安定度を求める。安定度判定部 1 0 7 は、例えば、記憶部 1 0 8 に記憶されている同一観測位置あるいは同一観測領域における過去複数回の弾性率の分散、標準偏差等から、弾性率の安定度を求める。安定度を求める弾性率は時間軸上において連続して求められたものであってもよいし、連続していなくてもよい。本実施形態では、安定度判定部 1 0 7 は、さらに、安定度から安定度を示す判定画像のデータまたは判定音声のデータを作成する。

20

## 【 0 0 3 8 】

画像合成部 1 0 9 は、断層像画像処理部 1 0 4 から取得する断層像画像データ、特性値画像処理部 1 0 6 から取得する弾性率画像データおよび心臓測定部 3 0 0 から取得する心電波形、心音波形などの生体情報を合成して画像出力データを作成する。この際、画像合成部 1 0 9 は、安定度判定部 1 0 7 から弾性率安定度を取得し、後述する方法により、取得した安定度に応じて断層画像、弾性率画像および生体情報のうち少なくともひとつを変化させる。安定度判定部 1 0 7 において、安定度を示す判定画像データを作成する場合には、断層像画像データ、弾性率画像データおよび生体情報に加えて、安定度を示す判定画像データも合成する。

30

## 【 0 0 3 9 】

画像メモリ 1 1 0 には、画像合成部 1 0 9 によって合成された画像出力データが蓄積される。このとき、画像出力データは、安定度と関連付けて記憶される。蓄積された画像出力データは、例えば、シネモード等の際において、画像出力データを連続して表示部 1 1 1 へ再生表示する場合に用いられる。

## 【 0 0 4 0 】

表示部 1 1 1 は、画像合成部 1 0 9 から出力される画像出力データを表示するモニタ等である。また、画像合成部 1 0 9 が画像メモリ 1 1 0 から読み出した任意の 1 フレームまたは複数の連続した画像出力データを表示することもできる。表示部 1 1 1 に表示される画像において、断層画像、弾性率画像および生体情報のうち少なくともひとつは安定度に応じて変化する。あるいは、表示部 1 1 1 に表示される画像に安定度を示す判定画像が含まれる。したがって、表示部 1 1 1 は、安定度判定部 1 0 7 が求めた安定度を表現するといえる。

40

## 【 0 0 4 1 】

安定度判定部 1 0 7 において安定度を示す判定音声データを作成する場合には、音響変換器であるスピーカ 1 1 2 が音声データを音声に変換し、安定度を表現する。スピーカ以外の圧電ブザーなど他の音響変換器を用いてもよい。

## 【 0 0 4 2 】

50

次に、超音波診断装置 100 の動作を説明する。超音波診断装置 100 による計測中、血圧測定部 200 によって被検体の血圧変化が測定され、心臓測定部 300 によって被検体の心電波形（または心音波形）が測定されている。

#### 【0043】

まず、操作者が入力デバイスを用いて弾性率の安定度を音で表現するか表示により表現するかを選択する。音および表示の両方により安定度を表現するように設定してもよい。超音波パルスの照射時間等、種々の測定条件を入力デバイスを用いて超音波診断装置 100 に入力し、探触子 101 を被検体に接触させる。

#### 【0044】

送信部 102 は、操作者が入力した指令に基づく制御部 113 の制御により駆動パルス信号を生成する。探触子 101 は、駆動パルス信号を超音波パルスに変換し、超音波パルスを被検体へ放射する。超音波パルスが被検体の内部において反射することによって得られる超音波エコーは、探触子 101 に到達する。探触子 101 は、受信した超音波エコーを電気信号へ変換し、受信部 103 へ出力する。受信部 103 は、探触子 101 から電気信号を取得し、電気信号を増幅することによって受信信号を生成する。受信信号は断層像画像処理部 104 および特性値演算部 105 へ出力される。

#### 【0045】

断層像画像処理部 104 は、例えば、受信信号の振幅の大きさを輝度に対応させることにより、被検体の内部の断層像画像を示す画像データを生成する。

#### 【0046】

特性値演算部 105 は、受信信号から弾性率を求める。具体的には、例えば、特許文献 1 および特許文献 2 に開示されているように、微少時間を経た 2 つの受信信号の間では振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、2 つの受信信号の波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める。この位相差から、被検体に設けた測定点の運動速度を求め、さらにこれを積分することによって測定点の位置変化波形を求める。2 つの測定点の位置変化波形の差が測定点間にはさまれた組織の厚さ変化波形となる。測定点は断層画像上において 2 次元に設定されるため、厚さ変化を求める組織も 2 次元に配置される。特性値演算部 105 は、厚さ変化波形における初期値、最大厚さおよび最小厚さを用いて、血圧変化に伴う被検体組織の歪み量を以下の式（1）により求める。

#### 【0047】

歪み量 = ( (最大厚さ) - (最小厚さ) ) / (厚さ初期値) 式（1）

#### 【0048】

さらに特性値演算部 105 は、式（1）によって求められた歪み量と、血圧測定部 200 によって測定される血圧の変化量とを用いて、以下の式（2）により被検体組織における弾性率を求める。

#### 【0049】

弾性率 = ( (最大血圧) - (最小血圧) ) / (歪み量) 式（2）

#### 【0050】

例えば、最大血圧が 120 mmHg、最小血圧が 80 mmHg（すなわち、脈圧 40 mmHg）であり、血管壁の任意の箇所における厚さの最大値が 80 μm、厚さの最小値が 70 μm であって、血管壁の厚さの初期値が 80 μm であったとする。この場合における被検体組織における歪み量は、0.125（=（80 - 70）/ 80）となり、弾性率は、320（=（120 - 80）/ 0.125）となる。

#### 【0051】

歪み量および弾性率は心周期ごとに求め、更新される。特性値演算部 105 は、以上のようにして求められた弾性率を、安定度判定部 107、特性値画像処理部 106 および記憶部 108 へ出力する。

#### 【0052】

安定度判定部 107 は、所定の観測位置または所定の観測領域内において、逐次求めら

10

20

30

40

50



れた弾性率の分散から、弾性率安定度を逐次求める。最新の弾性率は特性値演算部 105 から直接受け取ることができるが、それより以前の弾性率は、記憶部 108 に記憶されており、記憶部 108 から弾性率のデータを受け取る。

【0053】

ここで、一例として任意の箇所について弾性率を計5回（第1回～第5回）測定した場合の例を用いて、弾性率安定度を求める方法について説明する。表1は、任意の箇所において測定された弾性率の一例を示している。

【0054】

【表1】

	弾性率	平均との差	自乗値
第1回	320	3	9
第2回	300	-17	289
第3回	320	3	9
第4回	330	13	169
第5回	315	-2	4

【0055】

まず、安定度判定部 107 は、表1に示す計5回の弾性率の平均を求める。計5回の弾性率合計は「1585」であり、弾性率平均値は、「317」である。次に、各回の弾性率と弾性率平均との差を求める（表1における「平均との差」を参照）。さらに、各回の弾性率と弾性率平均との差を自乗する（図2中の列「自乗値」を参照）。その後、弾性率と弾性率平均との差の自乗を平均した値が、求める分散「96」である。

20

【0056】

安定度判定部 107 は、分散と弾性率安定度の閾値とを比較する。例えば、弾性率安定度の閾値が、「100」であるとする。この場合、安定度判定部 107 によって求められた分散は「96」であり、「100」以下であるため、任意の箇所における弾性率安定度は高いと判断される。

【0057】

閾値は2つ以上であってもよい。設定した閾値に応じて安定度が分類される。あるいは、閾値を設けず、分散の値あるいはその逆数に適当な定数を乗じた値を安定度としてもよい。

30

【0058】

心拍ごとに新たな弾性率が特性値演算部 105 により求められるため、安定度判定部 107 は常に最も新しい5回の弾性率を用いて上述の演算を行い、分散を求める。操作者の手ぶれや被検体の体動等が大きい場合には弾性率がばらつくため、分散も大きい。しかし、手ぶれや体動が減少すれば、弾性率のばらつきが小さくなり分散も小さくなる。つまり安定度は高くなる。

【0059】

なお、ここでは、任意の箇所において求められる弾性率から安定度を求める場合を説明したが、弾性率安定度を求める対象はこの一例に限定されない。上述したように、任意の複数箇所を含む領域から安定度を求めてもよい。この場合、安定度判定部 107 は、対象領域に含まれる複数の箇所のそれぞれにおいて、逐次求められた複数の弾性率の分散を求め、得られた分散の平均を用いて安定度を求める。あるいは、安定度判定部 107 は、対象領域における複数の箇所において求められた弾性率の平均値の分散から安定度を求めてもよい。

40

【0060】

また、あらかじめ設定される弾性率安定度の閾値は上述の例に限定されない。安定度の閾値は弾性率の大きさまたは記憶部 108 に記憶される過去に求められた弾性率の数等に基づいて決定されればよい。

50

**【 0 0 6 1 】**

操作者が、入力デバイス进行操作することにより、弾性率の安定度を音で表現するモードを選択している場合、安定度判定部 1 0 7 は、安定度に応じた音データを生成する。例えば、安定度が低い場合は高い周波数の音データを生成し、安定度が高い場合は低い周波数の音データを生成する。音データは安定度に応じて異なっていればよく、安定度が高い場合には澄んだ音のデータを生成し、安定度が低い場合に濁った音のデータを生成してもよい。あるいは、安定度が高い場合には協和音のデータを生成し、安定度が低い場合には不協和音のデータを生成してもよい。また、あらかじめ録音された人間の音声などを用いてもよい。生成された音データはスピーカ 1 1 2 に出力され、スピーカ 1 1 2 が音声に変換する。

10

**【 0 0 6 2 】**

一方、弾性率の安定度を表示によって表現するモードを操作者が選択している場合には、安定度判定部 1 0 7 は、安定度に応じた画像データを生成する。画像データの詳細については以下において説明する。

**【 0 0 6 3 】**

特性値画像処理部 1 0 6 は、特性値演算部 1 0 5 によって求められた弾性率を受け取り、断層像画像処理部 1 0 4 によって作成される断層像画像の被検体組織上における弾性率の分布を作成する。ここで作成された弾性率分布図は、弾性率画像データとして、画像処理部 1 0 9 へ出力される。

**【 0 0 6 4 】**

記憶部 1 0 8 は、特性値演算部 1 0 5 によって求められた弾性率を取得する。特性値画像処理部 1 0 6 によって作成された弾性率分布図の対象範囲における全ての弾性率を受け取り、直ちに記憶部 1 0 8 に記憶する。なお、記憶部 1 0 8 が記憶するタイミングはこの一例に限定されず、記憶部 1 0 8 は特性値演算部 1 0 5 から弾性率が演算されるたびに記憶してもよい。

20

**【 0 0 6 5 】**

画像合成部 1 0 9 は、断層像画像処理部 1 0 4 から出力される断層像画像データと、特性値画像処理部 1 0 6 から出力される弾性率画像データとを、それぞれの観測位置が一致するように重ねることにより、断層像画像データと弾性率画像データとを合成する。さらに、画像合成部 1 0 9 は、心臓測定部 3 0 0 によって測定された心電波形（または心音波形）を取得し合成する。

30

**【 0 0 6 6 】**

弾性率の安定度を表示によって表現するモードを操作者が選択している場合、画像合成部 1 0 9 は、安定度を示す判定画像データも合成する。合成した画像データは、表示部 1 1 1 へ出力される。また、画像メモリ 1 1 0 へ蓄積される。

**【 0 0 6 7 】**

図 2 は、超音波診断装置 1 0 0 の表示部 1 1 1 の表示態様の一例を示す図である。ここでは、一例として血管の断層像を B モードにより表示した場合について説明する。

**【 0 0 6 8 】**

図 2 に示すように、表示部 1 1 1 に表示される画像は、例えば、断層像画像 1 1 1 a、弾性率画像 1 1 1 b、反射強度スケール 1 1 1 c、弾性率スケール 1 1 1 d、心電波形または心音波形などの生体情報表示領域 1 1 1 e、および安定度表示領域 1 1 1 f を含んでいる。

40

**【 0 0 6 9 】**

断層像画像 1 1 1 a は、血管の断層像を表現している。反射強度スケール 1 1 1 c は、受信部 1 0 3 によって受信される反射エコーの強度を複数の反射強度レベルに分割して色分けまたは輝度分けして示している。断層像画像 1 1 1 a における各部は、受信部 1 0 3 によって受信される反射エコーの強度に応じた色または輝度で表示される。

**【 0 0 7 0 】**

弾性率画像 1 1 1 b は、血管壁の弾性率分布を示し、断層像画像 1 1 1 a 上に重ねられ

50

ている。弾性率スケール 1 1 1 d は、弾性率を複数の弾性率レベルに分割して色分けして示している。弾性率画像 1 1 1 b における血管壁 b 1 ~ b 4 は、特性値演算部 1 0 5 によって求められた弾性率の値に応じた色で表示される。血管壁 b 1 および b 3 は弾性率レベル d 1 であり、組織が比較的硬いことを表す。血管壁 b 2 は弾性率レベル d 2、血管壁 b 4 は弾性率レベル d 3 であり、組織が比較的軟らかいことを表している。

#### 【 0 0 7 1 】

なお、表示部 1 1 1 において、弾性率画像 1 1 1 b が多色表示される場合、強調すべき表示対象を明確にするため、断層像画像 1 1 1 a は白黒表示（グレースケール表示）されることが好ましい。

#### 【 0 0 7 2 】

心電波形または心音波形表示領域 1 1 1 e には、心臓測定部 3 0 0 から取得した心電波形（または心音波形）が表示される。安定度表示領域 1 1 1 f には、安定度判定部 1 0 7 によって生成した安定度を示す判定画像が表示される。

#### 【 0 0 7 3 】

以下、安定度表示領域 1 1 1 f における弾性率の安定度の表示例を詳細に説明する。以下に示す第 1 から第 4 の表示例のいずれによって安定度を表示するか、操作者が入力デバイス进行操作することによって選択できるようにしてもよい。

#### 【 0 0 7 4 】

##### （第 1 の表示例）

ここでは、振り子状のマークを用い、弾性率の安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 3（a）は、弾性率が完全に安定している場合の表示態様の一例を示している。図 3（b）は、弾性率の安定度が比較高い場合の表示態様の一例を示す図である。図 3（c）は、弾性率の安定度が比較的低い場合の表示態様の一例を示す図である。

#### 【 0 0 7 5 】

図 3（a）から図 3（c）に示すように、マークの揺れの大きさが、弾性率安定度の高低を表している。マークの揺れが小さいほど弾性率の安定度が高いことを表し、マークの揺れが大きいほど弾性率安定度が低いことを表している。安定度判定部 1 0 7 は、2つの閾値を設定し、求めた分散と2つの閾値とを比較することによって、安定度の値に応じて図 3（a）から図 3（c）のいずれかの画像データを生成する。閾値を設定せず、求めた分散の値に応じて連続的あるいは段階的にマークの揺れが大きくなる画像のデータを生成してもよい。

#### 【 0 0 7 6 】

##### （第 2 の表示例）

ここでは、棒グラフ状の画像を用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 4 は、棒グラフ状の判定画像の一例を示している。

#### 【 0 0 7 7 】

図 4 に示すように、棒グラフ状の判定画像 5 1 は、安定度判定部 1 0 7 によって求められた弾性率安定度を示す。棒グラフ状の判定画像 5 1 の高さが高いほど弾性率安定度が高いことを表し、棒グラフ状の判定画像 5 1 の高さが低いほど弾性率安定度が低いことを表す。判定画像 5 1 の高さは、安定度判定部 1 0 7 が算出する分散の値に応じて定められる。

#### 【 0 0 7 8 】

線 5 2 は、過去に求められた最も高い弾性率安定度を示す。画像合成部 1 0 9 はメモリ（図示せず）を有し、メモリは、安定度の最大値（最大安定度）を記憶している。画像合成部 1 0 9 は最大安定度を用い、棒グラフ状の判定画像 5 1 に対する線 5 2 の表示位置を決定する。

#### 【 0 0 7 9 】

安定度判定部 1 0 7 によって求められる弾性率の安定度は、メモリに記憶されている最大安定度と比較され、比較の結果、いずれか大きい方の値がメモリに記憶される。メモリは、操作者によって、あるいは一定時間経過後に、クリアされる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 0 】

( 第 3 の表示例 )

ここでは、計器状の画像を用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 5 は、計器状の判定画像の一例を示している。

## 【 0 0 8 1 】

図 5 に示すように、計器状の判定画像は、中心点 6 a を中心に所定の範囲内で回転する針 6 b、6 c を備えている。針 6 b が弾性率安定度を示し、針 6 b は、時計回りに回転するほど弾性率安定度が高いことを表し、一方、反時計回りに回転するほど弾性率安定度が低いことを表す。針 6 b の位置は、安定度の値に応じて決定される。

## 【 0 0 8 2 】

針 6 c は、過去に求められた最大安定度を表す。なお、最大安定度を求める方法および最大安定度をクリアする方法については、第 2 の表示例において説明した方法と同様である。

## 【 0 0 8 3 】

以上のように、第 2 の表示例および第 3 の表示例では、安定度の判定画像と、安定度の最大安定度が表示されることから、安定度の最大値を目標に弾性率を観測することができる。したがって、例えば、弾性率観測の熟達者によって得られた弾性率安定度の最大値を参照しながら、弾性率観測に不慣れな操作者が当該弾性率安定度の最大値を目標に弾性率を観測することができ、弾性率観測の教育に有用である。

## 【 0 0 8 4 】

( 第 4 の表示例 )

ここでは、円状のマークを用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 6 ( a ) は、弾性率の安定度が比較的高い場合の表示態様の一例を示している。図 6 ( b ) は、弾性率の安定度が比較的低い場合の表示態様の一例を示す説明図である。

## 【 0 0 8 5 】

安定度判定部 1 0 7 にはあらかじめ基準となる安定度基準値が設定されている。基準値は、例えば、前記入力デバイスから操作者によって入力される。

## 【 0 0 8 6 】

安定度判定部 1 0 7 は、基準値と安定度とを比較する。安定度が基準値より小さいとき、安定度判定部 1 0 7 は、画像合成部 1 0 9 へ図 6 ( b ) に示す画像のデータを出力し、安定度が基準値以上のとき、図 6 ( a ) に示す画像のデータを出力する。表示部 1 1 1 の安定度表示領域 1 1 1 f には、図 6 ( a ) または図 6 ( b ) のいずれか一方が表示される。

## 【 0 0 8 7 】

第 4 の表示例では、安定度判定部 1 0 7 によって求められる安定度が、あらかじめ設定される基準値を上回っているか否かを、容易に判断することができる。したがって、弾性率計測の熟達者によって安定度基準値が設定されれば、弾性率計測に慣れていない操作者であっても、観測中に安定して観測できているか否かを知ることができる。

## 【 0 0 8 8 】

なお、上述の各表示例では、安定度表示領域 1 1 1 f において安定度を表示する表示態様を図 3 ~ 図 6 のように示したが、表示態様は、これらの例に限定されない。例えば、弾性率の安定度に応じて色を異ならせた複数種類のマークを用いてもよいし、あるいは、安定度に応じて形状を異ならせた複数種類のマークを用いてもよい。例えば、安定度表示領域 1 1 1 f に、安定度を示す数値を表示してもよい。

## 【 0 0 8 9 】

本実施形態によれば、安定度判定部が弾性率に基づき、安定度を求め、安定度に応じた画像を表示し、または、安定度に応じた音声を発する。したがって、例えば、スピーカから発せられる音の変化から、操作者は被検体を安定して観測できているか否かを知ることができる。また、音で安定度を知らせることにより、操作者の視覚は画像に集中すること

10

20

30

40

50

ができる。また、表示部に安定度を示す判定画像を表示することによって、操作者は、表示部に表示された弾性率の分布図や断層画像を確認しながら被検体を安定して観測できているか否かを易に把握することができる。

【 0 0 9 0 】

( 第 2 の実施形態 )

以下に、本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態を説明する。本実施形態による超音波診断装置は、弾性率の安定度を表示部 1 1 1 の安定度表示領域 1 1 1 f に表示するのではなく、表示部 1 1 1 に表示されている断層画像、弾性率画像、心電波形などの表示態様を安定度に応じて変化させる。

【 0 0 9 1 】

このために、図 1 に示すように、画像合成部 1 0 9 は、安定度判定部 1 0 7 から安定度を受け取り、安定度に応じて生成する画像データに含まれる層画像、弾性率画像、心電波形などの表示態様を変化させる。以下、表示部 1 1 1 に表示される画像を説明する。

【 0 0 9 2 】

( 第 1 の表示例 )

ここでは、表示部 1 1 1 の生体情報表示領域 1 1 1 e ( 図 3 参照 ) において表示される心電波形を用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。

【 0 0 9 3 】

図 7 ( a ) は、表示部 1 1 1 の生体情報表示領域 1 1 1 e に表示される被検体の心電波形の一例を示している。図 7 ( a ) は、b 1、b 2、b 3 で示す 3 拍分の心電波形を示しており、区間 8 3 で示される心拍 b 3 が最も新しい 1 拍分の波形である。つまり、左から右に心電波形は移動している。

【 0 0 9 4 】

図 7 ( a ) において区間 8 2 で示される 1 拍分の波形は破線で示され、他の部分は実線で示されている。実線部分は弾性率の安定度が比較的高いことを示し、破線部分は弾性率安定度が比較的低いことを示している。

【 0 0 9 5 】

画像合成部 1 0 9 のメモリには、あらかじめ基準となる安定度の基準値が設定される。基準値は、例えば、前記入力デバイスから操作者によって入力される。画像合成部 1 0 9 は、基準値と、安定度判定部 1 0 7 から受け取る安定度とを比較する。安定度が基準値未満であるとき、画像合成部 1 0 9 は、その時点における心電波形を破線にする。弾性率および安定度が心拍ごとに求められているので、破線とする部分も一心拍分である。安定度が基準値以上である場合には画像合成部 1 0 9 は、その時点における心電波形を実線にする。表示部 1 1 1 の生体情報表示領域 1 1 1 e には実線および破線を含んだ心電波形が表示される。

【 0 0 9 6 】

破線および実線を用いる代わりに、図 7 ( b ) に示すように、線の太さによって安定度を示してもよい。あるいは、線の輝度または色相等を変化させることによって弾性率の安定度を示してもよい。

【 0 0 9 7 】

また、操作者が入力デバイスを操作することによって、断層像画像 1 1 1 a における関心領域 ( R O I : R e g i o n O f I n t e r e s t ) を決定し、画像合成部 1 0 9 が安定度に基づいて、R O I の形状変化、色の変化、輝度の変化、および線形の変化 ( 点線、実線等 ) 等の描画方法の変更をすることにより、弾性率の安定度を表現してもよい。

【 0 0 9 8 】

( 第 2 の表示例 )

ここでは、表示部 1 1 1 の弾性率画像 1 1 1 b において表示される弾性率分布図を用い、弾性率の安定度を示す表示例について、図 2 を用いて説明する。

【 0 0 9 9 】

図 2 に示すように、表示部 1 1 1 には、断層像画像 1 1 1 a の上に、弾性率画像 1 1 1

10

20

30

40

50

bが重ねられて表示されている。弾性率画像111bは、その全体の画像の濃淡によって安定度が示されている。

#### 【0100】

断層像画像の輝度IBと、弾性率画像の輝度IEと、弾性率安定度に比例して変化する変数k ( $0 \leq k \leq 1$ ) とを用いて、弾性率画像の各画素の輝度を変化させる方法について、以下に説明する。

#### 【0101】

画像合成部109は、安定度判定部107によって求められた安定度を用いて、弾性率画像の各画素の輝度を変化させる。一例として、断層像画像の輝度IBと、弾性率画像の輝度IEと、弾性率安定度に比例して変化する変数kとを用い、以下の式(3)によって合成後の弾性率画像111bの輝度IOを求める。

#### 【0102】

$$IO = k \cdot IE + (1 - k) \cdot IB \quad \text{式(3)}$$

#### 【0103】

画像合成部109は、式(3)によって求めたIOを弾性率画像111bの各画素の輝度として表示部111へ出力する。これにより、弾性率の安定度が低い場合(例えば、 $k = 0$ )、弾性率画像111bが断層像画像111aより淡く表示される。一方、弾性率の安定度が高い場合(例えば、 $k = 1$ )、弾性率画像111bが断層像画像111aより濃く表示される。つまり、弾性率画像111bの透明度が安定度に応じて変化する。このため、安定度が低い場合には弾性率画像111bの透明度が高く、重ねられた断層画像111aがはっきり透視できる。安定度が高い場合には、弾性率画像111bの透明度が低く(不透明度が高い)、重ねられた断層画像111aはほとんど見えなくなる。

#### 【0104】

なお、合成後の画像の輝度IOを求める式は、上記式(3)に限定されない。断層像画像111aの輝度を変えずに弾性率画像111bの輝度のみを、弾性率安定度の変化に伴って変化させてもよい。

#### 【0105】

以上のように、本実施の形態にかかる超音波診断装置によれば、表示部に、新たに安定度表示領域を表示させることなく、生体情報表示領域または弾性率画像によって弾性率の安定度を示すことができる、このため表示部上に表示する項目を増やす必要がない。また、第2の表示例によれば、操作者の視覚は、弾性率画像111bのみに集中することができる。

#### 【0106】

(第3の実施形態)

以下に、本発明による超音波診断装置の第3の実施を説明する。本実施形態では、操作者によって、入力デバイスから超音波診断装置のシネモードが選択される。画像メモリ110に蓄積された画像出力データを連続して表示部111へ再生表示する点を除き、第1の実施の形態と同様であるため、その構成および動作の説明は省略する。

#### 【0107】

画像合成部109のメモリには、あらかじめ安定度の基準値が設定される。この基準値は、例えば、入力デバイスから操作者によって入力される。画像合成部109は、断層像画像、弾性率画像等の画像出力データを記憶している画像メモリ110から画像出力データを取得する。画像メモリ110に記憶される画像出力データには、安定度判定部107によって求められた弾性率安定度が関連付けられている。画像合成部109は、基準値と、画像メモリ110に記憶されている画像出力データの弾性率の安定度とを比較し、基準値を超える高い安定度の画像出力データのみを表示部111へ出力する。

#### 【0108】

このような動作により、表示部111には、画像メモリ110に蓄積された画像出力データの安定度が高いもののみが選択的に表示される。したがって、表示される画像における弾性率のばらつきが小さく、被検体の診断を行う者は断層像画像や弾性率画像を見て被

検体の診断を行い易い。

**【 0 1 0 9 】**

なお、本実施形態によれば、表示部 111 へ出力する画像出力データを、画像メモリ 110 に記録されている弾性率の安定度に応じて分類することにより、観測された画像出力データが安定度の高いものであるか否かを選別することができる。また、画像合成部 109 が、画像メモリ 110 に記録された画像出力データを安定度の高い順にソートし、表示部 111 へ表示することも可能である。これにより、操作者は弾性率の安定度の高い画像出力データを選別することも可能である。

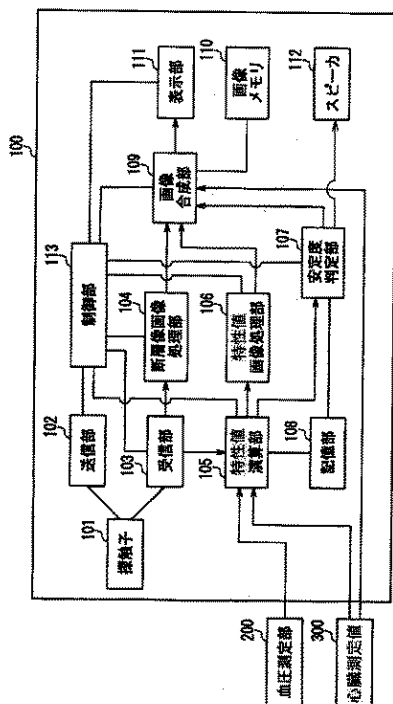
【産業上の利用可能性】

**【 0 1 1 0 】**

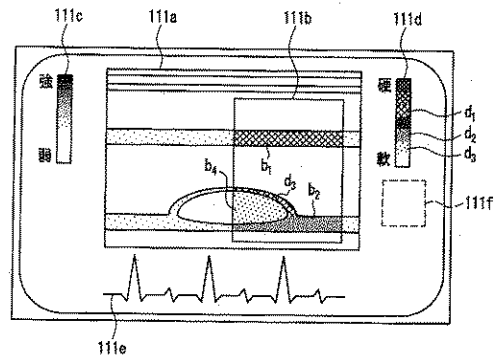
本発明は、超音波診断装置に好適に用いられる。特に、被検体の特性値を求める超音波診断装置に好適に用いられる。

10

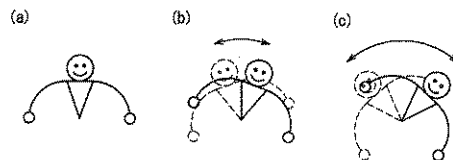
【 図 1 】



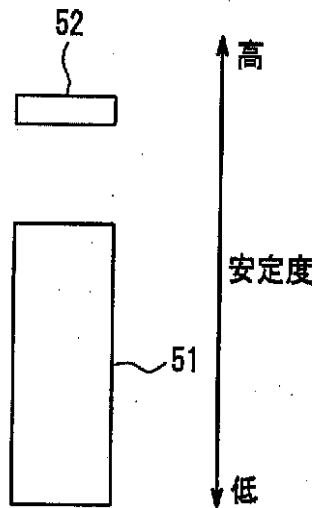
【圖 2】



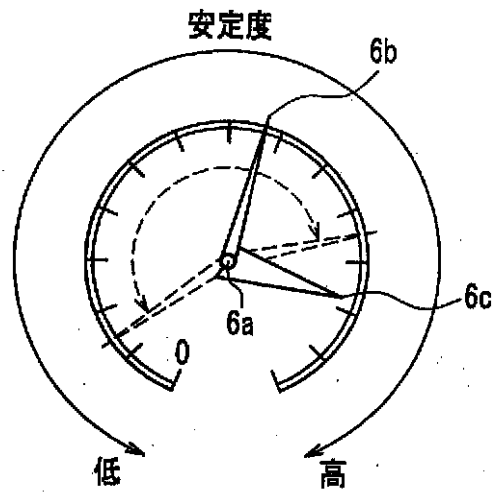
【圖 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

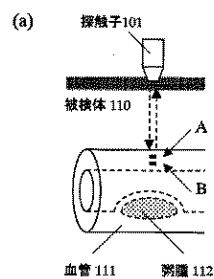
(a)



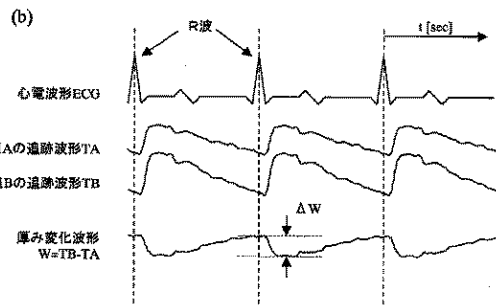
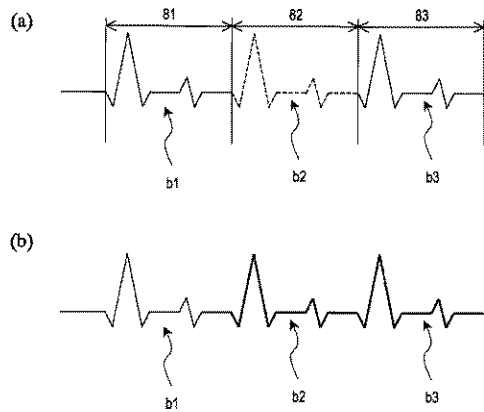
(b)



【図 8】



【図 7】





【手続補正書】

【提出日】平成18年3月27日(2006.3.27)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【書類名】請求の範囲

【請求項1】(補正後) 被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、  
前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、  
前記受信信号に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像処理部と、  
前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、  
前記特性値に基づいて、特性値の分布を示す特性値画像を生成する特性値画像処理部と

10

、  
前記被検体の所定の観測位置、または、所定の観測領域において経時的に求められた複数の特性値の分散または標準偏差を求め、前記分散または標準偏差に基づいて、前記安定度を逐次求める安定度判定部と、

前記断層画像および前記特性値画像を合成し、合成画像のデータを生成する画像合成部と、

20

前記合成画像および前記安定度を表示する表示部と、  
を備え、前記画像合成部は、前記安定度判定部から安定度を受け取り、前記断層画像および前記特性値画像の少なくとも1つの表示態様を前記安定度に基づいて変化させる超音波診断装置。

【請求項2】(削除)

【請求項3】(削除)

【請求項4】(補正後) 前記安定度判定部は、前記安定度に応じた判定画像をさらに生成し、前記表示部は、前記判定画像を表示する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項5】(補正後) 前記安定度判定部は、前記逐次求められる安定度の最大値を表す画像をさらに生成し、前記表示部は、前記最大値を表す画像を表示する請求項4に記載の超音波診断装置。

30

【請求項6】(削除)

【請求項7】(補正後) 前記画像合成部は、対応する観測位置が重なるように前記断層画像および前記特性値画像を合成し、2つの画像を重ねた場合の前記断層画像または前記特性値画像の透明度を前記安定度に基づいて変化させる請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項8】(補正後) 前記画像合成部は、前記被検体の心電波形を受け取り、前記心電波形、前記断層画像および前記特性値画像を合成し、前記安定度に基づいて、前記心電波形の表示態様を変化させる請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項9】(削除)

40

【請求項10】(補正後) 被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、

前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、

前記被検体の所定の観測位置、または、所定の観測領域において経時的に求められた複数の特性値の分散または標準偏差を求め、前記分散または標準偏差に基づいて、前記安定度を逐次求める安定度判定部と、

前記安定度を表現する表現部と、

を備え、前記表現部は音響変換器であり、前記安定度に基づいて生成された電氣的信号を

50

音声に変換する超音波診断装置。

【請求項 11】（追加） 前記断層画像における関心領域を決定するための入力部をさらに備え、

前記画像合成部は、前記断層画像の関心領域の表示態様を前記安定度に基づいて変化させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 2 3

【手続補正書】

【提出日】平成 19 年 2 月 26 日 (2007.2.26)

10

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、

前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、

20

前記受信信号に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像処理部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、

前記特性値に基づいて、特性値の分布を示す特性値画像を生成する特性値画像処理部と

、

前記被検体の所定の観測位置、または、所定の観測領域において経時的に求められた複数の特性値の分散または標準偏差を求め、前記分散または標準偏差に基づいて、前記安定度を逐次求める安定度判定部と、

前記断層画像および前記特性値画像を合成し、合成画像のデータを生成する画像合成部と、

前記合成画像および前記安定度を表示する表示部と、

30

を備え、前記画像合成部は、前記安定度判定部から安定度を受け取り、前記断層画像および前記特性値画像の少なくとも 1 つの表示態様を前記安定度に基づいて変化させる超音波診断装置。

【請求項 2】

前記安定度判定部は、前記安定度に応じた判定画像をさらに生成し、前記表示部は、前記判定画像を表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記安定度判定部は、前記逐次求められる安定度の最大値を表す画像をさらに生成し、前記表示部は、前記最大値を表す画像を表示する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

40

前記画像合成部は、対応する観測位置が重なるように前記断層画像および前記特性値画像を合成し、2 つの画像を重ねた場合の前記断層画像または前記特性値画像の透明度を前記安定度に基づいて変化させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像合成部は、前記被検体の心電波形を受け取り、前記心電波形、前記断層画像および前記特性値画像を合成し、前記安定度に基づいて、前記心電波形の表示態様を変化させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、

前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触

50

子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、

前記被検体の所定の観測位置、または、所定の観測領域において経時的に求められた複数の特性値の分散または標準偏差を求め、前記分散または標準偏差に基づいて、前記安定度を逐次求める安定度判定部と、

前記安定度を表現する表現部と、

を備え、前記表現部は音響変換器であり、前記安定度に基づいて生成された電氣的信号を音声に変換する超音波診断装置。

【請求項 7】

前記断層画像における関心領域を決定するための入力部をさらに備え、

前記画像合成部は、前記断層画像の関心領域の表示態様を前記安定度に基づいて変化させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内組織の観測を行う超音波診断装置に関し、特に、被検体の性状特性値を計測する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、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体を非侵襲的に検査する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の断層画像を得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。

【0003】

これに対し、近年、エコー信号の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織の歪みや弾性率、粘性率などの物理的（性状）特性を求めることが試みられている。

【0004】

特許文献 1 は、一定間隔で送受信された超音波のエコー信号の位相差を用いて、被検体の局所領域の瞬間的な移動量を求め、移動量を加算していくことによって、被検体組織を高精度に追跡する方法を開示している。

【0005】

特許文献 2 は、特許文献 1 の方法をさらに発展させ、被検体組織、特に動脈壁の弾性率を求める方法を開示している。この方法によれば、まず、図 8（a）に示すように、探触子 101 から血管 411 へ向けて超音波を送信し、血管壁上に設定した測定点 A および B からのエコー信号を特許文献 1 の方法により解析することにより、測定点 A および B の動きを追跡する。図 8（b）は、測定点 A および B の位置を示す追跡波形 T A および T B を示している。また、心電波形 E C G も合わせて示している。

【0006】

図 8（b）に示すように、追跡波形 T A および T B は心電波形 E C G に一致した周期性を有している。これは、心臓の心拍周期に一致して、動脈が拡張および収縮することを示している。具体的には、心電波形 E C G 中に R 波と呼ばれる大きなピークが見られる際、心臓の収縮が開始し、心臓の収縮によって、動脈中に血液が押し出される。このため、血流によって急激に血管壁が広がる。したがって、心電波形 E C G に R 波が現れた後、追跡波形 T A および T B も急激に立ち上がり、動脈が急激に拡張する。その後、心臓はゆっくり

10

20

30

40

50

り拡張するので、追跡波形 T A および T B も徐々に立ち下がり、動脈がゆっくり収縮する。このような動きを動脈は繰り返している。

【 0 0 0 7 】

追跡波形 T A および T B の差は測定点 A B 間の厚さ変化波形 W となる。厚さ変化波形 W の変化量を W とし、測定点 A B 間の初期化時の基準厚さを W s とすると、測定点 A B 間の歪み量 は以下になる。

【 0 0 0 8 】

$$= W / W s$$

【 0 0 0 9 】

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 は以下の式で表される。

【 0 0 1 0 】

$$E r = P / = P \cdot W s / W$$

【 0 0 1 1 】

したがって、弾性率 E r を断層画像上の複数点に対して計測することにより、弾性率の分布画像が得られる。図 8 ( a ) に示すように、血管壁中に粥腫 4 1 2 が生じている場合、粥腫 4 1 2 とその周りの血管壁組織とは弾性率が異なる。したがって、弾性率の分布画像が得られれば粥腫の生成やその位置を診断することが可能となる。

【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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

超音波診断装置による観察は、操作者が、探触子を被検体に接触させて超音波の送受信を行う。このため、操作者の手ぶれや被検体の体動等により探触子が観測場所からずれてしまうという問題が生じる。とくに、上述したように弾性率などの特性値は、被検体内の組織の微小な位置変化に基づいているため、探触子と被検体の観測場所との相対位置が変化してしまうと、正しい特性値が得られない可能性がある。

【 0 0 1 3 】

断層画像であれば、鮮明な画像が得られないことにより、操作者の手ぶれや被検体の体動等生じていることが認識しやすい。しかし、数値として得られる特性値の場合、操作者の手ぶれや被検体の体動等の影響により特性値が通常の値と異なっているのか、観測している組織が病変等により異常な値を示しているのか判断が困難になるという課題がある。

【 0 0 1 4 】

本発明は、上記従来の課題を解決し、被検体を観測中において、計測された特性値に関する安定度を知ることのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、前記被検体において前記超音波が反射することにより得られる超音波エコーを前記探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の特性値を経時的に求める特性値演算部と、前記経時的に求められた複数の特性値に基づいて、前記特性値の安定度を逐次求める安定度判定部と、前記安定度を表現する表現部とを備える。

【 0 0 1 6 】

ある好ましい実施形態において、前記安定度判定部は、前記被検体の所定の観測位置、または、所定の観測領域において経時的に求められた複数の特性値の分散または標準偏差を求め、前記分散または標準偏差に基づいて前記安定度を求める。

【 0 0 1 7 】

ある好ましい実施形態において、前記表現部は表示装置であり、前記安定度に基づいて生成された画像を表示する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 8 】

ある好ましい実施形態において、前記安定度判定部は、前記安定度に応じた判定画像をさらに生成し、前記表現部は、前記判定画像を表示する。

## 【 0 0 1 9 】

ある好ましい実施形態において、前記安定度判定部は、前記逐次求められる安定度の最大値を表す画像をさらに生成し、前記表現部は、前記最大値を表す画像を表示する。

## 【 0 0 2 0 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像処理部と、前記特性値に基づいて、特性値の分布を示す特性値画像を生成する特性値画像処理部と、前記被検体の生体情報を受け取り、前記生体情報、前記断層画像および前記特性値画像を合成し、前記表現部に表示する合成画像のデータを生成する画像合成部と、をさらに備え、前記画像合成部は、前記安定度判定部から安定度を受け取り、前記生体情報、前記断層画像および前記特性値画像の少なくとも1つの表示態様を前記安定度に基づいて変化させる。

10

## 【 0 0 2 1 】

ある好ましい実施形態において、前記画像合成部は、対応する観測位置が重なるように前記断層画像および前記特性値画像を合成し、2つの画像を重ねた場合の前記断層画像または前記特性値画像の透明度を前記安定度に基づいて変化させる。

## 【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記生体情報は、前記被検体の心電波形であって、前記画像合成部は、前記安定度に基づいて、前記心電波形の表示態様を変化させる。

20

## 【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記画像合成部が生成する合成画像のデータを前記安定度と関連付けて記憶する画像記憶部をさらに備え、前記画像合成部は、前記画像記憶部から合成画像のデータを取得し、前記安定度が所定の閾値を超えている合成画像のデータのみを前記表示部へ出力する。

## 【 0 0 2 4 】

ある好ましい実施形態において、前記表現部は音響変換器であり、前記安定度に基づいて生成された電気的信号を音声に変化する。

## 【 発明の効果 】

30

## 【 0 0 2 5 】

本発明によれば、観測中に計測された特性値の安定度を知ることができる。したがって、本発明の超音波診断装置を用いて信頼性の高い診断を行うことが可能となる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 6 】

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の実施形態を詳しく説明する。ここでは、操作者が被検体の観測したい部位表面に探触子を接触させて患部の弾性率を求める。弾性率は特性値の一例であり、特性値として、歪み量、粘性など、被検体組織の性状特性を示す他の値を超音波診断装置により求めてもよい。

## 【 0 0 2 7 】

40

## ( 第 1 の実施形態 )

図1は、超音波診断装置の第1の実施形態の構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置100は、探触子101、送信部102、受信部103、断層画像処理部104、特性値演算部105、特性値画像処理部106、安定度判定部107、記憶部108、画像合成部109、画像メモリ110、表示部111、スピーカ112を備えている。また、超音波診断装置100には、血圧測定部200および心臓測定部300が接続される。本実施形態では超音波診断装置100は探触子101を備えているが、探触子101を備えておらず、汎用されている探触子が接続可能なように超音波診断装置100は設計されていてもよい。

## 【 0 0 2 8 】

50

超音波診断装置１００はこれらの構成要素を制御する制御部１１３をさらに備えている。制御部１１３は、たとえばマイコンなどによって構成される。制御部１１３は、マウス、キーボード、プッシュボタン、つまみ等の入力デバイスに対する入力インターフェース（図示せず）を含んでいる。操作者は、入力デバイスを操作することにより、超音波診断装置１００の動作に関する指令や情報等を入力することができる。たとえば、操作者は、キー操作（例えば、フリーズキー等）を行うことにより、ライブモードとシネモードとを切り換えることができる。ライブモードとは、超音波による計測を行いながら、計測結果をリアルタイムで表示部１１１に表示することを言う。また、シネモードとは、過去において計測を行い画像メモリ１１０に記録した情報を、画像メモリ１１０から読み出して、表示部１１１に表示することを言う。また、以下において詳細に説明するように、操作者は、入力デバイスを操作することによって、特性値の安定度を音声によって表現するか表示によって表現するかを選択することができる。両方の方法によって表現することを選択できるようにしてもよい。

10

#### 【００２９】

送信部１０２は、制御部１１３の指令に基づいて、探触子１０１を駆動する駆動パルス信号を生成する。探触子１０１は、送信部１０２で生成された駆動パルス信号を超音波パルスに変換し、超音波パルスを被検体へ送信する。駆動パルス信号は、所定の時間間隔で継続的に生成される。

#### 【００３０】

被検体の内部において、超音波パルスが反射することによって得られる超音波エコーは、探触子１０１により電気信号に変換される。受信部１０３は、探触子１０１を用いて超音波エコーを受信し、変換された電気信号を増幅することにより、受信信号を生成する。

20

#### 【００３１】

探触子１０１は図示しない複数の圧電振動子により構成されている。それぞれの圧電振動子に与えるために送信部１０２で生成する駆動パルス信号、および、それぞれの圧電振動子で受け、受信部１０３で生成した受信信号の遅延時間は図示しない遅延時間制御部によって制御されている。これにより、探触子１０１から送信される超音波パルスの音響線の方角や焦点深度が調整される。また、所定方向および位置から得られた反射エコーに基づく受信信号のみを検出することができる。

#### 【００３２】

断層像画像処理部１０４は、バンドパスフィルタ、対数増幅器および検波器等を用いて構成される。断層像画像処理部１０４は、受信部１０３から得られる受信信号に基づいて被検体の内部の断層像画像データを作成する。断層像画像処理部１０４によって作成された断層像画像データは、画像合成部１０９へ出力される。断層像画像処理部１０４は、新しい受信信号を受け取るたびに画像データを作成する。

30

#### 【００３３】

特性値演算部１０５は、受信信号から後述する歪み量算出方法によって、血压変化に伴う被検体組織の各部分の歪み量を求める。さらに、歪み量と血压測定部２００によって測定される血压値とを用い、後述する弾性率算出方法によって、被検体組織の弾性率を求める。歪み量や弾性率は被検体の心周期ごとに経時的に求められる。このために、特性値演算部１０５は、心電計や心音計などの心臓測定部３００から被検体の生体情報、特に心周期に関する情報を受け取り、歪み量や弾性率を計算するタイミングのトリガに利用する。特性値演算部１０５によって求められた弾性率は、特性値画像処理部１０６、安定度判定部１０７および記憶部１０８へ出力される。記憶部１０８は、メモリ等によって構成される。

40

#### 【００３４】

特性値画像処理部１０６は、特性値演算部１０５によって求められた弾性率を用い、断層画像データと同じ断面における２次元の弾性率分布図を作成し、弾性率画像データとして画像合成部１０９へ出力する。弾性率が心周期ごとに求められるため、２次元の弾性率分布図も心周期ごとに求められる。

50

## 【 0 0 3 5 】

安定度判定部 1 0 7 は、特性値演算部 1 0 5 によって、経時的に逐次求められた複数の弾性率を取得し、弾性率の安定度を求める。安定度判定部 1 0 7 は、例えば、記憶部 1 0 8 に記憶されている同一観測位置あるいは同一観測領域における過去複数回の弾性率の分散、標準偏差等から、弾性率の安定度を求める。安定度を求める弾性率は時間軸上において連続して求められたものであってもよいし、連続していなくてもよい。本実施形態では、安定度判定部 1 0 7 は、さらに、安定度から安定度を示す判定画像のデータまたは判定音声のデータを作成する。

## 【 0 0 3 6 】

画像合成部 1 0 9 は、断層像画像処理部 1 0 4 から取得する断層像画像データ、特性値画像処理部 1 0 6 から取得する弾性率画像データおよび心臓測定部 3 0 0 から取得する心電波形、心音波形などの生体情報を合成して画像出力データを作成する。この際、画像合成部 1 0 9 は、安定度判定部 1 0 7 から弾性率安定度を取得し、後述する方法により、取得した安定度に応じて断層画像、弾性率画像および生体情報のうち少なくともひとつを変化させる。安定度判定部 1 0 7 において、安定度を示す判定画像データを作成する場合には、断層像画像データ、弾性率画像データおよび生体情報に加えて、安定度を示す判定画像データも合成する。

## 【 0 0 3 7 】

画像メモリ 1 1 0 には、画像合成部 1 0 9 によって合成された画像出力データが蓄積される。このとき、画像出力データは、安定度と関連付けて記憶される。蓄積された画像出力データは、例えば、シネモード等の際において、画像出力データを連続して表示部 1 1 1 へ再生表示する場合に用いられる。

## 【 0 0 3 8 】

表示部 1 1 1 は、画像合成部 1 0 9 から出力される画像出力データを表示するモニタ等である。また、画像合成部 1 0 9 が画像メモリ 1 1 0 から読み出した任意の 1 フレームまたは複数の連続した画像出力データを表示することもできる。表示部 1 1 1 に表示される画像において、断層画像、弾性率画像および生体情報のうち少なくともひとつは安定度に応じて変化する。あるいは、表示部 1 1 1 に表示される画像に安定度を示す判定画像が含まれる。したがって、表示部 1 1 1 は、安定度判定部 1 0 7 が求めた安定度を表現するといえる。

## 【 0 0 3 9 】

安定度判定部 1 0 7 において安定度を示す判定音声データを作成する場合には、音響変換器であるスピーカ 1 1 2 が音声データを音声に変換し、安定度を表現する。スピーカ以外の圧電ブザーなど他の音響変換器を用いてもよい。

## 【 0 0 4 0 】

次に、超音波診断装置 1 0 0 の動作を説明する。超音波診断装置 1 0 0 による計測中、血圧測定部 2 0 0 によって被検体の血圧変化が測定され、心臓測定部 3 0 0 によって被検体の心電波形（または心音波形）が測定されている。

## 【 0 0 4 1 】

まず、操作者が入力デバイスを用いて弾性率の安定度を音で表現するか表示により表現するかを選択する。音および表示の両方により安定度を表現するように設定してもよい。超音波パルスの照射時間等、種々の測定条件を入力デバイスを用いて超音波診断装置 1 0 0 に入力し、探触子 1 0 1 を被検体に接触させる。

## 【 0 0 4 2 】

送信部 1 0 2 は、操作者が入力した指令に基づく制御部 1 1 3 の制御により駆動パルス信号を生成する。探触子 1 0 1 は、駆動パルス信号を超音波パルスに変換し、超音波パルスを被検体へ放射する。超音波パルスが被検体の内部において反射することによって得られる超音波エコーは、探触子 1 0 1 に到達する。探触子 1 0 1 は、受信した超音波エコーを電気信号へ変換し、受信部 1 0 3 へ出力する。受信部 1 0 3 は、探触子 1 0 1 から電気信号を取得し、電気信号を増幅することによって受信信号を生成する。受信信号は断層像

10

20

30

40

50

画像処理部 104 および特性値演算部 105 へ出力される。

【0043】

断層像画像処理部 104 は、例えば、受信信号の振幅の大きさを輝度に対応させることにより、被検体の内部の断層像画像を示す画像データを生成する。

【0044】

特性値演算部 105 は、受信信号から弾性率を求める。具体的には、例えば、特許文献 1 および特許文献 2 に開示されているように、微少時間を経た 2 つの受信信号の間では振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、2 つの受信信号の波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める。この位相差から、被検体に設けた測定点の運動速度を求め、さらにこれを積分することによって測定点の位置変化波形を求める。2 つの測定点の位置変化波形の差が測定点間にはさまれた組織の厚さ変化波形となる。測定点は断層画像上において 2 次元に設定されるため、厚さ変化を求める組織も 2 次元に配置される。特性値演算部 105 は、厚さ変化波形における初期値、最大厚さおよび最小厚さを用いて、血压変化に伴う被検体組織の歪み量を以下の式 (1) により求める。

10

【0045】

歪み量 = ( (最大厚さ) - (最小厚さ) ) / (厚さ初期値)                      式 (1)

【0046】

さらに特性値演算部 105 は、式 (1) によって求められた歪み量と、血压測定部 200 によって測定される血压の変化量とを用いて、以下の式 (2) により被検体組織における弾性率を求める。

20

【0047】

弾性率 = ( (最大血压) - (最小血压) ) / (歪み量)                      式 (2)

【0048】

例えば、最大血压が 120 mmHg、最小血压が 80 mmHg (すなわち、脈圧 40 mmHg) であり、血管壁の任意の箇所における厚さの最大値が 80 μm、厚さの最小値が 70 μm であって、血管壁の厚さの初期値が 80 μm であったとする。この場合における被検体組織における歪み量は、0.125 ( = (80 - 70) / 80 ) となり、弾性率は、320 ( = (120 - 80) / 0.125 ) となる。

【0049】

30

歪み量および弾性率は心周期ごとに求め、更新される。特性値演算部 105 は、以上のようにして求められた弾性率を、安定度判定部 107、特性値画像処理部 106 および記憶部 108 へ出力する。

【0050】

安定度判定部 107 は、所定の観測位置または所定の観測領域内において、逐次求められた弾性率の分散から、弾性率安定度を逐次求める。最新の弾性率は特性値演算部 105 から直接受け取ることができるが、それより以前の弾性率は、記憶部 108 に記憶されており、記憶部 108 から弾性率のデータを受け取る。

【0051】

ここで、一例として任意の箇所について弾性率を計 5 回 (第 1 回 ~ 第 5 回) 測定した場合の例を用いて、弾性率安定度を求める方法について説明する。表 1 は、任意の箇所において測定された弾性率の一例を示している。

40

【0052】



【表 1】

	弾性率	平均との差	自乗値
第1回	320	3	9
第2回	300	-17	289
第3回	320	3	9
第4回	330	13	169
第5回	315	-2	4

## 【0053】

まず、安定度判定部107は、表1に示す計5回の弾性率の平均を求める。計5回の弾性率合計は「1585」であり、弾性率平均値は、「317」である。次に、各回の弾性率と弾性率平均との差を求める（表1における「平均との差」を参照）。さらに、各回の弾性率と弾性率平均との差を自乗する（図2中の列「自乗値」を参照）。その後、弾性率と弾性率平均との差の自乗を平均した値が、求める分散「96」である。

## 【0054】

安定度判定部107は、分散と弾性率安定度の閾値とを比較する。例えば、弾性率安定度の閾値が、「100」であるとする。この場合、安定度判定部107によって求められた分散は「96」であり、「100」以下であるため、任意の箇所における弾性率安定度は高いと判断される。

20

## 【0055】

閾値は2つ以上であってもよい。設定した閾値に応じて安定度が分類される。あるいは、閾値を設けず、分散の値あるいはその逆数に適当な定数を乗じた値を安定度としてもよい。

## 【0056】

心拍ごとに新たな弾性率が特性値演算部105により求められるため、安定度判定部107は常に最も新しい5回の弾性率を用いて上述の演算を行い、分散を求める。操作者の手ぶれや被検体の体動等が大きい場合には弾性率がばらつくため、分散も大きい。しかし、手ぶれや体動が減少すれば、弾性率のばらつきが小さくなり分散も小さくなる。つまり安定度は高くなる。

30

## 【0057】

なお、ここでは、任意の箇所において求められる弾性率から安定度を求める場合を説明したが、弾性率安定度を求める対象はこの一例に限定されない。上述したように、任意の複数箇所を含む領域から安定度を求めてもよい。この場合、安定度判定部107は、対象領域に含まれる複数の箇所のそれぞれにおいて、逐次求められた複数の弾性率の分散を求め、得られた分散の平均を用いて安定度を求める。あるいは、安定度判定部107は、対象領域における複数の箇所において求められた弾性率の平均値の分散から安定度を求めてもよい。

40

## 【0058】

また、あらかじめ設定される弾性率安定度の閾値は上述の例に限定されない。安定度の閾値は弾性率の大きさまたは記憶部108に記憶される過去に求められた弾性率の数等に基づいて決定されればよい。

## 【0059】

操作者が、入力デバイス进行操作することにより、弾性率の安定度を音で表現するモードを選択している場合、安定度判定部107は、安定度に応じた音データを生成する。例えば、安定度が低い場合は高い周波数の音データを生成し、安定度が高い場合は低い周波数の音データを生成する。音データは安定度に応じて異なっていればよく、安定度が高い場合には澄んだ音のデータを生成し、安定度が低い場合に濁った音のデータを生成してもよ

50

い。あるいは、安定度が高い場合には協和音のデータを生成し、安定度が低い場合には不協和音のデータを生成してもよい。また、あらかじめ録音された人間の音声などを用いてもよい。生成された音データはスピーカ１１２に出力され、スピーカ１１２が音声に変換する。

#### 【００６０】

一方、弾性率の安定度を表示によって表現するモードを操作者が選択している場合には、安定度判定部１０７は、安定度に応じた画像データを生成する。画像データの詳細については以下において説明する。

#### 【００６１】

特性値画像処理部１０６は、特性値演算部１０５によって求められた弾性率を受け取り、断層像画像処理部１０４によって作成される断層像画像の被検体組織上における弾性率の分布を作成する。ここで作成された弾性率分布図は、弾性率画像データとして、画像処理部１０９へ出力される。

#### 【００６２】

記憶部１０８は、特性値演算部１０５によって求められた弾性率を取得する。特性値画像処理部１０６によって作成された弾性率分布図の対象範囲における全ての弾性率を受け取り、直ちに記憶部１０８に記憶する。なお、記憶部１０８が記憶するタイミングはこの一例に限定されず、記憶部１０８は特性値演算部１０５から弾性率が演算されるたびに記憶してもよい。

#### 【００６３】

画像合成部１０９は、断層像画像処理部１０４から出力される断層像画像データと、特性値画像処理部１０６から出力される弾性率画像データとを、それぞれの観測位置が一致するように重ねることにより、断層像画像データと弾性率画像データとを合成する。さらに、画像合成部１０９は、心臓測定部３００によって測定された心電波形（または心音波形）を取得し合成する。

#### 【００６４】

弾性率の安定度を表示によって表現するモードを操作者が選択している場合、画像合成部１０９は、安定度を示す判定画像データも合成する。合成した画像データは、表示部１１１へ出力される。また、画像メモリ１１０へ蓄積される。

#### 【００６５】

図２は、超音波診断装置１００の表示部１１１の表示態様の一例を示す図である。ここでは、一例として血管の断層像をＢモードにより表示した場合について説明する。

#### 【００６６】

図２に示すように、表示部１１１に表示される画像は、例えば、断層像画像１１１ａ、弾性率画像１１１ｂ、反射強度スケール１１１ｃ、弾性率スケール１１１ｄ、心電波形または心音波形などの生体情報表示領域１１１ｅ、および安定度表示領域１１１ｆを含んでいる。

#### 【００６７】

断層像画像１１１ａは、血管の断層像を表現している。反射強度スケール１１１ｃは、受信部１０３によって受信される反射エコーの強度を複数の反射強度レベルに分割して色分けまたは輝度分けして示している。断層像画像１１１ａにおける各部は、受信部１０３によって受信される反射エコーの強度に応じた色または輝度で表示される。

#### 【００６８】

弾性率画像１１１ｂは、血管壁の弾性率分布を示し、断層像画像１１１ａ上に重ねられている。弾性率スケール１１１ｄは、弾性率を複数の弾性率レベルに分割して色分けして示している。弾性率画像１１１ｂにおける血管壁ｂ１～ｂ４は、特性値演算部１０５によって求められた弾性率の値に応じた色で表示される。血管壁ｂ１およびｂ３は弾性率レベルｄ１であり、組織が比較的硬いことを表す。血管壁ｂ２は弾性率レベルｄ２、血管壁ｂ４は弾性率レベルｄ３であり、組織が比較的軟らかいことを表している。

#### 【００６９】

10

20

30

40

50

なお、表示部 1 1 1 において、弾性率画像 1 1 1 b が多色表示される場合、強調すべき表示対象を明確にするため、断層像画像 1 1 1 a は白黒表示（グレースケール表示）されることが好ましい。

【 0 0 7 0 】

心電波形または心音波形表示領域 1 1 1 e には、心臓測定部 3 0 0 から取得した心電波形（または心音波形）が表示される。安定度表示領域 1 1 1 f には、安定度判定部 1 0 7 によって生成した安定度を示す判定画像が表示される。

【 0 0 7 1 】

以下、安定度表示領域 1 1 1 f における弾性率の安定度の表示例を詳細に説明する。以下に示す第 1 から第 4 の表示例のいずれによって安定度を表示するか、操作者が入力デバイスを操作することによって選択できるようにしてもよい。

10

【 0 0 7 2 】

（第 1 の表示例）

ここでは、振り子状のマークを用い、弾性率の安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 3（a）は、弾性率が完全に安定している場合の表示態様の一例を示している。図 3（b）は、弾性率の安定度が比較高い場合の表示態様の一例を示す図である。図 3（c）は、弾性率の安定度が比較的低い場合の表示態様の一例を示す図である。

【 0 0 7 3 】

図 3（a）から図 3（c）に示すように、マークの揺れの大きさが、弾性率安定度の高低を表している。マークの揺れが小さいほど弾性率の安定度が高いことを表し、マークの揺れが大きいほど弾性率安定度が低いことを表している。安定度判定部 1 0 7 は、2つの閾値を設定し、求めた分散と2つの閾値とを比較することによって、安定度の値に応じて図 3（a）から図 3（c）のいずれかの画像データを生成する。閾値を設定せず、求めた分散の値に応じて連続的あるいは段階的にマークの揺れが大きくなる画像のデータを生成してもよい。

20

【 0 0 7 4 】

（第 2 の表示例）

ここでは、棒グラフ状の画像を用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 4 は、棒グラフ状の判定画像の一例を示している。

【 0 0 7 5 】

図 4 に示すように、棒グラフ状の判定画像 5 1 は、安定度判定部 1 0 7 によって求められた弾性率安定度を示す。棒グラフ状の判定画像 5 1 の高さが高いほど弾性率安定度が高いことを表し、棒グラフ状の判定画像 5 1 の高さが低いほど弾性率安定度が低いことを表す。判定画像 5 1 の高さは、安定度判定部 1 0 7 が算出する分散の値に応じて定められる。

30

【 0 0 7 6 】

線 5 2 は、過去に求められた最も高い弾性率安定度を示す。画像合成部 1 0 9 はメモリ（図示せず）を有し、メモリは、安定度の最大値（最大安定度）を記憶している。画像合成部 1 0 9 は最大安定度を用い、棒グラフ状の判定画像 5 1 に対する線 5 2 の表示位置を決定する。

40

【 0 0 7 7 】

安定度判定部 1 0 7 によって求められる弾性率の安定度は、メモリに記憶されている最大安定度と比較され、比較の結果、いずれか大きい方の値がメモリに記憶される。メモリは、操作者によって、あるいは一定時間経過後に、クリアされる。

【 0 0 7 8 】

（第 3 の表示例）

ここでは、計器状の画像を用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 5 は、計器状の判定画像の一例を示している。

【 0 0 7 9 】

図 5 に示すように、計器状の判定画像は、中心点 6 a を中心に所定の範囲内で回転する

50

針 6 b、6 c を備えている。針 6 b が弾性率安定度を示し、針 6 b は、時計回りに回転するほど弾性率安定度が高いことを表し、一方、反時計回りに回転するほど弾性率安定度が低いことを表す。針 6 b の位置は、安定度の値に応じて決定される。

【 0 0 8 0 】

針 6 c は、過去に求められた最大安定度を表す。なお、最大安定度を求める方法および最大安定度をクリアする方法については、第 2 の表示例において説明した方法と同様である。

【 0 0 8 1 】

以上のように、第 2 の表示例および第 3 の表示例では、安定度の判定画像と、安定度の最大安定度が表示されることから、安定度の最大値を目標に弾性率を観測することができ  
10  
る。したがって、例えば、弾性率観測の熟達者によって得られた弾性率安定度の最大値を参照しながら、弾性率観測に不慣れな操作者が当該弾性率安定度の最大値を目標に弾性率を観測することができ、弾性率観測の教育に有用である。

【 0 0 8 2 】

( 第 4 の表示例 )

ここでは、円状のマークを用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。図 6 ( a ) は、弾性率の安定度が比較的高い場合の表示態様の一例を示している。  
。図 6 ( b ) は、弾性率の安定度が比較的低い場合の表示態様の一例を示す説明図である。

【 0 0 8 3 】

安定度判定部 1 0 7 にはあらかじめ基準となる安定度基準値が設定されている。基準値は、例えば、前記入力デバイスから操作者によって入力される。

【 0 0 8 4 】

安定度判定部 1 0 7 は、基準値と安定度とを比較する。安定度が基準値より小さいとき、安定度判定部 1 0 7 は、画像合成部 1 0 9 へ図 6 ( b ) に示す画像のデータを出力し、安定度が基準値以上のとき、図 6 ( a ) に示す画像のデータを出力する。表示部 1 1 1 の安定度表示領域 1 1 1 f には、図 6 ( a ) または図 6 ( b ) のいずれか一方が表示される  
。

【 0 0 8 5 】

第 4 の表示例では、安定度判定部 1 0 7 によって求められる安定度が、あらかじめ設定される基準値を上回っているか否かを、容易に判断することができる。したがって、弾性率計測の熟達者によって安定度基準値が設定されれば、弾性率計測に慣れていない操作者であっても、観測中に安定して観測できているか否かを知ることができる。

【 0 0 8 6 】

なお、上述の各表示例では、安定度表示領域 1 1 1 f において安定度を表示する表示態様を図 3 ~ 図 6 のように示したが、表示態様は、これらの例に限定されない。例えば、弾性率の安定度に応じて色を異ならせた複数種類のマークを用いてもよいし、あるいは、安定度に応じて形状を異ならせた複数種類のマークを用いてもよい。例えば、安定度表示領域 1 1 1 f に、安定度を示す数値を表示してもよい。

【 0 0 8 7 】

本実施形態によれば、安定度判定部が弾性率に基づき、安定度を求め、安定度に応じた画像を表示し、または、安定度に応じた音声を発する。したがって、例えば、スピーカから発せられる音の変化から、操作者は被検体を安定して観測できているか否かを知ることができる。また、音で安定度を知らせることにより、操作者の視覚は画像に集中することができる。また、表示部に安定度を示す判定画像を表示することによって、操作者は、表示部に表示された弾性率の分布図や断層画像を確認しながら被検体を安定して観測できているか否かを易に把握することができる。

【 0 0 8 8 】

( 第 2 の実施形態 )

以下に、本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態を説明する。本実施形態による  
50

超音波診断装置は、弾性率の安定度を表示部 111 の安定度表示領域 111 f に表示するのではなく、表示部 111 に表示されている断層画像、弾性率画像、心電波形などの表示態様を安定度に応じて変化させる。

【0089】

このために、図 1 に示すように、画像合成部 109 は、安定度判定部 107 から安定度を受け取り、安定度に応じて生成する画像データに含まれる層画像、弾性率画像、心電波形などの表示態様を変化させる。以下、表示部 111 に表示される画像を説明する。

【0090】

(第 1 の表示例)

ここでは、表示部 111 の生体情報表示領域 111 e (図 3 参照) において表示される心電波形を用い、弾性率安定度を示す表示例について、図面を用いて説明する。

10

【0091】

図 7 (a) は、表示部 111 の生体情報表示領域 111 e に表示される被検体の心電波形の一例を示している。図 7 (a) は、b1、b2、b3 で示す 3 拍分の心電波形を示しており、区間 83 で示される心拍 b3 が最も新しい 1 拍分の波形である。つまり、左から右に心電波形は移動している。

【0092】

図 7 (a) において区間 82 で示される 1 拍分の波形は破線で示され、他の部分は実線で示されている。実線部分は弾性率の安定度が比較的高いことを示し、破線部分は弾性率安定度が比較的低いことを示している。

20

【0093】

画像合成部 109 のメモリには、あらかじめ基準となる安定度の基準値が設定される。基準値は、例えば、前記入力デバイスから操作者によって入力される。画像合成部 109 は、基準値と、安定度判定部 107 から受け取る安定度とを比較する。安定度が基準値未満であるとき、画像合成部 109 は、その時点における心電波形を破線にする。弾性率および安定度が心拍ごとに求められているので、破線とする部分も一心拍分である。安定度が基準値以上である場合には画像合成部 109 は、その時点における心電波形を実線にする。表示部 111 の生体情報表示領域 111 e には実線および破線を含んだ心電波形が表示される。

【0094】

30

破線および実線を用いる代わりに、図 7 (b) に示すように、線の太さによって安定度を示してもよい。あるいは、線の輝度または色相等を変化させることによって弾性率の安定度を示してもよい。

【0095】

また、操作者が入力デバイスを操作することによって、断層像画像 111 a における関心領域 (ROI: Region Of Interest) を決定し、画像合成部 109 が安定度に基づいて、ROI の形状変化、色の变化、輝度の変化、および線形の変化 (点線、実線等) 等の描画方法の変更をすることにより、弾性率の安定度を表現してもよい。

【0096】

(第 2 の表示例)

40

ここでは、表示部 111 の弾性率画像 111 b において表示される弾性率分布図を用い、弾性率の安定度を示す表示例について、図 2 を用いて説明する。

【0097】

図 2 に示すように、表示部 111 には、断層像画像 111 a の上に、弾性率画像 111 b が重ねられて表示されている。弾性率画像 111 b は、その全体の画像の濃淡によって安定度が示されている。

【0098】

断層像画像の輝度  $I_B$  と、弾性率画像の輝度  $I_E$  と、弾性率安定度に比例して変化する変数  $k$  ( $0 < k < 1$ ) とを用いて、弾性率画像の各画素の輝度を変化させる方法について、以下に説明する。

50

## 【 0 0 9 9 】

画像合成部 1 0 9 は、安定度判定部 1 0 7 によって求められた安定度を用いて、弾性率画像の各画素の輝度を変化させる。一例として、断層像画像の輝度  $I_B$  と、弾性率画像の輝度  $I_E$  と、弾性率安定度に比例して変化する変数  $k$  とを用い、以下の式 ( 3 ) によって合成後の弾性率画像 1 1 1 b の輝度  $I_O$  を求める。

## 【 0 1 0 0 】

$$I_O = k \cdot I_E + (1 - k) \cdot I_B$$

式 ( 3 )

## 【 0 1 0 1 】

画像合成部 1 0 9 は、式 ( 3 ) によって求めた  $I_O$  を弾性率画像 1 1 1 b の各画素の輝度として表示部 1 1 1 へ出力する。これにより、弾性率の安定度が低い場合 (例えば、 $k = 0$ )、弾性率画像 1 1 1 b が断層像画像 1 1 1 a より淡く表示される。一方、弾性率の安定度が高い場合 (例えば、 $k = 1$ )、弾性率画像 1 1 1 b が断層像画像 1 1 1 a より濃く表示される。つまり、弾性率画像 1 1 1 b の透明度が安定度に応じて変化する。このため、安定度が低い場合には弾性率画像 1 1 1 b の透明度が高く、重ねられた断層画像 1 1 1 a がはっきり透視できる。安定度が高い場合には、弾性率画像 1 1 1 b の透明度が低く (不透明度が高い)、重ねられた断層画像 1 1 1 a はほとんど見えなくなる。

## 【 0 1 0 2 】

なお、合成後の画像の輝度  $I_O$  を求める式は、上記式 ( 3 ) に限定されない。断層像画像 1 1 1 a の輝度を変えずに弾性率画像 1 1 1 b の輝度のみを、弾性率安定度の変化に伴って変化させてもよい。

## 【 0 1 0 3 】

以上のように、本実施の形態にかかる超音波診断装置によれば、表示部に、新たに安定度表示領域を表示させることなく、生体情報表示領域または弾性率画像によって弾性率の安定度を示すことができる、このため表示部上に表示する項目を増やす必要がない。また、第 2 の表示例によれば、操作者の視覚は、弾性率画像 1 1 1 b のみに集中することができる。

## 【 0 1 0 4 】

( 第 3 の実施形態 )

以下に、本発明による超音波診断装置の第 3 の実施を説明する。本実施形態では、操作者によって、入力デバイスから超音波診断装置のシネモードが選択さる。画像メモリ 1 1 0 に蓄積された画像出力データを連続して表示部 1 1 1 へ再生表示する点を除き、第 1 の実施の形態と同様であるため、その構成および動作の説明は省略する。

## 【 0 1 0 5 】

画像合成部 1 0 9 のメモリには、あらかじめ安定度の基準値が設定される。この基準値は、例えば、入力デバイスから操作者によって入力される。画像合成部 1 0 9 は、断層像画像、弾性率画像等の画像出力データを記憶している画像メモリ 1 1 0 から画像出力データを取得する。画像メモリ 1 1 0 に記憶される画像出力データには、安定度判定部 1 0 7 によって求められた弾性率安定度が関連付けられている。画像合成部 1 0 9 は、基準値と、画像メモリ 1 1 0 に記憶されている画像出力データの弾性率の安定度とを比較し、基準値を超える高い安定度の画像出力データのみを表示部 1 1 1 へ出力する。

## 【 0 1 0 6 】

このような動作により、表示部 1 1 1 には、画像メモリ 1 1 0 に蓄積された画像出力データの安定度が高いもののみが選択的に表示される。したがって、表示される画像における弾性率のばらつきが小さく、被検体の診断を行う者は断層像画像や弾性率画像を見て被検体の診断を行い易い。

## 【 0 1 0 7 】

なお、本実施形態によれば、表示部 1 1 1 へ出力する画像出力データを、画像メモリ 1 1 0 に記録されている弾性率の安定度に応じて分類することにより、観測された画像出力データが安定度の高いものであるか否かを選別することができる。また、画像合成部 1 0 9 が、画像メモリ 1 1 0 に記録された画像出力データを安定度の高い順にソートし、表示

部 1 1 1 へ表示することも可能である。これにより、操作者は弾性率の安定度の高い画像出力データを選別することも可能である。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 0 8 】

本発明は、超音波診断装置に好適に用いられる。特に、被検体の特性値を求める超音波診断装置に好適に用いられる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 9 】

【図 1】本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の超音波診断装置の表示部 1 1 1 に表示される画像の一例を示す図である。

10

【図 3】( a ) は、弾性率が完全に安定している状態を示す画像の一例であり、( b ) は、弾性率の安定度が比較的高い状態を示す画像の一例である。( c ) は、弾性率の安定度が比較的低い状態を示す画像の一例である。

【図 4】棒グラフ状の安定度を示す判定画像の一例ある。

【図 5】計器状の安定度を示す判定画像の一例である。

【図 6】( a ) は、弾性率の安定度が比較的高い状態を示す画像の一例であり、( b ) は、弾性率の安定度が比較的低い状態を示す画像の一例である。

【図 7】( a ) は、安定度に応じた表示がなされた心電波形の一例であり、( b ) は、他の例である。

【図 8】( a ) は、従来の超音波診断装置における計測点の追跡波形から歪み量を求める手順を説明する図であり、( b ) は、計測点の追跡波形を示している。

20

【符号の説明】

【 0 1 1 0 】

1 0 0	超音波診断装置
1 0 1	探触子
1 0 2	送信部
1 0 3	受信部
1 0 4	断層像画像処理部
1 0 5	特性値演算部
1 0 6	特性値画像処理部
1 0 7	安定度判定部
1 0 8	記憶部
1 0 9	画像合成部
1 1 0	画像メモリ
<u>1 1 1</u>	表示部
1 1 2	スピーカ
1 1 3	制御部
2 0 0	血圧測定部
3 0 0	心臓測定部

30

【手続補正 3】

40

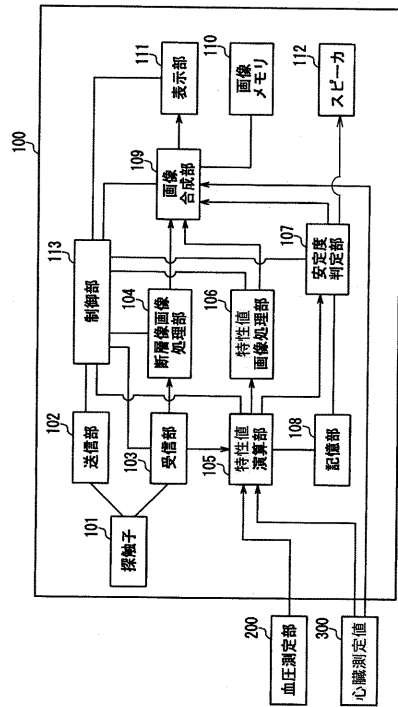
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

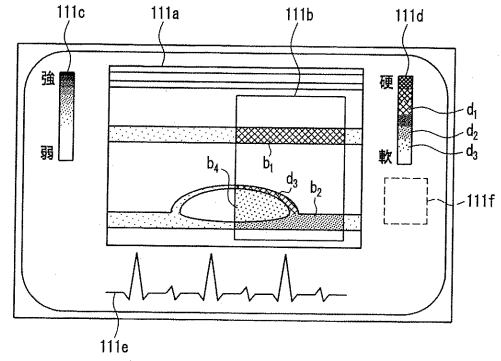
【補正方法】変更

【補正の内容】

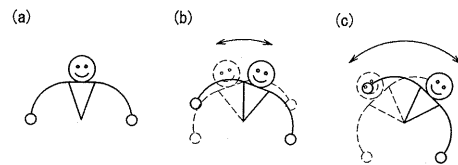
【図 1】



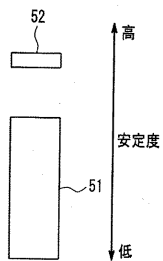
【図 2】



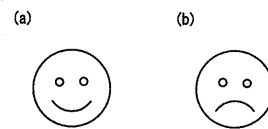
【図 3】



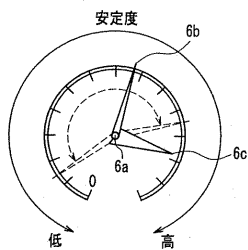
【図 4】



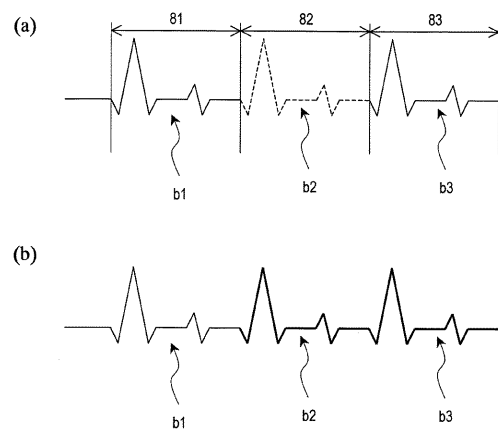
【図 6】



【図 5】

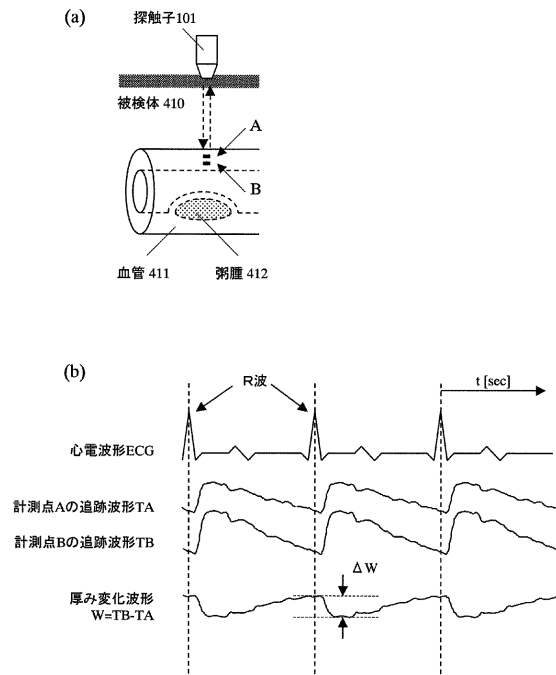


【図 7】





【図 8】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. <b>PCT/JP2005/023244</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <b>A61B8/08 (2006.01)</b>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <b>A61B8/00-8/15</b>		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho                      1922-1996    Jitsuyo Shinan Toroku Koho    1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho            1971-2006    Toroku Jitsuyo Shinan Koho    1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
<u>X</u> A	JP 4-35653 A (Fujitsu Ltd.), 06 February, 1992 (06.02.92), Full text; all drawings & US 5224480 A                      & EP 459813 A2	<u>1-6, 9, 10</u> 7, 8
<u>X</u> A	JP 11-128227 A (Hiroaki OOKAWAI), 18 May, 1999 (18.05.99), Full text; all drawings (Family: none)	<u>1</u> 2-10
A	JP 8-80299 A (Fuji Electric Co., Ltd.), 26 March, 1996 (26.03.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 14 February, 2006 (14.02.06)		Date of mailing of the international search report 21 February, 2006 (21.02.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/023244	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X — A	JP 4-35653 A(富士通株式会社) 1992.02.06 全文、全図 &US 5224480 A &EP 459813 A2	1-6, 9, 10 — 7, 8	
X — A	JP 11-128227 A(大川井宏明) 1999.05.18 全文、全図 (ファミリーなし)	1 — 2-10	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 14.02.2006		国際調査報告の発送日 21.02.2006	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線	3292

様式PCT/ISA/210 (第2ページ) (2005年4月)

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/023244
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 8-80299 A(富士電機株式会社) 1996. 03. 26 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),  
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,  
BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,  
CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LC,LK,L  
R,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY  
,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 反中 由直

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

(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

(72)発明者 加藤 真

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 DD19 EE10 FF08 JC07 JC11 JC16 JC21 KK12  
KK24 KK31 KK36 LL14

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2006068079A1</a>	公开(公告)日	2008-06-12
申请号	JP2006548964	申请日	2005-12-19
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	関孝夫 鈴木隆夫 萩原尚 反中由直 渡辺良信 加藤真		
发明人	関 孝夫 鈴木 隆夫 萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信 加藤 真		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/44		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/JC07 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL14		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2004374227 2004-12-24 JP		
其他公开文献	JP4667394B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具有：发送部，其驱动用于向被检体发送超声波的探头；以及控制部，其控制通过超声波在被检体内的反射而得到的超声波回波，一种接收器，用于使用孩子接收所接收的信号并产生接收的信号，基于接收到的信号，所述的特征量计算部随着时间的推移确定对象，基于多个在时获得的特性值的特性值，以确定稳定的连续特征值的稳定性度数确定单元和表示稳定性的表达单元。