

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2006/126485

発行日 平成20年12月25日 (2008.12.25)

(43) 国際公開日 平成18年11月30日 (2006.11.30)

(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	未請求	予備審査請求	未請求	(全 27 頁)
出願番号	特願2007-517812 (P2007-517812)	(71) 出願人	000005821			
(21) 国際出願番号	PCT/JP2006/310147		松下電器産業株式会社			
(22) 国際出願日	平成18年5月22日 (2006.5.22)		大阪府門真市大字門真1006番地			
(31) 優先権主張番号	特願2005-150476 (P2005-150476)	(74) 代理人	100101454			
(32) 優先日	平成17年5月24日 (2005.5.24)		弁理士 山田 卓二			
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100081422			
			弁理士 田中 光雄			
		(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】

非侵襲性の血圧計を使用して精度よく弾性率を計測する超音波診断装置は、被検体に超音波を送信すると共に被検体の内部で反射された超音波を受信する送信部102と受信部103と、受信した超音波をもとに作成された受信信号から被検体内の組織の動きを追跡する組織追跡部105と、被検体の血圧を測定する非侵襲型血圧測定部111と、送信部に第1の作動信号S1を出力して送信部を駆動し、血圧測定部111に第2の作動信号S2を出力して血圧測定部を駆動する制御部100と、組織追跡部105が追跡した組織の動きと血圧測定部が測定した血圧から被検体の組織性状値（例えば、弾性率、粘性率）を演算する組織性状値演算部108を備えている。血圧測定部は、制御手段から出力された第2の作動信号に基づいて被検体の血圧を測定し、測定された血圧を組織性状演算部108に送信する。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

(a) 被検体に超音波を送信すると共に被検体の内部で反射された超音波を受信する送受信手段と、

(b) 受信した超音波をもとに上記送受信手段が作成した受信信号から被検体内の組織の動きを追跡する組織追跡手段と、

(c) 被検体の血圧を測定する非侵襲型血圧測定手段と、

(d) 上記送受信手段に第 1 の作動信号を出力して上記送受信手段を駆動し、上記血圧測定手段に第 2 の作動信号を出力して上記血圧測定手段を駆動する制御手段と、

(e) 上記組織追跡手段が追跡した組織の動きと上記血圧測定手段が測定した血圧から上記被検体の組織性状値を演算する組織性状値演算手段を備えており、 10

(f) 上記血圧測定手段は、上記制御手段から出力された第 2 の作動信号に基づいて被検体の血圧を測定し、測定された血圧を上記組織性状演算手段に送信するようにしてあることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

上記血圧測定手段は、被検体の血圧を測定する血圧測定部と、上記血圧測定部を作動して上記被検体の血圧を上記血圧測定部から取得する血圧計制御部を備えており、

上記制御手段は、上記第 2 の作動信号に基づいて、上記血圧測定部を作動して上記被検体の血圧を上記血圧計制御部に取得させるとともに上記組織性状演算手段に送信させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。 20

【請求項 3】

上記血圧測定手段は、上記送受信手段が被検体で反射された超音波を受信している間又は受信した後、被検体の血圧を測定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

上記血圧測定手段は血圧の測定を複数回行って複数の血圧を取得し、取得した複数の血圧の平均値、または取得した複数の血圧から歪み量取得時の血圧値を推定した値を上記組織性状値演算手段に血圧として送信することを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

上記組織性状値が組織の弾性率であることを特徴とする請求項 1～4 のいずれかに記載の超音波診断装置。 30

【請求項 6】

上記組織性状値が組織の粘性率であることを特徴とする請求項 1～4 のいずれか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、被検体組織（例えば、生体組織）の動きを追跡して得られた情報をもとに組織性状を求める超音波診断装置に関する。 40

【背景技術】**【0002】**

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

【0003】

例えば、特開平 10-5226 号公報には、反射エコー信号を検波して得られた出力信号の振幅と位相を用いて、被検体の瞬間的な位置を決定することによって被検体組織の追 50

跡を高精度に行ない、拍動による大振幅変位運動に重畳している微小振動を捕らえる方法が記載されている。

【0004】

図6を用いて、特開平10-5226号公報に開示された被検体組織追跡方法を説明する。被検体の同一方向に対して、時刻 $t = 0$ に送信された超音波パルスの受信エコー信号を $y(t)$ 、時刻 $t = \Delta T$ に送信された超音波パルスのエコー信号を $y(t + \Delta T)$ とする。また、ある位置（深度） x にある計測点から反射されたエコーの受信時刻 t_x は、パルス送信時刻を $t = 0$ とすると、 $t_x = x / (C/2)$ [C :被検体内を伝播する超音波の速度] で与えられる。次に、受信エコー信号 $y(t_x)$ と $y(t_x + \Delta T)$ の位相差を $\Delta \theta$ 、受信時刻 t_x 付近における超音波の中心周波数を f とすると、この時間 ΔT 内の計測点の移動量 Δx は次の式（1）で与えられる。 10

【数1】

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

従って、 ΔT 後の計測点の位置 x' は次の式（2）で与えられる。

【数2】

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

【0005】

20

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

【0006】

特開2000-229078号公報には、特開平10-5226号公報に開示された方法をさらに発展させ、心拍による血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密に追跡し、大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求め、その差から血管壁の歪み量を計測し、歪み量と血圧差から局所弾性率を求める方法および、弾性率の空間分布を画像表示する装置が記載されている。 30

【0007】

図7を参照して、特開2000-229078号公報に開示された弾性率算出方法を説明する。同文献によれば、探触子101は被検体に対して超音波を照射し、血管、特に動脈からのエコーを受信する。血管壁に測定点A、B（血管の中心軸を含む横断面上にあって該中心軸から径方向に異なる距離を有する2点）を設定し、測定点A、Bからの受信信号を特開平10-5226号公報に示された方法で解析し、測定点A、Bの動きを追跡する。ここで、動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、心臓収縮期には血管自体は膨張すると共に、急激に血管壁の厚みが減少し、心臓拡張期には血管自体は収縮すると共に、ゆっくりと血管壁の厚みが増加する。そのため、測定点A、Bは、追跡波形TA、TBで示す周期的な挙動を示し、これらの追跡波形TA、TBの差から測定点A-B間の厚み（距離）変化波形Wが求まる。 40

【0008】

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

【数3】

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

【0009】

この歪み量 ϵ が血管壁にかかる血圧差 ΔP によりもたらされたものとする、測定点A-B間の弾性率 E_r は式（4）で与えられる。 50

【数 4】

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

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

【0010】

しかしながら、特開 2000-229078 号公報に示された方法では、血压値はあらかじめ測定しておいたものを検者が超音波診断装置にテンキー等の入力部を通じて手入力している。しかし、測定から歪み量の計測までには相当な時間差が生じる。例えば、血压値の入力は 1 回であるが、歪み量は数箇所を計測するため、血压計測と最後の歪み量の計測の間には数分から数十分の時間差があるし、血压値は安静時でも刻々と変化する。そのため、弾性率計測の精度が低下するという問題があった。また、歪み量計測の度に血压を計測して入力することは、検者にとって大きな負担であった。なお、特開 2000-229078 号公報には、連続血压計を使用して血压値を連続的に取得する方法が示されているが、連続血压計は動脈内に直接挿入するため、被検者に過度の負担を強いることになり、非侵襲で且つ簡便であるという超音波診断の利点を大きく削ぐものであった。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明では、一般的な非侵襲性の血压計を使用しつつ、精度よく弾性率を計測する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】

【0012】

この目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、

(a) 被検体に超音波を送信すると共に被検体の内部で反射された超音波を受信する送受信手段と、

(b) 受信した超音波をもとに上記送受信手段が作成した受信信号から被検体内の組織の動きを追跡する組織追跡手段と、

(c) 被検体の血压を測定する非侵襲型血压測定手段と、

(d) 上記送受信手段に第 1 の作動信号を出力して上記送受信手段を駆動し、上記血压測定手段に第 2 の作動信号を出力して上記血压測定手段を駆動する制御手段と、

(e) 上記組織追跡手段が追跡した組織の動きと上記血压測定手段が測定した血压から上記被検体の組織性状値を演算する組織性状値演算手段を備えており、

(f) 上記血压測定手段は、上記制御手段から出力された第 2 の作動信号に基づいて被検体の血压を測定し、測定された血压を上記組織性状演算手段に送信するようにしてあることを特徴とするものである。

【0013】

本発明の他の形態の超音波診断装置では、

上記血压測定手段は、被検体の血压を測定する血压測定部と、上記血压測定部を作動して上記被検体の血压を上記血压測定部から取得する血压計制御部を備えており、

上記制御手段は、上記第 2 の作動信号に基づいて、上記血压測定部を作動して上記被検体の血压を上記血压計制御部に取得させるとともに上記組織性状演算手段に送信させることを特徴とするものである。

【0014】

これらの形態の超音波診断装置では、上記血压測定手段が、上記送受信手段が被検体で反射された超音波を受信している間又は受信した後、被検体の血压を測定することが好ましい。

【0015】

また、上記血压測定手段は血压の測定を複数回行って複数の血压を取得し、取得した複数の血压の平均値、または取得した複数の血压から歪み量取得時の血压値を推定した値を

上記組織性状値演算手段に血圧として送信してもよい。

【0016】

さらに、上記組織性状値が組織の弾性率であることを特徴とする請求項1～4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の効果】

【0017】

このような構成を備えた超音波診断装置によれば、制御手段からの指令に基づいて非侵襲型血圧測定手段が血圧を測定し、測定された血圧値が組織性状演算手段に自動的に入力される。そのため、必要に応じて被検体の血圧を遅滞なく取得して組織性状値を演算できるので、被検体の組織性状値を精度よく取得し、診断に有用な情報を提供できる。

10

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】 本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】 本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図3】 本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図4】 本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図5】 超音波診断装置の表示部に表示される測定結果を示す図。

【図6】 位相差から組織追跡を行なう基本動作を説明する図。

【図7】 組織追跡波形から歪み量を求める基本動作を説明する図。

【符号の説明】

20

【0019】

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：組織追跡部、106：画像合成部、107：表示部、108：弾性率演算部、111：血圧測定部、112：血圧計制御部、120、121：記憶部。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、添付図面を参照して本発明の具体的な形態を説明する。

【0021】

図1および図2は、超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。図示するように、超音波診断装置は、制御手段として制御部100を有する。図示していないが、キーボードやトラックボール、スイッチ、ボタンといったユーザーインターフェース（入力手段）は、制御部100に接続されている。被検体（図示しないが、通常は人である。）に当接して使用される探触子101は送信部102と受信部103に接続されている。送信部102は、制御部100から超音波発信指令（第1の作動信号）S1を受信すると、指定されたタイミングで探触子101を駆動する信号を発生して探触子101に送信する。探触子101は、送信部102から出力された信号に基づいて超音波を発信し、被検体に照射する。また、探触子101は、被検体内部から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

30

【0022】

受信部103は、送信部102と共に送受信手段を構成しており、被検体内部から反射してきた受信信号を処理して断層画像処理部104と組織追跡部105に出力する。図示しないが、探触子101内には超音波と電気信号を相互に変換する複数の圧電変換素子が配置されており、これらの圧電変換素子を選択し、また圧電変換素子に電圧与えるタイミングを調整し、送受信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。受信部103はまた、受信信号を増幅するとともに、定められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみを検出する。

40

【0023】

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から送信された信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。画像化された画像データは、画像合成部106に送信される。また、画像データは、記憶部120に

50

送信して記憶し、制御部100からの要求に応じて適宜画像合成部106に出力することもできる。

【0024】

組織追跡部105は、図示しない複数の構成、例えば、受信信号を記憶するメモリ、受信信号間の位相差から上述の式1を用いて超音波の送受信方向に沿う被検体組織の移動量を求める移動量演算部、移動量を元の位置に加算して移動後の位置を求める位置追跡演算部を備えており、被検体組織の超音波の送受信方向に沿う動きを追跡し、追跡位置情報（被検体組織の動きを示す情報）を取得する。組織追跡部105で取得された追跡位置情報は、弾性率演算部108に出力される。また、組織追跡部105で取得した追跡位置情報は、記憶部121に送信して記憶し、制御部100からの要求に応じて適宜弾性率演算部108に出力することもできる。 10

【0025】

弾性率演算部108は、組織追跡部105又は記憶部121から送信される追跡位置情報をもとに、上述の式3に基づいて検査組織の歪み量を計算する。計算した歪み量は、一時的に記憶部121に送信して記憶し、必要に応じて記憶部121から取得するようにしてもよい。弾性率演算部108はまた、計算された歪み量と、後述する血圧測定部111から送信される被検体の血圧（血圧値）をもとに、上述の式4に基づいて組織の弾性率を演算する。弾性率は、弾性率の値を示す数値データ、または弾性率の値を色データに変換して二次元座標に展開した二次元分布画像データに変換され、画像合成部106に送信される。これら数値データ、画像データは記憶部121に記憶されており、必要に応じて画像合成部106に出力することができる。 20

【0026】

画像合成部106は、弾性率演算部108または記憶部121から出力された弾性率の数値データ又は画像データと、断層画像処理部104又は記憶部120から出力された画像データを合成し、その合成画像を画像表示部107に出力して表示する。記憶部120は合成画像を記憶することもできる。

【0027】

血圧測定部111は非侵襲型の血圧測定器を有する。血圧測定器は、例えば、被検体の上腕部又は手首部に装着される測定部と、測定部の動作を制御する制御部を備えており、制御部100から出力される血圧測定指令（第2の作動信号）S2に基づいて被検体の血圧（血圧値）を制御部100で指示されたタイミングで取得し、その血圧値を弾性率演算部108に出力する。 30

【0028】

血圧測定部111における血圧測定は、超音波の送受信中に行うことができる。この場合、血圧測定後、予め設定した時間後、または予め設定された心拍数後に、超音波の送受信を停止させる。また、血圧測定部111は、複数回血圧を測定し、それら複数の測定結果（血圧値）を平均化処理した値、またはそれら複数の測定結果から歪み量計測時の血圧を推定した値を、血圧値として弾性率演算部108に出力してもよい。そして、弾性率演算部108に提供された血圧値は、記憶部121に送信して記憶され、超音波送受信停止状態（以下「フリーズ状態」という。）で適宜弾性率演算部108に取り出して弾性率の演算に利用される。 40

【0029】

図5は、上述の超音波診断装置を用いて、血管壁の弾性率を計測した結果の一例を表示した表示部107の表示画面である。図5において、表示画面には血管壁のモノクロ断層画像200に重畳して、当該部位の弾性率の分布を表す弾性率画像201がカラーで表示される。超音波送受信時（以下「ライブ状態」という。）、従来の超音波診断装置同様に、モノクロ断層画像200は数10フレーム／秒ごとに更新表示され、弾性率画像201は1心拍に1回更新表示される。フリーズ状態で、記憶部121から追跡位置情報、歪み量が読み出され、それをもとに弾性率が再計算される。また、弾性率に時間的に同期した断層画像が記憶部120から読み出され、表示部107に表示される。なお、図5におい 50

て、符号 2 0 2 は断層画像用反射強度スケール、符号 2 0 3 は弾性率画像用弾性率スケール、符号 2 0 4 は生体信号波形（例えば、心電波形）である。

【0 0 3 0】

フリーズ状態では、過去の弾性率および断層画像を記憶部 1 2 1、1 2 0 から読み出すことができる。この場合、弾性率と弾性率に同期した断層画像、または弾性率と弾性率を算出するために要した心拍期間の断層画像が、記憶部 1 2 1、1 2 0 から読み出されて表示される。

【0 0 3 1】

このように構成された超音波診断装置、特に血压測定部 1 1 1 の制御について、さらに詳しく説明する。超音波診断装置では、歪み量の計測が終わり、フリーズ状態になると同時に外部または内部の血压計を用いて自動的に血压を計測する。そして、計測された血压値を用いて現在表示されている弾性率値、弾性率画像が補正される。記憶部 1 2 1 に記憶された追跡位置情報または歪み量を読み出して過去に計測した弾性率を更新するとき、最新の血压値が利用される。

【0 0 3 2】

また、超音波診断装置では、歪み量計測中に定期的に（すなわち、予め決められた時間間隔毎に、または予め決められた心拍数毎に）血压を計測し、常に最新の血压値を用いて弾性率を自動的に算出する。なお、定期的に計測している血压値から血压の揺らぎを予測して歪み計測時の血压を推定することにより、または、複数回計測した血压値を平均した血压を用いることにより、さらに弾性率算出の精度を上げることができる。

【0 0 3 3】

さらに、超音波診断装置では、超音波による計測断面を検者が確定した後、スイッチなどの操作で血压を計測し、次いで数心拍にわたって超音波により歪み量を計測して弾性率を算出してもよい。弾性率計測後に、自動的に超音波送受信を停止するようにしてもよい。

【0 0 3 4】

さらにまた、超音波送受信停止後に再度血压を計測し、歪み量を計測する前と後の血压値から、線形補間あるいは平均などの演算を用いて推定した血压値を用いることにより、さらに弾性率算出の精度を上げることができる。

【0 0 3 5】

以上の説明では、血压測定部 1 1 1（つまり血压計）を超音波診断装置内部に設け、制御部 1 0 0 と血压測定部 1 1 1 を接続し、制御部 1 0 0 からの指令に基づいて血压測定部 1 1 1 を直接制御するものとしたが、図 2 に示すように、血压測定部 1 1 1（つまり血压計）は超音波診断装置外部に設け、内部には血压計制御部（血压取得部）1 1 2 のみを設け、制御部 1 0 0 と血压計制御部 1 1 2 を接続し、制御部 1 0 0 からの指令に基づいて血压計制御部 1 1 2 が血压測定部 1 1 1 から血压値を取得するとともに、血压計制御部 1 1 2 で取得した血压値を弾性率演算部 1 0 8 に出力するようにしてもよい。

【0 0 3 6】

また、以上の説明では、組織性状値として弾性率を例に挙げたが、組織性状値は組織の粘性率であってもよい。具体的に説明すると、圧力（応力）、歪み、弾性率、粘性率は以下の式 5 に示す関係を有する。

【数 5】

$$\tau(t) = \eta \cdot [d\varepsilon(t)/dt] + E_r \cdot \varepsilon(t)$$

$\tau(t)$: 応力（血压差 P に相当する。）
 η : 粘性率
 ε : 歪み量
 E_r : 弾性率

したがって、この実施形態の場合、図 3、4 に示すように、粘性率演算部 1 0 8' では、組織追跡部 1 0 5 又は記憶部 1 2 1 から送信される追跡位置情報と血液測定部 1 1 1 又は

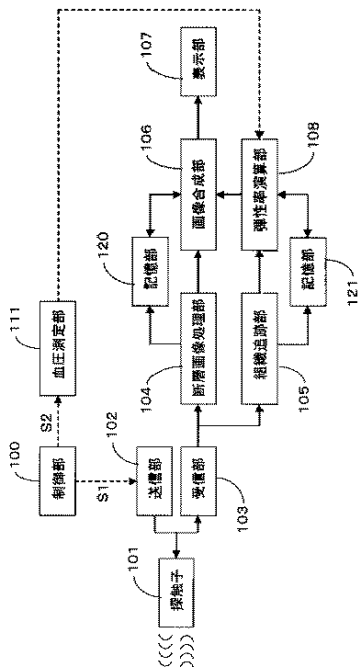
血圧計制御部 112 から送信される血圧をもとに歪み量 ε と弾性率 E_r を計算するとともに、これら歪み量 ε と血圧 τ から粘性率 η を計算する。粘性率は、弾性率と同様に、数値データ又は画像データとして画像合成部 106 に送信され、そこで断層画像データと合成されて表示部 107 に表示される。なお、弾性率と粘性率を同時に表示するようにしてもよい。これにより、診断に有用な情報を同時にさらに多く提供することができる。

【0037】

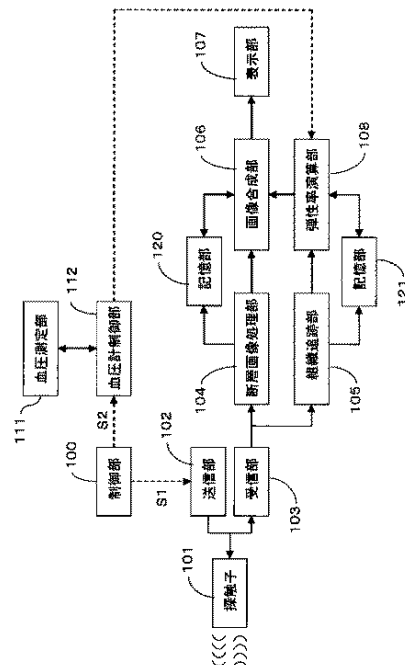
ところで、図 1～図 4 では、超音波診断装置の機能を独立したブロックで示しているが、例えば、制御部 100、断層画像処理部 104、組織追跡部 105、画像合成部 106、弾性率算出部 108、粘性率演算部 108' などは CPU に組み込まれたソフトウェアとして実現してもよい。

10

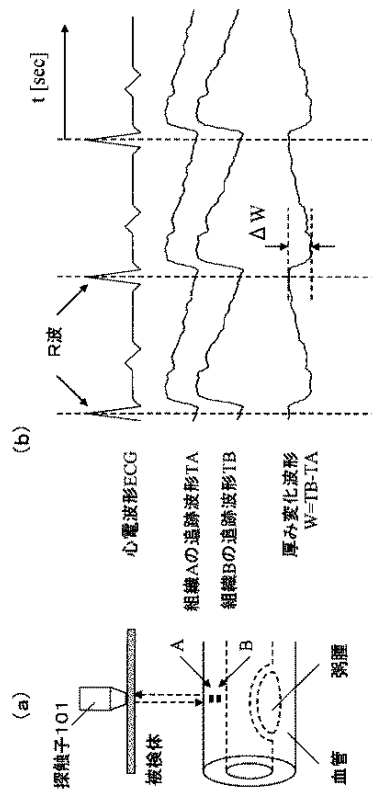
【図 1】



【図 2】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成18年10月25日(2006.10.25)

【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】

【書類名】特許請求の範囲

【請求項 1】 (a) 被検体に超音波を送信すると共に被検体の内部で反射された超音波を受信する送受信手段と、

(b) 受信した超音波をもとに上記送受信手段が作成した受信信号から被検体内の組織の動きを追跡する組織追跡手段と、

(c) 被検体の血圧を測定する非侵襲型血圧測定手段と、

(d) 上記送受信手段に第1の作動信号を出力して上記送受信手段を駆動し、上記血圧測定手段に第2の作動信号を出力して上記血圧測定手段を駆動する制御手段と、

(e) 上記組織追跡手段が追跡した組織の動きと上記血圧測定手段が測定した血圧から上記被検体の組織性状値を演算する組織性状値演算手段を備えており、

(f) 上記血圧測定手段は、上記制御手段から出力された第2の作動信号に基づいて被検体の血圧を測定し、測定された血圧を上記組織性状値演算手段に送信するようにしてあり

、上記血圧測定手段はまた、上記送受信手段が被検体で反射された超音波を受信している間又は受信した後、被検体の血圧を測定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 上記血圧測定手段は、被検体の血圧を測定する血圧測定部と、上記血圧測定部を作動して上記被検体の血圧を上記血圧測定部から取得する血圧計制御部を備えており、

上記制御手段は、上記第2の作動信号に基づいて、上記血圧測定部を作動して上記被検体の血圧を上記血圧計制御部に取得させるとともに上記組織性状演算手段に送信させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】（削除）

【請求項4】 上記血圧測定手段は血圧の測定を複数回行って複数の血圧を取得し、取得した複数の血圧の平均値、または取得した複数の血圧から歪み量取得時の血圧値を推定した値を上記組織性状演算手段に血圧として送信することを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項5】 上記組織性状値が組織の弾性率であることを特徴とする請求項1、2、4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項6】 上記組織性状値が組織の粘性率であることを特徴とする請求項1、2、4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【手続補正書】

【提出日】平成19年3月6日(2007.3.6)

【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】

(a) 被検体に超音波を送信すると共に被検体の内部で反射された超音波を受信する送受信手段と、

(b) 受信した超音波をもとに上記送受信手段が作成した受信信号から被検体内の組織の動きを追跡する組織追跡手段と、

(c) 被検体の血圧を測定する非侵襲型血圧測定手段と、

(d) 上記送受信手段に第1の作動信号を出力して上記送受信手段を駆動し、上記血圧測定手段に第2の作動信号を出力して上記血圧測定手段を駆動する制御手段と、

(e) 上記組織追跡手段が追跡した組織の動きと上記血圧測定手段が測定した血圧から上記被検体の組織性状値を演算する組織性状値演算手段を備えており、

(f) 上記血圧測定手段は、上記制御手段から出力された第2の作動信号に基づいて被検体の血圧を測定し、測定された血圧を上記組織性状演算手段に送信するようにしてあり、上記血圧測定手段はまた、上記送受信手段が被検体で反射された超音波を受信している間又は受信した後、被検体の血圧を測定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

上記血圧測定手段は、被検体の血圧を測定する血圧測定部と、上記血圧測定部を作動して上記被検体の血圧を上記血圧測定部から取得する血圧計制御部を備えており、

上記制御手段は、上記第2の作動信号に基づいて、上記血圧測定部を作動して上記被検体の血圧を上記血圧計制御部に取得させるとともに上記組織性状演算手段に送信させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

上記血圧測定手段は血圧の測定を複数回行って複数の血圧を取得し、取得した複数の血圧の平均値、または取得した複数の血圧から歪み量取得時の血圧値を推定した値を上記組織性状値演算手段に血圧として送信することを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

上記組織性状値が組織の弾性率であることを特徴とする請求項1、2、3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項5】

上記組織性状値が組織の粘性率であることを特徴とする請求項1、2、3のいずれかに

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

【0003】

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

【0004】

図 6 を用いて、特許文献 1 に開示された被検体組織追跡方法を説明する。被検体の同一方向に対して、時刻 $t = 0$ に送信された超音波パルスの受信エコー信号を $y(t)$ 、時刻 $t = \Delta T$ に送信された超音波パルスのエコー信号を $y(t + \Delta T)$ とする。また、ある位置（深度） x にある計測点から反射されたエコーの受信時刻 t_x は、パルス送信時刻を $t = 0$ とすると、 $t_x = x / (C / 2)$ [C : 被検体内を伝播する超音波の速度] で与えられる。次に、受信エコー信号 $y(t_x)$ と $y(t_x + \Delta T)$ の位相差を $\Delta \theta$ 、受信時刻 t_x 付近における超音波の中心周波数を f とすると、この時間 ΔT 内の計測点の移動量 Δx は次の式 (1) で与えられる。

【数 1】

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

従って、 ΔT 後の物体 A の位置 x' は次の式 (2) で与えられる。

【数 2】

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

【0005】

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

【0006】

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

【0007】

図7を参照して、特許文献2に開示された弾性率算出方法を説明する。同文献によれば、探触子101は被検体に対して超音波を照射し、血管、特に動脈からのエコーを受信する。血管壁に測定点A、B（血管の中心軸を含む横断面上にあって該中心軸から径方向に異なる距離を有する2点）を設定し、測定点A、Bからの受信信号を特許文献1に示された方法で解析し、測定点A、Bの動きを追跡する。ここで、動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、心臓収縮期には血管自体は膨張すると共に、急激に血管壁の厚みが減少し、心臓拡張期には血管自体は収縮すると共に、ゆっくりと血管壁の厚みが増加する。そのため、測定点A、Bは、追跡波形TA、TBで示す周期的な挙動を示し、これらの追跡波形TA、TBの差から測定点A-B間の厚み（距離）変化波形Wが求まる。

【0008】

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

【数3】

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

【0009】

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

【数4】

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

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

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【特許文献2】特開2000-229078号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、特許文献2に示された方法では、血压値はあらかじめ測定しておいたものを検者が超音波診断装置にテンキー等の入力部を通じて手入力している。しかし、測定から歪み量の計測までには相当な時間差が生じる。例えば、血压値の入力は1回であるが、歪み量は数箇所を計測するため、血压計測と最後の歪み量の計測の間には数分から数十分の時間差があるし、血压値は安静時でも刻々と変化する。そのため、弾性率計測の精度が低下するという問題があった。また、歪み量計測の度に血压を計測して入力することは、検者にとって大きな負担であった。なお、特許文献2には、連続血压計を使用して血压値を連続的に取得する方法が示されているが、連続血压計は動脈内に直接挿入するため、被検者に過度の負担を強いることになり、非侵襲で且つ簡便であるという超音波診断の利点を大きく削ぐものであった。

【0011】

本発明では、一般的な非侵襲性の血压計を使用しつつ、精度よく弾性率を計測する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】

【0012】

この目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、

- (a) 被検体に超音波を送信すると共に被検体の内部で反射された超音波を受信する送受信手段と、
- (b) 受信した超音波をもとに上記送受信手段が作成した受信信号から被検体内の組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
- (c) 被検体の血压を測定する非侵襲型血压測定手段と、
- (d) 上記送受信手段に第1の作動信号を出力して上記送受信手段を駆動し、上記血压

測定手段に第2の作動信号を出力して上記血圧測定手段を駆動する制御手段と、

(e) 上記組織追跡手段が追跡した組織の動きと上記血圧測定手段が測定した血圧から上記被検体の組織性状値を演算する組織性状値演算手段を備えており、

(f) 上記血圧測定手段は、上記制御手段から出力された第2の作動信号に基づいて被検体の血圧を測定し、測定された血圧を上記組織性状演算手段に送信するようにしてあることを特徴とするものである。

【0013】

本発明の他の形態の超音波診断装置は、

(a) 被検体に超音波を送信すると共に被検体の内部で反射された超音波を受信する送受信手段と、

(b) 受信した超音波をもとに上記送受信手段が作成した受信信号から被検体内の組織の動きを追跡する組織追跡手段と、

(c) 被検体の血圧を測定する非侵襲型血圧測定手段と、

(d) 上記被検体の血圧を上記血圧測定手段から取得する血圧取得手段と、

(e) 上記送受信手段に第1の作動信号を出力して上記送受信手段を駆動し、上記血圧取得手段に第2の作動信号を出力して上記血圧測定手段で測定された血圧を取得させる制御手段と、

(f) 上記組織追跡手段が追跡した組織の動きと上記血圧取得手段が取得した血圧から上記被検体の組織性状値を演算する組織性状値演算手段を備えており、

(g) 上記血圧取得手段は、上記制御手段から出力された第2の作動信号に基づいて上記血圧測定手段から被検体の血圧を取得し、取得された血圧を上記組織性状演算手段に送信するようにしてあることを特徴とするものである。

【0014】

これらの形態の超音波診断装置では、上記血圧測定手段が、上記送受信手段が被検体で反射された超音波を受信している間又は受信した後、被検体の血圧を測定することが好ましい。

【0015】

また、上記血圧測定手段は血圧の測定を複数回行って複数の血圧を取得し、取得した複数の血圧の平均値、または取得した複数の血圧から歪み量取得時の血圧値を推定した値を上記組織性状値演算手段に血圧として送信してもよい。

【0016】

さらに、上記組織性状値が組織の弾性率であることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0017】

このような構成を備えた超音波診断装置によれば、制御手段からの指令に基づいて非侵襲型血圧測定手段が血圧を測定し、測定された血圧値が組織性状演算手段に自動的に入力される。そのため、必要に応じて被検体の血圧を遅滞なく取得して組織性状値を演算できるので、被検体の組織性状値を精度よく取得し、診断に有用な情報を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、添付図面を参照して本発明の具体的な形態を説明する。

【0019】

図1および図2は、超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。図示するように、超音波診断装置は、制御手段として制御部100を有する。図示していないが、キーボードやトラックボール、スイッチ、ボタンといったユーザーインターフェース（入力手段）は、制御部100に接続されている。被検体（図示しないが、通常は人である。）に当接して使用される探触子101は送信部102と受信部103に接続されている。送信部102は、制御部100から超音波発信指令（第1の作動信号）S1を受信すると、指定されたタイミングで探触子101を駆動する信号を発生して探触子101に送信する。探触子101は、送信部102から出力された信号に基づいて超音波を発信し、被検体に

照射する。また、探触子101は、被検体内部から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

【0020】

受信部103は、送信部102と共に送受信手段を構成しており、被検体内部から反射してきた受信信号を処理して断層画像処理部104と組織追跡部105に出力する。図示しないが、探触子101内には超音波と電気信号を相互に変換する複数の圧電変換素子が配置されており、これらの圧電変換素子を選択し、また圧電変換素子に電圧与えるタイミングを調整し、送受信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。受信部103はまた、受信信号を増幅するとともに、定められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみを検出する。

【0021】

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から送信された信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。画像化された画像データは、画像合成部106に送信される。また、画像データは、記憶部120に送信して記憶し、制御部100からの要求に応じて適宜画像合成部106に出力することもできる。

【0022】

組織追跡部105は、図示しない複数の構成、例えば、受信信号を記憶するメモリ、受信信号間の位相差から上述の式1を用いて超音波の送受信方向に沿う被検体組織の移動量を求める移動量演算部、移動量を元の位置に加算して移動後の位置を求める位置追跡演算部を備えており、被検体組織の超音波の送受信方向に沿う動きを追跡し、追跡位置情報（被検体組織の動きを示す情報）を取得する。組織追跡部105で取得された追跡位置情報は、弾性率演算部108に出力される。また、組織追跡部105で取得した追跡位置情報は、記憶部121に送信して記憶し、制御部100からの要求に応じて適宜弾性率演算部108に出力することもできる。

【0023】

弾性率演算部108は、組織追跡部105又は記憶部121から送信される追跡位置情報をもとに、上述の式3に基づいて検査組織の歪み量を計算する。計算した歪み量は、一時的に記憶部121に送信して記憶し、必要に応じて記憶部121から取得するようにしてもよい。弾性率演算部108はまた、計算された歪み量と、後述する血圧測定部111から送信される被検体の血圧（血圧値）をもとに、上述の式4に基づいて組織の弾性率を演算する。弾性率は、弾性率の値を示す数値データ、または弾性率の値を色データに変換して二次元座標に展開した二次元分布画像データに変換され、画像合成部106に送信される。これら数値データ、画像データは記憶部121に記憶されており、必要に応じて画像合成部106に出力することができる。

【0024】

画像合成部106は、弾性率演算部108は記憶部121から出力された弾性率の数値データ又は画像データと、断層画像処理部104又は記憶部120から出力された弾性画像を合成し、その合成画像を画像表示部107に出力して表示する。記憶部120は合成画像を記憶することもできる。

【0025】

血圧測定部111は非侵襲型の血圧測定器を有する。血圧測定器は、例えば、被検体の上腕部又は手首部に装着される測定部と、測定部の動作を制御する制御部を備えており、制御部100から出力される血圧測定指令（第2の作動信号）S2に基づいて被検体の血圧（血圧値）を制御部100で指示されたタイミングで取得し、その血圧値を弾性率演算部108に出力する。

【0026】

血圧測定部111における血圧測定は、超音波の送受信中に行うことができる。この場合、血圧測定後、予め設定した時間後、または予め設定された心拍数後に、超音波の送受信を停止させる。また、血圧測定部111は、複数回血圧を測定し、それら複数の測定結

果（血圧値）を平均化処理した値、またはそれら複数の測定結果から歪み量計測時の血圧を推定した値を、血圧値として弾性率演算部 108 に出力してもよい。そして、弾性率演算部 108 に提供された血圧値は、記憶部 121 に送信して記憶され、超音波送受信停止状態（以下「フリーズ状態」という。）で適宜弾性率演算部 108 に取り出して弾性率の演算に利用される。

【0027】

図5は、上述の超音波診断装置を用いて、血管壁の弾性率を計測した結果の一例を表示した表示部 107 の表示画面である。図5において、表示画面には血管壁のモノクロ断層画像 200 に重畳して、当該部位の弾性率の分布を表す弾性率画像 201 がカラーで表示される。超音波送受信時（以下「ライブ状態」という。）、従来の超音波診断装置同様に、モノクロ断層画像 200 は数 10 フレーム／秒ごとに更新表示され、弾性率画像 201 は 1 心拍に 1 回更新表示される。フリーズ状態で、記憶部 121 から追跡位置情報、歪み量が読み出され、それをもとに弾性率が再計算される。また、弾性率に時間的に同期した断層画像が記憶部 120 から読み出され、表示部 107 に表示される。なお、図5において、符号 202 は断層画像用反射強度スケール、符号 203 は弾性率画像用弾性率スケール、符号 204 は生体信号波形（例えば、心電波形）である。

【0028】

フリーズ状態では、過去の弾性率および断層画像を記憶部 121、120 から読み出すことができる。この場合、弾性率と弾性率に同期した断層画像、または弾性率と弾性率を算出するために要した心拍期間の断層画像が、記憶部 121、120 から読み出されて表示される。

【0029】

このように構成された超音波診断装置、特に血圧測定部 111 の制御について、さらに詳しく説明する。超音波診断装置では、歪み量の計測が終わり、フリーズ状態になると同時に外部または内部の血圧計を用いて自動的に血圧を計測する。そして、計測された血圧値を用いて現在表示されている弾性率値、弾性率画像が補正される。記憶部 121 に記憶された追跡位置情報または歪み量を読み出して過去に計測した弾性率を更新するとき、最新の血圧値が利用される。

【0030】

また、超音波診断装置では、歪み量計測中に定期的に（すなわち、予め決められた時間間隔毎に、または予め決められた心拍数毎に）血圧を計測し、常に最新の血圧値を用いて弾性率を自動的に算出する。なお、定期的に計測している血圧値から血圧の揺らぎを予測して歪み計測時の血圧を推定することにより、または、複数回計測した血圧値を平均した血圧を用いることにより、さらに弾性率算出の精度を上げることができる。

【0031】

さらに、超音波診断装置では、超音波による計測断面を検者が確定した後、スイッチなどの操作で血圧を計測し、次いで数心拍にわたって超音波により歪み量を計測して弾性率を算出してもよい。弾性率計測後に、自動的に超音波送受信を停止するようにしてもよい。

【0032】

さらにまた、超音波送受信停止後に再度血圧を計測し、歪み量を計測する前と後の血圧値から、線形補間あるいは平均などの演算を用いて推定した血圧値を用いることにより、さらに弾性率算出の精度を上げることができる。

【0033】

以上の説明では、血圧測定部 111（つまり血圧計）を超音波診断装置内部に設け、制御部 100 と血圧測定部 111 を接続し、制御部 100 からの指令に基づいて血圧測定部 111 を直接制御するものとしたが、図2に示すように、血圧測定部 111（つまり血圧計）は超音波診断装置外部に設け、内部には血圧計制御部 112 のみを設け、制御部 100 と血圧計制御部 112 を接続し、制御部 100 からの指令に基づいて血圧計制御部 112 が血圧測定部 111 から血圧値を取得するとともに、血圧計制御部 112 で取得した血

圧値を弾性率演算部 108 に出力するようにしてもよい。

【0034】

また、以上の説明では、組織性状値として弾性率を例に挙げたが、組織性状値は組織の粘性率であってもよい。具体的に説明すると、圧力（応力）、歪み、弾性率、粘性率は以下の式 5 に示す関係を有する。

【数 5】

$$\tau(t) = \eta \cdot [d\varepsilon(t)/dt] + E_r \cdot \varepsilon(t)$$

$\tau(t)$: 応力（血圧差 P に相当する。）

η : 粘性率

ε : 歪み量

E_r : 弾性率

したがって、この実施形態の場合、図 3, 4 に示すように、粘性率演算部 108' では、組織追跡部 105 又は記憶部 121 から送信される追跡位置情報と血液測定部 111 又は血圧計制御部 112 から送信される血圧をもとに歪み量 ε と弾性率 E_r を計算するとともに、これら歪み量 ε と血圧 τ から粘性率 η を計算する。粘性率は、弾性率と同様に、数値データ又は画像データとして画像合成部 106 に送信され、そこで断層画像データと合成されて表示部 107 に表示される。なお、弾性率と粘性率を同時に表示するようにしてもよい。これにより、診断に有用な情報を同時にさらに多く提供することができる。

【0035】

ところで、図 1～図 4 では、超音波診断装置の機能を独立したブロックで示しているが、例えば、制御部 100、断層画像処理部 104、組織追跡部 105、画像合成部 106、弾性率算出部 108、粘性率演算部 108' などは CPU に組み込まれたソフトウェアとして実現してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図 1】 本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 2】 本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 3】 本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 4】 本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 5】 超音波診断装置の表示部に表示される測定結果を示す図。

【図 6】 位相差から組織追跡を行なう基本動作を説明する図。

【図 7】 組織追跡波形から歪み量を求める基本動作を説明する図。

【符号の説明】

【0037】

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 : 組織追跡部、106 : 画像合成部、107 : 表示部、108 : 弾性率演算部、111 : 血圧測定部、112 : 血圧計制御部、120、121 : 記憶部。

【手続補正 3】

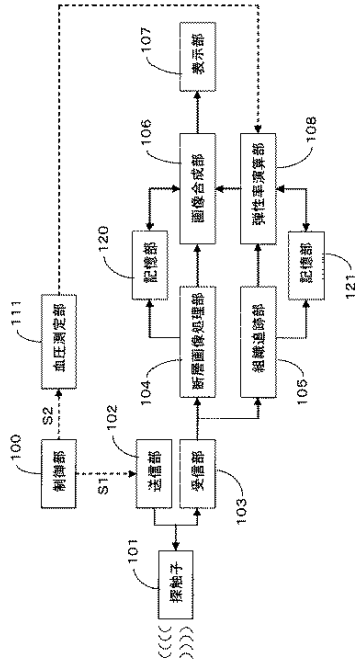
【補正対象書類名】 図面

【補正対象項目名】 全図

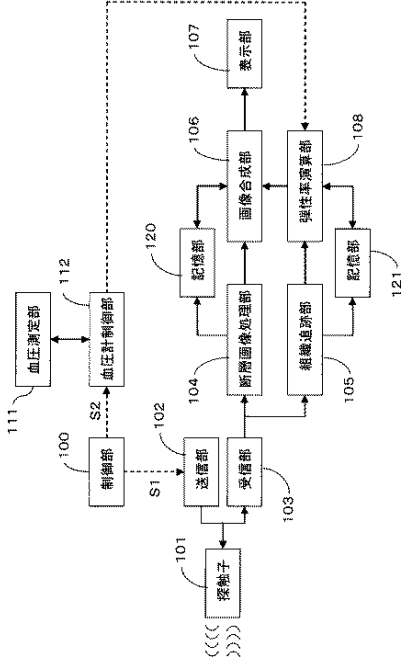
【補正方法】 変更

【補正の内容】

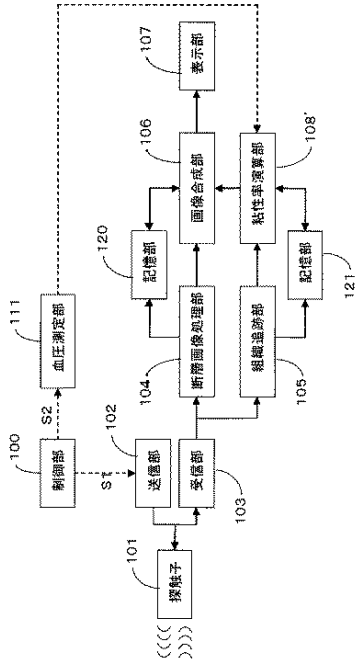
【図 1】



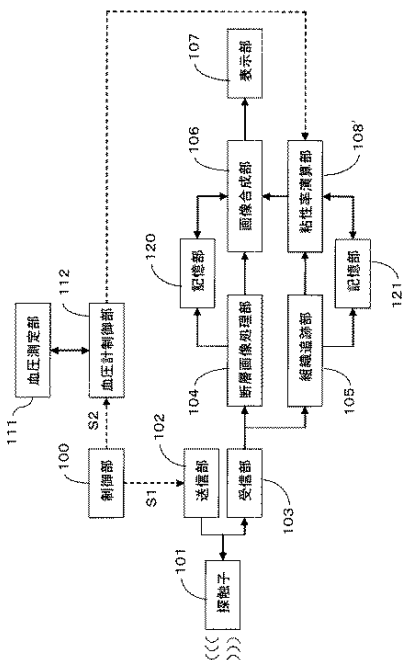
【図 2】



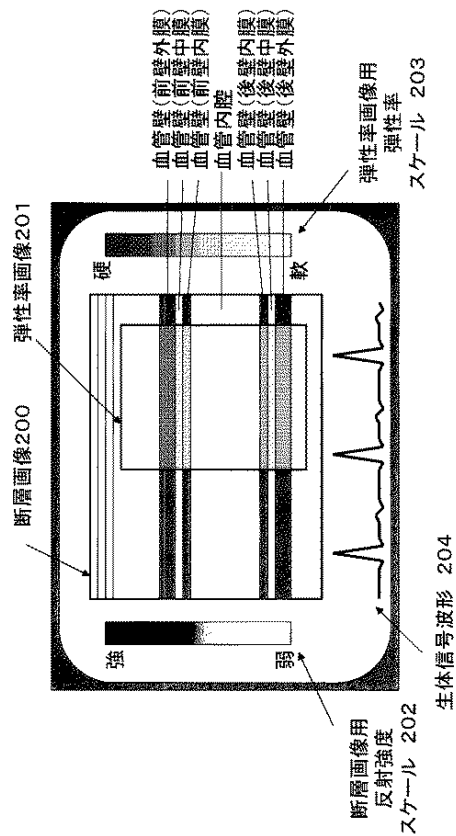
【図 3】



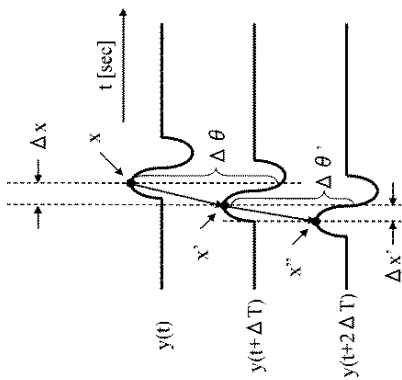
【図 4】



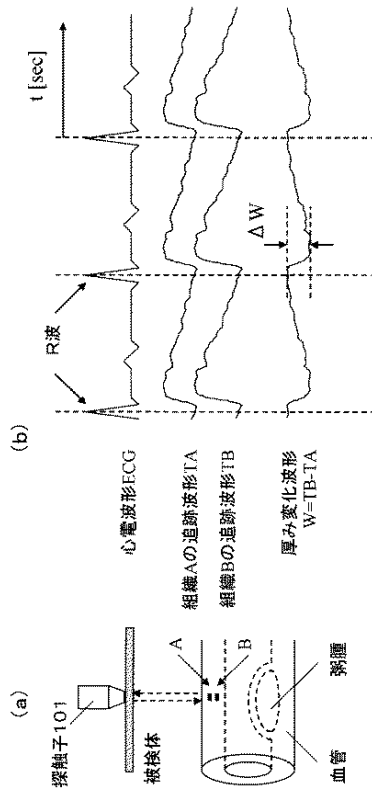
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/310147
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i, A61B5/02(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, A61B5/02		
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 Y	JP 2000-229078 A (Japan Science and Technology Corp.), 22 August, 2000 (22.08.00), Particularly, Par. Nos. [0158], [0159] (Family: none)	1, 2, 5 6
Y	JP 11-76233 A (Terumo Corp.), 23 March, 1999 (23.03.99), Particularly, Claim 15 & US 6176832 B1 & EP 898938 A2	6
A	JP 2005-27941 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 03 February, 2005 (03.02.05), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 5, 6
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 18 August, 2006 (18.08.06)		Date of mailing of the international search report 29 August, 2006 (29.08.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/310147

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 2002-209857 A (GE Medical Systems Global Technology Co., LLC.), 30 July, 2002 (30.07.02), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 5, 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/310147

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The matter common to the inventions of claims 1-6 is the matter stated in claim 1. However, the search has revealed that this matter is not novel (for example, see JP 2000-229078 A (Japan Science and Technology Corp.), 22 August, 2000 (22.08.00)).

Therefore, the constitution cannot be considered as a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, the inventions of claims 1, 2, 5, the invention of claim 3, the invention of claim 4, and the invention of claim 6 do not obviously satisfy the requirement of unity of invention.

However, the International Searching (Continued to the extra sheet.)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2, 5, 6

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/310147

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

Authority did not invite payment of any additional fee for the invention of claim 6.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/310147	
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, A61B5/02(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, A61B5/02			
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	JP 2000-229078 A(科学技術振興事業団)	1, 2, 5	
Y	2000.08.22 特に、第158、159段落 (ファミリーなし)	6	
Y	JP 11-76233 A(テクト株式会社) 1999.03.23 特に、請求項15 &US 6176832 B1 &EP 898938 A2	6	
☒ 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 18.08.2006		国際調査報告の発送日 29.08.2006	
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) 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/J P 2 0 0 6 / 3 1 0 1 4 7

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 2005-27941 A (松下電器産業株式会社) 2005. 02. 03 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 5, 6
A	JP 2002-209857 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2002. 07. 30 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 5, 6

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 1 0 1 4 7

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、

2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1－6に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲1に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、上記事項は新規ではないことが明らかとなった（例として、JP 2000-229078 A(科学技術振興事業団) 2000.08.22 参照。）。

してみると、上記構成は、PCT規則13.2の第2文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲1、2、5に記載される発明、請求の範囲3に記載される発明、請求の範囲4に記載される発明、請求の範囲6に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

しかしながら、請求の範囲6に記載される発明については、この国際調査機関は追加手数料の納付を求めないこととした。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1, 2, 5, 6

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2005年4月）

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, LR, 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 加藤 真

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

(72)発明者 反中 由直

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD14 DD19 EE09 EE20 FF08 JB37 JB48 JC21 KK01
KK02 KK12 KK13 KK24 KK33 KK36 KK43 KK44 LL04 LL33

(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。

