

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-237647

(P2008-237647A)

(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-83670 (P2007-83670)
(22) 出願日 平成19年3月28日(2007.3.28)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義
(72) 発明者 馬場 達朗
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 湯口 宗基
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

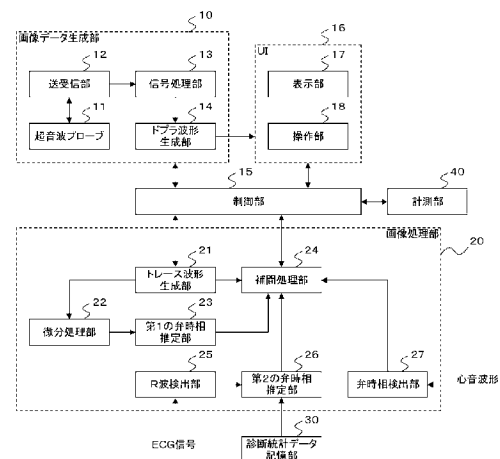
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、ドプラ計測装置、及びドプラ計測プログラム

(57) 【要約】

【課題】心臓を診断対象として取得されたドプラ波形から血流を表す波形を検出することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】画像データ生成部10は被検体の心臓を撮影対象としてドプラ波形を生成する。画像処理部20はドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成し、そのトレース波形の変極点(極大値と極小値)を求める。画像処理部20は、ECG信号、心音波形、又はトレース波形の変極点(極大値)に基づいて、弁が開く時相と弁が閉じる時相を推定し、弁が開く時相と極小値の時相との間の波形を補間し、弁が閉じる時相と極小値の時相との間の波形を補間する。計測部40は、極小値の時相間のトレース波形と、補間によって得られた波形とに基づいて血流の測定を行う。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の心臓を撮影対象として超音波を送信し、前記撮影対象からの反射波に基づいてドプラ波形を生成する画像生成手段と、

前記ドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成し、前記トレース波形から前記心臓の弁が開く時相における波形と前記心臓の弁が閉じる時相における波形を避けて、所望の時相間における血流の波形を生成する画像処理手段と、

前記血流の波形に基づいて前記血流の測定を行う計測手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記画像処理手段は、前記被検体の ECG 信号を受けて前記 ECG 信号から R 波を検出し、前記 R 波が検出された時相から前記心臓の弁が開く時相と前記心臓の弁が閉じる時相を推定し、前記トレース波形の変極点の時相を求めて、前記変極点のうち 2 つの極小値を対象として、前記 2 つの極小値のうち時相が早い極小値の時相と前記心臓の弁が開く時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記 2 つの極小値のうち時相が遅い極小値の時相と前記心臓の弁が閉じる時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記心臓の弁が開く時相と前記心臓の弁が閉じる時相の間における血流の波形を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記画像処理手段は、前記トレース波形の変極点の時相を求め、前記変極点のうち 2 つの極小値の時相を含む 2 つの極大値の時相間を対象として、時相が最も近い極小値の時相と極大値の時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記 2 つの極大値の時相間における血流の波形を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と、前記補間波形とを区別して表示手段に表示させる制御手段を更に有することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記トレース波形を表示手段に表示させるとともに、前記トレース波形上で移動する第 1 カーソルと第 2 カーソルを前記トレース波形に重ねて前記表示手段に表示させる制御手段を更に有し、

前記画像処理手段は、前記第 1 カーソルによって指定された前記トレース波形上の時相と、前記第 2 カーソルによって指定された前記トレース波形上の時相との間のトレース波形から前記心臓の弁の開閉を表す波形を除去して、前記血流の波形を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

40

前記画像処理手段は、前記トレース波形の変極点の時相を求め、前記変極点のうち 2 つの極小値を対象として、前記第 1 カーソルによって指定された時相と前記 2 つの極小値のうち時相が早い極小値の時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記第 2 カーソルによって指定された時相と前記 2 つの極小値のうち時相が遅い極小値の時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記第 1 カーソルによって指定された時相と前記第 2 カーソルによって指定された時相との間の血流の波形を生成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

50

前記トレース波形を表示手段に表示させるとともに、前記トレース波形上で移動する第1カーソルと第2カーソルを前記トレース波形に重ねて前記表示手段に表示させる制御手段を更に有し、

前記画像処理手段は、前記トレース波形の変極点の時相を求め、前記変極点のうち2つの極小値の時相を含む2つの極大値の時相間を対象として、前記第1カーソルによって前記2つの極小値のうち時相が早い極小値の時相よりも所定時間以上遅い時相が指定され、前記第2カーソルによって前記2つの極小値のうち時相が遅い極小値よりも所定時間以上早い時相が指定された場合、時相が最も近い極小値の時相と極大値の時相との間において、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記2つの極大値の時相間における血流の波形を生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項8】

前記トレース波形を表示手段に表示させるとともに、前記トレース波形上で移動する第1カーソルと第2カーソルを前記トレース波形に重ねて前記表示手段に表示させる制御手段を更に有し、

前記画像処理手段は、前記トレース波形の変極点の時相を求め、前記変極点のうち2つの極小値の時相を含む2つの極大値の時相間を対象として、前記第1カーソルによって前記2つの極小値のうち時相が早い極小値の時相よりも所定時間以上早い時相が指定された場合、前記2つの極大値のうち時相が早い極大値の時相と前記2つの極小値のうち時相が早い極小値の時相との間において、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記第2カーソルによって指定された時相と前記2つの極小値のうち時相が遅い極小値の時相との間において、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記時相が早い極大値の時相と前記第2カーソルによって指定された時相との間における血流の波形を生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項9】

前記トレース波形を表示手段に表示させるとともに、前記トレース波形上で移動する第1カーソルと第2カーソルを前記トレース波形に重ねて前記表示手段に表示させる制御手段を更に有し、

30

前記画像処理手段は、前記トレース波形の変極点の時相を求め、前記変極点のうち2つの極小値の時相を含む2つの極大値の時相間を対象として、前記第2カーソルによって前記2つの極小値のうち時相が遅い極小値の時相よりも所定時間以上遅い時相が指定された場合、前記2つの極大値のうち時相が遅い極大値の時相と前記2つの極小値のうち時相が遅い極小値の時相との間において、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記第1カーソルによって指定された時相と前記2つの極小値のうち時相が早い極小値の時相との間において、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記2つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記第1カーソルによって指定された時相と前記時相が遅い極大値の時相との間における血流の波形を生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

40

【請求項10】

前記画像処理手段は、予め取得された心臓の弁の開閉を表す波形を含まないトレース波形に基づいて、前記補間波形を推定することを特徴とする請求項2、請求項3、請求項4、請求項6、請求項7、請求項8、又は請求項9のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項11】

被検体の心臓に対して超音波を送信することで生成されたドプラ波形を受け付けて、前記ドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成し、前記トレース波形から前記心臓の弁が開く時相における波形と前記心臓の弁が閉じる時相における波形を避けて、所望の時相間における血流の波形を生成する画像処理手段と、

50

前記血流の波形に基づいて前記血流の測定を行う計測手段と、
を有することを特徴とするドブラ計測装置。

【請求項 12】

コンピュータに、

被検体の心臓に対して超音波を送信することで生成されたドブラ波形を受け付けて、前記ドブラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成し、前記トレース波形から前記心臓の弁が開く時相における波形と前記心臓の弁が閉じる時相における波形を避けて、所望の時相間における血流の波形を生成する画像処理機能と、

前記血流の波形に基づいて前記血流の測定を行う計測機能と、
を実行させることを特徴とするドブラ計測プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体内を流れる血流などの運動体の流速を計測する超音波診断装置、ドブラ計測装置、及びドブラ計測プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

頸動脈や心臓の血流動態を計測するために、ドプラスキャンが可能な超音波診断装置が用いられる。ドプラスキャンは、超音波ドブラ法の原理に基づいて被検体内の血流の情報を得る技術である。

20

【0003】

例えば頸動脈などの血管系を対象とした診断では、PS、ED、PI、RI、VTIなどが指標に用いられる。また、心臓を対象とした診断では、左心室への流入血流、左心室からの流出血流などのE、A、E/A、VTIなどが心機能評価の指標に用いられる。

【0004】

このドブラ計測は、検査者の技量によって、計測値にばらつきが発生してしまう問題があった。また、超音波診断装置の操作が煩雑であった。そのため、ドブラ計測を自動的に行う試みがなされている。例えば、ドブラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を作成し、そのトレース波形に基づいて上記指標の計測を行うことで、ドブラ計測を自動的に行う試みがなされている（例えば特許文献1）。

30

【0005】

【特許文献1】特開2005-185731号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ドブラ計測の自動化にあたって、計測の安定性や信頼性が課題となっている。特に、心臓のドブラ波形には、血流を表す波形の他に、弁の開閉を表す波形が混在してしまう。そのため、ドブラ波形のトレース波形にも、血流の他に弁の開閉を表す波形が混在してしまい、トレース波形に基づいて上記指標の計測を自動的に行うことは困難であった。

【0007】

40

この発明は上記の問題点を解決するものであり、心臓を診断対象として取得されたドブラ波形から血流を表す波形を検出することが可能な超音波診断装置、ドブラ計測装置、及びドブラ計測プログラム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】

【0008】

請求項1に記載の発明は、被検体の心臓を撮影対象として超音波を送信し、前記撮影対象からの反射波に基づいてドブラ波形を生成する画像生成手段と、前記ドブラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成し、前記トレース波形から前記心臓の弁が開く時相における波形と前記心臓の弁が閉じる時相における波形を避けて、所望の時相間における血流の波形を生成する画像処理手段と、前記血流の波形に基づいて前記血流の測定を行う計

50

測手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記画像処理手段は、前記被検体の ECG 信号を受けて前記 ECG 信号から R 波を検出し、前記 R 波が検出された時相から前記心臓の弁が開く時相と前記心臓の弁が閉じる時相を推定し、前記トレース波形の変極点の時相を求めて、前記変極点のうち 2 つの極小値を対象として、前記 2 つの極小値のうち時相が早い極小値の時相と前記心臓の弁が開く時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記 2 つの極小値のうち時相が遅い極小値の時相と前記心臓の弁が閉じる時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記心臓の弁が開く時相と前記心臓の弁が閉じる時相の間における血流の波形を生成することを特徴とする。

10

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記画像処理手段は、前記トレース波形の変極点の時相を求め、前記変極点のうち 2 つの極小値の時相を含む 2 つの極大値の時相間を対象として、時相が最も近い極小値の時相と極大値の時相との間において、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と連続する補間波形を生成し、前記 2 つの極小値の時相間におけるトレース波形と前記補間波形とから、前記 2 つの極大値の時相間における血流の波形を生成することを特徴とする。

また、請求項 11 に記載の発明は、被検体の心臓に対して超音波を送信することで生成されたドプラ波形を受け付けて、前記ドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成し、前記トレース波形から前記心臓の弁が開く時相における波形と前記心臓の弁が閉じる時相における波形を避けて、所望の時相間における血流の波形を生成する画像処理手段と、前記血流の波形に基づいて前記血流の測定を行う計測手段と、を有することを特徴とするドプラ計測装置である。

20

また、請求項 12 に記載の発明は、コンピュータに、被検体の心臓に対して超音波を送信することで生成されたドプラ波形を受け付けて、前記ドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成し、前記トレース波形から前記心臓の弁が開く時相における波形と前記心臓の弁が閉じる時相における波形を避けて、所望の時相間における血流の波形を生成する画像処理機能と、前記血流の波形に基づいて前記血流の測定を行う計測機能と、を実行させることを特徴とするドプラ計測プログラム。

30

【発明の効果】

【0009】

この発明によると、ドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形から心臓の弁が開く時相における波形と心臓の弁が閉じる時相における波形を避けることで、心臓の弁の開閉を表す波形を除去して、所望の時相間における血流を表す波形を得ることが可能となる。

【0010】

また、この発明によると、ECG 信号の R 波から弁が開く時相と弁が閉じる時相を推定し、それらの時相とトレース波形の極小値の時相との間において、極小値間のトレース波形と連続する補間波形を生成することで、弁の開閉を表す波形を除去して血流を表す波形を得ることが可能となる。

【0011】

また、この発明によると、トレース波形の極大値の時相と極小値の時相との間において、極小値間のトレース波形と連続する補間波形を生成することで、弁の開閉を表す波形を除去して血流を表す波形を得ることが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0013】

この実施形態に係る超音波診断装置は、画像データ生成部 10、制御部 15、ユーザイ

50

ンターフェース（U I）１６、画像処理部２０、診断統計データ記憶部３０、及び計測部４０を備えて構成されている。また、制御部１５、ユーザインターフェース（U I）１６、画像処理部２０、診断統計データ記憶部３０、及び計測部４０によって、ドブラ計測装置を構成している。この発明のシステムは、ドブラ計測装置のみで構成しても良く、画像データ生成部１０を加えることで、超音波診断装置としても良い。

【００１４】

〔画像データ生成部１０〕

画像データ生成部１０は、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいてドブラ波形を生成する。画像データ生成部１０にて生成されたドブラ波形は表示部１７に出力され、表示部１７にそのドブラ波形が表示される。この実施形態では、心臓を撮影対象とし、収縮期において左心室から流出する血流のドブラ波形と、拡張期において左心室へ流入する血流のドブラ波形を生成する場合について説明する。

【００１５】

超音波プローブ１１には、複数の超音波振動子が走査方向に１列に配置された１次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が２次的に配置された２次元アレイプローブが用いられる。２次元アレイプローブを用いることで３次元領域に対して超音波を送受信することができ、３次元領域のボリュームデータを取得することができる。また、超音波プローブ１１には、複数の超音波振動子が走査方向に１列に配列された１次元アレイプローブであって、走査方向に直交する方向（揺動方向）に超音波振動子を機械的に揺動させることで３次元領域の走査が可能な１次元アレイプローブを用いても良い。

【００１６】

送受信部１２は送信部と受信部を備えている。送信部は、超音波プローブ１１の各超音波振動子に接続され、超音波の送信時に遅延を掛けて送信ビームフォーカスを実施し、各超音波振動子に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォーム（送信ビームフォーム）した超音波を走査させる。受信部は、超音波プローブ１１の各超音波振動子に接続され、各超音波振動子が受波したエコー信号を増幅し、Ａ／Ｄ変換した後、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与えて加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射波が強調される。

【００１７】

信号処理部１３は、ドブラモード処理部、Ｂモード処理部、及びＣＦＭ処理部を備えている。送受信部１２から出力されたデータは、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

【００１８】

ドブラモード処理部は、連続波ドブラ法（ＣＷドブラ法）又はパルスドブラ法（ＰＷドブラ法）により血流情報を生成する。例えばパルスドブラ法によると、パルス波を用いているため、ある特定の深度のドブラ偏移周波数成分を検出することができる。このように距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の速度計測が可能となっている。ドブラモード処理部は、送受信部１２から送られる信号に対して、所定の大きさを有する観測点内における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらにＦＦＴ処理を施して、所定の大きさを有する観測点内の血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。また、連続波ドブラ法によると、血流観測点で得られる主要なドブラ偏移周波数成分に加えて、超音波の送受信方向全てのドブラ偏移周波数成分が重畳される。連続波ドブラ法は高速血流計測に優れている。ドブラモード処理部は、送受信部１２から送られる信号に対して、血流観測のサンプルライン上における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらにＦＦＴ処理を施して、サンプルライン上の血流速度を表すドブラ周波数成分を生成する。

【００１９】

また、Ｂモード処理部は、送受信部１２から出力された信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施すことで、エコーの振幅情報の映像化を行う。ＣＦＭ処理部は、動い

10

20

30

40

50

ている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワーなどの情報があり、血流情報は２値化情報として得られる。

【００２０】

ドプラ波形生成部１４は、信号処理部１３のドプラモード処理部から出力された信号処理後のデータに基づいて血流速度情報（ドプラ波形）を生成する。例えば、ドプラ波形生成部１４は、血流速度の時間変化を表すグラフを生成する。このドプラ波形は、横軸が時間で縦軸が血流速度を表すグラフとなっている。

【００２１】

ドプラ波形生成部１４にて生成されたドプラ波形は表示部１７に出力される。表示部１７は、制御部１５の制御の下、ドプラ波形を表示する。

10

【００２２】

また、画像データ生成部１０は、Ｂモード処理部にて処理された後のデータに基づいて、被検体の組織形状を表すＢモード断層像データや３次元Ｂモード画像データを生成しても良い。また、画像データ生成部１０は、ＣＦＭ処理部にて処理された後のデータに基づいて、カラードプラ画像データを生成しても良い。画像データ生成部１０にて生成されたＢモード断層像データなどの画像データは表示部１７に出力される。これにより、表示部１７には、断層像や３次元画像などが表示される。

【００２３】

〔画像処理部２０〕

ドプラ波形生成部１４にて生成されたドプラ波形は、画像処理部２０に出力される。画像処理部２０はドプラ波形生成部１４からドプラ波形を受けると、そのドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成する。そして、画像処理部２０は、心臓の収縮期又は拡張期を特定し、トレース波形から弁が開く時相における波形と弁が閉じる時相における波形を避けて、収縮期又は拡張期における血流の波形を求める。そして、計測部４０は、弁の開閉を表す波形が除去された波形（血流の波形）に基づいて各種の計測を行う。

20

【００２４】

画像処理部２０は、トレース波形生成部２１、微分処理部２２、第１の弁時相推定部２３、補間処理部２４、Ｒ波検出部２５、第２の弁時相推定部２６、及び弁時相検出部２７を備えて構成されている。また、画像処理部２０には、診断統計データ記憶部３０が接続されている。

30

【００２５】

画像処理部２０は、（１）心臓の弁が開く時相と弁が閉じる時相を特定する。さらに、画像処理部２０は、（２）弁の開閉を表す波形が含まれるトレース波形から、弁が開く時相における波形と弁が閉じる時相における波形を避けて、収縮期又は拡張期における血流の波形を求める。ここでは、心臓の収縮期（血流が流出する期間）を測定区間として、収縮期を対象とした処理について説明する。

【００２６】

まず、（１）弁の開閉が起こる時相の特定方法について説明する。弁の開閉が発生する時相の特定方法として、（ｉ）ＥＣＧ信号を用いる方法、（ii）トレース波形を用いる方法、（iii）心音波形を用いる方法がある。この実施形態では、いずれかの方法によって弁の開閉が起こる時相を特定すれば良い。

40

【００２７】

まず、（ｉ）ＥＣＧ信号を用いる方法について図２を参照して説明する。図２は、ドプラ波形、トレース波形、及びＥＣＧ信号を示す図である。

【００２８】

図２に示すように、超音波診断装置の外部に設置された心電計によって被検体のＥＣＧ信号を取得し、そのＥＣＧ信号を画像処理部２０に出力する。ＥＣＧ信号はドプラ波形と同期して取得する。Ｒ波検出部２５は、外部からＥＣＧ信号を受けると、ＥＣＧ信号からＲ波を検出し、そのＲ波が検出された時相を特定する。Ｒ波検出部２５は、Ｒ波が検出された時相を第２の弁時相推定部２６に出力する。なお、診断状況による信号の変動を抑え

50

るため、例えば時相を3心拍の平均周期で正規化し、R波検出部25は、正規化された時相に基づいてR波の時相を特定しても良い。

【0029】

第2の弁時相推定部26は、R波が検出された時相と統計データとに基づいて弁が開く時相S1と、弁が閉じる時相S2を推定する。その統計データは、被検者の年齢、性別、身長、体重、既往歴などの患者情報と、診断の対象を表す診断対象情報と、R波から時相S1又は時相S2までに要する時間とが関連付けられたデータである。この統計データは、予め作成されて診断統計データ記憶部30に記憶させておく。第2の弁時相推定部26は、R波が検出された時相と、その統計データが示す時間とに基づいて、時相S1、S2を推定する。

10

【0030】

次に、(ii)トレース波形を用いる方法について図3を参照して説明する。図3は、トレース波形の一部を示す図である。図3において、横軸が時間を表し、縦軸が速度を表している。トレース波形生成部21は、画像データ生成部10からドプラ波形を受けると、そのドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成する。例えば、トレース波形生成部21は、ドプラ波形の包絡線からなるトレース波形を生成する。図3に示すトレース波形50が、トレース波形生成部21によって生成された波形の一部を表している。なお、診断状況による信号の変動を抑えるため、例えば時相を3心拍の平均周期で正規化し、トレース波形生成部21は、正規化された時相に対するトレース波形を生成しても良い。

【0031】

微分処理部22は、トレース波形生成部21からトレース波形を受けると、そのトレース波形に対して1回又は2回微分を行って、1次微分波形、又は2次微分波形を生成する。

20

【0032】

第1の弁時相推定部23は、1次微分波形又は2次微分波形を受けると、微分波形に基づいてトレース波形の変極点の時相を特定する。例えば、第1の弁時相推定部23は、2次微分波形と予め設定された閾値とに基づいて、収縮期（血流が流出する期間）におけるトレース波形の極小値の時相を求める。このとき、第1の弁時相推定部23は、心臓の収縮期の範囲（R波から所定の時間の範囲）に含まれるトレース波形を対象として、極小値の時相を求める。この極小値が、図3に示す内部変極点A1、A2に相当する。内部変極点A1と内部変極点A2とでは、内部変極点A1の方が内部変極点A2よりも時相が早い。さらに、第1の弁時相推定部23は、2次微分波形に基づいて、トレース波形の極大値の時相を求める。このとき、第1の弁時相推定部23は、心臓の収縮期の範囲（R波から所定の時相の範囲）に含まれるトレースの波形を対象として、極大値の時相を求める。この極大値が、図3に示す外部変極点S1、S2に相当する。外部変極点S1と外部変極点S2とでは、外部変極点S1の方が外部変極点S2よりも時相が早い。そして、第1の弁時相推定部23は、外部変極点S1を弁が開く時相S1と推定し、外部変極点S2を弁が閉じる時相S2と推定する。なお、第1の弁時相推定部23は、最新の時相における収縮期のトレース波形を対象として、極小値又は極大値を求める。

30

【0033】

次に、(iii)心音波形を用いる方法について説明する。超音波診断装置の外部に設置された心音測定器によって被検体の心音波形を取得し、その心音波形を画像処理部20に出力する。心音波形はドプラ波形と同期して取得する。弁時相検出部27は、外部から心音波形を受けると、心音波形から弁が開く時相S1と弁が閉じる時相S2を検出する。このように、心音波形から直接、時相S1、S2を検出しても良い。

40

【0034】

上記(i)～(iii)の方法によって特定された時相S1と時相S2の間の区間が、血流の測定区間（収縮期）となる。この測定区間のトレース波形には、弁の開閉を表す波形が含まれているため、画像処理部20は、トレース波形から弁が開く時相における波形と弁が閉じる時相における波形を避けて、収縮期における血流の波形を求める。

50

【0035】

(2) トレース波形から弁が開く時相における波形と弁が閉じる時相における波形を避けて、収縮期における血流の波形を求める処理について説明する。補間処理部24は、微分処理部22によって求められた内部変極点A1、A2の時相から時相S1、S2までの間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。例えば、補間処理部24は、内部変極点A1、A2のうち、時相が早い内部変極点A1と心臓の弁が開く時相S1との間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成し、時相が遅い内部変極点A2と心臓の弁が閉じる時相S2との間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。図3に示す例では、補間処理部24は、内部変極点A1の時相から弁が開く時相S1までの間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。また、補間処理部24は、内部変極点A2の時相から弁が閉じる時相S2までの間において、内部変極点A1と内部変極点A2の間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。内部変極点A1と時相S1との間の波形51は、弁の影響を受けた波形である。同様に、内部変極点A2と時相S2との間の波形52は、弁の影響を受けた波形である。このように、波形51、52は弁の影響を受けた波形であるため、補間処理部24は、内部変極点A1と時相S1の間の補間波形を生成し、内部変極点A2と時相S2の間の補間波形を生成することで、弁の影響を除去した血流を表す波形を生成する。

10

【0036】

20

例えば、被検体のECG信号からR波を検出し、そのR波が検出された時相から時相S1、S2を推定した場合、補間処理部24は、内部変極点A1、A2のうち時相が早い内部変極点A1とR波に基づいて推定された時相S1との間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。また、補間処理部24は、内部変極点A1、A2のうち時相が遅い内部変極点A2とR波に基づいて推定された時相S2との間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。

【0037】

また、トレース波形の変極点(極大値)の時相から時相S1、S2を推定した場合、補間処理部24は、変極点のうち2つの内部変極点A1、A2(極小値)の時相を含む2つの外部変極点S1、S2(極大値)の時相間を対象として、時相が最も近い極小値の時相と極大値の時相との間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。すなわち、補間処理部24は、内部変極点A1(極小値)の時相と時相S1(極大値)との間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成し、内部変極点A2(極小値)の時相と時相S2(極大値)との間において、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。

30

【0038】

補間方法として、例えば、補間処理部24は、時相S1における速度の値を「0」とし、内部変極点A1における速度の値から、時相S1における速度の値「0」まで線形補間を行う。同様に、補間処理部24は、時相S2における速度の値を「0」とし、内部変極点A2における速度の値から、時相S2における速度の値「0」まで線形補間を行う。これにより、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と、内部変極点A1と時相S1との間の線形補間によって得られた補間波形と、内部変極点A2と時相S2との間の線形補間によって得られた補間波形とが、時相S1と時相S2との間(収縮期)の血流を表す波形となる。

40

【0039】

補間処理部24は、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形に補間によって得られた補間波形を外挿し、制御部15は、その波形を表示部17に表示させる。例えば、制御部15は、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形と、補間波

50

形とを区別して表示部 17 に表示させる。例えば、制御部 15 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形を強調して表示部 17 に表示させ、補間波形を破線で表示部 17 に表示させる。具体的には、制御部 15 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形を着色したり、線を太くしたりすることで、トレース波形を強調して表示部 17 に表示させる。

【0040】

そして、計測部 40 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形に補間波形が外挿された波形に基づいて、各種の測定を行う。これにより、弁の影響を除去して、収縮期における血流の測定が可能となる。

【0041】

また、補間処理部 24 は、弁の開閉を表す波形が混在していない理想的なトレース波形（血流を表すトレース波形）に基づいて、内部変極点 A 1 から時相 S 1 までの補間波形、及び、内部変極点 A 2 から時相 S 2 までの補間波形を推定しても良い。例えば、補間処理部 24 は、理想的なトレース波形から得られる統計データ（AR モデルの係数列など）を用いて、内部変極点 A 1 から時相 S 1 までの補間波形を線形予測し、内部変極点 A 2 から時相 S 2 までの補間波形を線形予測する。

【0042】

例えば図 3 に示すように、補間処理部 24 は、内部変極点 A 1 と時相 S 1 との間の補間波形 53 を上記統計データに基づいて推定する。同様に、補間処理部 24 は、内部変極点 A 2 と時相 S 2 との間の補間波形 54 を上記統計データに基づいて推定する。これにより、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形 50 と、補間波形 53、54 とが、時相 S 1 と時相 S 2 との間（収縮期）の血流を表す波形となる。

【0043】

補間処理部 24 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形 50 に、補間波形 53、54 を外挿し、制御部 15 は、トレース波形 50 に補間波形 53、54 が外挿された波形を表示部 17 に表示させる。例えば、制御部 15 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形 50 と、補間波形 53、54 とを区別して表示部 17 に表示させる。例えば、制御部 15 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 の間のトレース波形 50 を強調して表示部 17 に表示させ、補間波形 53、54 を破線で表示部 17 に表示させる。具体的には、制御部 15 は、トレース波形 50 を着色したり、線を太くしたりすることで、トレース波形 50 を強調して表示部 17 に表示させる。

【0044】

そして、計測部 40 は、トレース波形 50 に補間波形 53、54 が外挿された波形に基づいて、各種の計測を行う。これにより、弁の影響を除去して、収縮期における血流の計測が可能となる。

【0045】

（手動で測定区間を指定する場合）

上述した実施形態では、弁が開く時相 S 1 と弁が閉じる時相 S 2 を自動的に検出又は推定した。すなわち、測定区間（時相 S 1 と時相 S 2 の間の区間）を自動的に検出又は推定した。この測定区間を操作者が指定するようにしても良い。なお、内部変極点 A 1、A 2 の時相は、上述したように、トレース波形生成部 21、微分処理部 22、及び第 1 の弁時相推定部 23 によって求める。

【0046】

手動で測定区間を指定する場合について図 4 を参照して説明する。図 4 は、トレース波形の一部を示す図である。図 4 において、横軸が時間を表し、縦軸が速度を表している。例えば、制御部 15 の制御の下、表示部 17 にトレース波形を表示させる。操作者は表示部 17 に表示されているトレース波形を参照し、操作部 18 を用いて、そのトレース波形に対して、測定区間の開始時相と、測定区間の終了時相を指定する。

【0047】

例えば図 4 に示すように、制御部 15 は、測定区間の開始時相を指定するためのカーソ

10

20

30

40

50

ル T 1（第 1 カーソル）と、測定区間の終了時相を指定するためのカーソル T 2（第 2 カーソル）をトレース波形に重ねて表示部 17 に表示させる。カーソル T 1 とカーソル T 2 は、トレース波形上で移動可能となっている。そして、操作者は操作部 18 を用いて、トレース波形上でカーソル T 1、T 2 を移動させて、所望の時相を指定する。カーソル T 1 によって指定された時相が測定区間の開始時相として設定され、カーソル T 2 によって指定された時相が測定区間の終了時相として設定される。

【0048】

カーソル T 1、T 2 によって指定された時相は、ユーザインターフェース 16 から補間処理部 24 に出力される。そして、補間処理部 24 は、内部変極点 A 1 とカーソル T 1 によって指定された時相との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成し、内部変極点 A 2 とカーソル T 2 によって指定された時相との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。

10

【0049】

補間処理部 24 による補間処理について図 5 を参照して説明する。図 5 は、補間処理を説明するためのトレース波形の図である。図 5 において、横軸が時間を表し、縦軸が速度を表している。

【0050】

例えば図 5（a）に示すように、操作者が操作部 18 を用いてトレース波形の極小値をカーソル T 1 にて指定した場合、補間処理部 24 は、カーソル T 1 によって指定された時相における速度の値を「0」とし、第 1 の弁時相算出部 23 によって求められた内部変極点 A 1 における速度の値から、カーソル T 1 によって指定された時相における速度の値「0」まで線形補間を行う。図 5（a）中の補間波形 61 が、この線形補間によって得られた波形である。同様に、操作者が操作部 18 を用いてトレース波形の極小値をカーソル T 2 にて指定した場合、補間処理部 24 は、カーソル T 2 によって指定された時相における速度の値を「0」とし、第 1 の弁時相算出部 23 によって求められた内部変極点 A 2 における速度の値から、カーソル T 2 によって指定された時相における速度の値「0」まで線形補間を行う。図 5（a）中の補間波形 62 が、この線形補間によって得られた波形である。これにより、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形 60 と、補間波形 61、62 とが、カーソル T 1 とカーソル T 2 によって指定された区間の血流を表す波形となる。

20

30

【0051】

カーソル T 1 にて指定された時相と内部変極点 A 1 との間の波形は、弁の影響を受けた波形である。同様に、内部変極点 A 2 とカーソル T 2 にて指定された時相との間の波形は、弁の影響を受けた波形である。そのため、補間処理部 24 が、内部変極点 A 1 とカーソル T 1 にて指定された時相との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成し、内部変極点 A 2 とカーソル T 2 にて指定された時相との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成することで、弁の影響を除去した血流を表す波形を生成する。

【0052】

補間処理部 24 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 の間のトレース波形 60 に、補間波形 61、62 を外挿し、制御部 15 は、トレース波形 60 に補間波形 61、62 が外挿された波形を表示部 17 に表示させる。例えば、制御部 15 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形 60 と、補間波形 61、62 とを区別して表示部 17 に表示させる。例えば、制御部 15 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 の間のトレース波形 60 を強調して表示部 17 に表示させ、補間波形 61、62 を破線で表示部 17 に表示させる。

40

【0053】

そして、計測部 40 は、トレース波形 60 に補間波形 61、62 が外挿された波形に基づいて、各種の計測を行う。これにより、弁の影響を除去して、収縮期における血流の計

50

測が可能となる。

【0054】

また、図5（b）に示すように、操作者が操作部18を用いて、カーソルT1にて弁が開く時相S1を指定し、カーソルT2にて弁が閉じる時相S2を指定しても良い。補間処理部24は、カーソルT1によって指定された時相S1における速度の値を「0」とし、第1の弁時相算出部23によって求められた内部変極点A1における速度の値から、カーソルT1によって指定された時相S1における速度の値「0」まで線形補間を行う。図5（b）中の補間波形63が、この線形補間によって得られた波形である。同様に、補間処理部24は、カーソルT2によって指定された時相S2における速度の値を「0」とし、第1の弁時相算出部23によって求められた内部変極点A2における速度の値から、カーソルT2によって指定された時相S2における速度の値「0」まで線形補間を行う。図5（b）中の補間波形64が、この線形補間によって得られた波形である。これにより、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形60と、補間波形63、64とが、カーソルT1とカーソルT2によって指定された区間の血流を表す波形となる。

10

【0055】

補間処理部24は、内部変極点A1と内部変極点A2の間のトレース波形60に、補間波形63、64を外挿し、制御部15は、トレース波形60に補間波形63、64が外挿された波形を表示部17に表示させる。例えば、制御部15は、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形60と、補間波形63、64とを区別して表示部17に表示させる。例えば、制御部15は、内部変極点A1と内部変極点A2の間のトレース波形60を強調して表示部17に表示させ、補間波形63、64を破線で表示部17に表示させる。

20

【0056】

そして、計測部40は、トレース波形60に補間波形63、64が外挿された波形に基づいて、各種の計測を行う。これにより、弁の影響を除去して、収縮期における血流の計測が可能となる。

【0057】

また、図5（c）に示すように、操作者が操作部18を用いて、カーソルT1にて弁が開く時相S1を指定し、カーソルT2にて弁が閉じる時相S2を指定した場合に、統計データに基づいて、カーソルT1によって指定された時相S1と内部変極点A1との間の補間波形と、カーソルT2によって指定された時相S2と内部変極点A2との間の補間波形を求めても良い。

30

【0058】

上述したように、補間処理部24は、弁の開閉を表す波形が混在していない理想的なトレース波形（血流を表すトレース波形）から得られる統計データ（ARモデルの係数列など）に基づいて、内部変極点A1からカーソルT1によって指定された時相S1までの補間波形、及び、内部変極点A2からカーソルT2によって指定された時相S2までの補間波形を推定する。

【0059】

例えば図5（c）に示すように、補間処理部24は、内部変極点A1とカーソルT1によって指定された時相S1との間の補間波形65を上記統計データに基づいて推定する。同様に、補間処理部24は、内部変極点A2とカーソルT2によって指定された時相S2との間の補間波形66を上記統計データに基づいて推定する。これにより、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形60と、補間波形65、66とが、時相S1と時相S2との間（収縮期）の血流を表す波形となる。

40

【0060】

補間処理部24は、内部変極点A1と内部変極点A2の間のトレース波形60に、補間波形65、66を外挿し、制御部15は、トレース波形60に補間波形65、66が外挿された波形を表示部17に表示させる。例えば、制御部15は、内部変極点A1と内部変極点A2との間のトレース波形60と、補間波形65、66とを区別して表示部17に表

50

示させる。例えば、制御部 15 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 の間のトレース波形 60 を強調して表示部 17 に表示させ、補間波形 65、66 を破線で表示部 17 に表示させる。

【0061】

そして、計測部 40 は、トレース波形 60 に補間波形 65、66 が外挿された波形に基づいて、各種の計測を行う。これにより、弁の影響を除去して、収縮期における血流の計測が可能となる。

【0062】

(カーソル位置の補正)

また、操作者が意図しない位置にカーソル T 1、T 2 を設定するおそれがあるため、操作者が設定したカーソル T 1、T 2 の位置を補正しても良い。補間処理部 24 は、予め設定された基準に基づいてカーソル T 1、T 2 の誤設定を判断し、所定の時相にカーソル T 1、T 2 を自動的に設定する。

【0063】

例えば、カーソル T 1 によって指定された時相と、カーソル T 2 によって指定された時相とが時間的に反転している場合は、補間処理部 24 は、時間的に古い時相を指定するカーソルをカーソル T 1 とし、新しい時相を指定するカーソルをカーソル T 2 として、上述した補間処理を行う。具体的には、補間処理部 24 は、カーソル T 1 によって指定された時相とカーソル T 2 によって指定された時相をユーザインターフェース 16 から受けると、各カーソルによって指定された時相を比べて、時間的に古い時相を指定するカーソルをカーソル T 1 として、上述した補間処理を行う。

【0064】

また、カーソル T 1、T 2 が収縮期の内側の区間に設定された場合、補間処理部 24 は、予め設定された時相を測定区間の開始時相と終了時相として、上述した補間処理を行う。具体的には、カーソル T 1 によって内部変極点 A 1 よりも予め設定された所定時間以上経過した時相（遅い時相）が指定された場合、補間処理部 24 は、予め設定された時相を測定区間の開始時相とする。例えば、補間処理部 24 は、弁が開く時相 S 1（R 波に基づいて推定された時相、心音波形により決定された時相、又は極大値の時相）を測定区間の開始時相として、内部変極点 A 1 の時相と時相 S 1 との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。また、カーソル T 2 によって内部変極点 A 2 から予め設定された所定時間以上前の時相（早い時相）が指定された場合、補間処理部 24 は、予め設定された時相を測定区間の終了時相とする。例えば、補間処理部 24 は、弁が閉じる時相 S 2（R 波に基づいて推定された時相、心音波形により決定された時相、又は極大値の時相）を測定区間の終了時相として、内部変極点 A 2 の時相と時相 S 2 との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。

【0065】

また、カーソル T 1 によって指定された時相が、収縮期より所定時間以上前の時点である場合、補間処理部 24 は、予め設定された時相を測定区間の開始時相として、上述した補間処理を行う。具体的には、カーソル T 1 によって内部変極点 A 1 よりも予め設定された所定時間以上前の時相（早い時相）が指定された場合、補間処理部 24 は、予め設定された時相を測定区間の開始時相とする。例えば、補間処理部 24 は、弁が開く時相 S 1（R 波に基づいて推定された時相、心音波形により決定された時相、又は極大値の時相）を測定区間の開始時相として、内部変極点 A 1 の時相と時相 S 1 との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。なお、補間処理部 24 は、カーソル T 2 によって指定された時相と内部変極点 A 2 の時相との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。

【0066】

また、カーソル T 2 によって指定された時相が、収縮期より所定時間以上経過した時点

である場合、補間処理部 24 は、予め設定された時相を測定区間の終了時相として、上述した補間処理を行う。具体的には、カーソル T 2 によって内部変極点 A 2 より予め設定された所定時間以上経過した時相（遅い時相）が指定された場合、補間処理部 24 は、予め設定された時相を測定区間の終了時相とする。例えば、補間処理部 24 は、弁が閉じる時相 S 2（R 波に基づいて推定された時相、心音波形により決定された時相、又は極大値の時相）を測定区間の終了時相として、内部変極点 A 2 の時相と時相 S 2 との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。なお、補間処理部 24 は、カーソル T 1 によって指定された時相と内部変極点 A 1 の時相との間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。

10

【0067】

また、カーソル T 1 によって指定された時相が、収縮期の波形が欠落している時相である場合、補間処理部 24 は、1 心拍前の収縮期に含まれる所定時相を測定区間の開始時相として、上述した補間処理を行う。例えば、補間処理部 24 は、1 心拍前の収縮期における時相 S 1 を測定区間の開始時相として、上述した補間処理を行う。

【0068】

以上のように、操作者によってカーソル T 1、T 2 が誤設定された場合であっても、補間処理部 24 によって測定区間が適切に設定されて、弁の影響を除去して、収縮期における血流を表す波形を生成することが可能となる。

【0069】

上述した実施形態は、収縮期を対象とした処理について説明した。心臓の拡張期においても同様の処理によって弁の開閉を表す波形を除去することができる。拡張期におけるトレース波形を図 6 に示す。図 6 は、拡張期におけるトレース波形を示す図である。図 6 において、横軸は時間を表し、縦軸は速度を表している。

20

【0070】

上述した収縮期に対する処理と同様に、第 1 の弁時相推定部 23 によって、内部変極点 A 1、A 2 の時相を推定する。例えば、操作者が操作部 18 を用いて、カーソル T 1、T 2 によって拡張期の測定区間を指定する。具体的には、操作者が操作部 18 を用いて、測定区間の開始時相をカーソル T 1 にて指定し、終了時相をカーソル T 2 にて指定する。補間処理部 24 は、上述した収縮期に対する処理と同様に、内部変極点 A 1 の時相とカーソル T 1 によって指定された時相の間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成し、内部変極点 A 2 の時相とカーソル T 2 によって指定された時相の間において、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 との間のトレース波形と連続する補間波形を生成する。

30

【0071】

そして、補間処理部 24 は、内部変極点 A 1 と内部変極点 A 2 の間のトレース波形 70 に、補間処理によって得られた補間波形を外挿する。制御部 15 は、トレース波形 70 に補間波形が外挿された波形を表示部 17 に表示させる。このとき、制御部 15 は、トレース波形 70 と補間波形とを区別して表示部 17 に表示させる。具体的には、制御部 15 は、トレース波形 70 を着色したり、線を太くしたりして強調して表示部 17 に表示させる。また、制御部 15 は、補間波形を破線にして表示部 17 に表示させる。

40

【0072】

そして、計測部 40 は、トレース波形 70 に補間波形が外挿された波形に基づいて、各種の計測を行う。これにより、弁の影響を除去して、拡張期における血流の計測が可能となる。

【0073】

なお、拡張期においては、ドプラ波形の E 波と A 波における速度が心機能評価の指標に用いられる。例えば、計測部 40 は、内部変極点 A 1 から予め設定された所定時間経過後の時相を E 波の時相として、その E 波における速度を求める。また、計測部 40 は、内部変極点 A 2 から予め設定された所定時間前の時相を A 波の時相として、その A 波における

50

速度を求める。

【0074】

ユーザインターフェース（UI）16は表示部17と操作部18を備えて構成されている。表示部17は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上に断層像、3次元画像又はドプラ波形などが表示される。操作部18は、キーボード、マウス、トラックボール、又はTCS（Touch Command Screen）などで構成されており、操作者の操作によって各種の指示が与えられる。

【0075】

制御部15は、画像データ生成部10、ユーザインターフェース16、画像処理部20及び計測部40に接続され、各部の動作を制御する。

10

【0076】

また、制御部15は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。その記憶装置には、制御プログラムが記憶されている。CPUが記憶装置に記憶されている制御プログラムを実行することで、各部の動作を制御する。

【0077】

また、画像処理部20は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。その記憶装置には、画像処理プログラムが記憶されている。その画像処理プログラムは、トレース波形生成部21の機能を実行するためのトレース波形生成プログラム、微分処理部22の機能を実行するための微分処理プログラム、第1の弁時相推定部23の機能を実行するための第1の弁時相推定プログラム、補間処理部24の機能を実行するための補間処理プログラム、R波検出部25の機能を実行するためのR波検出プログラム、第2の弁時相推定部26の機能を実行するための第2の弁時相推定プログラム、及び弁時相検出部27の機能を実行するための弁時相検出プログラムを含んで構成されている。

20

【0078】

CPUがトレース波形生成プログラムを実行することで、ドプラ波形の大きさの変化を表すトレース波形を生成する。また、CPUが微分処理プログラムを実行することで、トレース波形に対して1回又は2回の微分を行い、1次微分波形又は2次微分波形を生成する。また、CPUが第1の弁時相推定プログラムを実行することで、内部変極点A1、A2の時相を特定し、更に、時相S1、S2を推定する。また、CPUが補間処理プログラムを実行することで、内部変極点A1、A2と時相S1、S2との間の波形を補間する。また、CPUがR波検出プログラムを実行することで、ECG信号からR波の時相を特定する。また、CPUが第2の弁時相推定プログラムを実行することで、R波の時相と統計データに基づいて、時相S1、S2を推定する。また、CPUが弁時相検出プログラムを実行することで、心音波形から時相S1、S2を検出する。

30

【0079】

また、計測部40は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。その記憶装置には、計測部40の機能を実行するための計測プログラムが記憶されている。CPUが計測プログラムを実行することで、補間処理によって得られた波形に基づいて、各種の計測を実行する。

【0080】

なお、画像処理プログラムと計測プログラムがこの発明の「ドプラ計測プログラム」の1例に相当する。

40

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】ドプラ波形、トレース波形、及びECG信号を示す図である。

【図3】トレース波形の一部を示す図である。

【図4】トレース波形の一部を示す図である。

【図5】補間処理を説明するためのトレース波形の図である。

【図6】拡張期におけるトレース波形を示す図である。

50

【符号の説明】

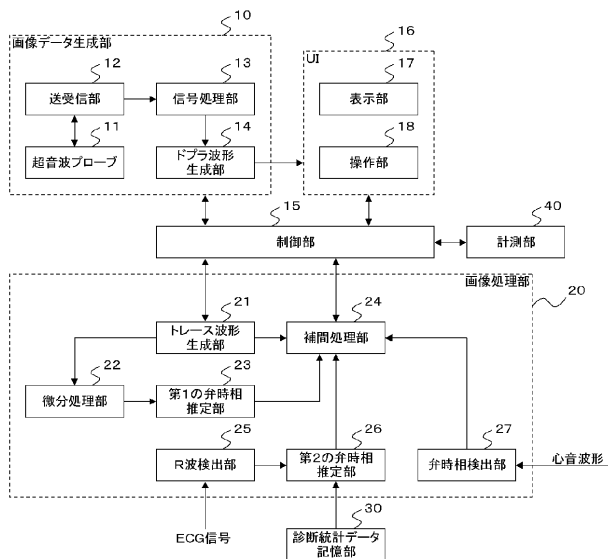
【0082】

- 10 画像データ生成部
- 11 超音波プローブ
- 12 送受信部
- 13 信号処理部
- 14 ドプラ波形生成部
- 15 制御部
- 16 ユーザーインターフェース
- 17 表示部
- 18 操作部
- 20 画像処理部
- 21 トレース波形生成部
- 22 微分処理部
- 23 第1の弁時相推定部
- 24 補間処理部
- 25 R波検出部
- 26 第2の弁時相推定部
- 27 弁時相検出部
- 30 診断統計データ記憶部
- 40 計測部

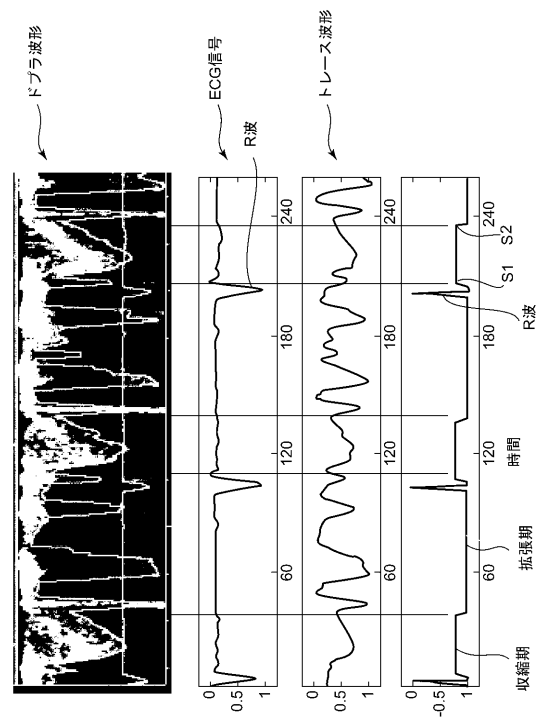
10

20

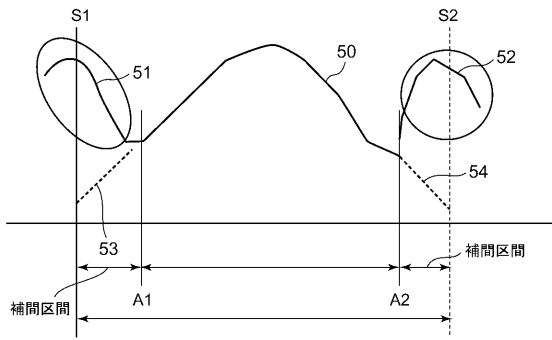
【図1】



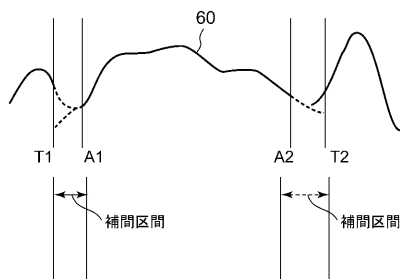
【図2】



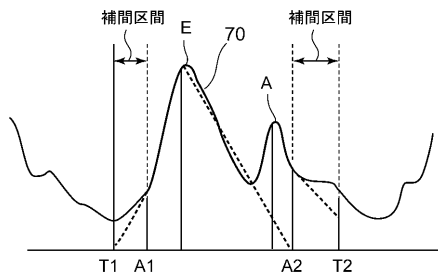
【図 3】



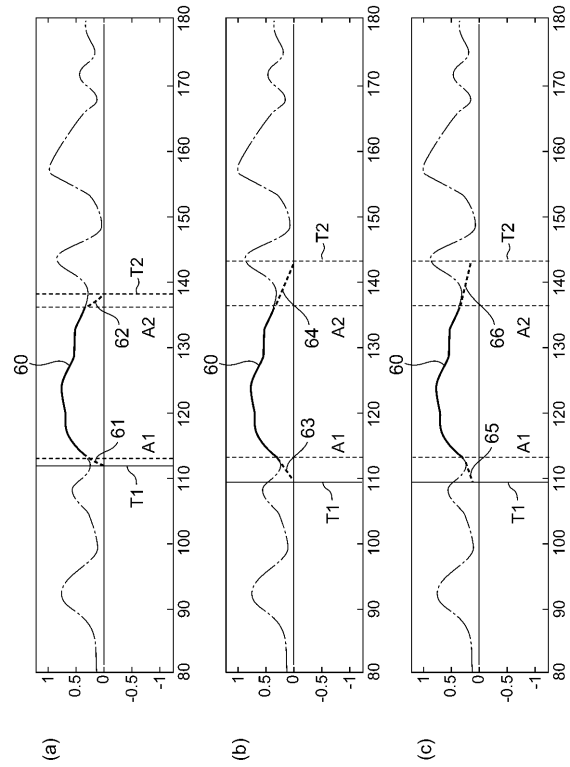
【図 4】



【図 6】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 赤木 和哉

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 河崎 修一

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DD03 DD15 DE02 DE03 EE09 FF08 JB16 JB23 JB46 JB49

KK12 KK19 KK21 KK31 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备，多普勒测量设备，多普勒测量程序		
公开(公告)号	JP2008237647A	公开(公告)日	2008-10-09
申请号	JP2007083670	申请日	2007-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 瀧口宗基 赤木和哉 河崎修一		
发明人	馬場 達朗 瀧口 宗基 赤木 和哉 河崎 修一		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB16 4C601/JB23 4C601/JB46 4C601/JB49 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL38		
其他公开文献	JP5085170B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够从使用待诊断的心脏获取的多普勒波形检测指示血流的波形的超声诊断设备。解决方案：图像数据生成部分10使用要诊断的对象的心脏生成多普勒波形。图像处理部分20产生指示多普勒波形的尺寸变化的轨迹波形，并找到轨迹波形的转折点（最大值和最小值）。图像处理部分20基于ECG信号，心音波形或轨迹波形的转折点（最大值）估计打开阀门的时间阶段和关闭阀门的时间阶段，在波形之间插入波形。打开阀门的时间阶段和最小值的时间相位，并在关闭阀门的时间阶段和最小值的时间阶段之间插入波形。测量部40基于跟踪波形的最小值和通过内插获取的波形的时间相位来测量血流。Z

