

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3675754号
(P3675754)**

(45) 発行日 平成17年7月27日(2005.7.27)

(24) 登録日 平成17年5月13日(2005.5.13)

(51) Int.Cl.⁷**A 6 1 B 8/06**

F I

A 6 1 B 8/06

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2001-333379 (P2001-333379)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成13年10月30日(2001.10.30)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2003-135465 (P2003-135465A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成15年5月13日(2003.5.13)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成14年2月6日(2002.2.6)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	篠辺 孝
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		(72) 発明者	宮川 英夫
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		審査官	後藤 順也
			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】

二次元断層画像上において僧帽弁逆流部位を通過するビーム方位を設定する手段と、
アレイ振動子を有し、そのアレイ振動子上に送信開口と受信開口とを別々に設定して、
前記ビーム方位に対して連続波としての超音波の送受波を行って、受信信号を出力する送
受波手段と、

前記受信信号に基づいて、前記ビーム方位と血流の向きとの交差角度から流速の角度補
正を行いつつ、一方軸が流速軸で他方軸が時間軸であるドブラ波形を作成するドブラ演算
手段と、

前記ドブラ波形に対して逆流波形部分を含むトレース期間を設定する手段と、

10

前記ドブラ波形に対して設定されたトレース期間内において当該ドブラ波形のオートト
レースを実行し、トレースラインを作成するオートトレース手段と、

前記トレースラインに対して1.0 m/sの逆流速レベルを表す第1流速ラインと3.0 m/sの逆流速レベルを表す第2流速ラインとを設定する手段と、

前記トレースラインと前記第1流速ラインの第1交点、及び、前記トレースラインと前
記第2流速ラインの第2交点を求める手段と、

前記第1交点を通る第1垂線と前記第2交点を通る第2垂線とを設定する手段と、

前記ドブラ波形を背景とし、前記トレースライン、前記第1流速ライン、前記第2流速
ライン、前記第1垂線、及び、前記第2垂線を表示する手段と、

前記ドブラ波形を背景とした画面上で、前記表示された第1垂線及び第2垂線の時間軸

20

上の位置をユーザーが個別的に平行移動させて修正するための修正手段と、
 前記第1垂線と前記第2垂線との間を変動期間として決定する手段と、
 前記計測された変動期間を用いて心機能を評価する指標 dP/dt を計算する計算手段と、
 を含み、

逆流の立ち上がりにおいて前記指標を演算する場合に、前記トレース期間において時間軸の正方向から前記第1交点及び前記第2交点が検出され、あるいは、逆流の立ち下がりにおいて前記指標を演算する場合に、前記トレース期間において時間軸の負方向から前記第1交点及び前記第2交点が検出されることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、特に心機能を評価するための指標の計測に関する。

【0002】

【従来の技術】

左室の収縮能を表す指標として dP/dt が知られている。これは、僧帽弁逆流についてその流速が 1.0 m/s から 3.0 m/s になるまでの期間を Δt とした場合、例えば以下の計算式によって演算されるものである。

【0003】

$$dP/dt = (36 - 4) \text{ mmHg} \times 1000 / \Delta t \quad \cdots (1)$$

20

上記の指標 dP/dt は、心機能を診断する上で重要な指標であり、循環器医療の分野において周知である。

【0004】

超音波診断装置を用いて上記指標を計測する場合、胸部に超音波探触子を当接し、その状態で超音波ビームの電子走査を行い、それにより得られた受信信号に基づいて左室の二次元断層画像（カラーフローマッピング画像を含む）を作成し、それを画面表示させる。その二次元断層画像上において、連続波ドプラ法によって計測を行うビーム方位がユーザー設定され、当該方位について超音波の連続波が送受波される。それにより得られる受信信号に対して周波数解析演算（FFT演算）を実行すると、いわゆるドプラ波形が得られる。このドプラ波形の縦軸は正負の速度軸であり、横軸は時間軸である。また、ドプラ波形における輝度がパワーに相当する。

30

【0005】

従来においては、超音波診断装置に標準装備されている時間計測機能を用いて、具体的には、表示画面上に2つのマーカを表示させ、それらを 1.0 m/s 及び 3.0 m/s の流速点にマニュアルで合わせることによって、2つのマーカの時間軸上の距離から上記 Δt が演算されていた。そして、例えば卓上の電子計算機などを利用して、上記(1)式を実行することにより、指標 dP/dt が求められていた。なお、超音波診断装置上において、上記(1)を登録しておき、 Δt が求まった段階で指標を演算することも可能である。

【0006】

40

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、ドプラ波形は単純な1本ラインではなく、各時刻において多様な速度成分つまり速度分布を有している波形である。よって、ドプラ波形は、上下突出した無数のヒゲが密集したような形態をもっている。そのようなドプラ波形において、上記の2つの流速値をユーザーが再現性よく特定することは一般に難しい。そこで、従来においては、ドプラ波形を時間軸方向に伸長させて表示し、あるいはドプラ波形を拡大表示し、幾分でも再現性よいマーキングを行えるように配慮していた。しかし、その場合でも、2つの流速値を特定する精度を上げるのには限度があり、また客観性の点でも問題がある。また、従来においては、指標 dP/dt を演算するために、複数のツールを用いた一連のユーザー操作が求められ、煩雑であるという問題がある。そのため、集団検診などにおいて、検査

50

業務の効率化を図れないという問題がある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、超音波診断装置において、客観性に優れた指標を演算できるようにすることにある。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の目的は、超音波診断装置において、ユーザー負担を少なくして指標を演算できるようにすることにある。

【 0 0 0 9 】

本発明の他の目的は、自動的に流速点を特定した後に、その流速点をマニュアルで修正できるようにして、状況に適合した計測を行えるようにすることにある。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明は、二次元断層画像上において僧帽弁逆流部位を通過するビーム方位を設定する手段と、アレイ振動子を有し、そのアレイ振動子上に送信開口と受信開口とを別々に設定して、前記ビーム方位に対して連続波としての超音波の送受波を行って、受信信号を出力する送受波手段と、前記受信信号に基づいて、前記ビーム方位と血流の向きとの交差角度から流速の角度補正を行いつつ、一方軸が流速軸で他方軸が時間軸であるドプラ波形を作成するドプラ演算手段と、前記ドプラ波形に対して逆流波形部分を含むトレース期間を設定する手段と、前記ドプラ波形に対して設定されたトレース期間内において当該ドプラ波形のオートトレースを実行し、トレースラインを作成するオートトレース手段と、前記トレースラインに対して第 1 流速ラインと第 2 流速ラインとを設定する手段と、前記トレースラインと前記第 1 流速ラインの第 1 交点、及び、前記トレースラインと前記第 2 流速ラインの第 2 交点を求める手段と、前記第 1 交点を通る第 1 垂線と前記第 2 交点を通る第 2 垂線とを設定する手段と、前記ドプラ波形を背景とし、前記トレースライン、前記第 1 流速ライン、前記第 2 流速ライン、前記第 1 垂線、及び、前記第 2 垂線を表示する手段と、前記表示された第 1 垂線及び第 2 垂線の時間軸上の位置を画面上でユーザーが個別的に修正するための修正手段と、前記第 1 垂線と前記第 2 垂線との間を変動期間として決定する手段と、前記計測された変動期間を用いて心機能を評価する指標を計算する計算手段と、を含むことを特徴とする。望ましくは、逆流の立ち上がりにおいて前記指標を演算する場合に、前記トレース期間内において時間軸の正方向から前記第 1 交点及び前記第 2 交点が検出される。望ましくは、逆流の立ち下がりにおいて前記指標を演算する場合に、前記トレース期間内において時間軸の負方向から前記第 1 交点及び前記第 2 交点が検出される。

【 0 0 1 1 】

上記構成によれば、複雑なドプラ波形をトレースラインに置き換えて、そのトレースライン上で第 1 流速点と第 2 流速点の特定を行うことができるので、客観性及び再現性がよい。また、トレースラインは、自動的に作成することができる。トレースラインを作成することによりその後における計測演算を自動化することができるので、従来よりもユーザー操作を削減できる。よって、検査効率を高められる。

【 0 0 1 2 】

上記構成は、前記ドプラ波形に対して設定されたトレース期間内において当該ドプラ波形のオートトレースを実行し、前記トレースラインを作成するオートトレース手段を含む。トレース期間は自動的にあるいはユーザー設定される(表示区間をトレース区間としてもよい)。そのトレース期間内において、ドプラ波形をトレースする場合、各時刻ごとに流速分布の代表点(ピーク点、ピークから所定レベル低下した点、中央点、平均点、エッジ点など)を特定し、それらの代表点の集合として、あるいはそれらを連結して、トレースラインを作成できる。いずれにしても、客観的基準に従ってトレース点を定めることになるので再現性を向上することができる。

【 0 0 1 3 】

なお、前記ドプラ波形をマニュアルでトレースして前記トレースラインを作成するマニ

10

20

30

40

50

ュアルトレース手段を設けることもできる。この場合にはポインティングデバイスなどを利用してマーカーをドブラ波形に沿って移動させる操作がなされる。なお、このマニュアルトレースが他の目的でなされる場合も多く、その場合には、そのトレース結果をそのまま利用して指標の演算を行える。

【0015】

上記構成は、前記表示された第1垂線及び第2垂線の時間軸上の位置を画面上でユーザーが修正するための修正手段を含む。この構成によれば、トレースラインにトレース上の問題がある場合などにおいて、より正しい特定を行うことができ、また他の事情がある場合にも各垂線の位置を移動できる。よって、時間計測をより適切なものにできる。トレースラインはドブラ波形を背景として合成表示される。

10

【0016】

上記構成において、前記心機能を評価する指標は、心臓内における僧帽弁逆流部位で計測されたドブラ波形から求められる。すなわち、上記(1)式によって演算される dP/dt である。

【0017】

上記構成では、逆流の向きと超音波ビームとの間における交差角度を計測し、その交差角度に応じてドブラ波形の流速(あるいは流速軸レンジ)が補正される。その場合には、より正確に指標を演算できる。

【0018】

(2)また上記目的を達成するために、本発明は、二次元断層画像上において僧帽弁逆流部位を通過するビーム方位を設定する手段と、前記ビーム方位に対して連続波としての超音波の送受波を行って、縦軸が流速軸で横軸が時間軸であるドブラ波形を作成する手段と、前記ドブラ波形に沿って描かれたトレースライン上において逆流速が 1.0 m/s になる第1流速点と逆流速が 3.0 m/s になる第2流速点との間の変動期間を計測する手段と、前記計測された変動期間を用いて左室の収縮能を評価するための指標 dP/dt を求める手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0019】

望ましくは、前記トレースラインが表示された画面上に、前記 1.0 m/s の逆流速レベルを表す第1水平ラインと前記 3.0 m/s の逆流速レベルを表す第2水平ラインとを表示する手段と、前記画面上に、水平のベースラインに直交する第1垂直ライン及び第2垂直ラインを表示する手段と、前記変動期間を計測するために、前記第1垂直ライン及び第2垂直ラインを個別的に水平方向に平行移動させる手段であって、前記トレースラインと前記第1水平ラインとの交点に基づいて前記第1垂直ラインを位置決めし、且つ、前記トレースラインと前記第2水平ラインとの交点に基づいて前記第2垂直ラインを位置決めする手段と、を含む。

30

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0021】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

40

【0022】

プローブ10は例えば胸部表面上に当接して用いられる超音波探触子である。このプローブ10には複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられている。このアレイ振動子により超音波ビームが形成され、その超音波ビームを走査することによって二次元データ取込領域(走査面)が形成される。その走査面上において取り込まれたエコーデータを画像化すれば、二次元断層画像(Bモード画像)やカラーフローマッピング画像(カラードブラ画像)などを表示することができる。また、本実施形態においては、後に説明するように、固定設定されるビーム方位上において連続波ドブラ法を用いてドブラ波形も観測されている。

【0023】

50

送受信部 12 は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。送受信部 12 から出力された整相加算後の受信信号は画像形成部 14 に出力される。画像形成部 14 は断層画像形成機能、ドブラ処理機能カラーフローマッピング処理機能、ドブラ波形生成機能、の他、各種の超音波画像を形成する機能を具備している。そのように形成された超音波画像の情報は表示処理部 16 を介して表示部 18 へ出力される。表示部 18 には二次元断層画像やカラーフローマッピング画像などが表示される。また、後述するドブラ波形も表示される。

【0024】

制御部 20 は本装置内における各構成の動作制御を行っている。入力部 22 は操作パネルなどによって構成され、入力部 22 を用いてユーザーは、トレース区間の設定、マニュアルトレース、あるいはライン設定や修正などを行うことができる。

10

【0025】

計測演算部 24 は、各種の計測機能を具備しているが、本実施形態においては、僧帽弁逆流について指標 dP/dt を計測演算する機能を有している。このような指標は心機能、具体的には左室収縮能の指標として用いられているものであり、循環器医療の分野において周知かつ重要なものである。後述するように、計測演算部 24 は上記(1)式中における Δt の計測を行い、その計測された Δt を用いて上記(1)式を実行しその結果を表示処理部 16 を介して表示部 18 へ出力する。

【0026】

以上のような指標の計測演算を行う場合において、本実施形態においては、その演算精度を高め、かつ計測の再現性を良好にするために、計測演算部 24 が自動トレース機能や交点検出機能などを具備しており、それについては後に図3などを用いて説明する。

20

【0027】

図2には、超音波画像の一例として二次元断層画像 26 が示されている。もちろん、この画像はドブラ情報が合成表示されたカラーフローマッピング画像などであってもよい。このように断層画像が表示されている状態において、図1に示した入力部 22 を用いて、ユーザーにより連続波ドブラ法によって計測を行うためのビーム方位 34 が設定される。図2において、符号 28 は左室を示しており、符号 30 は左房を示している。それらの間には僧帽弁 32 が存在している。心拍周期に従って、左房 30 から左室 28 へ血流が流れ込むが、その場合において僧帽弁 32 に閉鎖不全があると僧帽弁からの逆流が認められる。その逆流についてドブラ波形を観測するために、上記のビーム方位 34 が当該逆流部位を通過するように設定される。

30

【0028】

なお、超音波の送受波によって観測されるのは、ビーム方位 34 の方向における速度成分であり、このため真の血流速度を求めるためにはいわゆる角度補正を行う必要がある。その場合においては、ユーザーにより血流の向きとビーム方位 34 とのなす角度を数値入力したり、あるいはビーム方位 34 上における所定箇所に別途ラインを表示させ、そのラインの角度を変更することにより、すなわちそのラインを血流の流れの方向に合わせることで、装置側に交差角度を認識させるようにしてもよい。そのような技術は公知である。

40

【0029】

図2に示したように、ビーム方位 34 が設定されると、そのビーム方位において連続波の送受信がなされる。この場合においてはアレイ振動子における右半分と左半分がそれぞれ送信部及び受信部として機能し、すなわち送信開口と受信開口とが別々に設定されて、送信ビーム及び受信ビームが形成される。なお、断層画像とドブラ波形とを同時表示する側には、所定のシーケンスに従って超音波ビームの走査と連続波ドブラ法による計測とを交互に行うようにすればよい。

【0030】

図3には、連続波ドブラ法に従って形成されるドブラ波形 36 が示されている。ドブラ波形 36 における横軸 103 は時間軸であり、またベースラインを構成する。このベースラ

50

インは計測レンジに従ってシフトする。縦軸 105 は血流の速度を表す流速軸であり、血流（プローブに近づく方向）には正方向と負方向（プローブから遠ざかる方向）とがあり、それらを含めて所定のレンジ内において流速を表現することができる。ドブラ波形 36 における輝度は各時刻における各速度成分のパワーを表している。したがってドブラ波形 36 は一般的にかなり複雑な形態をもっており、ドブラ波形 36 自体から上記指標を計測するための 2 点をユーザーが特定するのは容易ではない。

【0031】

そこで、本実施形態においては、ユーザーにより例えば 2 つのライン 100、101 などを画面上で移動させてトレース区間 102 が設定され、そのトレース区間 102 内において計測演算部 24 が自動トレースを実行する。この場合、自動トレースの手法としては各種のものがあるが、例えば各時刻における速度分布のピークやそのピークから所定レベルだけ下がった点などを代表点として特定するようにしてもよい。すなわちそのような代表点を繋げることによってトレースライン 104 を構成することができる。このように自動トレースによればトレースライン 104 を客観的に設定することができるので、計測の再現性の面で有利である。

10

【0032】

図 3 に示されるように、トレース区間 102 は逆流が生じている波形部分を含んでおり、そのトレース区間 102 内においてトレースライン 104 がドブラ波形 36 上に描かれる。この場合においてドブラ波形 36 を白黒表示し、トレースライン 104 を含む各種のラインをカラー表示したりあるいは各ラインの輝度を変えたりすることなどにより、各ラインの視認性を向上することができる。

20

【0033】

本実施形態においては、トレースライン 104 と共に、上記の指標を計測するための基準の流速となる 1.0 m/s と 3.0 m/s の 2 つの流速値を表示するとともに、この 2 つの流速レベルに対応する第 1 水平ライン 106 及び第 2 水平ライン 107 が描かれる。そして、トレースライン 104 と第 1 水平ライン及び第 2 水平ライン 107 との交点 112、114 が自動的に検出され、その検出された交点 112、114 の時間軸方向の距離すなわち期間 Δt が特定される。この場合においては、交点 112、114 を通過する第 1 垂直ライン 108 及び第 2 垂直ライン 110 を表示させ、そのライン間の期間として Δt を求めるようにしてもよい。ちなみに、これらの垂直ライン 108、110 はベースライン 103 に対する垂線に相当する。

30

【0034】

以上のように期間 Δt が求められると、上記 (1) 式を実行することにより指標 dP/dt が演算される。本実施形態では、逆流波形部分の立ち上がりにおいて指標の演算を行ったが、立ち下がりについて指標を演算するようにしてもよい。すなわち交点 116、118 を検出し、それらの時間間隔から上記 (1) 式を実行するようにしてもよい。本実施形態のように立ち上がり部分において指標を演算する場合には、時間軸の正の方向に沿って交点検出を行えばよい。同様に、立ち下がり部分について交点検出を行う場合には時間軸の負の方向に沿って交点検出を行えばよい。もちろん、トレース区間 102 をあらかじめ限定することにより、誤りのない指標演算を行うことができる。

40

【0035】

なお、表示画面上においてはドブラ波形 36 を背景としてトレースライン 104 を視認性良く表示し、さらに各ライン 106、107、108、110 をそれぞれ識別して表示するようにするのが望ましい。ただし、ドブラ波形 36 を指標の計測演算にあたって消去するようにしてもよい。本実施形態においては、第 1 垂直ライン 108 及び第 2 垂直ライン 110 は基本的に自動設定されるが、その設定後においてマニュアルでそのラインの位置を時間軸方向に平行移動させることができる。すなわち、トレース結果があまり良好でないような場合には、実際にユーザーがドブラ波形 36 やそのトレースライン 104 を見つづ適切に計測点を探し出すために各垂直ライン 108、110 の位置の修正が許容されている。

50

【 0 0 3 6 】

図 4 には、図 1 に示した装置の動作例がフローチャートとして示されている。

【 0 0 3 7 】

まず、S 1 0 1 では、プローブ 1 0 が体表面上に当接している状態において超音波パルスの送受波がなされ、これにより超音波ビームが形成される。その超音波ビームは電子走査され、それにより得られる受信信号に基づいて二次元断層画像が形成され、それが画像表示される。なお、電子走査方式としては電子セクタ走査や電子リニア走査あるいは他の走査方式をあげることができる。

【 0 0 3 8 】

S 1 0 2 では、画面表示された断層画像上において、図 2 に示したビーム方位 3 4 が設定される。この場合においては僧帽弁 3 2 の逆流部位にビーム方位 3 4 が設定されるようにする。

10

【 0 0 3 9 】

S 1 0 3 では、必要に応じて、補正用の角度が指定される。その指定の方式としては各種のものが有り、例えば補助的なラインを画面上に表示し、そのラインの向きを血流の向きに合わせることににより装置側に補正用の角度を認識させるようにしてもよい。

【 0 0 4 0 】

S 1 0 4 では、連続波ドプラ法に従って、設定されたビーム方位において連続波の送受信がなされる。そして、S 1 0 5 では、その連続波の送受信により得られた受信信号に対して周波数解析演算（例えば FFT 演算）などを実行することによりその演算結果としてドプラ波形が求められる。そしてそのドプラ波形が画面表示される。

20

【 0 0 4 1 】

画面表示されたドプラ波形に対して、S 1 0 6 では、ユーザーによりトレース区間が指定される。そして、そのトレース区間内において、S 1 0 7 では自動トレースが上述のとおり実行される。ちなみに、S 1 0 8 で示されるように、自動トレースに代えてマニュアルトレースを行うようにしてもよい。例えば、他の計測の必要上からドプラ波形のマニュアルトレースがなされた場合には、そのマニュアルトレース結果を本計測にそのまま利用することもできる。

【 0 0 4 2 】

S 1 0 9 では、トレースラインの他、上述した 2 つの水平ラインが画面表示される。これによりユーザーは指標演算のポイントとなる流速レベルを把握することができる。

30

【 0 0 4 3 】

S 1 1 0 では、図 3 に示したように、トレースライン 1 0 4 に沿ってあるいは各水平ライン 1 0 6 , 1 0 7 に沿って交点を逐次的に検出する処理が実行される。もちろん座標演算によって直ちに交点座標を求めるようにしてもよい。

【 0 0 4 4 】

S 1 1 2 では、求められた 2 つの交点 1 1 2 , 1 1 4 を通過する垂直ライン 1 0 8 , 1 1 0 が画面表示される。これによってユーザーは水平ラインと垂直ラインとの交差関係においてどのポイントが計測対象となっているのかを認識することができる。

【 0 0 4 5 】

40

S 1 1 3 では、このように設定された 2 つの垂直ライン 1 0 8 , 1 1 0 について、そのライン位置の修正を行うか否かが判断される。ユーザーがそのような位置の修正を求める場合、S 1 1 4 において、入力部 2 2 を用いて垂直ラインの位置が修正される。この修正モードが設けられているため、自動的なトレースあるいは自動的な交点検出に誤りがあったりあるいはその自動処理の精度が低下したりしたような場合において、ユーザーによる目視確認を行って必要な場合にライン位置の修正を行える。

【 0 0 4 6 】

なお、上述した説明では自動的に交点検出などを行ったが、S 1 1 5 及び S 1 1 6 に示すように、まず画面上に 2 つの垂直ライン 1 0 8 , 1 1 0 を登場させ、ユーザーがマニュアルで各ライン 1 0 8 , 1 1 0 を水平方向に平行移動させることにより、ユーザーによって

50

計測点への各垂直ライン 108, 110 の位置決めの行うようにしてもよい。

【0047】

S117では、設定された2つの垂直ライン108, 110の間の期間 Δt が計測され、その Δt を用いてS118では指標 dP/dt が演算される。そして、S119ではその指標が表示されまた必要に応じて記録される。この場合において、確認のため Δt についても数値表示するようにしてもよい。

【0048】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、客観性に優れた指標を演算できる。また、本発明によれば、ユーザー負担を少なくして指標を演算できる。さらに、本発明によれば自動設定とマニュアル修正とを併用することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】 二次元断層画像を示す図である。

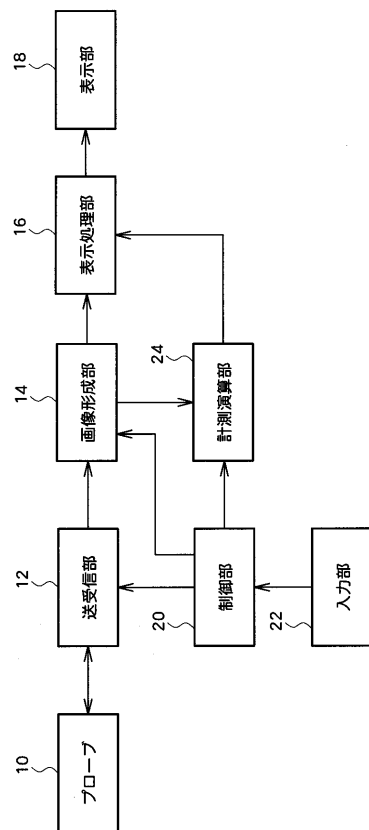
【図3】 ドプラ波形を示す図である。

【図4】 図1に示す装置の動作を説明するためのフローチャートである。

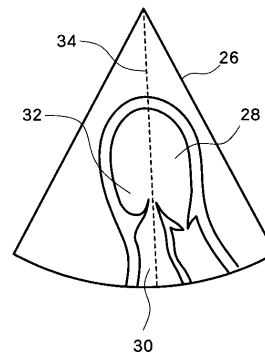
【符号の説明】

10 プローブ、12 送受信部、14 画像形成部、16 表示処理部、18 表示部、20 制御部、22 入力部、24 計測演算部。

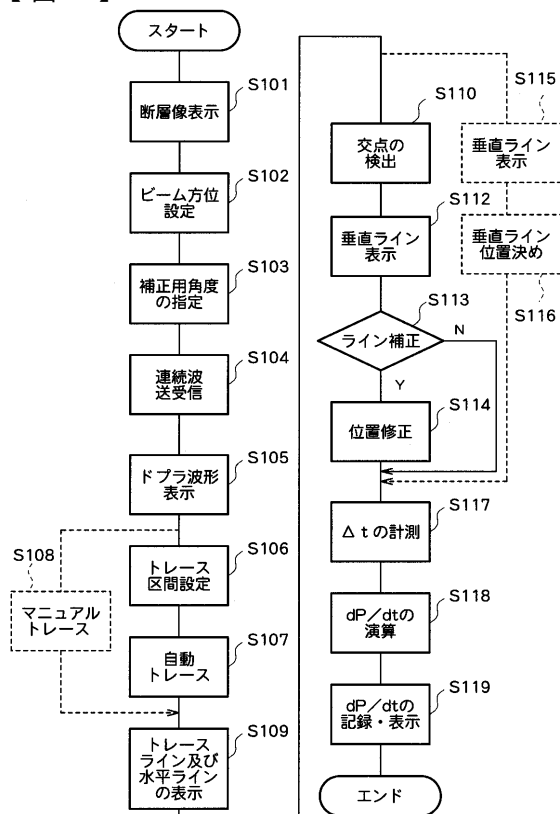
【図1】



【図2】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-008937(JP,A)
特開2000-279414(JP,A)
特開平11-216141(JP,A)
特開平09-154846(JP,A)
特開平07-241289(JP,A)
特開平01-141649(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3675754B2	公开(公告)日	2005-07-27
申请号	JP2001333379	申请日	2001-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	篠边孝 宫川英夫		
发明人	篠边 孝 宫川 英夫		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC01 4C301/DD01 4C301/DD03 4C301/DD07 4C301/EE12 4C301/EE14 4C301/JB25 4C301/JB29 4C301/JB34 4C301/JC08 4C301/KK02 4C301/KK09 4C301/KK21 4C301/KK27 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE02 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK31 4C601/KK47		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2003135465A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得客观性或可重复性并减少用户在获得用于评估超声诊断设备中的心脏功能的指数 dP / dt 的负担。为多普勒波形设置跟踪部分，并在跟踪部分内执行多普勒波形的自动跟踪。因此，获得了迹线104。自动检测迹线104和两条水平线106,107的交叉点112,114，并且将两条垂直线108,110设置为穿过交叉点的线。指数 dP / dt 从两条线之间的周期 Δt 获得。

