

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02007/034738

発行日 平成21年3月26日 (2009. 3. 26)

(43) 国際公開日 **平成19年3月29日 (2007. 3. 29)**

(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 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

出願番号	特願2007-536468 (P2007-536468)	(71) 出願人	000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2006/318293	(74) 代理人	100105647 弁理士 小栗 昌平
(22) 国際出願日	平成18年9月14日 (2006. 9. 14)	(74) 代理人	100108589 弁理士 市川 利光
(31) 優先権主張番号	特願2005-272571 (P2005-272571)	(74) 代理人	100119552 弁理士 橋本 公秀
(32) 優先日	平成17年9月20日 (2005. 9. 20)	(72) 発明者	鈴木 隆夫 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	加藤 真 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明は、より正確な歪、平均弾性率および平均粘性率などの組織性状値を得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。

本発明の超音波診断装置は、受信部103からの超音波エコーに基づく受信信号に基づいて、境界検出部110で被検体の組織境界を検出し、組織追跡部108で被検体の組織境界の動きを追跡する。そして、組織性状値算出部109で、組織追跡部108で追跡した前記被検体の組織境界の動きと血圧値取得部112から取り込んだ被検体の血圧値とに基づいて、被検体の組織性状値を算出する。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、

前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する境界検出部と、

前記受信信号に基づいて、前記境界検出部で検出した前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、

前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 3】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織の動きを追跡する組織追跡部と、

前記受信信号と前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織の動きとの少なくとも一方に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する組織境界検出部と、

前記組織境界検出部で検出した前記被検体の組織境界に対応する前記被検体の組織の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

少なくとも 2 つの組織性状値算出モードを有し、

第 1 の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、

他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力する超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断装置であって、

受信信号を記憶するメモリをさらに有し、

フリーズ時に算出モード切替を行った場合、前記メモリから読み出した受信信号に基づいて、切替後の算出モードにおける組織性状値を出力する超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

さらに前記被検体の組織性状値を表示する表示部を有し、

前記表示部は、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値と、前記被検体の固定サイズの微小領域で算出した組織性状値とを、同時に表示する超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の超音波診断装置であって、

前記組織境界の動きに基づく組織性状値は数値で、前記固定サイズの微小領域で算出した組織性状値は分布画像で表示する超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

さらに前記被検体の血圧値を取り込む血圧値取得部を有し、

10

20

30

40

50

前記組織性状値算出部は、前記被検体の組織境界の動きと前記血圧値取得部で取り込んだ前記血圧値とに基づいて、前記被検体の組織性状値として少なくとも弾性率または粘性率のいずれかを算出する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の組織性状を測定する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、その反射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で、被検体の構造を断層画像として得るものである。また、近年、反射エコー信号の主に位相を解析することで、被検体の動きを精密に計測し、そこから被検体組織の歪みや弾性率、粘性率などの組織性状を求めるといった試みがある。

10

【0003】

特許文献1には、反射エコー信号の検波出力信号の振幅と位相の両者を用いて、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上の微小振動を捕らえる方法が記載されている。

【0004】

図6を用いて、特許文献1に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、 T の間隔をおいて送信された超音波パルスの、それぞれの受信エコー信号を $y(t)$ と $y(t+T)$ とする。ある位置(深度) x に設定された計測点からの反射エコーの受信時刻 t_x は、パルス送信時刻を $t=0$ 、音速を C とすると、 $t_x = x / (C/2)$ となる。このとき、 $y(t_x)$ と $y(t_x+T)$ の間の位相差を ϕ 、 t_x 付近での超音波の中心周波数を f とすると、この期間 T における計測点の移動量 Δx は、(式1)で表される。

20

【0005】

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

【0006】

これを x に加算することで、 T 後の計測点の位置(深度) x' は、(式2)によって求めることができる。

30

【0007】

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

【0008】

そして、これを繰り返すことにより、被検体内の計測点の位置を追跡していくことができる。つまり、 x' の深度から反射されたエコーの受信時刻を t_x' とし、続いて送受信された受信信号を $y(t+2T)$ とすると、 $y(t_x'+T)$ と $y(t_x'+2T)$ の位相差 ϕ' から(式1)および(式2)の演算により、 $2T$ 後の計測点の位置 x'' を求めることができる。

【0009】

40

特許文献2には、特許文献1の方法をさらに発展させ、心拍に起因する血管壁に設定された計測点の各大振幅変位運動を精密に追跡し、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。

【0010】

図7を用いて、特許文献2に示された弾性率算出方法を説明する。特許文献2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。血管壁上に深さ方向に等間隔 W_s を隔てて計測点A、B、Cを設定し、計測点A、B、Cからの受信信号を特許文献1に示された方法により解析し、計測点A、B、Cの動きを追跡する。動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、このため計測点A、B、C

50

の動きは、追跡波形 T A、T B、T C に示すような周期的なものとなり、心臓収縮期には急激に血管壁が広がり、心臓拡張期にはゆっくりと血管が収縮するという動きとなる。

【 0 0 1 1 】

追跡波形 T A、T B、T C から計測点 A - B 間の厚み変化波形 W A B および計測点 B - C 間の厚み変化波形 W B C を求める。厚み変化波形 W A B の変化量を $W(A B)$ とすると、計測点 A - B 間の歪み量 $(A B)$ は、(式 3) で表される。

【 0 0 1 2 】

$$(A B) = W(A B) / W_s \quad \dots \quad (\text{式 3})$$

【 0 0 1 3 】

このときの血圧差 $P = (\text{最高血圧}) - (\text{最低血圧})$ とすると、計測点 A - B 間の弾性率 $E(A B)$ は、(式 4) によって求めることができる。

【 0 0 1 4 】

$$E(A B) = P / (A B) = P \cdot W_s / W(A B) \quad \dots \quad (\text{式 4})$$

【 0 0 1 5 】

同様にして計測点 B - C 間の弾性率 $E(B C)$ を求めることができ、さらに同様の操作を断層画像上の複数点に対して行うことで、弾性率の分布画像が得られる。

【 0 0 1 6 】

図 8 は、従来例における実際の診断画面の一例である。画面は血管の縦割り断面を表示している。画面に表示されるモノクロ断層画像 2 0 0 上には、弾性率を計算する領域 (R O I) 2 0 4 が設定され、R O I 2 0 4 内に縦横それぞれ別の等間隔に複数の計測点が設定される。全ての計測点の動きは、(式 1) および (式 2) により計算され、計測点間、つまり血管壁内の微小領域の弾性率は (式 3) および (式 4) により計算される。このようにして得られた弾性率をカラーコードに変換に変換し、所定位置に配置することで、弾性率画像 2 0 1 画像を作成する。この弾性率画像 2 0 1 は、モノクロ断層画像 2 0 0 上の対応する位置に重畳表示される。これにより血管壁内の弾性率の分布を詳細に観察することができる。計測点間の距離は、縦方向が数十 μm 、横方向が百数十 μm 程度である。画面上にはさらに、受信信号の振幅と画面上の輝度との関係を示す断層画像用反射強度スケール 2 0 2、弾性率と画面上の色との関係を示す弾性率画像用弾性率スケール 2 0 3、さらに図示はしていないが、平均弾性率値や、血管径値、心電波形など診断に有用な各種情報が表示される。

【 0 0 1 7 】

弾性率と実際の疾患との対応はまだ研究段階であるが、一例として非特許文献 1 では平均弾性率と動脈硬化危険因子の関連について発表されている。

【 0 0 1 8 】

【特許文献 1】特開平 1 0 - 5 2 2 6 号

【特許文献 2】特開 2 0 0 0 - 2 2 9 0 7 8 号

【非特許文献 1】沖本他「新規診断法による頸動脈血管弾性特性と動脈硬化危険因子との関連」第 42 回日本糖尿病学会東北支部例会

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 9 】

しかしながら、非特許文献 1 で発表された平均弾性率は、基準厚み W_s を固定し、固定された大きさの微小領域の弾性率値を、必要な領域に渡って平均して得られたものである。一方、図 8 における血管壁の平均弾性率は、血管壁上の微小領域の弾性率を平均したものである。一般に、対象とする領域の平均弾性率といった場合、その領域全体の歪と、領域全体にかかる力から求めた弾性率が正しい平均弾性率と考えられ、領域を分割してそれぞれにおける歪とそれにかかる力から求めた弾性率を平均して、全体の平均弾性率とすることは、正しい平均弾性率と比較して誤差を含むことになる。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

50

本発明は、上記事情に鑑みなされたもので、より正確な歪、平均弾性率および平均粘性率などの組織性状値を得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。

【課題を解決するための手段】

【0021】

本発明の超音波診断装置は、超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、を有するものである。本発明によれば、領域全体の歪から求めたより正しい平均組織性状値を得ることができる。

10

【0022】

本発明の超音波診断装置は、超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する境界検出部と、前記受信信号に基づいて、前記境界検出部で検出した前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、を有するものである。本発明によれば、領域全体の歪から求めたより正しい平均組織性状値を得ることができる。

【0023】

本発明の超音波診断装置は、超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織の動きを追跡する組織追跡部と、前記受信信号と前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織の動きとの少なくとも一方に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する組織境界検出部と、前記組織境界検出部で検出した前記被検体の組織境界に対応する前記被検体の組織の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、を有するものである。本発明によれば、領域全体の歪から求めたより正しい平均組織性状値を得ることができる。

20

【0024】

本発明の超音波診断装置は、少なくとも2つの組織性状値算出モードを有し、第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力するものを含む。本発明によれば、異なる2種類の平均組織性状値を求めることができる。

30

【0025】

本発明の超音波診断装置は、受信信号を記憶するメモリをさらに有し、フリーズ時に算出モード切替を行った場合、前記メモリから読み出した受信信号に基づいて、切替後の算出モードにおける組織性状値を出力するものを含む。本発明によれば、再び計測することなく複数種類の組織性状値を得ることができる。

【0026】

本発明の超音波診断装置は、さらに前記被検体の組織性状値を表示する表示部を有し、前記表示部は、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値と、前記被検体の固定サイズの微小領域で算出した組織性状値とを、同時に表示するものを含む。本発明によれば、異なる2種類の平均組織性状値を同時に認識することができる。

40

【0027】

本発明の超音波診断装置は、前記組織境界の動きに基づく組織性状値は数値で、前記固定サイズの微小領域で算出した組織性状値は分布画像で表示するものを含む。本発明によれば、異なる2種類の平均組織性状値を同時に認識することができる。

【0028】

本発明の超音波診断装置は、さらに前記被検体の血圧値を取り込む血圧値取得部を有し、前記組織性状値算出部は、前記被検体の組織境界の動きと前記血圧値取得部で取り込ん

50

だ前記血圧値とに基づいて、前記被検体の組織性状値として少なくとも弾性率または粘性率のいずれかを算出するものを含む。本発明によれば、領域全体の歪と、領域全体にかかる圧力から求めた被検体組織の特性が認識しやすい組織性状値を得ることができる。

【発明の効果】

【0029】

本発明によれば、より正確な歪、平均弾性率または平均粘性率などの組織性状値を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置のブロック図 10

【図2】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の動作説明図

【図3】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の動作説明図

【図4】本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置のブロック図

【図5】本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置の動作説明図

【図6】反射エコー信号の検波出力信号を利用した被検体組織追跡方法を説明する図

【図7】組織追跡波形から歪み量を求める方法を説明する図

【図8】従来の超音波診断装置のモニタ画面の一例を示す図

【符号の説明】

【0031】

100 制御部 20

101 探触子

102 送信部

103 受信部

104 断層画像処理部

105 メモリ

106 画像合成部

107 モニタ

108 組織追跡部

109 組織性状値算出部

110 境界検出部 30

111 メモリ

112 血圧値取得部

113 組織追跡部

114 組織性状値算出部

115 境界検出部

200 断層画像

201 弾性率画像

202 断層画像用反射強度スケール

203 弾性率画像用弾性率スケール

204 ROI 40

205 血流 - 内膜境界

206 外膜 - 周辺組織境界

207 計測点

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

【0033】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置のブロック図である。図1の超音波診断装置は、制御部100、探触子101、送信部102、受信部103、断層画像処 50

理部 104、メモリ 105、画像合成部 106、モニタ 107、組織追跡部 108、組織性状値算出部 109、境界検出部 110、メモリ 111、血压値取得部 112 を含んで構成される。

【0034】

制御部 100 は、超音波診断装置全体を制御するものであり、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も制御部 100 に接続されている。

【0035】

送信部 102 は、制御部 100 の指示を受けて、指定されたタイミングで探触子 101 を駆動する高圧の送信信号を発生する。探触子 101 は、送信部 102 で発生した送信信号を超音波に変換して被検体に照射するとともに、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。探触子 101 内には複数の圧電変換素子が配置され、これらの圧電変換素子の選択、および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングによって送信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

10

【0036】

受信部 103 は、超音波エコーを電気信号に変換した受信信号を増幅するとともに、各圧電変換素子で受信された受信信号毎に異なる遅延を与えて加算することで、定められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみに基づく受信信号を出力する。

20

【0037】

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、受信部 103 から出力される受信信号の少なくとも振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。境界検出部 110 は受信信号の少なくとも振幅を解析して、被検体の組織の境界、具体的には少なくとも血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界、外膜 - 周辺組織境界のいずれかを検出し、その境界位置を組織追跡部 108 に出力する。組織追跡部 108 は、少なくとも受信信号の位相を解析して計測点の動きを追跡する。例えば、従来例に示す（式 1）および（式 2）を用いて、計測点の動きを追跡してもよい。計測点は、境界検出部 110 から出力された境界位置、または、深さ方向に等間隔に設定された位置である。

【0038】

血压値取得部 112 は、血压値を取得する手段であり、検者が血压値の手入力に使用するキーボードであっても、接続された血压計そのものであってもよい。

30

【0039】

組織性状値算出部 109 は、追跡した被検体組織の境界部の動きから（式 3）で示される歪み量を計算し、得られた歪み量と血压値から、（式 4）で示される弾性率 E、または（式 5）で示される粘性率 の少なくとも一方を算出する。

【0040】

$$P = d / dt + E \quad \dots \quad (\text{式 5})$$

【0041】

そして、得られた弾性率 E または粘性率 を、組織性状を示す数値や組織性状分布画像として出力する。

40

【0042】

画像合成部 106 は、断層画像と、少なくとも組織性状を示す数値や組織性状分布画像のいずれか一方を合成し、モニタ 107 に表示する。

【0043】

メモリ 111 は、受信信号を記憶するものであり、超音波送受信停止時（以下フリーズ状態という）に組織性状値を再計算する際に利用される。メモリ 105 は、断層画像を記憶するものであり、フリーズ状態のときに組織性状値に同期した断層画像を出力する。

【0044】

以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図 2 および図 3 を用いて説明する。なお、図 2 および図 3 では、組織性状値として弾性率を利用しているが、これに限

50

るものではなく、歪や粘性率、その他の組織性状値を利用してもよい。歪を利用する場合は、血压値が不要であるので、血压値取得部 112 は省略可能である。

【0045】

図 2 および図 3 は、図 8 と同様の、血管の縦割り断面を表示した診断画面である。画面に表示されるモノクロ断層画像 200 上には、組織性状値を計算する領域 (ROI) 204 が設定されている。

【0046】

この超音波診断装置では、まず境界検出部 110 は、受信信号を解析して、血流 - 内膜境界 205、および中膜 - 外膜境界 206 を検出する。境界の検出は、受信信号を解析して求めてもよいし、検者がトラックボールを使って手動で入力してもよい。一例として、血流および中膜は受信信号の振幅が小さいので、受信信号の振幅を解析して、振幅が急激に大きくなる場所を境界とする。また、カラードプラ法などを用いて、血流を検出して、血流 - 内膜境界 205 を検出してもよい。なお、境界位置が検出するまでもなく明確な場合には、境界検出部 115 を設けず、あらかじめ装置に情報を登録しておいたり、検者が測定前に入力するようにしてもよい。例えば超音波以外のモダリティによって位置が特定されている場合では、そのモダリティから情報を得るようにしてもよい。また、境界位置が皮膚表面であり、探触子 101 と皮膚の間にスタンドオフ材を用いる場合には、そのスタンドオフ材のサイズをあらかじめ設定するようにしてもよい。

【0047】

組織追跡部 108 は、境界検出部 110 で検出された境界上、または境界付近に計測点を設定し、この計測点の動きを追跡する。図 2 では、計測点を境界線上の白丸で示してある。組織性状値算出部 109 は、追跡した被検体組織の境界部の動きから (式 3) で示される歪み量を計算するが、この際、基準厚み W_s は、血流 - 内膜境界 205 と中膜 - 外膜境界 206 との間の幅 (図 2 に両端矢印で示す幅) とする。これにより、境界間の部分 (図 2 では血管内膜および中膜領域) の正確な平均組織性状値を求めることができる。

【0048】

図 3 は、組織性状値をカラーコードに変換し、断層画像 200 に重畳表示した診断画面である。図 3 の例では、境界の間は縦方向に同じ色で表示される。この組織性状値を横方向に平均することで、血管壁のより正確な平均組織性状値を求めることができる。また、境界は一般的に受信信号の振幅が大きいところなので SN 比が大きく、他の部分よりも正確に組織の動きの追跡を行なうことができるため、さらに正確に組織性状値を求めることができる。

【0049】

なお、組織追跡部 108 において、境界検出部 110 で検出された境界線上ではなく、ROI 204 中に等間隔に複数の計測点を設定することで、従来例に示したような、血管壁の微小領域それぞれの組織性状値を求めることができ、血管壁内の組織性状値の分布を詳細に観察することができる。

【0050】

(第 2 の実施の形態)

図 4 は、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置のブロック図である。図 1 の超音波診断装置と共通する部分については同じ符号を付し、説明を省略する。

【0051】

組織追跡部 113 は、受信信号間の位相差から (式 1) および (式 2) を用いて、深さ方向に等間隔で設定された計測点位置の動きを追跡する。境界検出部 115 は、少なくとも受信信号、追跡した計測点の動きのいずれかを解析して、組織の境界、具体的には少なくとも血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界、外膜 - 周辺組織境界のいずれかを検出し、その境界位置が組織追跡部 113 で追跡されたどの計測点に相当するかを特定する。組織性状値算出部 114 は、境界検出部 113 で特定された計測点の動きから (式 3) で示される歪み量を計算し、得られた歪み量と血压値から、(式 4) で示される弾性率または (式 5) で示される粘性率の少なくとも一方を算出する。そして、得られた弾性率また

は粘性率を、組織性状を示す数値や組織性状分布画像として出力する。

【 0 0 5 2 】

以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図5を用いて説明する。なお、図5では、組織性状値として弾性率を利用しているが、これに限るものではなく、歪や粘性率、その他の組織性状値を利用してもよい。歪を利用する場合は、血圧値が不要であるので、血圧値取得部112は省略可能である。

【 0 0 5 3 】

図5は、図8と同様の、血管の縦割り断面を表示した診断画面である。画面に表示されるモノクロ断層画像200上には、組織性状値を計算する領域(ROI)204が設定され、ROI204内に縦横それぞれ等間隔に複数の計測点が設定される。図5中、計測点は白丸で示す。

10

【 0 0 5 4 】

組織追跡部113は、従来例と同様、全ての計測点の動きを(式1)および(式2)を用いて追跡する。境界検出部115は、少なくとも受信信号または追跡した被検体組織の動きのいずれかを解析して、血流-内膜境界205および中膜-外膜境界206を検出し、その境界位置が組織追跡部113で追跡されたどの計測点に相当するかを特定する。境界の検出は、受信信号を解析して求めてもよいし、検者がトラックボールを使って手動で入力してもよい。一例として、前述の受信信号の振幅を使う方法の他に、血流部分の動きはノイズが多く、血管壁部分の動きはノイズが少ないことを利用してもよい。また、血流部分の動きは、心収縮期には、血管前壁の多重エコーの影響により探触子側に動き、血管後壁内膜は反対側に動くということを利用してよい。また、図示していないが、組織性状値算出部114によって求められた等間隔に設定された計測点間の弾性率が、血流部分は低く、血管内膜部分は高いことを利用してもよい。図5では、上から2つ目の計測点と、下から3つ目の計測点が境界上の計測点として特定される。

20

【 0 0 5 5 】

組織性状値算出部114は、境界検出部110で特定した計測点の動きから(式3)で示される歪みを計算する。この際、基準厚み W_s は、特定された計測点間の距離、つまり、血流-内膜境界205および中膜-外膜境界206間の幅(図5に両端矢印で示す幅)とする。これにより、境界間の部分(図5では血管内膜および中膜領域)の正確な平均組織性状値を求めることができる。また、境界は一般的に受信信号の振幅が大きいところなのでSN比が大きく、他の部分よりも正確に組織の追跡を行なうことができるため、さらに正確に組織性状値を求めることができる。

30

【 0 0 5 6 】

なお、組織性状値算出部114でROI204中の全ての計測点間の組織性状値を求めるようにすることで、従来例に示したような、血管壁の微小領域それぞれの組織性状値を求めることができ、血管壁内の組織性状値の分布を詳細に観察することができる。

【 0 0 5 7 】

また、組織性状値算出モードを少なくとも2つ設け、制御部100によって制御してもよい。組織性状算出モードとしては、例えば平均組織性状値モードと組織性状値分布モードを設ける。ここで、平均組織性状値モードは、以上の実施の形態で説明したように、血管壁の境界に囲まれた部分を1つの領域として領域全体の歪と血圧から平均的な組織性状値を求めるモードであり、組織性状値分布モードは、従来例(非特許文献1参照)に示したように、血管壁内の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めるモードである。

40

【 0 0 5 8 】

制御部100によるモードの制御は、検者がユーザーインターフェースを用いて切り換えてもよいし、同時に計算して2画面表示してもよい。このように、平均組織性状値モードと組織性状値分布モードを設け、組織性状値の分布を詳細に観察できるように制御することにより、さらに有用な診断を行うことができる。

【 0 0 5 9 】

また、モニタ107に表示する際、平均組織性状値は、以上説明した方法によって算出

50

した数値を表示し、断層画像上には従来例に示した方法により求めた組織性状値の分布をカラーとして重畳表示してもよい。

【0060】

また、図2、図3、および図5の説明では、血管壁の内中膜の平均組織性状値について説明したが、血流 - 内膜境界と外膜 - 周辺組織境界を用いて血管壁全体の平均組織性状値を求めてもよいし、中膜 - 外膜境界と外膜 - 周辺組織境界を用いて外膜の平均組織性状値を求めてもよい。

【0061】

さらに、フリーズ中の切り換え操作により、メモリ105に記憶された断層画像、メモリ111に記憶した受信信号を読み出し、再計算させて表示しなおすようにしてもよい。これにより、再び計測することなく2種類の組織性状値を得ることができる。

10

【0062】

本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱することなく様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

本出願は、2005年9月20日出願の日本特許出願（特願2005 - 272571）に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

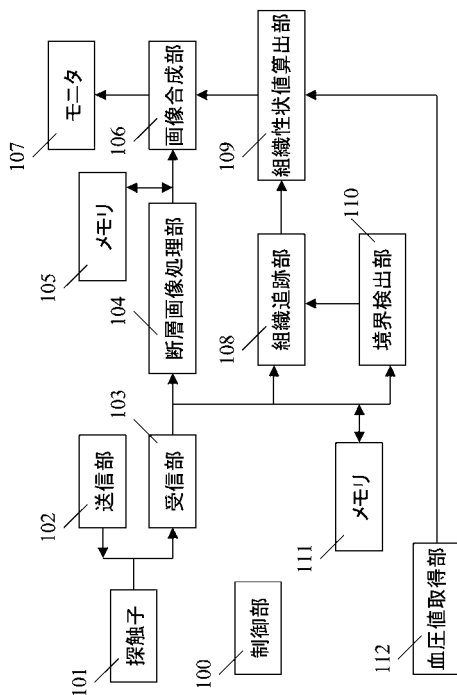
【産業上の利用可能性】

【0063】

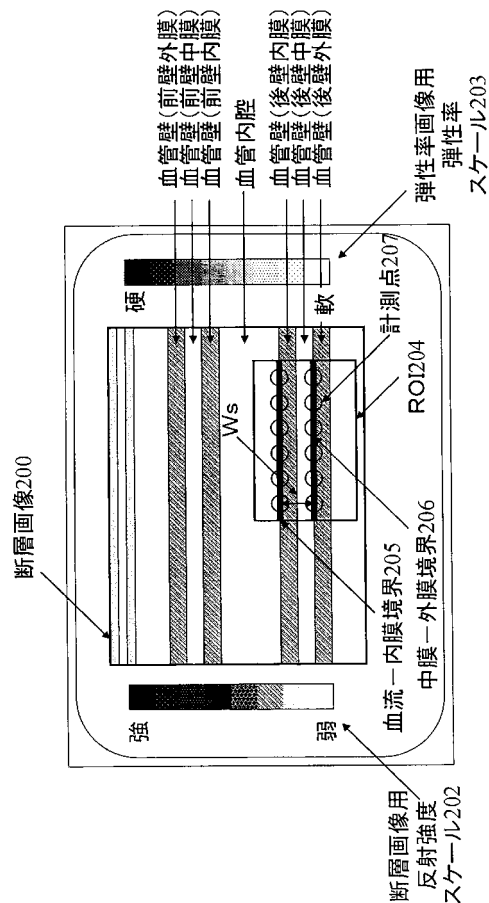
以上説明したように、本発明によれば、より正確な歪、平均弾性率または平均粘性率などの組織性状値を得ることができ、被検体組織の組織性状を計測する超音波診断装置として有用である。

20

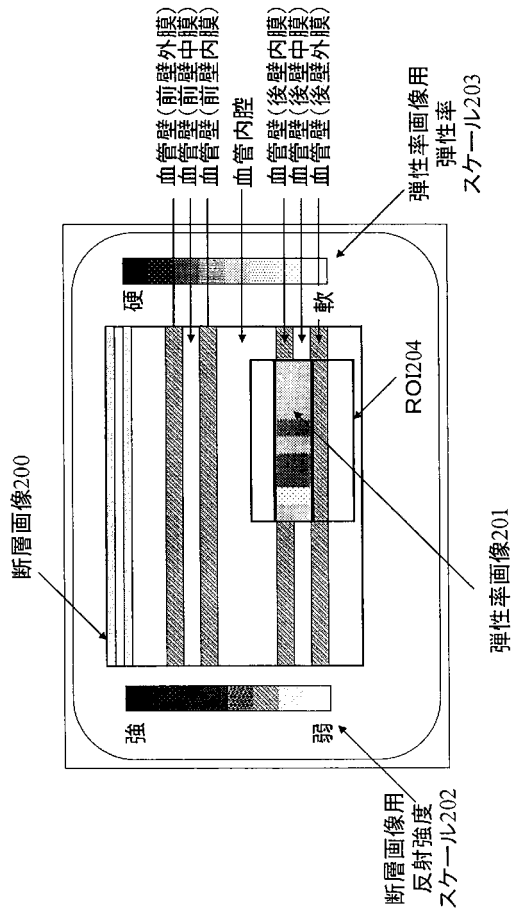
【図1】



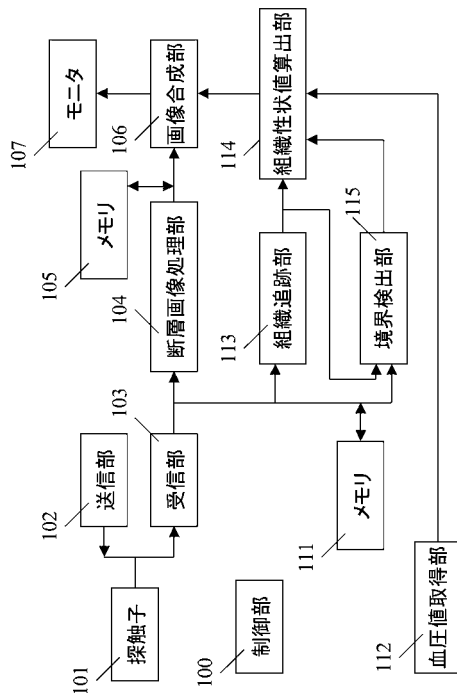
【図2】



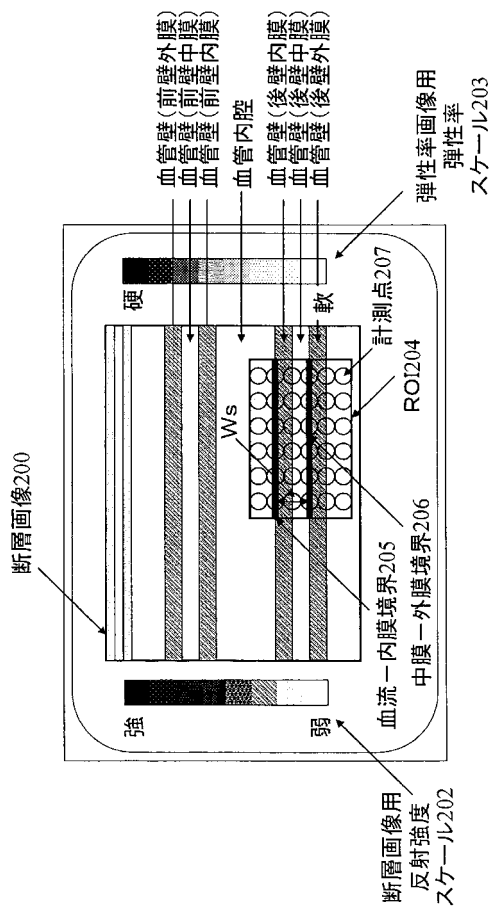
【 図 3 】



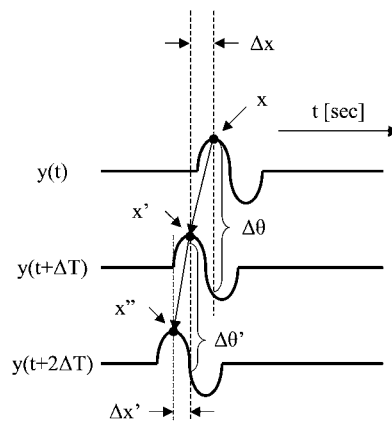
【 図 4 】



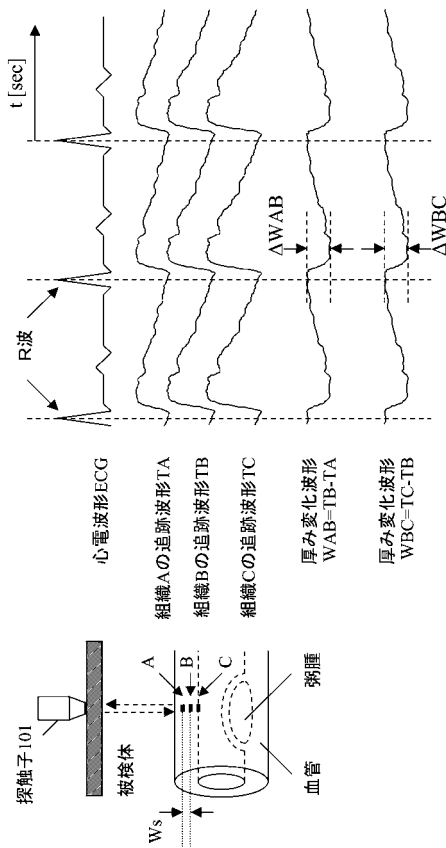
【 図 5 】



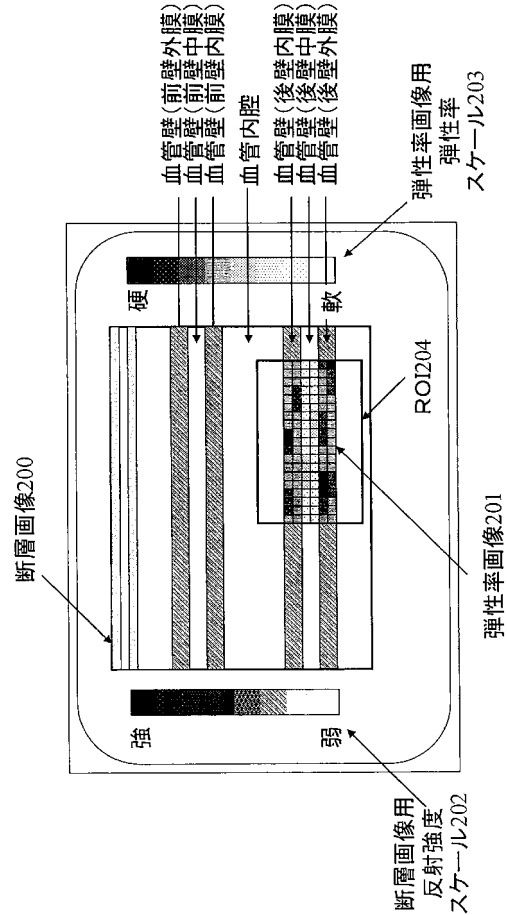
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成19年1月12日 (2007.1.12)

【 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 】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、

前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

少なくとも2つの組織性状値算出モードと、

を有し、

第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、

他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力する超音波診断装置。

【 請求項 2 】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する境界検出部と、

前記受信信号に基づいて、前記境界検出部で検出した前記被検体の組織境界の動きを追

跡する組織追跡部と、

前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

少なくとも2つの組織性状値算出モードと、

を有し、

第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、

他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力する超音波診断装置。

【請求項3】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織の動きを追跡する組織追跡部と、

前記受信信号と前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織の動きとの少なくとも一方に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する組織境界検出部と、

前記組織境界検出部で検出した前記被検体の組織境界に対応する前記被検体の組織の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

少なくとも2つの組織性状値算出モードと、

を有し、

第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、

他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力する超音波診断装置。

【請求項4】

(削除)

【請求項5】

請求項1ないし3のいずれか1項記載の超音波診断装置であって、

受信信号を記憶するメモリをさらに有し、

フリーズ時に算出モード切替を行った場合、前記メモリから読み出した受信信号に基づいて、切替後の算出モードにおける組織性状値を出力する超音波診断装置。

【請求項6】

請求項1, 2, 3および5のいずれか1項記載の超音波診断装置であって、

さらに前記被検体の組織性状値を表示する表示部を有し、

前記表示部は、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値と、前記被検体の固定サイズの微小領域で算出した組織性状値とを、同時に表示する超音波診断装置。

【請求項7】

請求項6記載の超音波診断装置であって、

前記組織境界の動きに基づく組織性状値は数値で、前記固定サイズの微小領域で算出した組織性状値は分布画像で表示する超音波診断装置。

【請求項8】

請求項1, 2, 3, 5, 6および7のいずれか1項記載の超音波診断装置であって、

さらに前記被検体の血圧値を取り込む血圧値取得部を有し、

前記組織性状値算出部は、前記被検体の組織境界の動きと前記血圧値取得部で取り込んだ前記血圧値とに基づいて、前記被検体の組織性状値として少なくとも弾性率または粘性率のいずれかを算出する超音波診断装置。

【手続補正書】

【提出日】平成20年2月21日(2008.2.21)

【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】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、

前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

少なくとも2つの組織性状値算出モードと、

を有し、

第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、

他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力する超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する境界検出部と、

前記受信信号に基づいて、前記境界検出部で検出した前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、

前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

少なくとも2つの組織性状値算出モードと、

を有し、

第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、

他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力する超音波診断装置。

【請求項 3】

超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織の動きを追跡する組織追跡部と、

前記受信信号と前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織の動きとの少なくとも一方に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する組織境界検出部と、

前記組織境界検出部で検出した前記被検体の組織境界に対応する前記被検体の組織の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、

少なくとも2つの組織性状値算出モードと、

を有し、

第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、

他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力する超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

受信信号を記憶するメモリをさらに有し、

フリーズ時に算出モード切替を行った場合、前記メモリから読み出した受信信号に基づいて、切替後の算出モードにおける組織性状値を出力する超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

さらに前記被検体の組織性状値を表示する表示部を有し、
 前記表示部は、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値と、前記被検体の固定サイズの微小領域で算出した組織性状値とを、同時に表示する超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、
 前記組織境界の動きに基づく組織性状値は数値で、前記固定サイズの微小領域で算出した組織性状値は分布画像で表示する超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、
 さらに前記被検体の血圧値を取り込む血圧値取得部を有し、
 前記組織性状値算出部は、前記被検体の組織境界の動きと前記血圧値取得部で取り込んだ前記血圧値とに基づいて、前記被検体の組織性状値として少なくとも弾性率または粘性率のいずれかを算出する超音波診断装置。

【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、被検体の組織性状を測定する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、その反射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で、被検体の構造を断層画像として得るものである。また、近年、反射エコー信号の主に位相を解析することで、被検体の動きを精密に計測し、そこから被検体組織の歪みや弾性率、粘性率などの組織性状を求めるといった試みがある。

【0003】

特許文献 1 には、反射エコー信号の検波出力信号の振幅と位相の両者を用いて、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上の微小振動を捕らえる方法が記載されている。

【0004】

図 6 を用いて、特許文献 1 に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、 T の間隔をおいて送信された超音波パルスの、それぞれの受信エコー信号を $y(t)$ と $y(t+T)$ とする。ある位置（深度） x に設定された計測点からの反射エコーの受信時刻 t_x は、パルス送信時刻を $t=0$ 、音速を C とすると、 $t_x = x / (C/2)$ となる。このとき、 $y(t_x)$ と $y(t_x+T)$ の間の位相差を ϕ 、 t_x 付近での超音波の中心周波数を f とすると、この期間 T における計測点の移動量 Δx は、(式 1) で表される。

【0005】

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

【0006】

これを x に加算することで、 T 後の計測点の位置（深度） x' は、(式 2) によって求めることができる。

【0007】

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

【0008】

そして、これを繰り返すことにより、被検体内の計測点の位置を追跡していくことがで

きる。つまり、 x' の深度から反射されたエコーの受信時刻を $t_{x'}$ とし、続いて送受信された受信信号を $y(t + 2T)$ とすると、 $y(t_{x'} + T)$ と $y(t_{x'} + 2T)$ の位相差 ϕ から (式1) および (式2) の演算により、 $2T$ 後の計測点の位置 x'' を求めることができる。

【0009】

特許文献2には、特許文献1の方法をさらに発展させ、心拍に起因する血管壁に設定された計測点の各大振幅変位運動を精密に追跡し、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。

【0010】

図7を用いて、特許文献2に示された弾性率算出方法を説明する。特許文献2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。血管壁上に深さ方向に等間隔 W_s を隔てて計測点A、B、Cを設定し、計測点A、B、Cからの受信信号を特許文献1に示された方法により解析し、計測点A、B、Cの動きを追跡する。動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、このため計測点A、B、Cの動きは、追跡波形 T_A 、 T_B 、 T_C に示すような周期的なものとなり、心臓収縮期には急激に血管壁が広がり、心臓拡張期にはゆっくりと血管が収縮するという動きとなる。

【0011】

追跡波形 T_A 、 T_B 、 T_C から計測点A - B間の厚み変化波形 W_{AB} および計測点B - C間の厚み変化波形 W_{BC} を求める。厚み変化波形 W_{AB} の変化量を $W(A, B)$ とすると、計測点A - B間の歪み量 $\epsilon(A, B)$ は、(式3) で表される。

【0012】

$$\epsilon(A, B) = W(A, B) / W_s \quad \dots \quad (式3)$$

【0013】

このときの血圧差 $P = (\text{最高血圧}) - (\text{最低血圧})$ とすると、計測点A - B間の弾性率 $E(A, B)$ は、(式4) によって求めることができる。

【0014】

$$E(A, B) = P / \epsilon(A, B) = P \cdot W_s / W(A, B) \quad \dots \quad (式4)$$

【0015】

同様にして計測点B - C間の弾性率 $E(B, C)$ を求めることができ、さらに同様の操作を断層画像上の複数点に対して行うことで、弾性率の分布画像が得られる。

【0016】

図8は、従来例における実際の診断画面の一例である。画面は血管の縦割り断面を表示している。画面に表示されるモノクロ断層画像200上には、弾性率を計算する領域 (ROI) 204が設定され、ROI 204内に縦横それぞれ別の等間隔に複数の計測点が設定される。全ての計測点の動きは、(式1) および (式2) により計算され、計測点間、つまり血管壁内の微小領域の弾性率は (式3) および (式4) により計算される。このようにして得られた弾性率をカラーコードに変換に変換し、所定位置に配置することで、弾性率画像201画像を作成する。この弾性率画像201は、モノクロ断層画像200上の対応する位置に重畳表示される。これにより血管壁内の弾性率の分布を詳細に観察することができる。計測点間の距離は、縦方向が数十 μm 、横方向が百数十 μm 程度である。画面上にはさらに、受信信号の振幅と画面上の輝度との関係を示す断層画像用反射強度スケール202、弾性率と画面上の色との関係を示す弾性率画像用弾性率スケール203、さらに図示はしていないが、平均弾性率値や、血管径値、心電波形など診断に有用な各種情報が表示される。

【0017】

弾性率と実際の疾患との対応はまだ研究段階であるが、一例として非特許文献1では平均弾性率と動脈硬化危険因子の関連について発表されている。

【0018】

【特許文献1】特開平10 - 5226号

【特許文献2】特開2000-229078号

【非特許文献1】沖本他「新規診断法による頸動脈血管弾性特性と動脈硬化危険因子との関連」第42回日本糖尿病学会東北支部例会

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

しかしながら、非特許文献1で発表された平均弾性率は、基準厚み W_s を固定し、固定された大きさの微小領域の弾性率値を、必要な領域に渡って平均して得られたものである。一方、図8における血管壁の平均弾性率は、血管壁上の微小領域の弾性率を平均したものである。一般に、対象とする領域の平均弾性率といった場合、その領域全体の歪と、領域全体にかかる力から求めた弾性率が正しい平均弾性率と考えられ、領域を分割してそれぞれにおける歪とそれにかかる力から求めた弾性率を平均して、全体の平均弾性率とすることは、正しい平均弾性率と比較して誤差を含むことになる。

【0020】

本発明は、上記事情に鑑みなされたもので、より正確な歪、平均弾性率および平均粘性率などの組織性状値を得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。

【課題を解決するための手段】

【0021】

本発明の超音波診断装置は、超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、を有するものである。本発明によれば、領域全体の歪から求めたより正しい平均組織性状値を得ることができる。

【0022】

本発明の超音波診断装置は、超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する境界検出部と、前記受信信号に基づいて、前記境界検出部で検出した前記被検体の組織境界の動きを追跡する組織追跡部と、前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織境界の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、を有するものである。本発明によれば、領域全体の歪から求めたより正しい平均組織性状値を得ることができる。

【0023】

本発明の超音波診断装置は、超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織の動きを追跡する組織追跡部と、前記受信信号と前記組織追跡部で追跡した前記被検体の組織の動きとの少なくとも一方に基づいて、前記被検体の組織境界を検出する組織境界検出部と、前記組織境界検出部で検出した前記被検体の組織境界に対応する前記被検体の組織の動きに基づいて、前記被検体の組織性状値を算出する組織性状値算出部と、を有するものである。本発明によれば、領域全体の歪から求めたより正しい平均組織性状値を得ることができる。

【0024】

本発明の超音波診断装置は、少なくとも2つの組織性状値算出モードを有し、第1の組織性状値算出モードでは、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値を出力し、他の組織性状値算出モードでは、前記被検体の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めて出力するものを含む。本発明によれば、異なる2種類の平均組織性状値を求めることができる。

【0025】

本発明の超音波診断装置は、受信信号を記憶するメモリをさらに有し、フリーズ時に算出モード切替を行った場合、前記メモリから読み出した受信信号に基づいて、切替後の算

出モードにおける組織性状値を出力するものを含む。本発明によれば、再び計測することなく複数種類の組織性状値を得ることができる。

【0026】

本発明の超音波診断装置は、さらに前記被検体の組織性状値を表示する表示部を有し、前記表示部は、前記被検体の組織境界の動きに基づく組織性状値と、前記被検体の固定サイズの微小領域で算出した組織性状値とを、同時に表示するものを含む。本発明によれば、異なる2種類の平均組織性状値を同時に認識することができる。

【0027】

本発明の超音波診断装置は、前記組織境界の動きに基づく組織性状値は数値で、前記固定サイズの微小領域で算出した組織性状値は分布画像で表示するものを含む。本発明によれば、異なる2種類の平均組織性状値を同時に認識することができる。

【0028】

本発明の超音波診断装置は、さらに前記被検体の血圧値を取り込む血圧値取得部を有し、前記組織性状値算出部は、前記被検体の組織境界の動きと前記血圧値取得部で取り込んだ前記血圧値とに基づいて、前記被検体の組織性状値として少なくとも弾性率または粘性率のいずれかを算出するものを含む。本発明によれば、領域全体の歪と、領域全体にかかる圧力から求めた被検体組織の特性が認識しやすい組織性状値を得ることができる。

【発明の効果】

【0029】

本発明によれば、より正確な歪、平均弾性率または平均粘性率などの組織性状値を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

【0031】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置のブロック図である。図1の超音波診断装置は、制御部100、探触子101、送信部102、受信部103、断層画像処理部104、メモリ105、画像合成部106、モニタ107、組織追跡部108、組織性状値算出部109、境界検出部110、メモリ111、血圧値取得部112を含んで構成される。

【0032】

制御部100は、超音波診断装置全体を制御するものであり、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も制御部100に接続されている。

【0033】

送信部102は、制御部100の指示を受けて、指定されたタイミングで探触子101を駆動する高圧の送信信号を発生する。探触子101は、送信部102で発生した送信信号を超音波に変換して被検体に照射するとともに、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。探触子101内には複数の圧電変換素子が配置され、これらの圧電変換素子の選択、および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングによって送信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

【0034】

受信部103は、超音波エコーを電気信号に変換した受信信号を増幅するとともに、各圧電変換素子で受信された受信信号毎に異なる遅延を与えて加算することで、定められた位置(フォーカス)または方向(偏向角)からの超音波のみに基づく受信信号を出力する。

【0035】

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、受信部103から出力される受信信号の少なくとも振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。

境界検出部 110 は受信信号の少なくとも振幅を解析して、被検体の組織の境界、具体的には少なくとも血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界、外膜 - 周辺組織境界のいずれかを検出し、その境界位置を組織追跡部 108 に出力する。組織追跡部 108 は、少なくとも受信信号の位相を解析して計測点の動きを追跡する。例えば、従来例に示す(式 1) および(式 2) を用いて、計測点の動きを追跡してもよい。計測点は、境界検出部 110 から出力された境界位置、または、深さ方向に等間隔に設定された位置である。

【0036】

血圧値取得部 112 は、血圧値を取得する手段であり、検者が血圧値の手入力に使用するキーボードであっても、接続された血圧計そのものであってもよい。

【0037】

組織性状値算出部 109 は、追跡した被検体組織の境界部の動きから(式 3) で示される歪み量を計算し、得られた歪み量と血圧値から、(式 4) で示される弾性率 E、または(式 5) で示される粘性率 の少なくとも一方を算出する。

【0038】

$$P = d / dt + E \cdot \cdot \cdot \quad (\text{式 5})$$

【0039】

そして、得られた弾性率 E または粘性率 を、組織性状を示す数値や組織性状分布画像として出力する。

【0040】

画像合成部 106 は、断層画像と、少なくとも組織性状を示す数値や組織性状分布画像のいずれか一方を合成し、モニタ 107 に表示する。

【0041】

メモリ 111 は、受信信号を記憶するものであり、超音波送受信停止時(以下フリーズ状態という)に組織性状値を再計算する際に利用される。メモリ 105 は、断層画像を記憶するものであり、フリーズ状態のときに組織性状値に同期した断層画像を出力する。

【0042】

以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図 2 および図 3 を用いて説明する。なお、図 2 および図 3 では、組織性状値として弾性率を利用しているが、これに限るものではなく、歪や粘性率、その他の組織性状値を利用してもよい。歪を利用する場合は、血圧値が不要であるので、血圧値取得部 112 は省略可能である。

【0043】

図 2 および図 3 は、図 8 と同様の、血管の縦割り断面を表示した診断画面である。画面に表示されるモノクロ断層画像 200 上には、組織性状値を計算する領域(ROI) 204 が設定されている。

【0044】

この超音波診断装置では、まず境界検出部 110 は、受信信号を解析して、血流 - 内膜境界 205、および中膜 - 外膜境界 206 を検出する。境界の検出は、受信信号を解析して求めてもよいし、検者がトラックボールを使って手動で入力してもよい。一例として、血流および中膜は受信信号の振幅が小さいので、受信信号の振幅を解析して、振幅が急激に大きくなることを境界とする。また、カラー Doppler 法などを用いて、血流を検出して、血流 - 内膜境界 205 を検出してもよい。なお、境界位置が検出するまでもなく明確な場合には、境界検出部 115 を設けず、あらかじめ装置に情報を登録しておいたり、検者が測定前に入力するようにしてもよい。例えば超音波以外のモダリティによって位置が特定されている場合は、そのモダリティから情報を得るようにしてもよい。また、境界位置が皮膚表面であり、探触子 101 と皮膚の間にスタンドオフ材を用いる場合には、そのスタンドオフ材のサイズをあらかじめ設定するようにしてもよい。

【0045】

組織追跡部 108 は、境界検出部 110 で検出された境界上、または境界付近に計測点を設定し、この計測点の動きを追跡する。図 2 では、計測点を境界線上の白丸で示してある。組織性状値算出部 109 は、追跡した被検体組織の境界部の動きから(式 3) で示さ

れる歪み量を計算するが、この際、基準厚み W_s は、血流 - 内膜境界 205 と中膜 - 外膜境界 206 との間の幅（図 2 に両端矢印で示す幅）とする。これにより、境界間の部分（図 2 では血管内膜および中膜領域）の正確な平均組織性状値を求めることができる。

【0046】

図 3 は、組織性状値をカラーコードに変換し、断層画像 200 に重畳表示した診断画面である。図 3 の例では、境界の間は縦方向に同じ色で表示される。この組織性状値を横方向に平均することで、血管壁のより正確な平均組織性状値を求めることができる。また、境界は一般的に受信信号の振幅が大きいところなので SN 比が大きく、他の部分よりも正確に組織の動きの追跡を行なうことができるため、さらに正確に組織性状値を求めることができる。

【0047】

なお、組織追跡部 108 において、境界検出部 110 で検出された境界線上ではなく、ROI 204 中に等間隔に複数の計測点を設定することで、従来例に示したような、血管壁の微小領域それぞれの組織性状値を求めることができ、血管壁内の組織性状値の分布を詳細に観察することができる。

【0048】

（第 2 の実施の形態）

図 4 は、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置のブロック図である。図 1 の超音波診断装置と共通する部分については同じ符号を付し、説明を省略する。

【0049】

組織追跡部 113 は、受信信号間の位相差から（式 1）および（式 2）を用いて、深さ方向に等間隔で設定された計測点位置の動きを追跡する。境界検出部 115 は、少なくとも受信信号、追跡した計測点の動きのいずれかを解析して、組織の境界、具体的には少なくとも血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界、外膜 - 周辺組織境界のいずれかを検出し、その境界位置が組織追跡部 113 で追跡されたどの計測点に相当するかを特定する。組織性状値算出部 114 は、境界検出部 113 で特定された計測点の動きから（式 3）で示される歪み量を計算し、得られた歪み量と血圧値から、（式 4）で示される弾性率または（式 5）で示される粘性率の少なくとも一方を算出する。そして、得られた弾性率または粘性率を、組織性状を示す数値や組織性状分布画像として出力する。

【0050】

以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図 5 を用いて説明する。なお、図 5 では、組織性状値として弾性率を利用しているが、これに限るものではなく、歪や粘性率、その他の組織性状値を利用してもよい。歪を利用する場合は、血圧値が不要であるので、血圧値取得部 112 は省略可能である。

【0051】

図 5 は、図 8 と同様の、血管の縦割り断面を表示した診断画面である。画面に表示されるモノクロ断層画像 200 上には、組織性状値を計算する領域（ROI）204 が設定され、ROI 204 内に縦横それぞれ等間隔に複数の計測点が設定される。図 5 中、計測点は白丸で示す。

【0052】

組織追跡部 113 は、従来例と同様、全ての計測点の動きを（式 1）および（式 2）を用いて追跡する。境界検出部 115 は、少なくとも受信信号または追跡した被検体組織の動きのいずれかを解析して、血流 - 内膜境界 205 および中膜 - 外膜境界 206 を検出し、その境界位置が組織追跡部 113 で追跡されたどの計測点に相当するかを特定する。境界の検出は、受信信号を解析して求めてもよいし、検者がトラックボールを使って手動で入力してもよい。一例として、前述の受信信号の振幅を使う方法の他に、血流部分の動きはノイズが多く、血管壁部分の動きはノイズが少ないことを利用してもよい。また、血流部分の動きは、心収縮期には、血管前壁の多重エコーの影響により探触子側に動き、血管後壁内膜は反対側に動くということを利用してよい。また、図示していないが、組織性状値算出部 114 によって求められた等間隔に設定された計測点間の弾性率が、血流部分

は低く、血管内膜部分は高いことを利用してもよい。図5では、上から2つ目の計測点と、下から3つ目の計測点が境界上の計測点として特定される。

【0053】

組織性状値算出部114は、境界検出部110で特定した計測点の動きから(式3)で示される歪み量を計算する。この際、基準厚み W_s は、特定された計測点間の距離、つまり、血流-内膜境界205および中膜-外膜境界206間の幅(図5に両端矢印で示す幅)とする。これにより、境界間の部分(図5では血管内膜および中膜領域)の正確な平均組織性状値を求めることができる。また、境界は一般的に受信信号の振幅が大きいところなのでSN比が大きく、他の部分よりも正確に組織の追跡を行なうことができるため、さらに正確に組織性状値を求めることができる。

【0054】

なお、組織性状値算出部114でROI204中の全ての計測点間の組織性状値を求めるようにすることで、従来例に示したような、血管壁の微小領域それぞれの組織性状値を求めることができ、血管壁内の組織性状値の分布を詳細に観察することができる。

【0055】

また、組織性状値算出モードを少なくとも2つ設け、制御部100によって制御してもよい。組織性状算出モードとしては、例えば平均組織性状値モードと組織性状値分布モードを設ける。ここで、平均組織性状値モードは、以上の実施の形態で説明したように、血管壁の境界に囲まれた部分を1つの領域として領域全体の歪と血圧から平均的な組織性状値を求めるモードであり、組織性状値分布モードは、従来例(非特許文献1参照)に示したように、血管壁内の固定サイズの微小領域の組織性状値を求めるモードである。

【0056】

制御部100によるモードの制御は、検者がユーザーインターフェースを用いて切り換えてもよいし、同時に計算して2画面表示してもよい。このように、平均組織性状値モードと組織性状値分布モードを設け、組織性状値の分布を詳細に観察できるように制御することにより、さらに有用な診断を行うことができる。

【0057】

また、モニタ107に表示する際、平均組織性状値は、以上説明した方法によって算出した数値を表示し、断層画像上には従来例に示した方法により求めた組織性状値の分布をカラーとして重畳表示してもよい。

【0058】

また、図2、図3、および図5の説明では、血管壁の内中膜の平均組織性状値について説明したが、血流-内膜境界と外膜-周辺組織境界を用いて血管壁全体の平均組織性状値を求めてもよいし、中膜-外膜境界と外膜-周辺組織境界を用いて外膜の平均組織性状値を求めてもよい。

【0059】

さらに、フリーズ中の切り換え操作により、メモリ105に記憶された断層画像、メモリ111に記憶した受信信号を読み出し、再計算させて表示しなおすようにしてもよい。これにより、再び計測することなく2種類の組織性状値を得ることができる。

【0060】

本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱することなく様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

本出願は、2005年9月20日出願の日本特許出願(特願2005-272571)に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

【産業上の利用可能性】

【0061】

以上説明したように、本発明によれば、より正確な歪、平均弾性率または平均粘性率などの組織性状値を得ることができ、被検体組織の組織性状を計測する超音波診断装置として有用である。

【図面の簡単な説明】

【0062】

- 【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置のブロック図
- 【図2】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の動作説明図
- 【図3】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の動作説明図
- 【図4】本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置のブロック図
- 【図5】本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置の動作説明図
- 【図6】反射エコー信号の検波出力信号を利用した被検体組織追跡方法を説明する図
- 【図7】組織追跡波形から歪み量を求める方法を説明する図
- 【図8】従来の超音波診断装置のモニタ画面の一例を示す図

【符号の説明】

【0063】

- 100 制御部
- 101 探触子
- 102 送信部
- 103 受信部
- 104 断層画像処理部
- 105 メモリ
- 106 画像合成部
- 107 モニタ
- 108 組織追跡部
- 109 組織性状値算出部
- 110 境界検出部
- 111 メモリ
- 112 血圧値取得部
- 113 組織追跡部
- 114 組織性状値算出部
- 115 境界検出部
- 200 断層画像
- 201 弾性率画像
- 202 断層画像用反射強度スケール
- 203 弾性率画像用弾性率スケール
- 204 ROI
- 205 血流 - 内膜境界
- 206 外膜 - 周辺組織境界
- 207 計測点

【手続補正3】

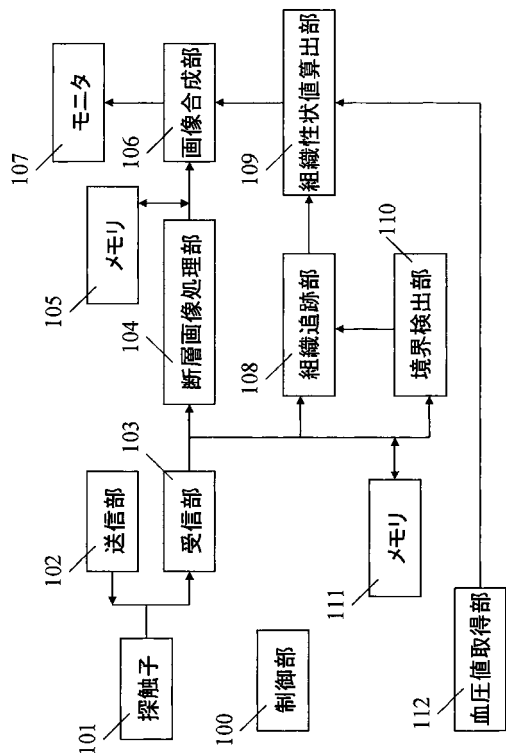
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

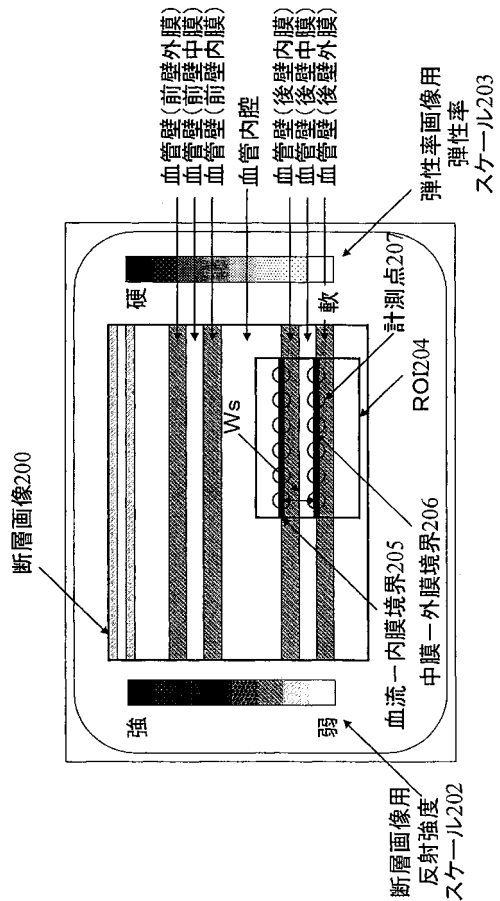
【補正方法】変更

【補正の内容】

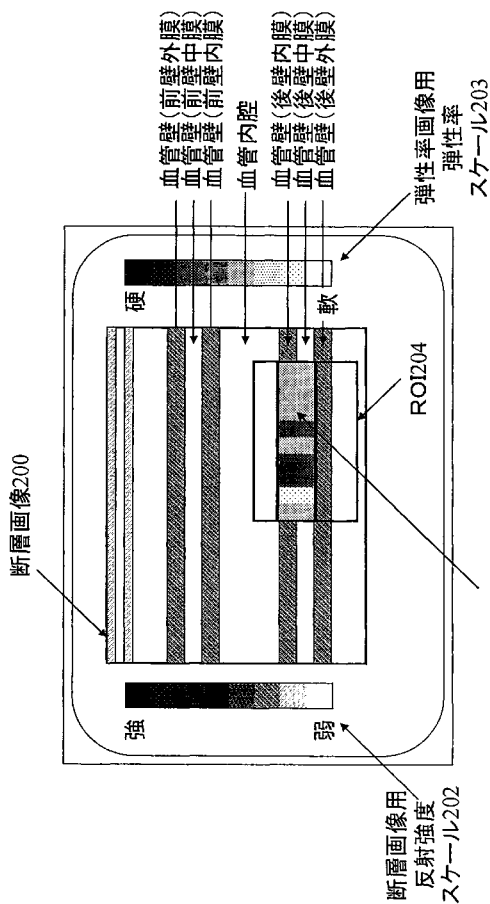
【 図 1 】



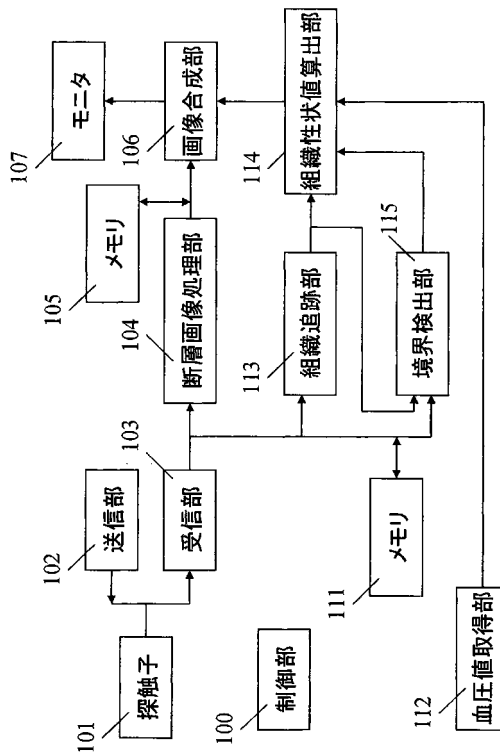
【 図 2 】



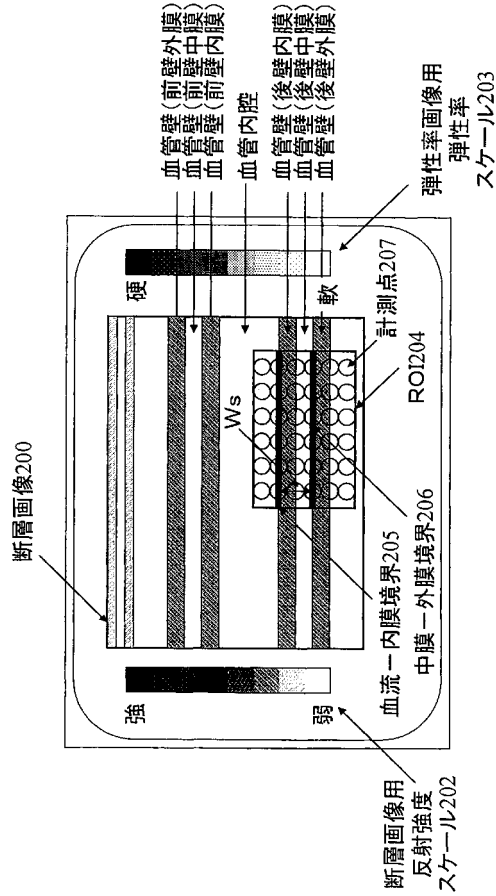
【 図 3 】



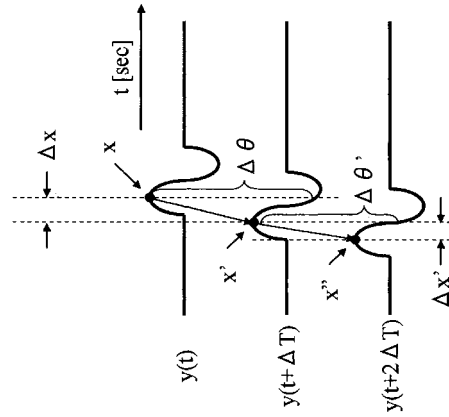
【 図 4 】



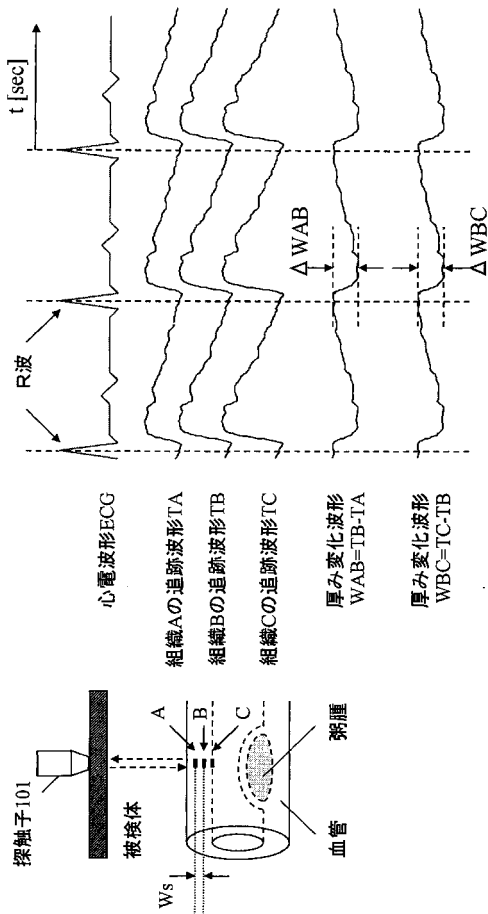
【 図 5 】



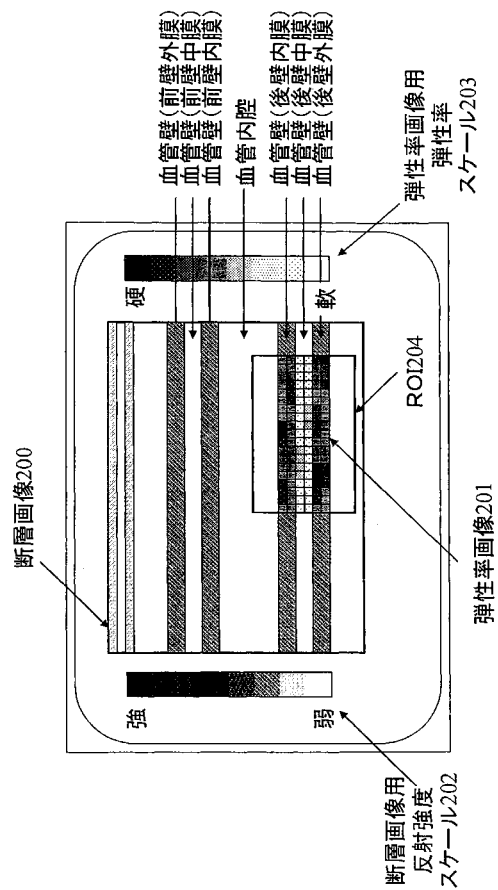
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/318293
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2000-229078 A (Japan Science and Technology Corp.), 22 August, 2000 (22.08.00), Par. Nos. [0032] to [0035]; Fig. 1 (Family: none)	1, 2, 8 5-7
X A	JP 2005-211590 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 11 August, 2005 (11.08.05), Par. Nos. [0037], [0043], [0044], [0066]; Figs. 1, 3 (Family: none)	1-4, 8 5-7
A	JP 2000-271117 A (Aloka Co., Ltd.), 03 October, 2000 (03.10.00), Par. No. [0018]; Fig. 1 (Family: none)	1, 2
<input checked="" 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 04 October, 2006 (04.10.06)		Date of mailing of the international search report 24 October, 2006 (24.10.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/318293

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2889568 B2 (Masao ITO, Yoshimitsu YAMAZAKI), 19 February, 1999 (19.02.99), Full text; Fig. 6 & US 6132373 A1 full text; Fig. 6 & EP 958784 A1 full text; Fig. 6	1, 2
A	JP 2004-215968 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 05 August, 2004 (05.08.04), Full text; Figs. 6, 7 (Family: none)	5
A	JP 2004-357892 A (Shimadzu Corp.), 24 December, 2004 (24.12.04), Full text; Fig. 4 (Family: none)	6, 7
A	JP 2000-60853 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Full text; Fig. 3 (Family: none)	6, 7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/318293									
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) i											
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. A61B8/08											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2006年</td> </tr> </table>				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
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 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000.08.22, 段落 [0032] - [0035], 図1 (ファミリーなし)	1, 2, 8 5-7									
X A	JP 2005-211590 A (松下電器産業株式会社) 2005.08.11, 段落 [0037], [0043], [0044], [0066], 図1, 図3 (ファミリーなし)	1-4, 8 5-7									
☞ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☞ 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 04.10.2006		国際調査報告の発送日 24.10.2006									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 右▲高▼ 孝幸	2Q 3704								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/318293
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 2000-271117 A (アロカ株式会社) 2000. 10. 03, 段落 [0018], 図1 (ファミリーなし)	1, 2
A	JP 2889568 B2 (伊藤正男、山崎義光) 1999. 02. 19, 全文、図6 & US 6132373 A1, 全文, 図6 & EP 958784 A1, 全文, 図6	1, 2
A	JP 2004-215968 A (松下電器産業株式会社) 2004. 08. 05, 全文, 図6, 図7 (ファミリーなし)	5
A	JP 2004-357892 A (株式会社島津製作所) 2004. 12. 24, 全文, 図4 (ファミリーなし)	6, 7
A	JP 2000-60853 A (株式会社日立メディコ) 2000. 02. 29, 全文, 図3 (ファミリーなし)	6, 7

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, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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

愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD06 DD14 DD19 JB37 JC37 KK02 KK12 KK24 KK31

(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。