

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4189405号
(P4189405)

(45) 発行日 平成20年12月3日(2008.12.3)

(24) 登録日 平成20年9月19日(2008.9.19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2005-506378 (P2005-506378)
 (86) (22) 出願日 平成16年5月19日 (2004.5.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2004/007110
 (87) 国際公開番号 WO2004/103185
 (87) 国際公開日 平成16年12月2日 (2004.12.2)
 審査請求日 平成17年2月21日 (2005.2.21)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-142481 (P2003-142481)
 (32) 優先日 平成15年5月20日 (2003.5.20)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-346182 (P2003-346182)
 (32) 優先日 平成15年10月3日 (2003.10.3)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 110000040
 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
 (72) 発明者 鈴木 隆夫
 神奈川県横浜市保土ヶ谷区上星川1-10-302
 (72) 発明者 萩原 尚
 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) 【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、
 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、
 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を特徴とする
 超音波診断装置。

【請求項 3】

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
 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 4】

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、
ビームフォーミング後の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ビームフォーミング後の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、
遅延されないビームフォーミング後の受信信号を解析して得られた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 5】

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、10

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、4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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、4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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、20

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、4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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、4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

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 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。30

【請求項 10】

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 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

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 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

複数の前記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 7 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。40

【請求項 13】

複数の前記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 8 のいずれか 1 項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。

50

【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う試みがある。

【0003】

例えれば、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21を参照して説明する。10

【0004】

図21において、被検体の同一方向に対して、Tの期間を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、

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

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、20

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

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畠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22Aおよび図22Bを参照して説明する。30

【0006】

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。

【0007】

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随する。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Wsとすると、測定点A-B間の歪み量 ϵ は、40

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

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Erは、

$$Er = P / W_s \quad \dots \text{(式4)}$$

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。

【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50

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0008】**

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。

【0009】

10

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】**【0010】**

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、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を特徴とする。

20

【0011】

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、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を特徴とする。

30

【0013】

第1～第2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】

また、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、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とも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。

40

【0016】

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、ビームフォーミング後の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ビームフォーミング後の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、遅延されないビームフォーミング後の受信信号を解析して得られた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。

50

【0017】

第1から第3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3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。

10

【0019】

第1から第3のいずれかの基本構成において、複数の受信信号のドッ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3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。

20

【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に同期する特徴量とすることができる。

【0022】

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。

30

【0023】

また、上記いずれかの構成において、複数の前記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、複数の前記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ることができる。

【発明の効果】

【0024】

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。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

(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

50

、 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。

【 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。このときの血圧差を P とすると、測定点 A - B 間の弾性率 E r は、

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

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 を発生させる。この場合、閾値 T H 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 R S T が発生するがないように、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 R S T を発生することが肝要である。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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 が重畠表示される。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。

【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の、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の、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可能、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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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ッ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。10

【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。

【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、同一の参考番号を付して、説明を簡略にする。20

【0044】

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ップ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 S P 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 S P 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 R S T を作成する。この初期化パルス R S T 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。30

【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。40

【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 R S T 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。

【0047】

図 5 には、上側から、心電波形 E C G、血管 300（図 22 A）の測定点 A の追跡波形 T A、測定点 B の追跡波形 T B、厚み変化波形 W (= T B - T A)、T A の微分波形 T A'、同期パルス S P 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50

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、受信信号のドプ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。

【 0 0 4 8 】

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に、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。

【 0 0 4 9 】

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ことがほしい。

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

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るため、より適切な初期化を行うことができる。

【 0 0 5 2 】

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は用いられている。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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【0055】

次に、本実施の形態の要部である特微量検出部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。

20

【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、動きに関する特微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。

30

【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き、初期化のタイミングを血管収縮末期の直前とすることことができ、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。

40

【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。

【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、動きに関する特微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

50

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。

【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。10

【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。20

【0063】

(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。30

【0064】

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。

【0065】

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 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。40

【0066】

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 が重畠表示されている。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 206 が重畠表示されている。図 14 と図 15 の C ~ P は、追跡波形の測定点を示す。図 16 B には、図 16 A に示す各測定点から得られる追跡波形の例を示す。図 16 B に示される50

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。

【0067】

図 14 に示すように血管の長軸断面を撮像した場合では、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。10

【0068】

図 15 に示すように血管の短軸断面を撮像した場合では、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。20

【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微量検出部 120 に入力される。特微量検出部 120 はその位置の追跡波形を解析して同期パルス S/P を作成する。同期パルス S/P が、パルス遅延部 124 により遅延させられて初期化パルス R/S/T が作成される。このようにして、初期化パルス R/S/T 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。30

【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微量検出部 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。40

【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50

波形が選択されて特微量検出部 120 に入力される。特微量検出部 120 はその位置の追跡波形を解析して同期パルス S P を作成し、パルス遅延部 124 により初期化パルス R S T 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できる。

【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 130 b 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 130 b 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微量検出部 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 R S T 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 130 c の入力端子 R には、受信部 103 から複数の受信信号が入力される。波形選択部 130 c 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、特微量検出部 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 R S T 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。

【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、複数の受信信号の複数のドプラ変位を解析し、血流を検出して、波形選択部 130 d の入力端子 R にデータを供給する。波形選択部 130 d 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、特微量検出部 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 R S T 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（I M T）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できる。

【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

10

20

30

40

50

。

- 【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。
【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。 10
【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。
。
【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。 20
【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。
【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20】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】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】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。 30
【図22B】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1】

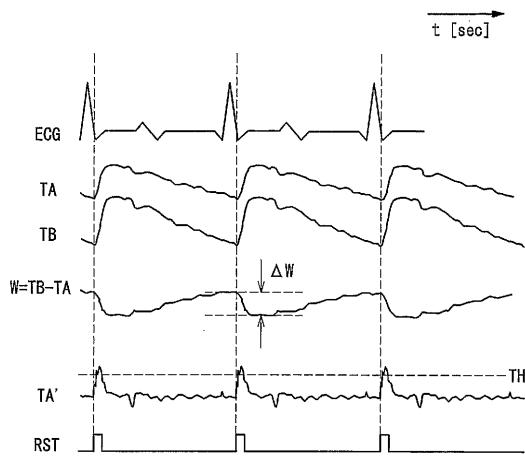


FIG. 1

【図2】

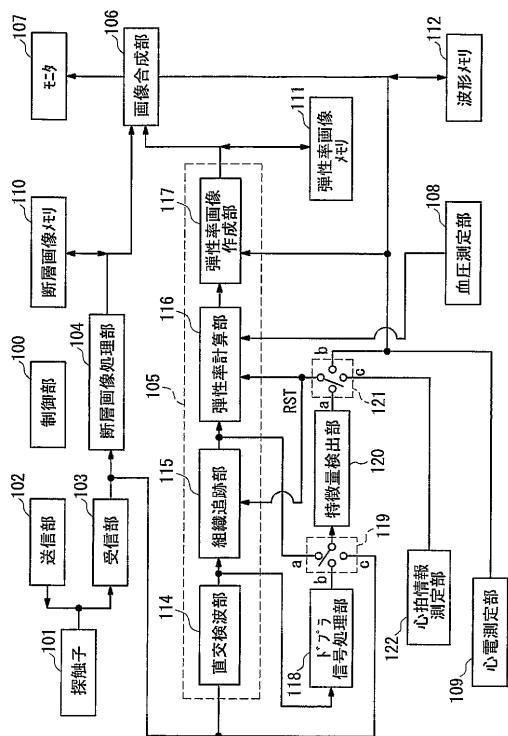


FIG. 2

【図3】

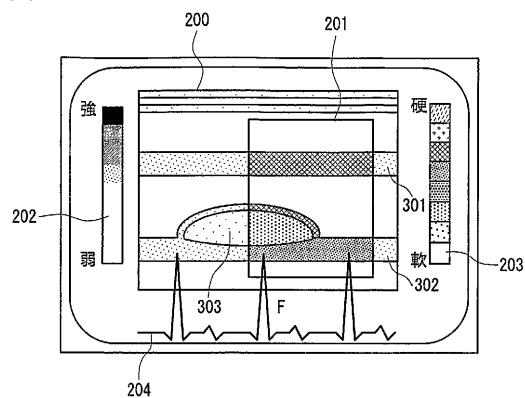


FIG. 3

【図4】

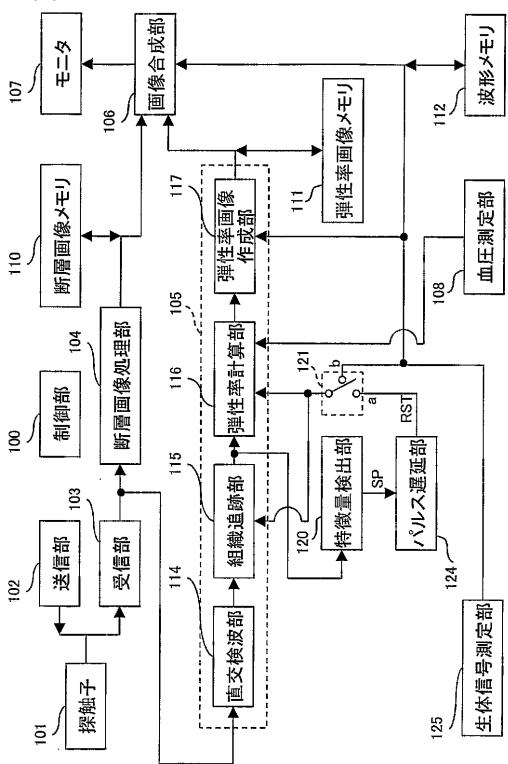


FIG. 4

【図5】

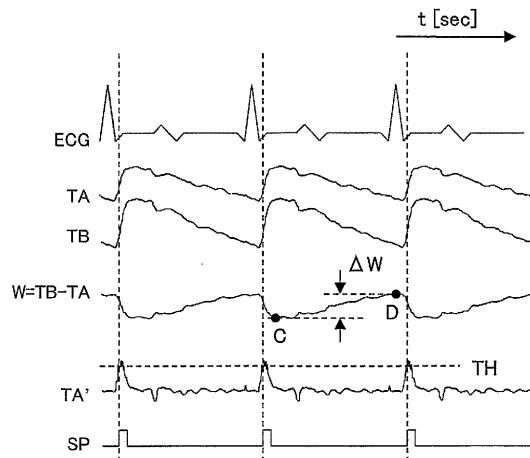


FIG. 5

【図6】

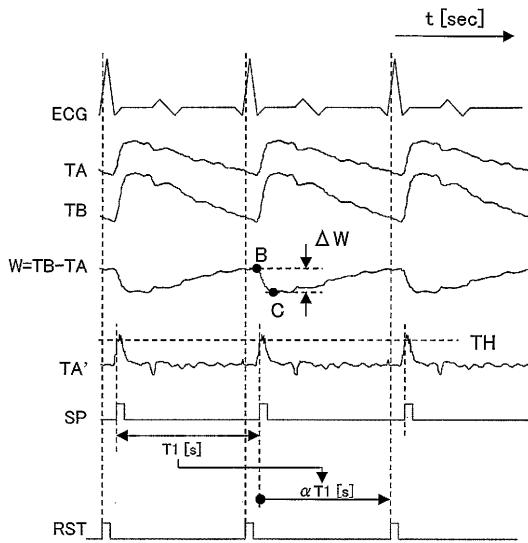


FIG. 6

【図7】

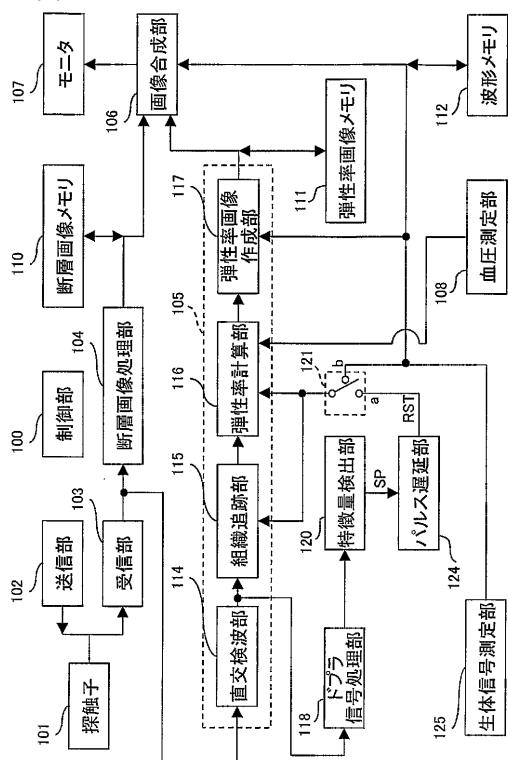


FIG. 7

【図8】

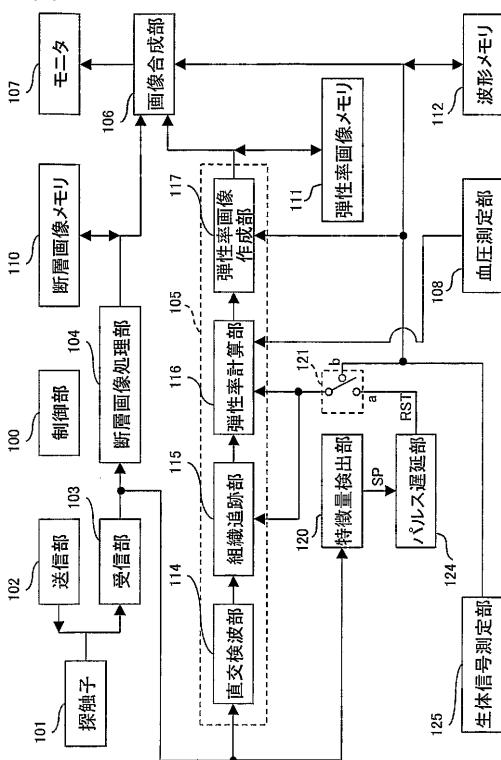


FIG. 8

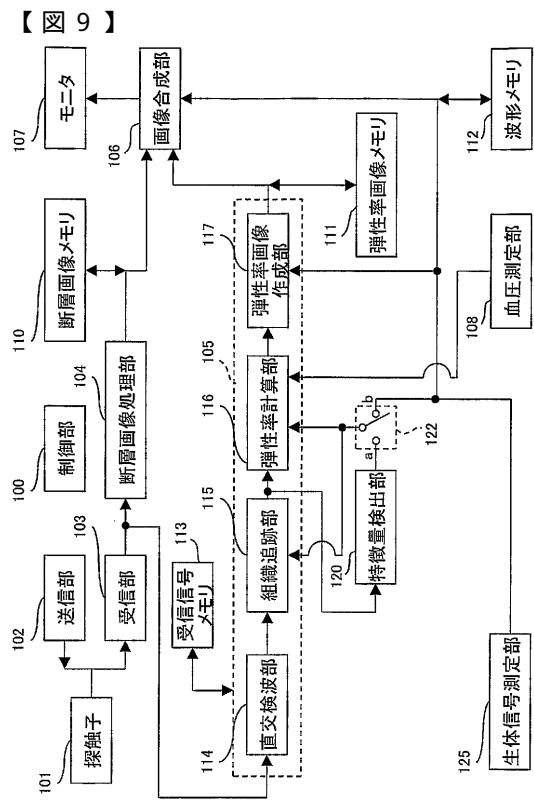


FIG. 9

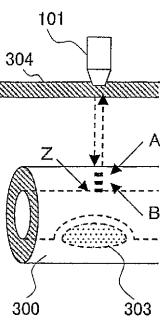


FIG. 10A

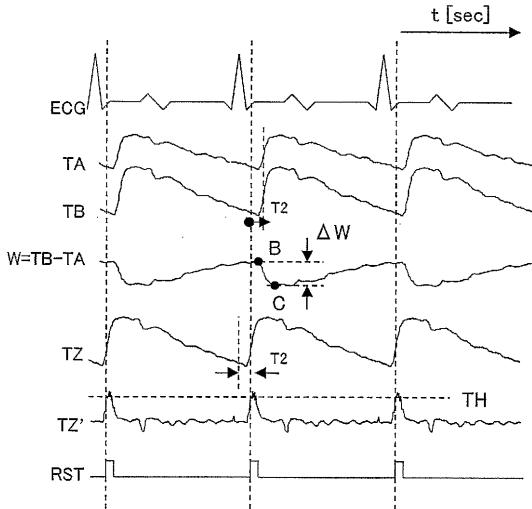


FIG. 10B

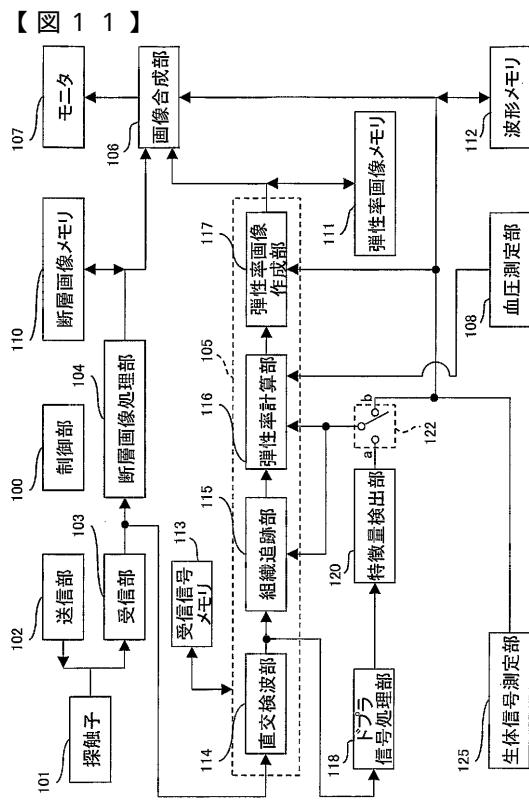


FIG. 11

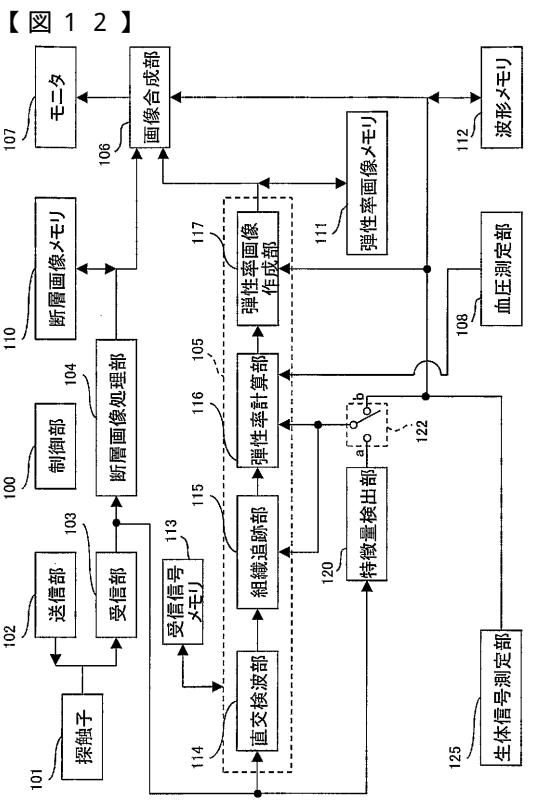
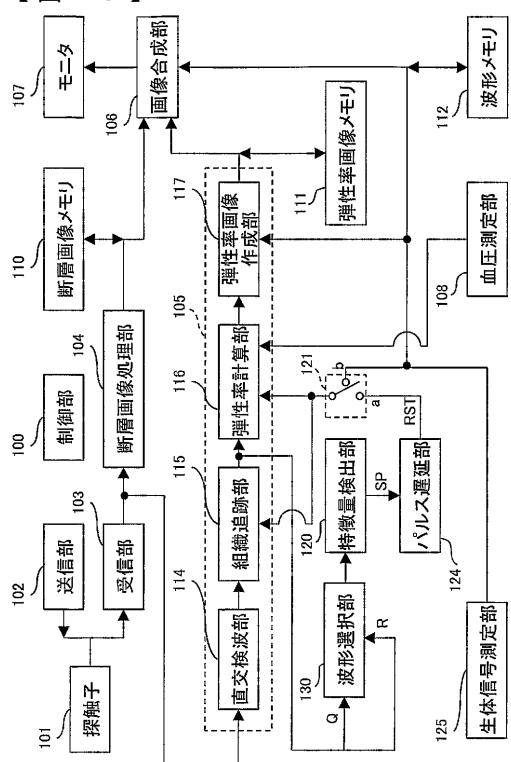


FIG. 12

【図 13】



【図 14】

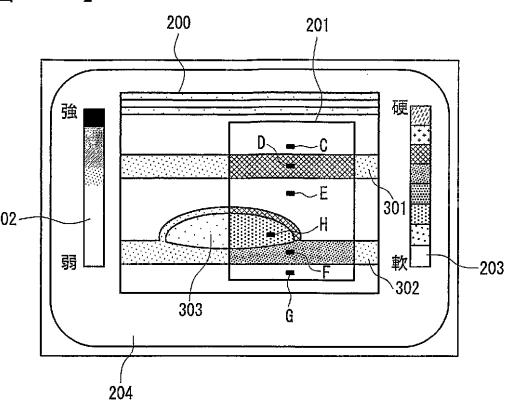


FIG. 14

【図 15】

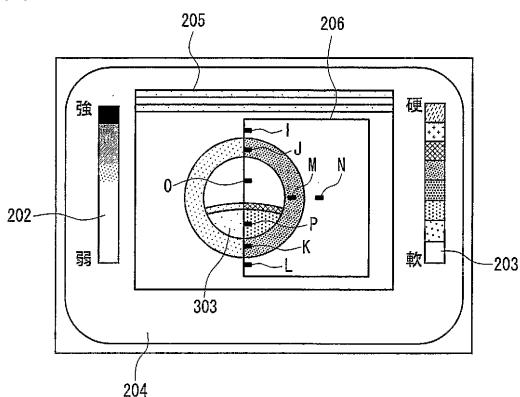


FIG. 15

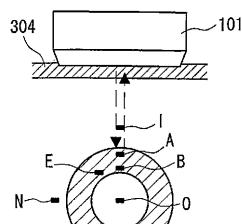


FIG. 16A

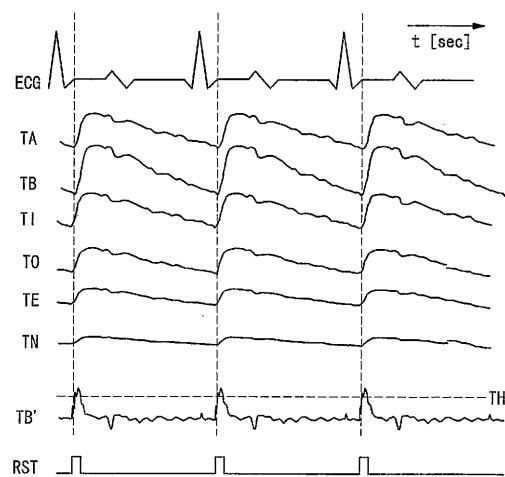


FIG. 16B

【図 17】

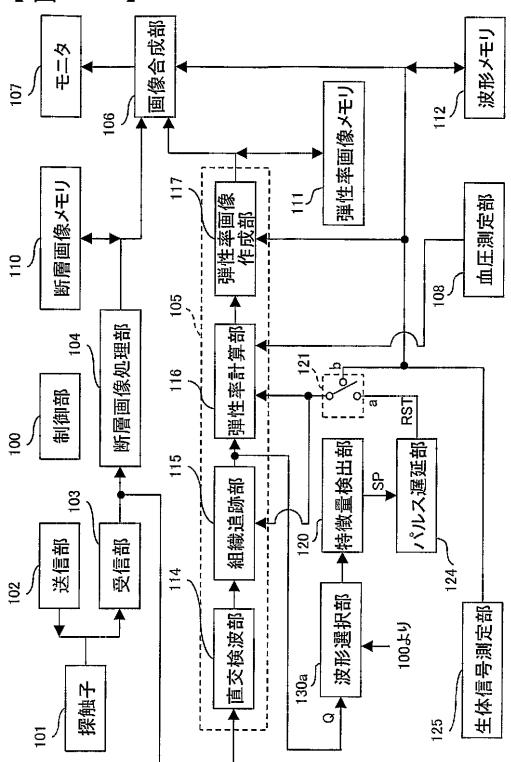


FIG. 17

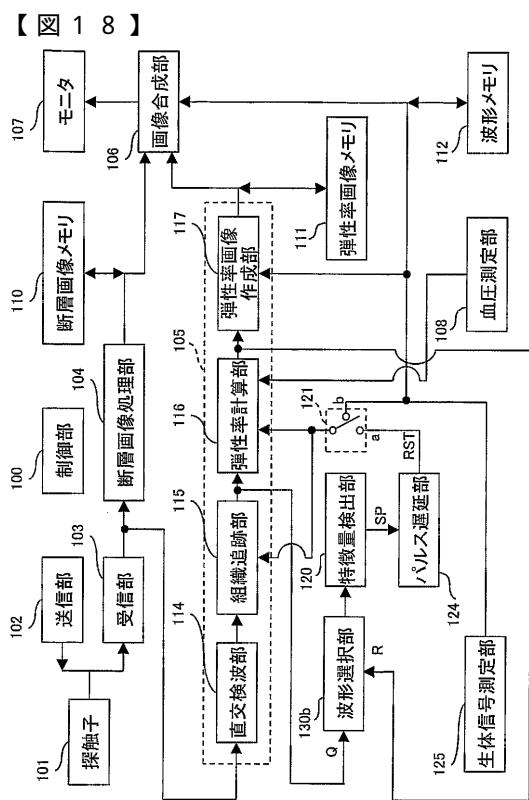


FIG. 18

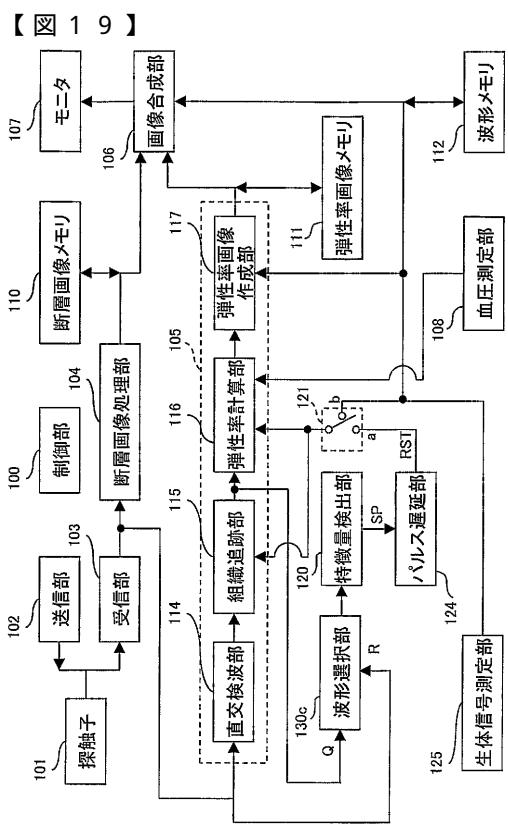


FIG. 19

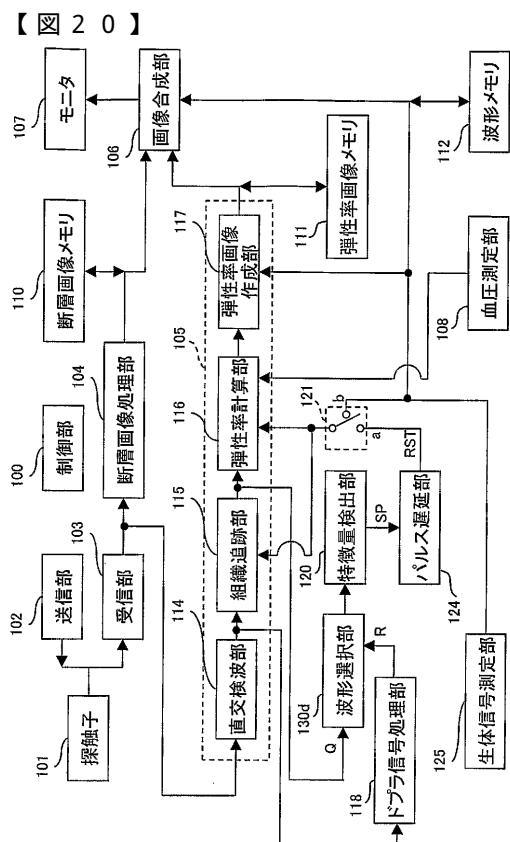


FIG. 20

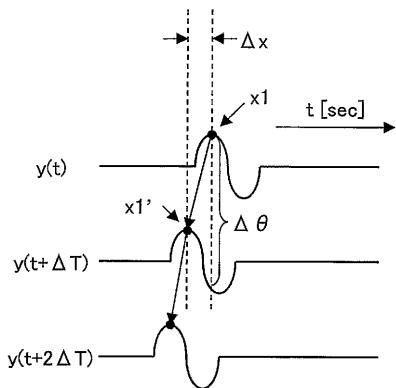


FIG. 21

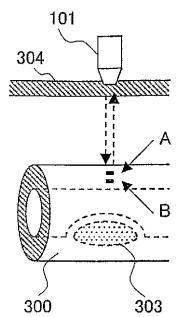


FIG. 22A

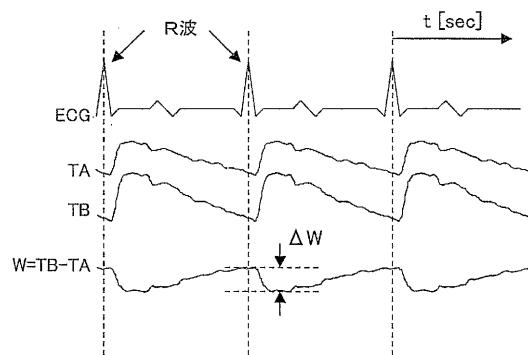


FIG. 22B

フロントページの続き

(72)発明者 渡辺 良信
神奈川県横浜市鶴見区馬場4-25-39

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開2000-229078(JP,A)
特開2003-290225(JP,A)
特開平10-005226(JP,A)
特開平08-191834(JP,A)
特開2001-286471(JP,A)
特開2001-070303(JP,A)
特開2003-225239(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4189405B2	公开(公告)日	2008-12-03
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		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[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		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2003142481 2003-05-20 JP 2003346182 2003-10-03 JP		
其他公开文献	JPWO2004103185A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

【図3】

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)，用于分析接收信号以跟踪组织的运动的组织跟踪单元(115)。受试者和用于检测与受试者组织运动有关的特性的特性检测单元(120)。特性检测单元(120)对接收信号，多普勒频移和对象组织的运动中的任何一个进行信号处理，检测与对象组织的运动有关的属性。心跳，并根据检测到的属性生成初始化脉冲。通过初始化脉冲初始化组织跟踪单元(115)。通过仅对受试者施加探针的简单操作，可以获得受试者组织的弹性模量的分布图像以及受试者的断层图像，而无需在受试者和受试者之间进行特殊连接。装置。

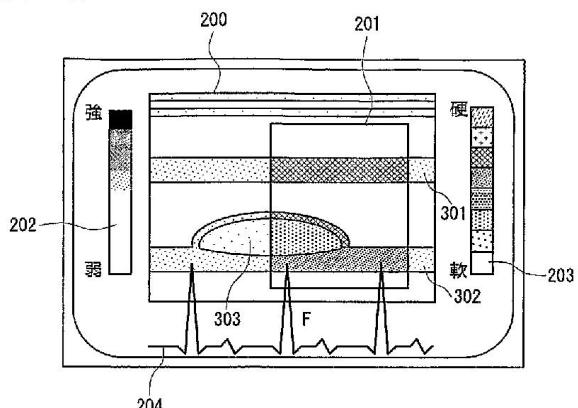


FIG. 3