

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2004/103185

発行日 平成18年7月20日 (2006. 7. 20)

(43) 国際公開日 平成16年12月2日 (2004. 12. 2)

(51) Int. Cl. F 1 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

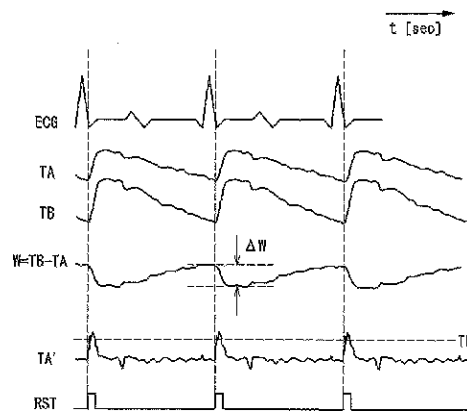
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

出願番号 特願2005-506378 (P2005-506378)	(71) 出願人 000005821
(21) 国際出願番号 PCT/JP2004/007110	松下電器産業株式会社
(22) 国際出願日 平成16年5月19日 (2004. 5. 19)	大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号 特願2003-142481 (P2003-142481)	(74) 代理人 110000040
(32) 優先日 平成15年5月20日 (2003. 5. 20)	特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 鈴木 隆夫
(31) 優先権主張番号 特願2003-346182 (P2003-346182)	神奈川県横浜市保土ヶ谷区上星川1-10-B302
(32) 優先日 平成15年10月3日 (2003. 10. 3)	(72) 発明者 萩原 尚
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	神奈川県横浜市青葉区あかね台2-29-10
	(72) 発明者 反中 由直
	神奈川県愛甲郡愛川町角田395-15
	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

被検体に超音波を送受信する送信部(102)および受信部(103)と、受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡部(115)と、被検体組織の動きに関する特徴量を検出する特徴量検出部(120)とを有する。特徴量検出部(120)は、受信信号、ドプラー変移、被検体組織の動きのいずれかを信号処理して、心拍に同期した被検体組織の動きに関する特徴量を検出し、検出された特徴量に基づいて初期化パルスが生成され、この初期化パルスにより組織追跡部(115)が初期化される。被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体の断層画像とともに、被検体組織の弾性率画像を得ることができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
追跡している前記被検体組織の動きに基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、
前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号の振幅または位相に基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、
前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
追跡している前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号のドブラ変移を検出するドブラ信号処理手段と、
検出された前記ドブラ変移に基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、
前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記特徴量検出信号を所定の遅延時間だけ遅延させる遅延手段をさらに備え、
前記遅延させた特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化される請求項 1 から 3 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記所定の遅延時間は、直前複数回の動きに関する特徴量検出間隔から推定する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
受信信号を遅延する遅延手段と、
少なくとも前記遅延された受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、
前記特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化される超音波診断装置。

【請求項 7】

複数の前記被検体組織の動きを解析して、複数の被検体組織から 1 つを選択する選択手段を備え、
前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

複数の受信信号を解析して、複数の前記被検体組織から 1 つを選択する選択手段をさらに備え、
前記特徴量検出手段は、前記選択した前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装

10

20

30

40

50

置。

【請求項 9】

複数の受信信号のドブラ変位を解析して、複数の前記被検体組織から 1 つを選択する選択手段をさらに備え、

前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率、弾性率などの被検体組織の特性を計算する手段と、前記被検体組織の特性を解析して、複数の前記被検体組織から 1 つを選択する選択手段とをさらに備え、

前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記動きに関する特徴量は、心拍に同期する特徴量である請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記動きに関する特徴量は、外部からの圧迫弛緩または加振に同期する特徴量である請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記初期化手段による初期化動作と、心電や心音を含む心拍情報測定手段から取り込んだ心拍に同期した信号により前記追跡手段を初期化する初期化動作とを切り換える手段を備えた請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記複数の被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率等の被検体組織の特性を計算する手段をさらに備えた請求項 1 から 9 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記複数の被検体組織の動きに基づいて前記被検体組織の歪み量を求め、前記歪み量と、血圧測定手段から取り込んだ血圧値とに基づいて前記被検体組織の弾性率を計算する手段をさらに備えた請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

本発明は、被検体組織の弾性率などの組織特性を画像化する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

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った。また、近年、反射エコー信号の位相を解析することで、被検体の動きを精密に測定し、そこから被検体の弾性率を求めるといった試みがある。

例えば、特開平 10 - 5226 号公報には、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高精度に組織の追跡を行ない、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。特開平 10 - 5226 号公報に記載された被検体組織の追跡方法について、図 21 を参照して説明する。

図 21 において、被検体の同一方向に対して、 T の期間において送信された超音波パルスの受信信号を、 $y(t)$ 、及び $y(t+T)$ とする。ここで、 t は時刻を表す。パルス送信時刻を $t=0$ とすると、一定深度 x_1 からの受信信号の受信時刻 t_1 は、 $t_1 = x_1 / (C/2)$ となる。ただし、 C は音速である。このとき、 $y(t_1)$ と $y(t_1+T)$ との間の位相変位を ϕ 、時刻 t_1 付近での超音波の中心周波数を f とすると、この期間 T における x_1 の移動量 x は、

$$x = -C \cdot \phi / 4 \pi f \quad (式 1)$$

となる。これを x_1 に加算することで、 T 秒後の x_1 の位置 x_1' は、

10

20

30

40

50

$$x_1' = x_1 + x \quad (\text{式 2})$$

のように求めることができ、これを繰り返すことで、被検体の同一部位 x_1 を追跡していくことができる。

また、特開平 10 - 5226 号公報に記載の方法をさらに発展させた例として、特開 2000 - 229078 号公報には、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することにより局所弾性率を求める方法が記載されている。すなわち、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。それにより、弾性率の空間分布を画像表示することもできる。特開 2000 - 229078 号公報に記載された弾性率算出方法について、図 22A および図 22B を参照して説明する。

図 22A は、一例として粥腫 303 のある血管 300 を示す。探触子 101 は、被検体 304 に対して超音波を照射し、血管 300、特に動脈からのエコーを受信する。血管壁上に測定点 A、B を設定し、測定点 A、B からの受信信号を上述の方法により解析し、測定点 A、B の動き（位置）を追跡する。

図 22B の心電波形 ECG に示すように、動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、このため測定点 A、B は、それぞれ追跡波形 TA、TB に示すような周期的な動きをする。すなわち、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に追従する。追跡波形 TA、TB から、測定点 A - B 間の厚み変化波形 $W (= TB - TA)$ が求められる。厚み変化波形 W の変化量を W 、測定点初期化時の基準厚みを W_s とすると、測定点 A - B 間の歪み量は、

$$= W / W_s \quad (\text{式 3})$$

となる。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、

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

のように求めることができる。これを断層画像上の複数点に対して行なうことで、弾性率画像が得られる。

しかしながら、特開平 10 - 5226 号公報に記載の組織追跡方法では、位置の変化量を加算していくために、ノイズや手ぶれなどさまざまな原因で発生した誤差が累積し、追跡精度が低下するという問題があった。特開 2000 - 229078 号公報に記載の方法では、この問題を解決するために、心電図から検出した R 波によって、定期的に追跡位置を初期化するようにしている。しかし、心電図を取得するためには、被検体に 3 箇所以上の電極を取り付ける必要があり、付け外しに手間がかかるという問題があった。

【発明の開示】

本発明は、心電装置や心音装置など装置と被検体との間に特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、歪み量や弾性率、粘性率などの組織の特微量を得ることが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。また本発明は、被検体組織の動きを精度良く追跡することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

前記の目的を達成するため、本発明の第 1 の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、追跡している前記被検体組織の動きに基づいて、前記被検体組織の動きに関する特微量を検出して特微量検出信号を出力する特微量検出手段とを備え、前記特微量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

本発明の第 2 の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号の振幅または位相に基づいて、前記被検体組織の動きに関する特微量を検出して特微量検出信号を出力する特微量検出手段とを備え、前記特微量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

本発明の第 3 の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、

追跡している前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号のドブラ変移を検出するドブラ信号処理手段と、検出された前記ドブラ変移に基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

第1～第3のいずれかの基本構成によれば、被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体組織を正確に追跡することができる。

上記のいずれかの基本構成において、前記特徴量検出信号を所定の遅延時間だけ遅延させる遅延手段をさらに備え、前記遅延させた特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化されることが好ましい。この構成によれば、より適切なタイミングで初期化が行われ、被検体組織の動きを追跡する精度が向上する。

この構成において、前記所定の遅延時間は、直前複数回の動きに関する特徴量検出間隔から推定することができる。それにより、例えば被検体組織を血管とした場合、組織追跡手段の初期化タイミングを血管収縮末期の直前に設定することができるので、初期化タイミングから血管壁の厚み変化が最大および最小になる時間をもとに短くすることができ、追跡精度が高い状態で弾性率などの組織特性量を求めることができる。

本発明の第4の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号を遅延する遅延手段と、少なくとも前記遅延された受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、前記特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

第1から第4のいずれかの基本構成において、複数の前記被検体組織の動きを解析して、複数の被検体組織から1つを選択する選択手段を備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

第1から第4のいずれかの基本構成において、複数の受信信号を解析して、複数の前記被検体組織から1つを選択する選択手段をさらに備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

第1から第4のいずれかの基本構成において、複数の受信信号のドブラ変位を解析して、複数の前記被検体組織から1つを選択する選択手段をさらに備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

第1から第4のいずれかの基本構成において、前記被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率、弾性率などの被検体組織の特性を計算する手段と、前記被検体組織の特性を解析して、複数の前記被検体組織から1つを選択する選択手段とをさらに備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

上記いずれかの構成において、前記動きに関する特徴量は、心拍に同期する特徴量とすることができる。あるいは、前記動きに関する特徴量は、外部からの圧迫弛緩または加振に同期する特徴量とすることができる。

また、上記いずれかの構成において、前記初期化手段による初期化動作と、心電や心音を含む心拍情報測定手段から取り込んだ心拍に同期した信号により前記追跡手段を初期化する初期化動作とを切り換える手段を備えることが好ましい。それにより、従来の心電図による初期化動作と、上記いずれかの構成における初期化動作とを、状況に応じて容易に切り換えることができる。

また、上記いずれかの構成において、前記複数の被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率等の被検体組織の特性を計算する手段をさらに備えることができる。あるいは、前記複数の被検体組織の動きに基づいて前記被検体組織の歪み量を求め、前記歪み量と、血圧測定手段から取り込んだ血圧値とに基づいて前記被検体組織の弾性率を計算する手段

10

20

30

40

50

をさらに備えることができる。

【図面の簡単な説明】

図 1 は、本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の動作を示す各部の波形図である。

図 2 は、同実施の形態における超音波診断装置のブロック図である。

図 3 は、同超音波診断装置におけるモニタ 107 上の表示画面の一例を示す図である。

図 4 は、本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置のブロック図である。

図 5 は、同実施の形態における超音波診断装置の利点を説明するための波形図である。

図 6 は、同実施の形態における超音波診断装置の動作を説明するための波形図である。

図 7 は、同実施の形態における超音波診断装置の変形例を示すブロック図である。

10

図 8 は、同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

図 9 は、本発明の実施の形態 3 における超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

図 10A は、同実施の形態における超音波診断装置を用いて被検体組織の動きを追跡する箇所（測定点）を示す模式図である。

図 10B は、同実施の形態における超音波診断装置の動作を説明するための波形図である。

図 11 は、同実施の形態における超音波診断装置の変形例を示すブロック図である。

図 12 は、同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

20

図 13 は、本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置のブロック図である。

図 14 は、同実施の形態における超音波診断装置の画面説明図である。

図 15 は、同実施の形態における超音波診断装置の他の画面説明図である。

図 16A は、被検体の各測定点を示し、図 16B は、図 16A に示した各測定点から得られる追跡波形の例を示す波形図である。

図 17 は、本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置の変形例を示すブロック図である。

図 18 は、同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

図 19 は、同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

30

図 20 は、同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

図 21 は、従来例における被検体組織の追跡方法を説明するための波形図である。

図 22A は、従来例及び本発明の実施の形態において被検体組織の動きを追跡する箇所（測定点）を示す模式図である。

図 22B は、従来例における被検体組織の追跡方法を説明するための波形図である。

【発明を実施するための最良の形態】

（実施の形態 1）

図 1 を参照して、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の動作について説明する。図 1 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を示す、各部の波形図である。この波形は、図 22A に示したように、被検体の血管に超音波を当てたときに得られるものである。図 1 において、ECG は心電波形、TA は、図 22A における測定点 A の追跡波形、TB は測定点 B の追跡波形である。W (= TB - TA) は厚み変化波形、TA' は TA の微分波形、RST は初期化パルスを示す。

40

（式 1）及び（式 2）を用いて説明したように、血管壁上に測定点 A、B を設定し、受信信号の位相を解析することで、測定点 A、B の動きが追跡される。動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、このため測定点 A、B は、図 1 の追跡波形 TA、TB に示すような周期的な動きをする。追跡波形 TA、TB から測定点 A - B 間の厚み変化波形 W が求められる。

50

上述のように、厚み変化波形 W の変化量を W 、測定点初期化時の基準厚みを W_s とすると、測定点 A - B 間の歪み量 ϵ は、

$$\epsilon = W / W_s$$

で表される。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、

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

として求めることができる。

以上のような操作および処理を断層画像上の複数の測定点に対して行なうことで、被検体組織の硬さ柔らかさを表す弾性率画像が得られる。

さらに本実施の形態では、従来心電図から検出される R 波によって行っていた測定点 A、B の追跡位置の初期化を、図 1 に示すように、追跡波形 T_A の変化量、つまり微分波形 T_A' を利用して行う。すなわち、微分波形 T_A' から、1 心拍に 1 回の初期化パルス RST を作成し、その初期化パルス RST によって測定点 A、B の追跡位置の初期化を行なう。追跡波形 T_A の微分波形 T_A' に対し、閾値処理などにより初期化パルス RST を発生させる。この場合、閾値 TH は、一定値としてもよいし、直前最大値の一定割合としたものや、時間経過に伴って減少するような動的な閾値としてもよい。また、連続して初期化パルス RST が発生することがないように、数百ミリ秒の不感期間を設けることも有効である。つまり、確実に 1 心拍に 1 回の初期化パルス RST を発生することが肝要である。

以上のようにして、心電装置などの装置と被検体との間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、弾性率画像を求めることができる。

なお、図 1 では、組織追跡波形 T_A を用いて初期化を行なったが、初期化用に別途測定点を設けてもよい。この場合、測定点は血管壁上であることが望ましいが、血管周辺組織など心拍に同期して動いているすべての組織が使用可能である。

また、図 1 の構成では、組織追跡波形の微分波形を用いて初期化を行なうが、本実施の形態はこれに限定されるものではなく、心拍に同期する被検体の特徴量として他の種々の情報を用い、特徴量検出信号を得ることができる。例えば、組織追跡波形そのものや、厚み変化波形 W 、歪み量 ϵ の変化、血管上の脈波、血流速度、血流強度、脈拍、瞬時血圧波形、心音、それらの微分波形など、心拍に同期して動いているすべての情報が使用可能である。

次に、以上説明した動作を実現する超音波診断装置の具体的な構成について、図 2 を参照して説明する。図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す回路ブロック図である。

図 2 において、制御部 100 は、超音波診断装置全体を制御する。送信部 102 は、制御部 100 からのパルス幅、タイミング、パルスの数等の指示を受けて、探触子 101 を駆動する高圧送信パルスを発生する。探触子 101 は、送信部 102 からの高圧送信パルス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。受信部 103 は、受信信号を増幅するとともに、定められた位置および方向からの超音波のみを検出する。断層画像処理部 104 は、バンドパスフィルタ、対数圧縮器、検波器などからなり、受信信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。

弾性率画像処理部 105 は、直交検波部 114 と、組織追跡部 115 と、組織特性量計算手段としての弾性率計算部 116 と、弾性率画像作成部 117 とから構成され、弾性率の 2 次元分布を画像化する。直交検波部 114 は受信信号を直交検波する。組織追跡部 115 は、本実施の形態の被検体組織の動きを精度良く追跡するための中心的な構成の一つであり、受信信号の主に位相を解析して組織の動きを追跡する。弾性率計算部 116 は、追跡した複数の組織の動きから組織の歪み量を計算し、血圧測定部 108 で測定された血圧値と歪み量に基づいて、組織の局所弾性率を計算する。弾性率画像作成部 117 は弾性率の 2 次元分布を画像化する。

ドプラ信号処理部 118 は、受信信号のドプラ変移を解析して、組織の動きまたは血流を検出する。特徴量検出部 120 は、受信した一次元の受信信号の振幅や位相、またはそ

れらを解析して得られたドプラ変移や組織追跡波形を解析して、心拍に同期する被検体の特徴量を検出し、組織追跡部 115 を初期化する初期化パルスの特徴量検出信号として発生する。本実施の形態では、画像化する前の一次元の信号を用いているため、画像を解析して心拍に同期する信号を検出する方法と比べ、簡便かつ正確に心拍に同期する信号を検出できる。この初期化パルスは、弾性率計算部 116 において、弾性率を計算するタイミング信号でもある。心拍情報測定部 122 は、脈拍計、リアルタイム血圧計、脈波計などから、心拍に同期した特徴量を検出する。スイッチ 119 は、組織追跡部 115、ドプラ信号処理部 118、及び受信部 103 の出力から、特徴量検出部 120 への入力信号を選択する。スイッチ 121 は、特徴量検出部 120、心拍情報測定部 122、及び心電測定部 109 の出力から、組織追跡部 115 への初期化信号を選択する。

10

画像合成部 106 は、断層画像と弾性率画像、さらに心電波形などを合成し、モニタ 107 に表示する。また、断層画像メモリ 110 は断層画像を、弾性率画像メモリ 111 は弾性率画像を、波形メモリ 112 は心電波形や心音波形をそれぞれ記録する。

図 3 は、モニタ 107 の表示画面の一例を示す図である。モニタ画面では、断層画像 200 上に弾性率画像 201 が重畳表示される。図 3 には、一例として、粥腫 303 のある血管の長軸方向の断層画像 200 (血管の前壁 301、後壁 302) が示されている。さらに、断層画像 200 の反射強度と画面上の輝度との対応を示す反射強度スケール 202、弾性率と画面上の色調または輝度との対応を示す弾性率スケール 203、心電または心音波形 204 などが表示される。

図 2 において、スイッチ 121 を操作することで、組織追跡部 115 の初期化信号が選択される。スイッチ 121 の可動接点を b 側接点に切り換えることで、従来のように心電波形を用いて初期化を行ない、スイッチ 121 の可動接点を a 側接点に切り換えることで、本実施の形態の方法で初期化を行なうことができる。これにより、短時間に多数の被検体の弾性率画像を求める必要があるときには、本実施の形態の初期化方法を用いることで、心電装置の付け替えなどの煩雑な操作をせずに迅速に弾性率画像を求めることができ、スイッチ 121 を切り換えることで、心電による確実な初期化が必要な場合にも対応することができる。

20

また、スイッチ 121 の可動接点を c 側接点に切り換えることで、装置外部に設置した脈拍計、リアルタイム血圧計、脈波計などの心拍情報測定部 122 から、心拍に同期した特徴量を検出し、初期化を行なうことができる。脈拍計、リアルタイム血圧計、脈波計などは、心電装置と比べ、少ないケーブル数で被検体と装置間を接続でき、被検体への装着も容易なため、操作者の手間を大幅に削減することができる。

30

また、スイッチ 119 を操作することで、特徴量検出部 120 への入力信号を選択することができる。スイッチ 119 の可動接点を a 側接点に切り換えることで、組織追跡部 115 からの組織追跡波形に基づいて初期化パルスを作成し、スイッチ 119 の可動接点を b 側接点に切り換えることで、血管中を流れる血流の速度や強度、組織の動きによるドプラ変移に基づいて初期化パルスを作成することができる。また、スイッチ 119 の可動接点を c 側接点に切り換えることで、受信信号の振幅や位相などに基づいて初期化パルスを作成することができる。

なお、上述の例では、1 心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、本実施の形態は、外部からの圧迫弛緩または加振に応じた被検体組織を追跡し、歪み量、弾性率、粘性率などの被検体組織の特性を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織追跡部の初期化パルスは、外部からの圧迫弛緩または加振に同期したものとする。

40

(実施の形態 2)

図 4 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。図 4 において、図 2 に示した実施の形態 1 と同様な構成の要素については、同一の参照番号を付して、説明を簡略にする。

本実施の形態の被検体組織の動きを精度良く追跡するための中心的な構成の一つである特徴量検出部 120 は、受信した一次元の受信信号の振幅や位相、またはそれらを解析し

50

て得られたドブラ変移や組織追跡波形を解析して、被検体の動きに関する特徴量（心拍を含む）、特に動きに同期した特徴量を検出し、その検出タイミングから特徴量検出信号である同期パルスSPを作成する。本実施の形態では、画像化する前の一次元の信号を用いているため、画像を解析して心拍に同期する信号を検出する方法と比べ、簡便かつ正確に心拍に同期する信号を検出できる。さらにもう一つの主要構成であるパルス遅延部124は、同期パルスSPを所定の遅延時間だけ遅延させて、組織追跡部115を初期化する初期化信号である初期化パルスRSTを作成する。この初期化パルスRSTは、弾性率計算部116において、弾性率を計算するタイミング信号でもある。

スイッチ121により、組織追跡部115への初期化信号を、パルス遅延部124及び生体信号測定部125の出力信号から選択する。生体信号測定部125は心電や心音などを測定する手段である。モニタ107の表示画面の例は、図3に示したものと同様である。

次に、本実施の形態の要部である特徴量検出部120とパルス遅延部124の動作について、図5および図6を用いてさらに詳しく説明する。なお、以下の説明では、図4において、組織追跡部115を初期化するための初期化信号として、パルス遅延部124により遅延された特徴量検出信号RSTを用いるように、スイッチ121の共通接点がa接点側に接続され、特徴量検出部120は、被検体組織の追跡波形に基づいて被検体組織の動きに関する特徴量を検出する場合について説明する。

図5には、上側から、心電波形ECG、血管300（図22A）の測定点Aの追跡波形TA、測定点Bの追跡波形TB、厚み変化波形W（=TB-TA）、TAの微分波形TA'、同期パルスSPが示されている。まず追跡波形を処理して、1心拍に1回の同期パルスSPを検出する。図5には、追跡波形TAの微分波形TA'を閾値THと比較して、閾値THを超えた時点で同期パルスSPを発生する場合が例示されている。但し、本実施の形態はこれに限られるものではない。受信信号の振幅変化や位相変化、組織追跡波形そのものや、厚み変化W、歪み量の変化、血管上の脈波、受信信号のドブラ変位より検出される血流速度や血流強度、脈拍、瞬時血圧波形、心音、それらの微分波形など、心拍に同期して動いているすべての情報が使用可能である。つまり、確実に1心拍に1回の同期パルスSPを発生することが肝要である。

この同期パルスSPによって追跡波形の初期化を行なうことで、心電装置や心音装置などの、被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、1心拍に1回の追跡波形の初期化を行なうことができる。この場合、初期化のタイミングが血管の拡張期間にあたる。血管は拡張するときは急激に拡張し、収縮するときはゆっくりと収縮する。弾性率を求めるためには、血管壁の厚み変化の最大値と最小値（その差W）が必要である。最小値は、血管拡張末期つまり初期化直後（図5中のC点）に現われるが、最大値は、血管収縮末期つまり初期化からかなり時間が経過した後（図5中のD点）に現われる。

被検体組織の追跡は、上記（式2）に示すように、位置の変化量を累積加算していくことにより行なわれるので、追跡精度は初期化からの経過時間にしたがって低下し、初期化からかなり時間が経過したD点では、かなりの誤差が累積している。このため、追跡精度を上げるには、C点とD点を初期化直後にもってこることが好ましい。

そこで、本実施の形態では、同期パルスSPで直接、追跡波形の初期化を行うのではなく、さらにパルス遅延部124を通したパルスを用いる。すなわち、図6に示すように、2つ（本パルスと一つ前のパルス）の同期パルスSPの間隔T1に比例した時間T1だけ、同期パルスSPを遅延させて初期化パルスRSTを作成する。これを用いて組織追跡部115をリセットすることにより、追跡波形の初期化を行なう。遅延時間は、2つ（本パルスと一つ前のパルス）の特徴量検出パルス（同期パルスSP）間隔の90%程度とすることで、初期化のタイミングを血管収縮末期の直前に設定することができる。それにより、血管壁の厚み変化の最大値および最小値について、ともに初期化からの時間を短くすることができる（図6中のB点とC点）。これにより追跡精度の低下を防ぎ、追跡精度の高い状態で弾性率を求めることができる。また、これにより、従来的心電図のR波による初期化とほぼ同じタイミングで初期化を行うことができる。

10

20

30

40

50

なお、心拍は常に同じ周期で拍動するとは限らない（特に、不整脈の場合など）ため、遅延時間を、特徴量検出パルス間隔の70～95%程度の範囲で被検体に合わせて変えられるようにしたり、直前数回の特徴量検出パルス間隔の平均値の70～95%としたり、あるいは直前数回のパルス間隔を多項式で近似して次のパルス間隔を推定し、その間隔の70～95%としたりすることにより、心拍間隔をより正確に推定し、初期化タイミングを血管収縮末期に正確に合わせることができ、より適切な初期化を行うことができる。

なお、図7に示すように、受信信号のドプラ変位を検出するドプラ信号処理部118を設け、動きに関する特徴量をドプラ変位から検出するようにすることも可能である。ドプラ信号処理部118は、従来の超音波診断装置にも設けられており、血流を検出するために用いられている。血流の速度やパワーは心臓の動きをダイレクトに表しており、それらを使うことにより、高い精度で確実に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。また、図8に示すように、受信信号を直接解析して特徴量を検出することも可能である。この場合は、一定深度からの受信信号の振幅または位相を監視し、振幅または位相が大きく変化した点などを検出することにより、簡単に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。

（実施の形態3）

図9は、本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。本実施の形態は、実施の形態2と比べると、パルス遅延部124を設けず、代わりに受信信号メモリ113を設け、初期化パルスRSTを求めるための追跡波形と、厚み変化を求めるための追跡波形を別個にした点が相違する。なお、図9において、実施の形態2と同一の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

図9において、受信信号メモリ113は、受信信号を記憶し、先入先出（ファースト・イン・ファースト・アウト：FIFO）方式で読み書きを行なうことで、受信信号に所定の遅延時間を与える。受信信号としては、直交検波前のものでも、直交検波後のものでもよい。

次に、本実施の形態の要部である特徴量検出部120と受信信号メモリ113の動作について、図10Aおよび図10Bを用いて詳しく説明する。なお、以下の説明は、図9において、スイッチ122の共通接点はa接点側に接続されている状態に関する。

図10Aは、被検体組織の動きを追跡する箇所（測定点）を示す模式図であり、図22Aに示した測定点A、Bに加えて測定点Zが示されている。図10Bには、上側から心電波形ECG、血管300（図10A）の測定点Aの追跡波形TA、測定点Bの追跡波形TB、厚み変化波形W（TB-TA）、測定点Zの追跡波形TZ、追跡波形TZの微分波形TZ'、初期化パルスRSTが示される。本実施の形態では、追跡波形を処理して、1心拍に1回の初期化パルスRSTを検出する。この初期化パルスRSTによって追跡波形の初期化を行なうことで、心電装置や心音装置などの、被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、1心拍に1回の追跡波形の初期化を行なう。ところが、初期化のタイミングが、実施の形態2において図5を用いて説明したように、血管の拡張期間にあたり、厚み変化波形の最大値が現れるのに、初期化からかなり時間を要することになる。

そこで、本実施の形態では、初期化パルスRSTを求めるための追跡波形TZと、厚み変化を求めるための追跡波形TA、TBを別個のものとする。初期化パルスを求めるための追跡波形TZは、受信後直ちに測定して、動きに関する特徴量検出処理を行ない、初期化パルスRSTが作成される。厚み変化を求めるための追跡波形TA、TBは、まず受信信号メモリ113に記憶され、所定の遅延時間の後、組織追跡部115に送られ、厚み変化が求められる。

所定の遅延時間は、追跡波形TZを解析して、血管収縮末期の直前から初期化パルスRSTの検出までの時間T2とすることが望ましいが、0.1～0.2秒程度の固定値とすることでも十分な効果が得られるとともに、処理を簡略化できる。このようにすることで、初期化のタイミングを血管収縮末期の直前とすることができ、血管壁の厚み変化の最大値および最小値が現れる、初期化からの時間をともに短くすることができ（図6中のB点

とC点)、追跡精度の高い状態で弾性率を求めることができる。

なお、遅延を与えた受信信号から組織追跡波形を求め、それらから弾性率を求めるため、得られた弾性率画像と断層画像の時相がずれるという問題が生ずるが、本実施の形態では、断層画像メモリ110を用いて、断層画像に遅延を与えることで、これを回避できる。

なお、図11に示すように、受信信号のドブラ変位を検出するドブラ信号処理部118を設け、動きに関する特徴量をドブラ変位から検出するようにすることも可能である。ドブラ信号処理部118は、従来の超音波診断装置にも設けられており、血流を検出するために用いられている。血流の速度やパワーは心臓の動きをダイレクトに表しており、それらを使うことにより、高い精度で確実に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。また、図12に示すように、受信信号を直接解析して特徴量を検出することも可能である。この場合は、一定深度からの受信信号の振幅または位相を監視し、振幅または位相が大きく変化した点などを検出することにより、簡単に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。

なお、図4および図9の構成において、スイッチ121、122の共通接点をb接点側に接続することで、従来のように心電波形や心音波形などを用いて初期化を行ない、スイッチ121、122の共通接点をa接点側に接続することで、本実施の形態に示す方法で初期化を行なうように切り換えることができる。これにより、短時間に多数の被検体の弾性率画像を求める必要がある健康診断などのときには、本実施の形態に示した方法を用いることで、心電装置などの付け替えなどの煩雑な操作をせずに迅速に弾性率画像を求めることができ、スイッチ121、122を切り換えることで、心電などによる確実な初期化が必要な場合にも対応することができる。

なお、実施の形態2、3では、1心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、これらの実施の形態は、外部からの圧迫弛緩または加振に応じた被検体組織を追跡し、歪み量、弾性率、粘性率などの被検体組織の物理的特性を表す組織特性量を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織追跡部への同期パルスは、外部からの圧迫弛緩または加振に同期したものとし、所定の遅延時間は、外部からの圧迫弛緩または加振の方法に応じて、特徴量検出パルス間隔の0~100%の範囲で、厚み変化幅の最大値と最小値が初期化からできるだけ近くなるように調整することが肝要である。

(実施の形態4)

図13は、本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、図4に示した実施の形態2の構成とは、波形選択部130がさらに設けられた点が相違する。図13において、実施の形態2と同一の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

波形選択部130は、2つの入力端子(入力端子Rおよび入力端子Q)を持ち、入力端子Rに入力された波形を解析し、その結果をもとに、入力端子Qに入力された波形から1つを選択して出力する。図13の構成では、波形選択部130の入力端子Qには、複数の追跡波形信号が、入力端子Rには複数の追跡波形信号が入力される。波形選択部130は、入力端子Rに入力された追跡波形信号を解析し、その解析結果を用いて、入力端子Qに入力された追跡波形信号から1本の追跡波形信号を選択する。

選択された追跡波形に対して、特徴量検出部120は、例えば図6に示されるのと同様の解析を行う。すなわち、例えば被検体の測定点Aの追跡波形TAの変化量、つまり微分波形に閾値処理を行い、1心拍に1回の初期化パルスRSTを作成し、その初期化パルスRSTによって全部位の追跡波形の初期化を行なう。本実施の形態の要点は、初期化パルスを作成するための追跡波形の測定点の選び方にある。

以下に、本実施の形態における超音波診断装置の動作について、より具体的に説明する。図14と図15は、モニタ107の表示画面の一例を示す。図14では、粥腫303のある血管長軸断層画像200上に、同じ位置の弾性率画像201が重畳表示されている。図15では、粥腫303のある血管短軸断層画像205上に、同じ位置の弾性率画像20

6が重畳表示されている。図14と図15のC~Pは、追跡波形の測定点を示す。図16Bには、図16Aに示す各測定点から得られる追跡波形の例を示す。図16Bに示されるように、送受信超音波の入射方向と被検体組織の運動方向の違いや、組織の反射率の違いにより追跡波形の振幅やSN比が大幅に異なる。したがって、精度良く初期化パルスを作成するためには、追跡波形の測定点の選び方が重要である。

図14に示すように血管の長軸断面を撮像した場合には、測定点DまたはFが最適であり、次いで測定点CまたはGが適当である。測定点DまたはFは血管壁上であり、超音波エコーの振幅が大きいためSNがよく、正確な追跡波形が得られ、また血圧による血管の脈動を直接反映しているためである。測定点CまたはGも同様に正確な追跡波形が得られるが、血管から距離があるために、脈動の振幅がやや小さくなる。測定点Eは血管内であるために、超音波エコーの振幅が小さいためSNが悪く、正確な追跡波形が得られないため適当ではない。また、測定点Hは粥腫内であり、組織の移動方向が超音波の進行方向と必ずしも平行とはいえないため、正確な追跡波形が得られないと考えられるので、適当ではない。

図15に示すように血管の短軸断面を撮像した場合には、測定点JまたはKが最適であり、次いで測定点IまたはLが適当である。測定点JまたはKは血管壁上であり、超音波エコーの振幅が大きいためSNがよく、正確な追跡波形が得られ、また血圧による血管の脈動を直接反映しているためである。測定点IまたはLも同様に正確な追跡波形が得られるが、血管から距離があるために、脈動の振幅がやや小さくなる。測定点Oは血管内であるために、超音波エコーの振幅が小さいためSNが悪く、正確な追跡波形が得られないため適当ではない。また、測定点Pは粥腫内であり、組織の移動方向が超音波の進行方向と必ずしも平行とはいえないため、正確な追跡波形が得られないと考えられるので、適当ではない。測定点Mは血管壁上であるが、脈動の方向が左右方向であるのに対し、超音波の進行方向は上下方向であるので、正確な追跡が行えない。したがって、測定点Mは適当ではない。計測点Nも同様に適当ではない。

図13に示す構成の超音波診断装置では、波形選択部130は、入力端子Rに入力された複数の追跡波形信号の解析結果を用いて、入力端子Qに入力された複数の追跡波形信号から1本の追跡波形を選択する。波形選択部130により選択された追跡波形が特徴量検出部120に入力される。特徴量検出部120はその位置の追跡波形を解析して同期パルスSPを作成する。同期パルスSPが、パルス遅延部124により遅延させられて初期化パルスRSTが作成される。このようにして、初期化パルスRSTを作成するのに最適な追跡波形を自動的に選択することができる。最適な追跡波形は、以下のようにして選択することができる。

例えば、最適な測定点の追跡波形は振幅が大きく、ノイズが少なく、周期的であるという特徴を利用して、最適な追跡波形を選定することができる。ノイズの量の判定は、数周期分の追跡波形を比較して波形のばらつき量を評価したり、ローパスフィルタを通した追跡波形と元の追跡波形を比較したりすればよい。周期性の判定には、相関関数などを用いて周期を求めればよい。また、FFTなどを用いて、周波数領域で判定することも有効である。また、血流部分と血管壁部分では追跡波形の動きが異なるが、これを利用して血管壁と血流部分の境界を求め、血管壁部分を決定してもよい。以上のように最適な追跡波形を選択し、上述の実施の形態のように特徴量検出部120等を動作させることにより、心電装置などの被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で被検体組織のより正確な追跡が可能となる。

図17は、追跡波形の測定点の選び方に関する他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、波形選択部130aの入力端子Qには、複数の追跡波形信号が入力される。さらに、制御部100を介して、ユーザーが最適な測定点を指定する。制御部100は、指定された位置情報を波形選択部130aに伝え、波形選択部130aにより対応する追跡波形が選択されて特徴量検出部120に入力される。特徴量検出部120はその位置の追跡波形を解析して同期パルスSPを作成し、パルス遅延部124により初期化パルスRSTが作成される。これにより、血管が変形しているなど、自動適に測定点を決定すること

10

20

30

40

50

が困難な場合にも対応することができる。

図18はさらに他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、波形選択部130bの入力端子Rには、弾性率計算部116の出力である局所弾性率が入力される。波形選択部130bでは、局所弾性率から超音波ビームに並行する血管壁を検出し、それに基づいて、複数の追跡波形信号Qからその位置の追跡波形を選択して特徴量検出部120に inputsする。その追跡波形を解析して、上述のように初期化パルスRSTが作成される。血管と血流部分の局所弾性率は明らかに異なるので、区別は可能である。以上のようにして、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体組織のより正確な追跡が可能となる。

図19はさらに他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、波形選択部130cの入力端子Rには、受信部103から受信信号が入力される。波形選択部130cは、受信信号の振幅を解析して血流と血管壁の境界を検出する。それにより、図18の構成の場合と同様に、特徴量検出部120が血管壁側の位置の追跡波形を解析して、初期化パルスRSTが作成される。血管壁は受信信号の強度が大きく、血流部分は強度が小さいため、区別は可能である。

図20はさらに他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、ドプラ信号処理部118が設けられ、受信信号のドプラ変位を解析し、血流を検出して、波形選択部130dの入力端子Rにデータを供給する。波形選択部130dでは、検出された血流からその外側にある血管壁を推定する。それにより、図18の構成の場合と同様に、特徴量検出部120が血管壁側の位置の追跡波形を解析して、初期化パルスRSTが作成される。

なお、以上の構成において、波形選択部130の入力端子Qへ入力される信号は、複数の追跡波形信号に限られない。例えば、図7、8に示したような、受信信号やドプラ変位信号を用いることもできる。

以上の説明では、1心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、本実施の形態は、外部からの圧迫弛緩または加振に応じた被検体組織を追跡し、歪み量、弾性率、粘性率などの被検体組織の特性を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織追跡部の同期パルスは、外部からの圧迫弛緩または加振に同期したものとすればよい。

なお、本発明は、最終出力を弾性率に限るものではなく、組織追跡波形を求め、歪み量や弾性率、粘性率を測定し癌や腫瘍組織を検出する超音波診断装置や、血管の内中膜厚(IMT)や血管の内径変化、スティフネスパラメータ、脈波速度などから動脈硬化を検出する超音波診断装置などにも応用することが可能である。

【産業上の利用の可能性】

本発明に係る超音波診断装置は、被検体と心電装置などの装置間に特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体組織の動きを精度よく追跡することができ、それにより弾性率、歪み量または歪み率、粘性率などの組織特性を示す量を容易に得ることができ、操作者の手間が少なく、医療等の用途に有用である。

10

20

30

【 図 5 】

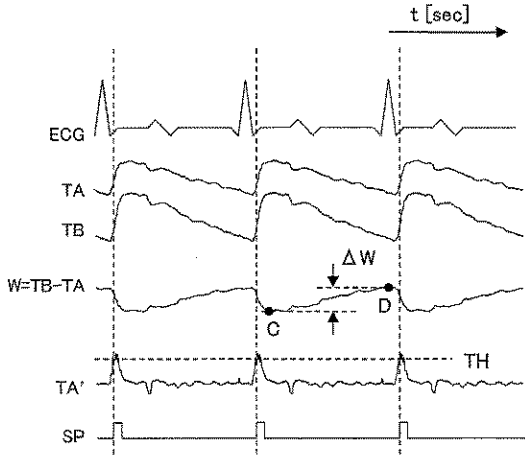


FIG. 5

【 図 6 】

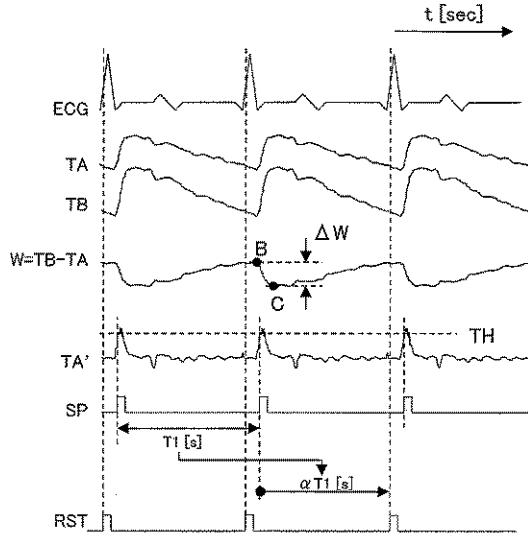


FIG. 6

【 図 7 】

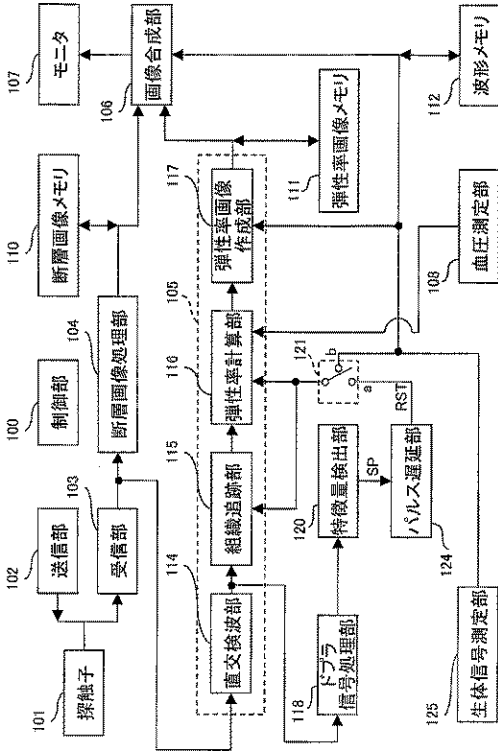


FIG. 7

【 図 8 】

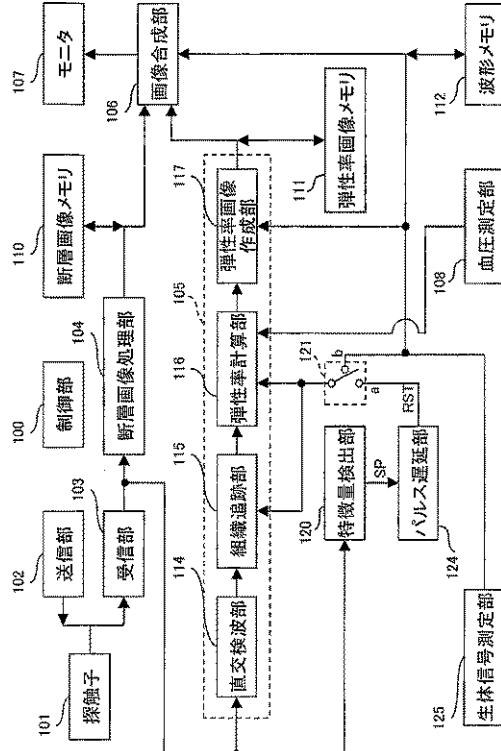


FIG. 8

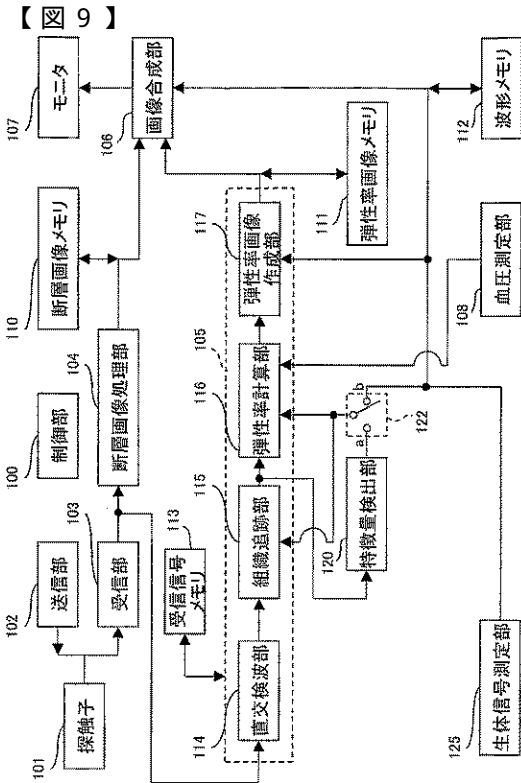


FIG. 9

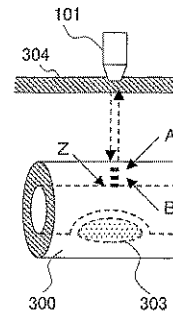


FIG. 10A

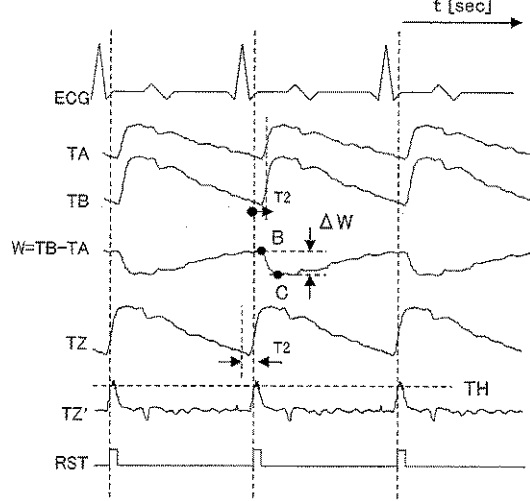


FIG. 10B

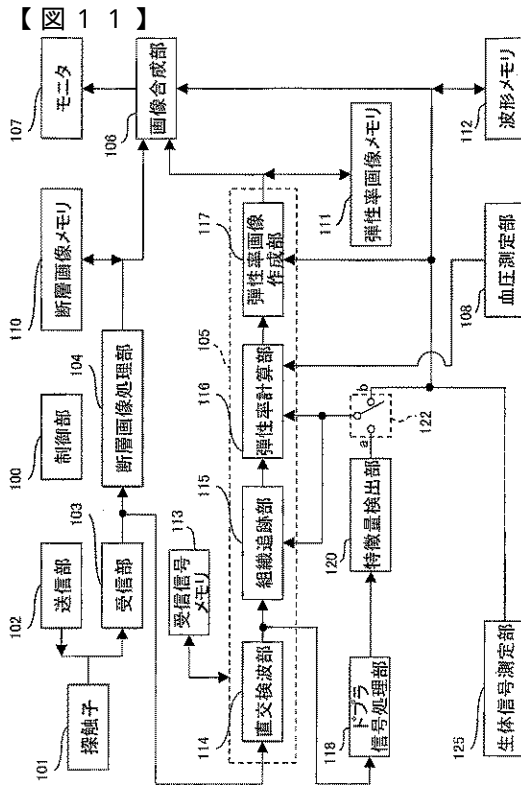


FIG. 11

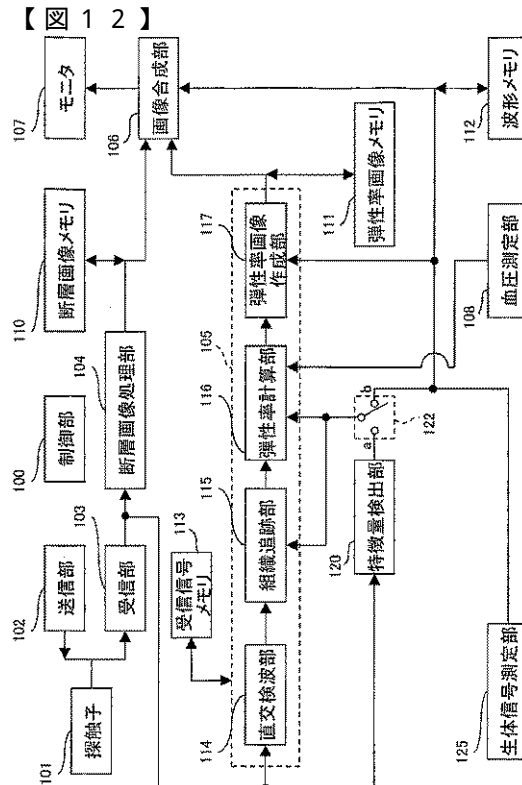


FIG. 12

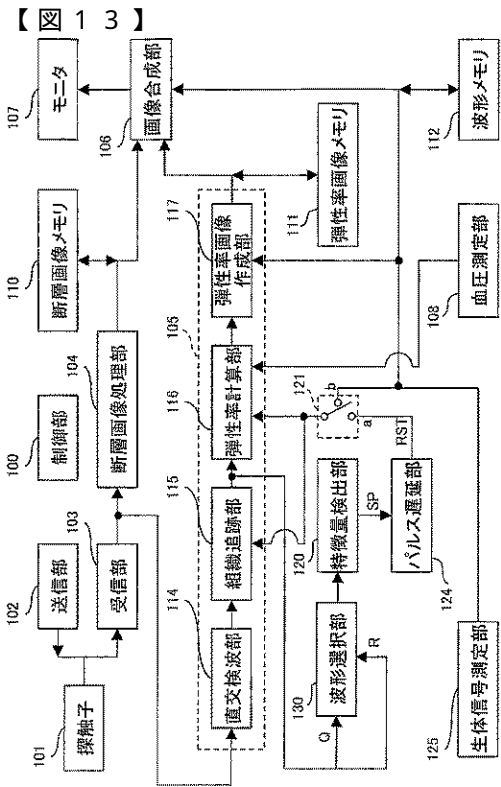


FIG. 13

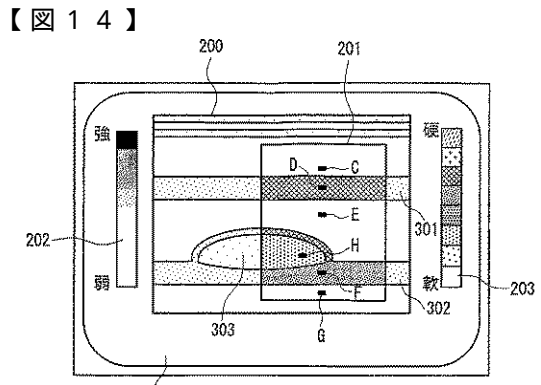


FIG. 14

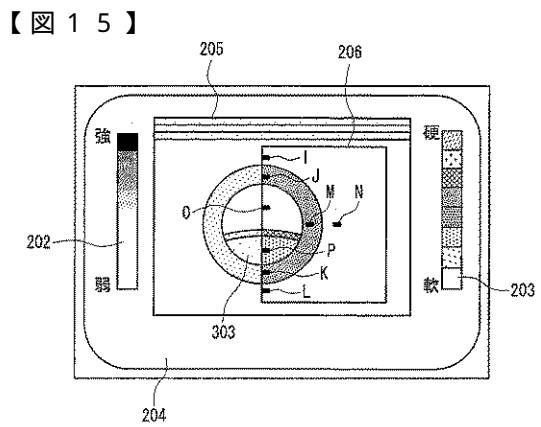


FIG. 15

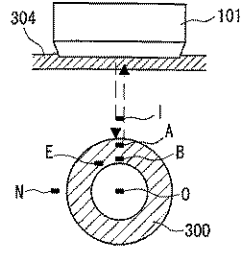


FIG. 16A

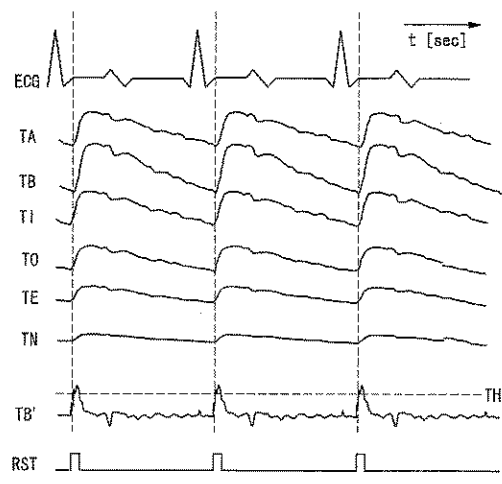


FIG. 16B

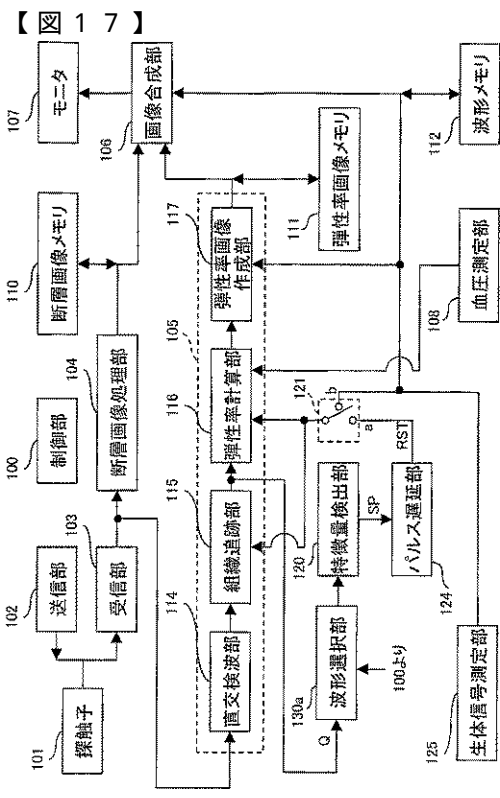


FIG. 17

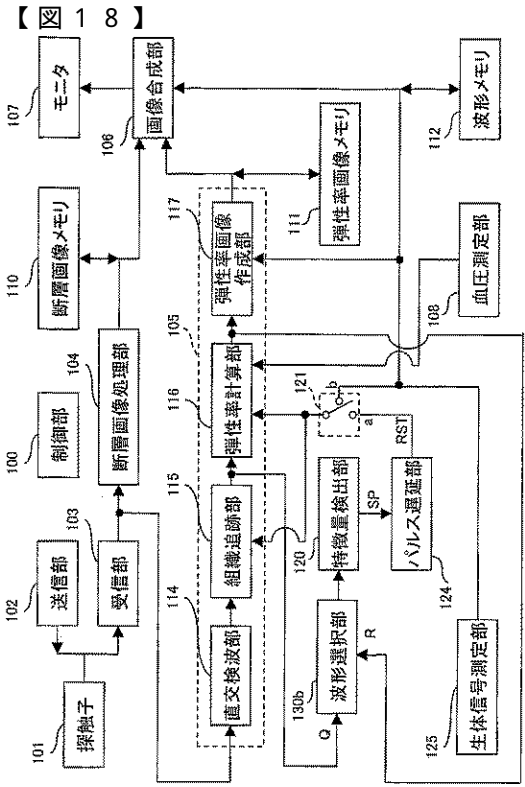


FIG. 18

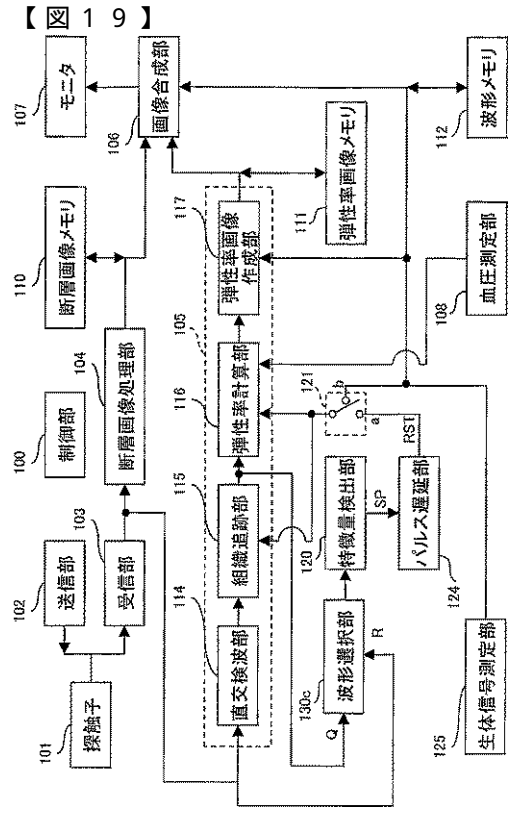


FIG. 19

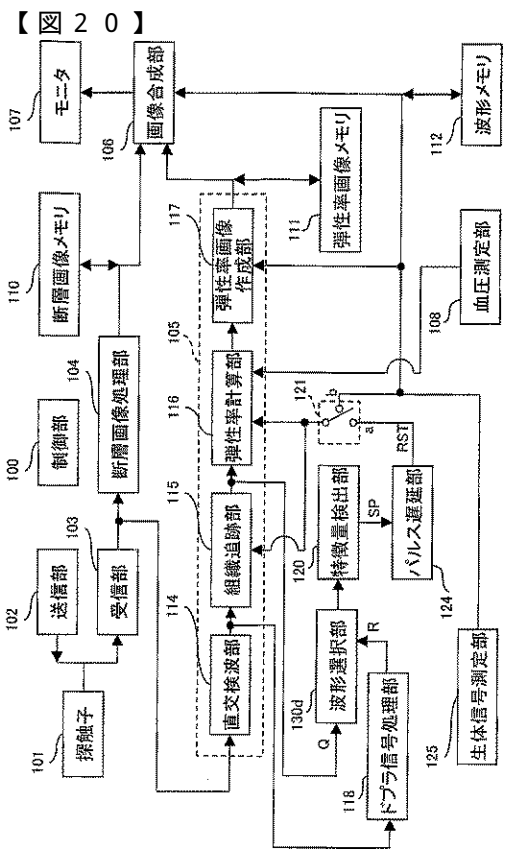


FIG. 20

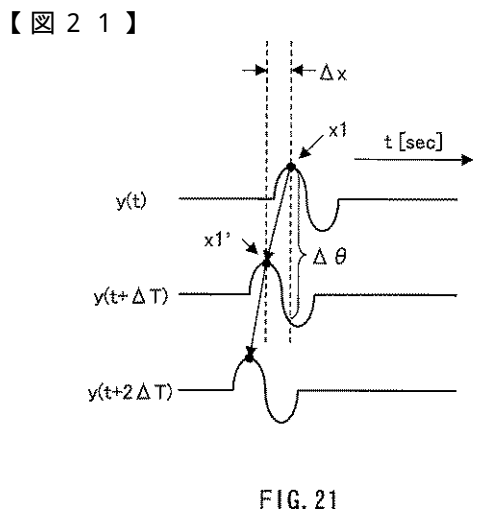


FIG. 21

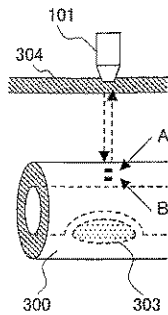


FIG. 22A

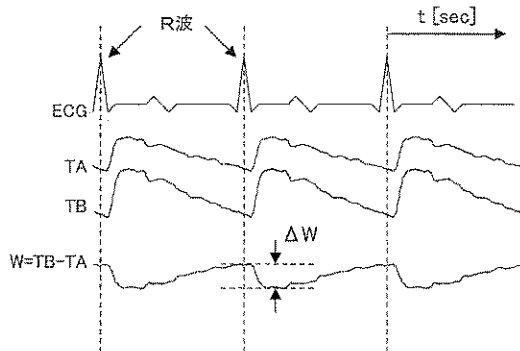


FIG. 22B

【手続補正書】

【提出日】平成17年4月8日(2005.4.8)

【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】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
 受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
 追跡している前記被検体組織の動きに基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量
 を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、
 前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする超音
 波診断装置。

【請求項2】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
 受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
 前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号の振幅または位相に基づいて、前記被検体
 組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え

、
 前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする超音
 波診断装置。

【請求項3】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、

受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
追跡している前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号のドプラ変移を検出するドプラ信号処理手段と、
検出された前記ドプラ変移に基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、
前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記特徴量検出信号を所定の遅延時間だけ遅延させる遅延手段をさらに備え、
前記遅延させた特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化される請求項 1 から 3 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記所定の遅延時間は、直前複数回の動きに関する特徴量検出間隔から推定する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
受信信号を遅延する遅延手段と、
少なくとも前記遅延された受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、
被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、
前記特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化される超音波診断装置。

20

【請求項 7】

複数の前記被検体組織の動きを解析して、複数の被検体組織から 1 つを選択する選択手段を備え、
前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

複数の受信信号を解析して、複数の前記被検体組織から 1 つを選択する選択手段をさらに備え、
前記特徴量検出手段は、前記選択した前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

複数の受信信号のドプラ変位を解析して、複数の前記被検体組織から 1 つを選択する選択手段をさらに備え、
前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率、弾性率などの被検体組織の特性を計算する手段と、前記被検体組織の特性を解析して、複数の前記被検体組織から 1 つを選択する選択手段とをさらに備え、
前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する請求項 1、2、3、6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記動きに関する特徴量は、心拍に同期する特徴量である請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記動きに関する特徴量は、外部からの圧迫弛緩または加振に同期する特徴量である請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

50

【請求項 13】

前記初期化手段による初期化動作と、心電や心音を含む心拍情報測定手段から取り込んだ心拍に同期した信号により前記追跡手段を初期化する初期化動作とを切り換える手段を備えた請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記複数の被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率等の被検体組織の特性を計算する手段をさらに備えた請求項 1 から 9 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記複数の被検体組織の動きに基づいて前記被検体組織の歪み量を求め、前記歪み量と、血圧測定手段から取り込んだ血圧値とに基づいて前記被検体組織の弾性率を計算する手段をさらに備えた請求項 1 から 10 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【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、被検体組織の弾性率などの組織特性を画像化する超音波診断装置に関する。

20

【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った。また、近年、反射エコー信号の位相を解析することで、被検体の動きを精密に測定し、そこから被検体の弾性率を求めるといった試みがある。

【0003】

例えば、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高精度に組織の追跡を行ない、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。特許文献 1 に記載された被検体組織の追跡方法について、図 2 1 を参照して説明する。

30

【0004】

図 2 1 において、被検体の同一方向に対して、 T の期間において送信された超音波パルスの受信信号を、 $y(t)$ 、及び $y(t+T)$ とする。ここで、 t は時刻を表す。パルス送信時刻を $t=0$ とすると、一定深度 x_1 からの受信信号の受信時刻 t_1 は、 $t_1 = x_1 / (C/2)$ となる。ただし、 C は音速である。このとき、 $y(t_1)$ と $y(t_1+T)$ との間の位相変位を ϕ 、時刻 t_1 付近での超音波の中心周波数を f とすると、この期間 T における x_1 の移動量 Δx は、

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

となる。これを x_1 に加算することで、 T 秒後の x_1 の位置 x_1' は、

40

$$x_1' = x_1 + \Delta x \quad (\text{式 2})$$

のように求めることができ、これを繰り返すことで、被検体の同一部位 x_1 を追跡していくことができる。

【0005】

また、特許文献 1 に記載の方法をさらに発展させた例として、特許文献 2 には、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することにより局所弾性率を求める方法が記載されている。すなわち、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。それにより、弾性率の空間分布を画像表示することもできる。特許文献 2 に記載された弾性率算出方法について、図 2 2 A および図 2 2 B を参照して説明する。

50

【 0 0 0 6 】

図 2 2 A は、一例として粥腫 3 0 3 のある血管 3 0 0 を示す。探触子 1 0 1 は、被検体 3 0 4 に対して超音波を照射し、血管 3 0 0、特に動脈からのエコーを受信する。血管壁上に測定点 A、B を設定し、測定点 A、B からの受信信号を上述の方法により解析し、測定点 A、B の動き（位置）を追跡する。

【 0 0 0 7 】

図 2 2 B の心電波形 E C G に示すように、動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、このため測定点 A、B は、それぞれ追跡波形 T A、T B に示すような周期的な動きをする。すなわち、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に追従する。追跡波形 T A、T B から、測定点 A - B 間の厚み変化波形 W (= T B - T A) が求められる。厚み変化波形 W の変化量を W、測定点初期化時の基準厚みを W s とすると、測定点 A - B 間の歪み量 は、

$$= W / W s \quad (式 3)$$

となる。このときの血压差を P とすると、測定点 A - B 間の弾性率 E r は、

$$E r = P / \\ = P \cdot W s / W \quad (式 4)$$

のように求めることができる。これを断層画像上の複数点に対して行なうことで、弾性率画像が得られる。

【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 0 8 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の組織追跡方法では、位置の変化量を加算していくために、ノイズや手ぶれなどさまざまな原因で発生した誤差が累積し、追跡精度が低下するという問題があった。特許文献 2 に記載の方法では、この問題を解決するために、心電図から検出した R 波によって、定期的に追跡位置を初期化するようにしている。しかし、心電図を取得するためには、被検体に 3 箇所以上の電極を取り付ける必要があり、付け外しに手間がかかるという問題があった。

【 0 0 0 9 】

本発明は、心電装置や心音装置など装置と被検体との間に特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、歪み量や弾性率、粘性率などの組織の特徴量を得ることが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。また本発明は、被検体組織の動きを精度良く追跡することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

前記の目的を達成するため、本発明の第 1 の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、追跡している前記被検体組織の動きに基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明の第 2 の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号の振幅または位相に基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

本発明の第 3 の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する

超音波送受信手段と、受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、追跡している前記被検体組織の動きに応じた前記受信信号のドプラ変移を検出するドプラ信号処理手段と、検出された前記ドプラ変移に基づいて、前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、前記特徴量検出信号に基づいて前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

【0013】

第1～第3のいずれかの基本構成によれば、被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体組織を正確に追跡することができる。

【0014】

上記のいずれかの基本構成において、前記特徴量検出信号を所定の遅延時間だけ遅延させる遅延手段をさらに備え、前記遅延させた特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化されることが好ましい。この構成によれば、より適切なタイミングで初期化が行われ、被検体組織の動きを追跡する精度が向上する。

【0015】

この構成において、前記所定の遅延時間は、直前複数回の動きに関する特徴量検出間隔から推定することができる。それにより、例えば被検体組織を血管とした場合、組織追跡手段の初期化タイミングを血管収縮末期の直前に設定することができるので、初期化タイミングから血管壁の厚み変化が最大および最小になる時間をもとに短くすることができ、追跡精度が高い状態で弾性率などの組織特性量を求めることができる。

【0016】

本発明の第4の基本構成に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号を遅延する遅延手段と、少なくとも前記遅延された受信信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡手段と、被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出手段とを備え、前記特徴量検出信号によって前記組織追跡手段が初期化されることを特徴とする。

【0017】

第1から第4のいずれかの基本構成において、複数の前記被検体組織の動きを解析して、複数の被検体組織から1つを選択する選択手段を備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

【0018】

第1から第4のいずれかの基本構成において、複数の受信信号を解析して、複数の前記被検体組織から1つを選択する選択手段をさらに備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した前記被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

【0019】

第1から第4のいずれかの基本構成において、複数の受信信号のドプラ変位を解析して、複数の前記被検体組織から1つを選択する選択手段をさらに備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

【0020】

第1から第4のいずれかの基本構成において、前記被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率、弾性率などの被検体組織の特性を計算する手段と、前記被検体組織の特性を解析して、複数の前記被検体組織から1つを選択する選択手段とをさらに備え、前記特徴量検出手段は、前記選択した被検体組織の動きに関する特徴量を検出して前記特徴量検出信号を出力する構成とすることができる。

【0021】

上記いずれかの構成において、前記動きに関する特徴量は、心拍に同期する特徴量とすることができる。あるいは、前記動きに関する特徴量は、外部からの圧迫弛緩または加振

10

20

30

40

50

に同期する特徴量とすることができる。

【 0 0 2 2 】

また、上記いずれかの構成において、前記初期化手段による初期化動作と、心電や心音を含む心拍情報測定手段から取り込んだ心拍に同期した信号により前記追跡手段を初期化する初期化動作とを切り換える手段を備えることが好ましい。それにより、従来の心電図による初期化動作と、上記いずれかの構成における初期化動作とを、状況に応じて容易に切り換えることができる。

【 0 0 2 3 】

また、上記いずれかの構成において、前記複数の被検体組織の動きに基づいて、歪み量、粘性率等の被検体組織の特性を計算する手段をさらに備えることができる。あるいは、前記複数の被検体組織の動きに基づいて前記被検体組織の歪み量を求め、前記歪み量と、

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

本発明の超音波診断装置によれば、被検体と心電装置などの装置間に特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体組織の動きを精度よく追跡することができ、それにより弾性率、歪み量または歪み率、粘性率などの組織特性状を示す量を容易に得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

20

【 0 0 2 5 】

(実施の形態 1)

図 1 を参照して、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の動作について説明する。図 1 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を示す、各部の波形図である。この波形は、図 2 2 A に示したように、被検体の血管に超音波を当てたときに得られるものである。図 1 において、E C G は心電波形、T A は、図 2 2 A における測定点 A の追跡波形、T B は測定点 B の追跡波形である。W (= T B - T A) は厚み変化波形、T A ' は T A の微分波形、R S T は初期化パルスを示す。

【 0 0 2 6 】

(式 1) 及び (式 2) を用いて説明したように、血管壁上に測定点 A、B を設定し、受信信号の位相を解析することで、測定点 A、B の動きが追跡される。動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、このため測定点 A、B は、図 1 の追跡波形 T A、T B に示すような周期的な動きをする。追跡波形 T A、T B から測定点 A - B 間の厚み変化波形 W が求められる。

30

【 0 0 2 7 】

上述のように、厚み変化波形 W の変化量を W、測定点初期化時の基準厚みを W s とすると、測定点 A - B 間の歪み量 は、

$$= W / W s$$

で表される。このときの血压差を P とすると、測定点 A - B 間の弾性率 E r は、

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

40

として求めることができる。

【 0 0 2 8 】

以上のような操作および処理を断層画像上の複数の測定点に対して行なうことで、被検体組織の硬さ柔らかさを表す弾性率画像が得られる。

【 0 0 2 9 】

さらに本実施の形態では、従来心電図から検出される R 波によって行っていた測定点 A、B の追跡位置の初期化を、図 1 に示すように、追跡波形 T A の変化量、つまり微分波形 T A ' を利用して行う。すなわち、微分波形 T A ' から、1 心拍に 1 回の初期化パルス R S T を作成し、その初期化パルス R S T によって測定点 A、B の追跡位置の初期化を行なう。追跡波形 T A の微分波形 T A ' に対し、閾値処理などにより初期化パルス R S T を発

50

生させる。この場合、閾値THは、一定値としてもよいし、直前最大値の一定割合としたものや、時間経過に伴って減少するような動的な閾値としてもよい。また、連続して初期化パルスRSTが発生することがないように、数百ミリ秒の不感期間を設けることも有効である。つまり、確実に1心拍に1回の初期化パルスRSTが発生することが肝要である。

【0030】

以上のようにして、心電装置などの装置と被検体との間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、弾性率画像を求めることができる。

【0031】

なお、図1では、組織追跡波形TAを用いて初期化を行なったが、初期化用に別途測定点を設けてもよい。この場合、測定点は血管壁上であることが望ましいが、血管周辺組織など心拍に同期して動いているすべての組織が使用可能である。

10

【0032】

また、図1の構成では、組織追跡波形の微分波形を用いて初期化を行なうが、本実施の形態はこれに限定されるものではなく、心拍に同期する被検体の特徴量として他の種々の情報を用い、特徴量検出信号を得ることができる。例えば、組織追跡波形そのものや、厚み変化波形W、歪み量の変化、血管上の脈波、血流速度、血流強度、脈拍、瞬時血压波形、心音、それらの微分波形など、心拍に同期して動いているすべての情報が使用可能である。

【0033】

次に、以上説明した動作を実現する超音波診断装置の具体的な構成について、図2を参照して説明する。図2は、本実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す回路ブロック図である。

20

【0034】

図2において、制御部100は、超音波診断装置全体を制御する。送信部102は、制御部100からのパルス幅、タイミング、パルスの数等の指示を受けて、探触子101を駆動する高圧送信パルスを発生する。探触子101は、送信部102からの高圧送信パルス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。受信部103は、受信信号を増幅するとともに、定められた位置および方向からの超音波のみを検出する。断層画像処理部104は、バンドパスフィルタ、対数圧縮器、検波器などからなり、受信信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。

30

【0035】

弾性率画像処理部105は、直交検波部114と、組織追跡部115と、組織特性量計算手段としての弾性率計算部116と、弾性率画像作成部117とから構成され、弾性率の2次元分布を画像化する。直交検波部114は受信信号を直交検波する。組織追跡部115は、本実施の形態の被検体組織の動きを精度良く追跡するための中心的な構成の一つであり、受信信号の主に位相を解析して組織の動きを追跡する。弾性率計算部116は、追跡した複数の組織の動きから組織の歪み量を計算し、血压測定部108で測定された血压値と歪み量に基づいて、組織の局所弾性率を計算する。弾性率画像作成部117は弾性率の2次元分布を画像化する。

40

【0036】

ドプラ信号処理部118は、受信信号のドプラ変移を解析して、組織の動きまたは血流を検出する。特徴量検出部120は、受信した一次元の受信信号の振幅や位相、またはそれらを解析して得られたドプラ変移や組織追跡波形を解析して、心拍に同期する被検体の特徴量を検出し、組織追跡部115を初期化する初期化パルスを特徴量検出信号として発生する。本実施の形態では、画像化する前の一次元の信号を用いているため、画像を解析して心拍に同期する信号を検出する方法と比べ、簡便かつ正確に心拍に同期する信号を検出できる。この初期化パルスは、弾性率計算部116において、弾性率を計算するタイミング信号でもある。心拍情報測定部122は、脈拍計、リアルタイム血压計、脈波計など

50

から、心拍に同期した特徴量を検出する。スイッチ 119 は、組織追跡部 115、ドプラ信号処理部 118、及び受信部 103 の出力から、特徴量検出部 120 への入力信号を選択する。スイッチ 121 は、特徴量検出部 120、心拍情報測定部 122、及び心電測定部 109 の出力から、組織追跡部 115 への初期化信号を選択する。

【0037】

画像合成部 106 は、断層画像と弾性率画像、さらに心電波形などを合成し、モニタ 107 に表示する。また、断層画像メモリ 110 は断層画像を、弾性率画像メモリ 111 は弾性率画像を、波形メモリ 112 は心電波形や心音波形をそれぞれ記録する。

【0038】

図 3 は、モニタ 107 の表示画面の一例を示す図である。モニタ画面では、断層画像 200 上に弾性率画像 201 が重畳表示される。図 3 には、一例として、粥腫 303 のある血管の長軸方向の断層画像 200 (血管の前壁 301、後壁 302) が示されている。さらに、断層画像 200 の反射強度と画面上の輝度との対応を示す反射強度スケール 202、弾性率と画面上の色調または輝度との対応を示す弾性率スケール 203、心電または心音波形 204 などが表示される。

10

【0039】

図 2 において、スイッチ 121 を操作することで、組織追跡部 115 の初期化信号が選択される。スイッチ 121 の可動接点を b 側接点に切り換えることで、従来のように心電波形を用いて初期化を行ない、スイッチ 121 の可動接点を a 側接点に切り換えることで、本実施の形態の方法で初期化を行なうことができる。これにより、短時間に多数の被検体の弾性率画像を求める必要があるときには、本実施の形態の初期化方法を用いることで、心電装置の付け替えなどの煩雑な操作をせずに迅速に弾性率画像を求めることができ、スイッチ 121 を切り換えることで、心電による確実な初期化が必要な場合にも対応することができる。

20

【0040】

また、スイッチ 121 の可動接点を c 側接点に切り換えることで、装置外部に設置した脈拍計、リアルタイム血圧計、脈波計などの心拍情報測定部 122 から、心拍に同期した特徴量を検出し、初期化を行なうことができる。脈拍計、リアルタイム血圧計、脈波計などは、心電装置と比べ、少ないケーブル数で被検体と装置間を接続でき、被検体への装着も容易なため、操作者の手間を大幅に削減することができる。

30

【0041】

また、スイッチ 119 を操作することで、特徴量検出部 120 への入力信号を選択することができる。スイッチ 119 の可動接点を a 側接点に切り換えることで、組織追跡部 115 からの組織追跡波形に基づいて初期化パルスを作成し、スイッチ 119 の可動接点を b 側接点に切り換えることで、血管中を流れる血流の速度や強度、組織の動きによるドプラ変移に基づいて初期化パルスを作成することができる。また、スイッチ 119 の可動接点を c 側接点に切り換えることで、受信信号の振幅や位相などに基づいて初期化パルスを作成することができる。

【0042】

なお、上述の例では、1 心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、本実施の形態は、外部からの圧迫弛緩または加振に応じた被検体組織を追跡し、歪み量、弾性率、粘性率などの被検体組織の特性を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織追跡部の初期化パルスは、外部からの圧迫弛緩または加振に同期したものとする。

40

【0043】

(実施の形態 2)

図 4 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。図 4 において、図 2 に示した実施の形態 1 と同様な構成の要素については、同一の参照番号を付して、説明を簡略にする。

【0044】

50

本実施の形態の被検体組織の動きを精度良く追跡するための中心的な構成の一つである特徴量検出部120は、受信した一次元の受信信号の振幅や位相、またはそれらを解析して得られたドブラ変移や組織追跡波形を解析して、被検体の動きに関する特徴量（心拍を含む）、特に動きに同期した特徴量を検出し、その検出タイミングから特徴量検出信号である同期パルスSPを作成する。本実施の形態では、画像化する前の一次元の信号を用いているため、画像を解析して心拍に同期する信号を検出する方法と比べ、簡便かつ正確に心拍に同期する信号を検出できる。さらにもう一つの主要構成であるパルス遅延部124は、同期パルスSPを所定の遅延時間だけ遅延させて、組織追跡部115を初期化する初期化信号である初期化パルスRSTを作成する。この初期化パルスRSTは、弾性率計算部116において、弾性率を計算するタイミング信号でもある。

10

【0045】

スイッチ121により、組織追跡部115への初期化信号を、パルス遅延部124及び生体信号測定部125の出力信号から選択する。生体信号測定部125は心電や心音などを測定する手段である。モニタ107の表示画面の例は、図3に示したものと同様である。

【0046】

次に、本実施の形態の要部である特徴量検出部120とパルス遅延部124の動作について、図5および図6を用いてさらに詳しく説明する。なお、以下の説明では、図4において、組織追跡部115を初期化するための初期化信号として、パルス遅延部124により遅延された特徴量検出信号RSTを用いるように、スイッチ121の共通接点がa接点側に接続され、特徴量検出部120は、被検体組織の追跡波形に基づいて被検体組織の動きに関する特徴量を検出する場合について説明する。

20

【0047】

図5には、上側から、心電波形ECG、血管300（図22A）の測定点Aの追跡波形TA、測定点Bの追跡波形TB、厚み変化波形W（=TB-TA）、TAの微分波形TA'、同期パルスSPが示されている。まず追跡波形を処理して、1心拍に1回の同期パルスSPを検出する。図5には、追跡波形TAの微分波形TA'を閾値THと比較して、閾値THを超えた時点で同期パルスSPを発生する場合が例示されている。但し、本実施の形態はこれに限られるものではない。受信信号の振幅変化や位相変化、組織追跡波形そのものや、厚み変化W、歪み量の変化、血管上の脈波、受信信号のドブラ変位より検出される血流速度や血流強度、脈拍、瞬時血圧波形、心音、それらの微分波形など、心拍に同期して動いているすべての情報が使用可能である。つまり、確実に1心拍に1回の同期パルスSPを発生することが肝要である。

30

【0048】

この同期パルスSPによって追跡波形の初期化を行なうことで、心電装置や心音装置などの、被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、1心拍に1回の追跡波形の初期化を行なうことができる。この場合、初期化のタイミングが血管の拡張期間にあたる。血管は拡張するときは急激に拡張し、収縮するときはゆっくりと収縮する。弾性率を求めるためには、血管壁の厚み変化の最大値と最小値（その差W）が必要である。最小値は、血管拡張末期つまり初期化直後（図5中のC点）に現われるが、最大値は、血管収縮末期つまり初期化からかなり時間が経過した後（図5中のD点）に現われる。

40

【0049】

被検体組織の追跡は、上記（式2）に示すように、位置の変化量を累積加算していくことにより行なわれるので、追跡精度は初期化からの経過時間にしたがって低下し、初期化からかなり時間が経過したD点では、かなりの誤差が累積している。このため、追跡精度を上げるには、C点とD点を初期化直後にもってくるのが好ましい。

【0050】

そこで、本実施の形態では、同期パルスSPで直接、追跡波形の初期化を行うのではなく、さらにパルス遅延部124を通したパルスを用いる。すなわち、図6に示すように、2つ（本パルスと一つ前のパルス）の同期パルスSPの間隔T1に比例した時間T1だ

50

け、同期パルスSPを遅延させて初期化パルスRSTを作成する。これを用いて組織追跡部115をリセットすることにより、追跡波形の初期化を行なう。遅延時間は、2つ（本パルスと一つ前のパルス）の特徴量検出パルス（同期パルスSP）間隔の90%程度とすることで、初期化のタイミングを血管収縮末期の直前に設定することができる。それにより、血管壁の厚み変化の最大値および最小値について、ともに初期化からの時間を短くすることができる（図6中のB点とC点）。これにより追跡精度の低下を防ぎ、追跡精度の高い状態で弾性率を求めることができる。また、これにより、従来の心電図のR波による初期化とほぼ同じタイミングで初期化を行うことができる。

【0051】

なお、心拍は常に同じ周期で拍動するとは限らない（特に、不整脈の場合など）ため、遅延時間を、特徴量検出パルス間隔の70～95%程度の範囲で被検体に合わせて変えられるようにしたり、直前数回の特徴量検出パルス間隔の平均値の70～95%としたり、あるいは直前数回のパルス間隔を多項式で近似して次のパルス間隔を推定し、その間隔の70～95%としたりすることにより、心拍間隔をより正確に推定し、初期化タイミングを血管収縮末期に正確に合わせることができ、より適切な初期化を行うことができる。

【0052】

なお、図7に示すように、受信信号のドブラ変位を検出するドブラ信号処理部118を設け、動きに関する特徴量をドブラ変位から検出するようにすることも可能である。ドブラ信号処理部118は、従来の超音波診断装置にも設けられており、血流を検出するために用いられている。血流の速度やパワーは心臓の動きをダイレクトに表しており、それらを使うことにより、高い精度で確実に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。また、図8に示すように、受信信号を直接解析して特徴量を検出することも可能である。この場合は、一定深度からの受信信号の振幅または位相を監視し、振幅または位相が大きく変化した点などを検出することにより、簡単に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。

【0053】

（実施の形態3）

図9は、本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。本実施の形態は、実施の形態2と比べると、パルス遅延部124を設けず、代わりに受信信号メモリ113を設け、初期化パルスRSTを求めるための追跡波形と、厚み変化を求めるための追跡波形を別個にした点が相違する。なお、図9において、実施の形態2と同一の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0054】

図9において、受信信号メモリ113は、受信信号を記憶し、先入先出（ファースト・イン・ファースト・アウト：FIFO）方式で読み書きを行なうことで、受信信号に所定の遅延時間を与える。受信信号としては、直交検波前のものでも、直交検波後のものでもよい。

【0055】

次に、本実施の形態の要部である特徴量検出部120と受信信号メモリ113の動作について、図10Aおよび図10Bを用いて詳しく説明する。なお、以下の説明は、図9において、スイッチ122の共通接点はa接点側に接続されている状態に関する。

【0056】

図10Aは、被検体組織の動きを追跡する箇所（測定点）を示す模式図であり、図22Aに示した測定点A、Bに加えて測定点Zが示されている。図10Bには、上側から心電波形ECG、血管300（図10A）の測定点Aの追跡波形TA、測定点Bの追跡波形TB、厚み変化波形W（TB-TA）、測定点Zの追跡波形TZ、追跡波形TZの微分波形TZ'、初期化パルスRSTが示される。本実施の形態では、追跡波形を処理して、1心拍に1回の初期化パルスRSTを検出する。この初期化パルスRSTによって追跡波形の初期化を行なうことで、心電装置や心音装置などの、被検体と装置間の特別な接続を必要

10

20

30

40

50

とせずに1心拍に1回の追跡波形の初期化を行なう。ところが、初期化のタイミングが、実施の形態2において図5を用いて説明したように、血管の拡張期間にあたり、厚み変化波形の最大値が現れるのに、初期化からかなり時間を要することになる。

【0057】

そこで、本実施の形態では、初期化パルスRSTを求めるための追跡波形TZと、厚み変化を求めるための追跡波形TA、TBを別個のものとする。初期化パルスを求めるための追跡波形TZは、受信後直ちに測定して、動きに関する特徴量検出処理を行ない、初期化パルスRSTが作成される。厚み変化を求めるための追跡波形TA、TBは、まず受信信号メモリ113に記憶され、所定の遅延時間の後、組織追跡部115に送られ、厚み変化が求められる。

10

【0058】

所定の遅延時間は、追跡波形TZを解析して、血管収縮末期の直前から初期化パルスRSTの検出までの時間T2とすることが望ましいが、0.1~0.2秒程度の固定値とすることで十分な効果が得られるとともに、処理を簡略化できる。このようにすることで、初期化のタイミングを血管収縮末期の直前とすることができ、血管壁の厚み変化の最大値および最小値が現れる、初期化からの時間をともに短くすることができ(図6中のB点とC点)、追跡精度の高い状態で弾性率を求めることができる。

【0059】

なお、遅延を与えた受信信号から組織追跡波形を求め、それらから弾性率を求めるため、得られた弾性率画像と断層画像の時相がずれるという問題が生ずるが、本実施の形態では、断層画像メモリ110を用いて、断層画像に遅延を与えることで、これを回避できる。

20

【0060】

なお、図11に示すように、受信信号のドプラ変位を検出するドプラ信号処理部118を設け、動きに関する特徴量をドプラ変位から検出するようにすることも可能である。ドプラ信号処理部118は、従来の超音波診断装置にも設けられており、血流を検出するために用いられている。血流の速度やパワーは心臓の動きをダイレクトに表しており、それらを使うことにより、高い精度で確実に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。また、図12に示すように、受信信号を直接解析して特徴量を検出することも可能である。この場合は、一定深度からの受信信号の振幅または位相を監視し、振幅または位相が大きく変化した点などを検出することにより、簡単に1心拍に1回のパルスを発生させることができる。

30

【0061】

なお、図4および図9の構成において、スイッチ121、122の共通接点をb接点側に接続することで、従来のように心電波形や心音波形などを用いて初期化を行ない、スイッチ121、122の共通接点をa接点側に接続することで、本実施の形態に示す方法で初期化を行なうように切り換えることができる。これにより、短時間に多数の被検体の弾性率画像を求める必要がある健康診断などのときには、本実施の形態に示した方法を用いることで、心電装置などの付け替えなどの煩雑な操作をせずに迅速に弾性率画像を求めることができ、スイッチ121、122を切り換えることで、心電などによる確実な初期化が必要な場合にも対応することができる。

40

【0062】

なお、実施の形態2、3では、1心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、これらの実施の形態は、外部からの圧迫弛緩または加振に応じた被検体組織を追跡し、歪み量、弾性率、粘性率などの被検体組織の物理的特性を表す組織特性量を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織追跡部への同期パルスは、外部からの圧迫弛緩または加振に同期したものとし、所定の遅延時間は、外部からの圧迫弛緩または加振の方法に応じて、特徴量検出パルス間隔の0~100%の範囲で、厚み変化幅の最大値と最小値が初期化からできるだけ近くなるように調整することが肝要である。

50

【 0 0 6 3 】

(実施の形態 4)

図 1 3 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、図 4 に示した実施の形態 2 の構成とは、波形選択部 1 3 0 がさらに設けられた点が相違する。図 1 3 において、実施の形態 2 と同一の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 6 4 】

波形選択部 1 3 0 は、2 つの入力端子（入力端子 R および入力端子 Q）を持ち、入力端子 R に入力された波形を解析し、その結果をもとに、入力端子 Q に入力された波形から 1 つを選択して出力する。図 1 3 の構成では、波形選択部 1 3 0 の入力端子 Q には、複数の追跡波形信号が、入力端子 R には複数の追跡波形信号が入力される。波形選択部 1 3 0 は、入力端子 R に入力された追跡波形信号を解析し、その解析結果を用いて、入力端子 Q に入力された追跡波形信号から 1 本の追跡波形信号を選択する。

【 0 0 6 5 】

選択された追跡波形に対して、特徴量検出部 1 2 0 は、例えば図 6 に示されるのと同様の解析を行う。すなわち、例えば被検体の測定点 A の追跡波形 T A の変化量、つまり微分波形に閾値処理を行い、1 心拍に 1 回の初期化パルス R S T を作成し、その初期化パルス R S T によって全部位の追跡波形の初期化を行なう。本実施の形態の要点は、初期化パルスを作成するための追跡波形の測定点の選び方にある。

【 0 0 6 6 】

以下に、本実施の形態における超音波診断装置の動作について、より具体的に説明する。図 1 4 と図 1 5 は、モニタ 1 0 7 の表示画面の一例を示す。図 1 4 では、粥腫 3 0 3 のある血管長軸断層画像 2 0 0 上に、同じ位置の弾性率画像 2 0 1 が重畳表示されている。図 1 5 では、粥腫 3 0 3 のある血管短軸断層画像 2 0 5 上に、同じ位置の弾性率画像 2 0 6 が重畳表示されている。図 1 4 と図 1 5 の C ~ P は、追跡波形の測定点を示す。図 1 6 B には、図 1 6 A に示す各測定点から得られる追跡波形の例を示す。図 1 6 B に示されるように、送受信超音波の入射方向と被検体組織の運動方向の違いや、組織の反射率の違いにより追跡波形の振幅や S N 比が大幅に異なる。したがって、精度良く初期化パルスを作成するためには、追跡波形の測定点の選び方が重要である。

【 0 0 6 7 】

図 1 4 に示すように血管の長軸断面を撮像した場合には、測定点 D または F が最適であり、次いで測定点 C または G が適当である。測定点 D または F は血管壁上であり、超音波エコーの振幅が大きいため S N がよく、正確な追跡波形が得られ、また血圧による血管の脈動を直接反映しているためである。測定点 C または G も同様に正確な追跡波形が得られるが、血管から距離があるために、脈動の振幅がやや小さくなる。測定点 E は血管内であるために、超音波エコーの振幅が小さいため S N が悪く、正確な追跡波形が得られないため適当ではない。また、測定点 H は粥腫内であり、組織の移動方向が超音波の進行方向と必ずしも平行とはいえないため、正確な追跡波形が得られないと考えられるので、適当ではない。

【 0 0 6 8 】

図 1 5 に示すように血管の短軸断面を撮像した場合には、測定点 J または K が最適であり、次いで測定点 I または L が適当である。測定点 J または K は血管壁上であり、超音波エコーの振幅が大きいため S N がよく、正確な追跡波形が得られ、また血圧による血管の脈動を直接反映しているためである。測定点 I または L も同様に正確な追跡波形が得られるが、血管から距離があるために、脈動の振幅がやや小さくなる。測定点 O は血管内であるために、超音波エコーの振幅が小さいため S N が悪く、正確な追跡波形が得られないため適当ではない。また、測定点 P は粥腫内であり、組織の移動方向が超音波の進行方向と必ずしも平行とはいえないため、正確な追跡波形が得られないと考えられるので、適当ではない。測定点 M は血管壁上であるが、脈動の方向が左右方向であるのに対し、超音波の進行方向は上下方向であるので、正確な追跡が行なえない。したがって、測定点 M は適当

ではない。計測点Nも同様に適当ではない。

【0069】

図13に示す構成の超音波診断装置では、波形選択部130は、入力端子Rに入力された複数の追跡波形信号の解析結果を用いて、入力端子Qに入力された複数の追跡波形信号から1本の追跡波形を選択する。波形選択部130により選択された追跡波形が特徴量検出部120に入力される。特徴量検出部120はその位置の追跡波形を解析して同期パルスSPを作成する。同期パルスSPが、パルス遅延部124により遅延させられて初期化パルスRSTが作成される。このようにして、初期化パルスRSTを作成するのに最適な追跡波形を自動的に選択することができる。最適な追跡波形は、以下のようにして選択することができる。

10

【0070】

例えば、最適な測定点の追跡波形は振幅が大きく、ノイズが少なく、周期的であるという特徴を利用して、最適な追跡波形を選定することができる。ノイズの量の判定は、数周期分の追跡波形を比較して波形のばらつき量を評価したり、ローパスフィルタを通した追跡波形と元の追跡波形を比較したりすればよい。周期性の判定には、相関関数などを用いて周期を求めればよい。また、FFTなどを用いて、周波数領域で判定することも有効である。また、血流部分と血管壁部分では追跡波形の動きが異なるが、これを利用して血管壁と血流部分の境界を求め、血管壁部分を決定してもよい。以上のように最適な追跡波形を選択し、上述の実施の形態のように特徴量検出部120等を動作させることにより、心電装置などの被検体と装置間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で被検体組織のより正確な追跡が可能となる。

20

【0071】

図17は、追跡波形の測定点の選び方に関する他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、波形選択部130aの入力端子Qには、複数の追跡波形信号が入力される。さらに、制御部100を介して、ユーザーが最適な測定点を指定する。制御部100は、指定された位置情報を波形選択部130aに伝え、波形選択部130aにより対応する追跡波形が選択されて特徴量検出部120に入力される。特徴量検出部120はその位置の追跡波形を解析して同期パルスSPを作成し、パルス遅延部124により初期化パルスRSTが作成される。これにより、血管が変形しているなど、自動滴に測定点を決定することが困難な場合にも対応することができる。

30

【0072】

図18はさらに他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、波形選択部130bの入力端子Rには、弾性率計算部116の出力である局所弾性率が入力される。波形選択部130bでは、局所弾性率から超音波ビームに並行する血管壁を検出し、それに基づいて、複数の追跡波形信号Qからその位置の追跡波形を選択して特徴量検出部120に入力する。その追跡波形を解析して、上述のように初期化パルスRSTが作成される。血管と血流部分の局所弾性率は明らかに異なるので、区別は可能である。以上のようにして、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体組織のより正確な追跡が可能となる。

【0073】

図19はさらに他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、波形選択部130cの入力端子Rには、受信部103から受信信号が入力される。波形選択部130cは、受信信号の振幅を解析して血流と血管壁の境界を検出する。それにより、図18の構成の場合と同様に、特徴量検出部120が血管壁側の位置の追跡波形を解析して、初期化パルスRSTが作成される。血管壁は受信信号の強度が大きく、血流部分は強度が小さいため、区別は可能である。

40

【0074】

図20はさらに他の構成の超音波診断装置を示す。この構成では、ドプラ信号処理部118が設けられ、受信信号のドプラ変位を解析し、血流を検出して、波形選択部130dの入力端子Rにデータを供給する。波形選択部130dでは、検出された血流からその外側にある血管壁を推定する。それにより、図18の構成の場合と同様に、特徴量検出部1

50

20が血管壁側の位置の追跡波形を解析して、初期化パルスRSTが作成される。

【0075】

なお、以上の構成において、波形選択部130の入力端子Qへ入力される信号は、複数の追跡波形信号に限られない。例えば、図7、8に示したような、受信信号やドプラ変位信号を用いることもできる。

【0076】

以上の説明では、1心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、本実施の形態は、外部からの圧迫弛緩または加振に応じた被検体組織を追跡し、歪み量、弾性率、粘性率などの被検体組織の特性を求め
10
る超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織追跡部の同期パルスは、外部からの圧迫弛緩または加振に同期したものとすればよい。

【0077】

なお、本発明は、最終出力を弾性率に限るものではなく、組織追跡波形を求め、歪み量や弾性率、粘性率を測定し癌や腫瘍組織を検出する超音波診断装置や、血管の内中膜厚（IMT）や血管の内径変化、スティフネスパラメータ、脈波速度などから動脈硬化を検出する超音波診断装置などにも応用することが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0078】

本発明に係る超音波診断装置は、被検体と心電装置などの装置間に特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、被検体組織の動きを精度よく追跡
20
することができ、それにより弾性率、歪み量または歪み率、粘性率などの組織特性状を示す量を容易に得ることができ、操作者の手間が少なく、医療等の用途に有用である。

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図1】本発明の実施の形態1における超音波診断装置の動作を示す各部の波形図である。

【図2】同実施の形態における超音波診断装置のブロック図である。

【図3】同超音波診断装置におけるモニタ107上の表示画面の一例を示す図である。

【図4】本発明の実施の形態2における超音波診断装置のブロック図である。

【図5】同実施の形態における超音波診断装置の利点を説明するための波形図である。
30

【図6】同実施の形態における超音波診断装置の動作を説明するための波形図である。

【図7】同実施の形態における超音波診断装置の変形例を示すブロック図である。

【図8】同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

【図9】本発明の実施の形態3における超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

【図10A】同実施の形態における超音波診断装置を用いて被検体組織の動きを追跡する箇所（測定点）を示す模式図である。

【図10B】同実施の形態における超音波診断装置の動作を説明するための波形図である。
40

【図11】同実施の形態における超音波診断装置の変形例を示すブロック図である。

【図12】同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

【図13】本発明の実施の形態4における超音波診断装置のブロック図である。

【図14】同実施の形態における超音波診断装置の画面説明図である。

【図15】同実施の形態における超音波診断装置の他の画面説明図である。

【図16A】被検体の各測定点を示す図である。

【図16B】図16Aに示した各測定点から得られる追跡波形の例を示す波形図である。

【図17】本発明の実施の形態4における超音波診断装置の変形例を示すブロック図である。
50

【図18】同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

【図19】同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

【図 2 0】同実施の形態における超音波診断装置の他の変形例を示すブロック図である。

【図 2 1】従来例における被検体組織の追跡方法を説明するための波形図である。

【図 2 2 A】従来例及び本発明の実施の形態において被検体組織の動きを追跡する箇所（測定点）を示す模式図である。

【図 2 2 B】従来例における被検体組織の追跡方法を説明するための波形図である。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2004/007110
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B8/08 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) Int.Cl ⁷ A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004 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.
Y A	JP 2001-070303 A (GE Vingmed Ultrasound AS), 21 March, 2001 (21.03.01), Full text; all drawings & EP 1079240 A2 & US 2002/177775 A2	1-4, 6-15 5
Y A	JP 2001-286471 A (Hitachi Medical Corp.), 16 October, 2001 (16.10.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-4, 6-15 5
Y A	JP 2000-229078 A (Japan Science and Technology Corp.), 22 August, 2000 (22.08.00), Full text; all drawings (Family: none)	10, 14, 15 1-9, 11-13
<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 09 July, 2004 (09.07.04)		Date of mailing of the international search report 27 July, 2004 (27.07.04)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007110

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 2003-061958 A (Toshiba Iyo System Engineering Kabushiki Kaisha), 04 March, 2003 (04.03.03), Full text; all drawings & US 2003/0125624 A1	1-15
A	Junko UMEZAWA et al., "Domyakuheki no Nendansei Tokusei Hyoka o Mezashita Choonpa Keisoku ni yoru Domyakuheki no Undo Sokudo Hakei Karano Kyusho Myakuha Denpan Sokudo no Sanshutsu no Teian", The Institute of Electronics Information and Communication Engineers Gijutsu Kenkyu Hokoku, Vol.99, No.260, 27 August, 1999 (27.08.99), pages 17 to 23	1-15
P,A	JP 2003-290225 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 14 October, 2003 (14.10.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-15

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2004/007110

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
Y A	JP 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000.08.22 全文、全図 (ファミリーなし)	10, 14, 15 1-9, 11-13
A	JP 2003-061958 A (東芝医用システムズ・エンジニアリング株式会社) 2003.03.04 全文、全図 &US 2003/0125624 A1	1-15
A	梅澤淳子他、動脈壁の粘弾性特性評価を目指した超音波計測による 動脈壁の運動速度波形からの局所脈波伝搬速度の算出量の提案、電 子情報通信学会技術研究報告、vol. 99、NO. 260、 1999.08.27、P. 17-23	1-15
P, A	JP 2003-290225 A (松下電器産業株式会社) 2003.10.14 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15

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,IT,LU,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,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA, MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG, US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 渡辺 良信

神奈川県横浜市鶴見区馬場4 - 2 5 - 3 9

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD06 DD14 DD15 DD19 DD23 DD26 DE04 EE09
EE11 FF08 JB01 JB23 JB43 JC16

(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	JPWO2004103185A1	公开(公告)日	2006-07-20
申请号	JP2005506378	申请日	2004-05-19
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	鈴木隆夫 萩原尚 反中由直 渡辺良信		
发明人	鈴木 隆夫 萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/021 A61B5/0456 A61B8/14 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/02007 A61B5/021 A61B5/0456 A61B5/489 A61B5/7239 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/543 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52087		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DD26 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB01 4C601/JB23 4C601/JB43 4C601/JC16		
优先权	2003142481 2003-05-20 JP 2003346182 2003-10-03 JP		
其他公开文献	JP4189405B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于相对于对象发送和接收超声波的发送单元 (102) 和接收单元 (103) , 组织追踪单元 (115) , 用于分析接收到的信号以跟踪组织的移动以及用于检测与所述对象的组织的移动有关的特性的特性检测单元 (120) 。性质检测单元 (120) 使接收信号, 多普勒频移以及对对象的组织的信号处理中的任何一个经受信号处理, 检测与对象的组织的移动有关的特性心跳, 并基于检测到的属性产生初始化脉冲。组织追踪单元 (115) 由初始化脉冲初始化。可以通过仅将探针施加到对象的简单操作来获得对象的组织的弹性模量的分布图像以及对象的断层图像, 而不需要对象与装置。

