

(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2010-155073

(P2010-155073A)

(43) 公開日 平成22年7月15日 (2010.7.15)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/06テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2009-274674 (P2009-274674)
 (22) 出願日 平成21年12月2日 (2009.12.2)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-307885 (P2008-307885)
 (32) 優先日 平成20年12月2日 (2008.12.2)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
 (71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、ドブラ計測装置及びドブラ計測方法

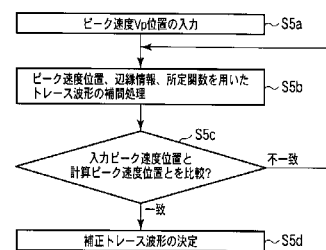
(57) 【要約】

【課題】循環器ドブラ計測における作業の大半を占めていた種々の手技を自動化又は半自動化することができ、循環器ドブラ計測における作業負担の軽減、作業効率の向上、計測結果のばらつきの低減に寄与することができる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】トレース波形に欠落部分が存在する場合に、操作者に個体差や弁の種類を考慮して所望の推定点を少なくとも一つ設定させ、設定された推定点と、欠落のあるドレース波形の辺縁情報と、所定の関数とを用いて欠落部位を補間し、トレース波形を自動的に補正するものである。

【選択図】 図 5

図 5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成するドップラ処理ユニットと、

前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的变化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、

前記複数のトレース波形のうち欠落部分を有するトレース波形と、当該トレース波形に対して入力される少なくとも一つの推定点と、を用いて前記欠落が補間された補正トレース波形を生成する補正トレース波形生成ユニットと、

前記補正トレース波形を含む複数のトレース波形を出力する出力ユニットと、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数のトレース波形のいずれかにおいて、前記弁逆流に起因する波形欠落が存在するか否かを判定する判定ユニットをさらに具備し、

前記出力ユニットは、前記欠落が存在すると判定されたトレース波形を他のトレース波形と異なる形態にて出力すること、

を具備する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記補正トレース波形生成ユニットは、前記入力された少なくとも一つの推定点に基づいて前記補間に用いる補間関数を決定し、当該決定された補間関数を用いて、前記補正トレース波形を生成する請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記補正トレース波形生成ユニットは、

前記入力された少なくとも一つの推定点と、前記欠落部分を有するトレース波形と、所定の補間関数と、を用いて第 1 のトレース波形を生成し、

前記第 1 のトレース波形と前記入力された少なくとも一つの推定点とを比較することにより、前記第 1 のトレース波形が前記補正トレース波形として適切か否かを判定し、

前記判定において適切と判定した場合には、前記第 1 のトレース波形を前記補正トレース波形として決定し、

前記判定において不適切と判定した場合には、前記入力された少なくとも一つの推定点と、前記欠落部分を有するトレース波形と、前記所定の補間関数とは異なる他の補間関数と、を用いて第 2 のトレース波形を生成し、当該第 2 のトレース波形を前記補正トレース波形として決定する請求項 1 又は 2 超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記推定点を入力するための入力ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記出力ユニットは、前記推定点が入力された場合には、前記補正トレース波形の生成前及び生成後の少なくとも一方において、前記推定点を含む前記複数のトレース波形を表示する請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成するドップラ処理ユニットと、

前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的变化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、

前記複数のトレース波形のうち欠落部分を有するトレース波形と、当該トレース波形に対して入力される少なくとも一つの推定点と、を用いて前記欠落が補間された補正トレース波形を生成する補正トレース波形生成ユニットと、

前記補正トレース波形を含む複数のトレース波形を出力する出力ユニットと、
を具備するドブラ計測装置。

50

【請求項 8】

超音波診断装置を用いるドブラ計測方法であって、

心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成し、

前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成し、

前記複数のトレース波形のうち欠落部分を有するトレース波形と、当該トレース波形に対して入力される少なくとも一つの推定点と、を用いて前記欠落が補間された補正トレース波形を生成し、

前記補正トレース波形を含む複数のトレース波形を出力すること、

を具備するドブラ計測方法。

10

【請求項 9】

心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成するドブラ処理ユニットと、

前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、

前記複数のトレース波形を用いて、前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を複数心拍周期のそれぞれについて計算すると共に、当該計算された複数心拍周期の計測値を用いて、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は心室流出血流の平均計測値を計算する計算ユニットと、

前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は前記心室流出血流の平均計測値出力する出力ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

20

【請求項 10】

前記計算ユニットは、前記前記複数のトレース波形の中から選択されたトレース波形を用いて、前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を複数心拍周期のそれぞれについて計算し、

前記出力ユニットは、前記選択されたトレース波形に対応する前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を出力する請求項 9 載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記出力ユニットは、前記選択されたトレース波形を他のトレース波形とは異なる形態にて出力する請求項 9 又は 10 載の超音波診断装置。

30

【請求項 12】

心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成するドブラ処理ユニットと、

前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、

前記複数のトレース波形を用いて、前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を複数心拍周期のそれぞれについて計算すると共に、当該計算された複数心拍周期の計測値を用いて、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は心室流出血流の平均計測値を計算する計算ユニットと、

40

前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は前記心室流出血流の平均計測値出力する出力ユニットと、

を具備するドブラ計測装置。

【請求項 13】

超音波診断装置を用いるドブラ計測方法であって、

心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成し、

前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成し、

前記複数のトレース波形を用いて、前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を複数心拍周期のそれぞれについて計算すると共に、当該計算された複数心拍周

50

期の計測値を用いて、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は心室流出血流の平均計測値を計算し、

前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は前記心室流出血流の平均計測値出力すること

を具備するドブラ計測方法。

【請求項 14】

E C G 波形と同期させながら心臓内の第 1 の部位に超音波を送信し、前記第 1 の部位から反射される超音波信号から、第 1 のドップラスペクトラムを生成すると共に、E C G 波形と同期させながら心臓内の前記第 1 の部位とは異なる第 2 の部位に超音波を送信し、前記第 2 の部位から反射される超音波信号から、第 2 のドップラスペクトラムを生成するド
10

ブラ処理ユニットと、
前記第 1 のドップラスペクトラムと第 2 のドップラスペクトラムとを、心時相を対応させながら同時に表示する表示ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 15】

前記表示ユニットは、前記第 1 のドップラスペクトラム及び第 2 のドップラスペクトラムと共に、前記各スペクトラムに関する E C G 波形を心時相を対応させながら同時に表示する請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記表示ユニットは、少なくとも一心拍以上の期間に亘る前記第 1 のドップラスペクトラム及び第 2 のドップラスペクトラムを表示する請求項 14 又は 15 記載の超音波診断装置。
20

【請求項 17】

前記表示ユニットは、前記 E C G 波形の R 波発生時刻の前後 300 m s の期間が少なくとも含まれるように、前記第 1 のドップラスペクトラム及び第 2 のドップラスペクトラムを表示する請求項 14 乃至 16 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記同時に表示される前記第 1 のドップラスペクトラム及び第 2 のドップラスペクトラムを用いて、前記心臓の血流に関する所定の計測値を計算する計算ユニットをさらに具備する請求項 14 乃至 17 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
30

【請求項 19】

前記心臓の血流に関する所定の計測値は、左心室流入血流と左心室流出血流とを用いて計算される計測値、右心室流入血流と僧坊弁輪速度とを用いて計算される計測値のいずれかである請求項 18 記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

E C G 波形と同期させながら心臓内の第 1 の部位に超音波を送信し前記第 1 の部位から反射される第 1 の超音波信号から、第 1 のドップラスペクトラムを生成すると共に、E C G 波形と同期させながら心臓内の前記第 1 の部位とは異なる第 2 の部位に超音波を送信し前記第 2 の部位から反射される第 2 の超音波信号から、前記第 2 の超音波信号から第 2 のドップラスペクトラムを生成するドブラ処理ユニットと、
40

前記第 1 のドップラスペクトラムと第 2 のドップラスペクトラムとを、心時相を対応させながら同時に表示する表示ユニットと、

を具備するドブラ計測装置。

【請求項 21】

超音波診断装置を用いるドブラ計測方法であって、

E C G 波形と同期させながら心臓内の第 1 の部位に超音波を送信し、前記第 1 の部位から反射される超音波信号から、第 1 のドップラスペクトラムを生成すると共に、E C G 波形と同期させながら心臓内の前記第 1 の部位とは異なる第 2 の部位に超音波を送信し、前記第 2 の部位から反射される超音波信号から、第 2 のドップラスペクトラムを生成し、

前記第 1 のドップラスペクトラムと第 2 のドップラスペクトラムとを、心時相を対応さ
50

せながら同時に表示すること、
を具備するドブラ計測方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、循環器ドブラ計測の実行可能な超音波診断装置、ドブラ計測装置、ドブラ計測方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

10

【0003】

この様な超音波診断において、被検体の血管内や心臓内の血流情報を定量的にかつ精度よく測定する方法として、ドップラスペクトラム法がある。ドップラスペクトラム法では、血管内や心臓内の所望領域を超音波走査し、所望のレンジゲートに対応する受信信号に対してFFT等の演算を施してドップラスペクトラム（ドップラ周波数）を求める。このドップラスペクトラムは、横軸を時間、縦軸を周波数とするグラフ（波形）であり、また、周波数成分毎の強度を画像の輝度として表現するものである。また、得られたドップラスペクトラムから、心臓等の循環器の機能を評価することを目的として、例えば左心室流入血流や左心室流出血流等の種々の計測値が計算される。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-237647号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、一般に、循環器ドブラ計測（特に心腔内）は、不整脈等に起因する弁や腱索からの不要信号の混入により、適切なドップラスペクトラムを収集できない場合がある。係る場合には、操作者が手動にて不完全なドップラスペクトラムを修正したり、選択されたドップラスペクトラムから計測値を手技で計算したり、計測をやり直したりしていた。また、ドブラ計測において自動的に計算されるパラメータは限られており、血流に関する幾つかのパラメータは、操作者の手作業によって計算されていた。このため、循環器ドブラ計測における作業は煩雑となり、診断効率を低下させる原因となっていた。

40

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、循環器ドブラ計測における作業の大半を占めていた種々の手技を自動化又は半自動化することができ、循環器ドブラ計測における作業負担の軽減、作業効率の向上、計測結果のばらつきの低減に寄与することができる超音波診断装置、ドブラ計測装置、ドブラ計測方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0008】

請求項1に記載の発明は、心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラ

50

スペクトラムを生成するドップラ処理ユニットと、前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、前記複数のトレース波形のうち欠落部分を有するトレース波形と、当該トレース波形に対して入力される少なくとも一つの推定点と、を用いて前記欠落が補間された補正トレース波形を生成する補正トレース波形生成ユニットと、前記補正トレース波形を含む複数のトレース波形を出力する出力ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

【 0 0 0 9 】

請求項 7 に記載の発明は、心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成するドップラ処理ユニットと、前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、前記複数のトレース波形のうち欠落部分を有するトレース波形と、当該トレース波形に対して入力される少なくとも一つの推定点と、を用いて前記欠落が補間された補正トレース波形を生成する補正トレース波形生成ユニットと、前記補正トレース波形を含む複数のトレース波形を出力する出力ユニットと、を具備するドブラ計測装置である。

10

【 0 0 1 0 】

請求項 8 に記載の発明は、超音波診断装置を用いるドブラ計測方法であって、心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成し、前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成し、前記複数のトレース波形のうち欠落部分を有するトレース波形と、当該トレース波形に対して入力される少なくとも一つの推定点と、を用いて前記欠落が補間された補正トレース波形を生成し、前記補正トレース波形を含む複数のトレース波形を出力すること、を具備するドブラ計測方法である。

20

【 0 0 1 1 】

請求項 9 に記載の発明は、心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成するドップラ処理ユニットと、前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、前記複数のトレース波形を用いて、前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を複数心拍周期のそれぞれについて計算すると共に、当該計算された複数心拍周期の計測値を用いて、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は心室流出血流の平均計測値を計算する計算ユニットと、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は前記心室流出血流の平均計測値出力する出力ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

30

【 0 0 1 2 】

請求項 1 2 に記載の発明は、心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成するドップラ処理ユニットと、前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成するトレース波形生成ユニットと、前記複数のトレース波形を用いて、前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を複数心拍周期のそれぞれについて計算すると共に、当該計算された複数心拍周期の計測値を用いて、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は心室流出血流の平均計測値を計算する計算ユニットと、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は前記心室流出血流の平均計測値出力する出力ユニットと、を具備するドブラ計測装置である。

40

【 0 0 1 3 】

請求項 1 3 に記載の発明は、超音波診断装置を用いるドブラ計測方法であって、心臓内の所定の部位から反射される超音波信号からドップラスペクトラムを生成し、前記ドップラスペクトラムにおける所定のスペクトラム成分の時間的変化を複数のトレース波形として生成し、前記複数のトレース波形を用いて、前記心臓の心室流入血流の計測値又は心室流出血流の計測値を複数心拍周期のそれぞれについて計算すると共に、当該計算された複

50

数心拍周期の計測値を用いて、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は心室流出血流の平均計測値を計算し、前記心臓の心室流入血流の平均計測値又は前記心室流出血流の平均計測値出力すること、を具備するドブラ計測方法である。

【 0 0 1 4 】

請求項 1 4 に記載の発明は、E C G 波形と同期させながら心臓内の第 1 の部位に超音波を送信し、前記第 1 の部位から反射される超音波信号から、第 1 のドップラスペクトラムを生成すると共に、E C G 波形と同期させながら心臓内の前記第 1 の部位とは異なる第 2 の部位に超音波を送信し、前記第 2 の部位から反射される超音波信号から、第 2 のドップラスペクトラムを生成するドブラ処理ユニットと、前記第 1 のドップラスペクトラムと第 2 のドップラスペクトラムとを、心時相を対応させながら同時に表示する表示ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 5 】

請求項 2 0 に記載の発明は、E C G 波形と同期させながら心臓内の第 1 の部位に超音波を送信し前記第 1 の部位から反射される第 1 の超音波信号から、第 1 のドップラスペクトラムを生成すると共に、E C G 波形と同期させながら心臓内の前記第 1 の部位とは異なる第 2 の部位に超音波を送信し前記第 2 の部位から反射される第 2 の超音波信号から、前記第 2 の超音波信号から第 2 のドップラスペクトラムを生成するドブラ処理ユニットと、前記第 1 のドップラスペクトラムと第 2 のドップラスペクトラムとを、心時相を対応させながら同時に表示する表示ユニットと、を具備するドブラ計測装置である。

20

【 0 0 1 6 】

請求項 2 1 に記載の発明は、超音波診断装置を用いるドブラ計測方法であって、E C G 波形と同期させながら心臓内の第 1 の部位に超音波を送信し、前記第 1 の部位から反射される超音波信号から、第 1 のドップラスペクトラムを生成すると共に、E C G 波形と同期させながら心臓内の前記第 1 の部位とは異なる第 2 の部位に超音波を送信し、前記第 2 の部位から反射される超音波信号から、第 2 のドップラスペクトラムを生成し、前記第 1 のドップラスペクトラムと第 2 のドップラスペクトラムとを、心時相を対応させながら同時に表示すること、を具備するドブラ計測方法である。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

以上本発明によれば、循環器ドブラ計測における作業の大半を占めていた種々の手技を自動化又は半自動化することができ、循環器ドブラ計測における作業負担の軽減、作業効率の向上、計測結果のばらつきの低減に寄与することができる超音波診断装置、ドブラ計測装置、ドブラ計測方法を実現することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。

【図 2 A】図 2 A は、欠落等を有するドップラスペクトラムの例を示した図である。

【図 2 B】図 2 B は、欠落等を有するドップラスペクトラムの例を示した図である。

【図 3 A】図 3 A は、欠落等を有するトレース波形の例を示した図である。

40

【図 3 B】図 3 B は、欠落等を有するトレース波形の例を示した図である。

【図 4】図 4 は、本トレース波形補正機能に従う処理（トレース波形補正処理）の流れを示したフローチャートである。

【図 5】図 5 は、補正トレース波形の生成処理の流れを示したフローチャートである。

【図 6】図 6 は、ピーク速度 V_p の位置等を用いた補間処理を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、ピーク速度 V_p の位置等を用いた補間処理を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態に係るドブラ計測処理の流れを示したフローチャートである。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る、左心室からの流出血流に関する各種特徴量の表示形態の一例を示した図である。

50

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態に係る、左心室への流入血流に関する各種特徴量の表示形態の一例を示した図である。

【図 11】図 11 は、従来に係る、左心室からの流出血流に関する各種特徴量の表示形態の一例を示した図である。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態に係るドブラ計測処理の流れを示したフローチャートである。

【図 13】図 13 は、第 1 のゲート G 1 を計測位置とした第 1 のドブラスペクトラムと、第 2 のゲート G 2 を計測位置とした第 2 のスペクトラムとを、心時相を対応付けて同時に表示した場合の一例を示した図である。

【図 14】図 14 は、上記ステップ S 25 において指定される各種期間と、I R T、I C T との関係の説明するための図である。

【図 15】図 15 は、第 3 の実施形態の変形例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0020】

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。同図に示すように、本超音波診断装置 11 は、超音波プローブ 12、入力装置 13、モニター 14、超音波送信ユニット 21、超音波受信ユニット 22、B モード処理ユニット 23、ドブラ処理ユニット 24、画像生成ユニット 25、画像メモリ 26、制御プロセッサ (CPU) 28、内部記憶ユニット 29、インターフェースユニット 30、オートトレース処理ユニット 33、補正トレース波形生成ユニット 35 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0021】

超音波プローブ 12 は、超音波送受信ユニット 21 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を抑制するバック材等を有している。当該超音波プローブ 12 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 12 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0022】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI) の設定指示、種々の画質条件設定指示、後述するビーム合成数や利用ビーム数の入力指示等を装置本体 11 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置 13 の終了ボタンや F R E E Z E ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0023】

モニター 14 は、スキャンコンバータ 25 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報 (B モード画像)、血流情報 (平均速度画像、分散画像、パワー画像等)、これらの組み合わせを画像として表示する。

【0024】

超音波送信ユニット 21 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では

、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ１２に駆動パルスを印加する。

【００２５】

超音波受信ユニット２２は、図示していないアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ１２を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。Ａ／Ｄ変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【００２６】

Ｂモード処理ユニット２３は、送受信ユニット２１からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、スキャンコンバータ２５に送信され、反射波の強度を輝度にて表したＢモード画像としてモニター１４に表示される。

【００２７】

ドブラ処理ユニット２４は、送受信ユニット２１から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【００２８】

画像生成ユニット２６は、一般的には、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

20

【００２９】

画像メモリ（シネメモリ）２６は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ２６に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【００３０】

制御プロセッサ２８は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ２８は、内部記憶ユニット２９から後述するトレース波形補正機能を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

30

内部記憶ユニット２９は、所定のスキャンシーケンス、後述するトレース波形補正機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者ＩＤ、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ２６中の画像の保管などにも使用される。内部記憶ユニット２９のデータは、インターフェースユニット３０を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【００３１】

インターフェースユニット３０は、入力装置１３、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェースユニット３０によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

40

【００３２】

オートトレース処理ユニット３３は、ドブラ計測によって取得された時系列のドブラスペクトラムデータに対して、各時刻の最大流速を自動的に追跡（トレース）するオートトレース処理を実行する。

【００３３】

補正トレース波形生成ユニット３５は、制御プロセッサ２８の制御のもと、後述するト

50

レース波形補正処理を実行する。

【0034】

(トレース波形補正機能)

次に、本超音波診断装置1が有するドブラ波形補正について説明する。循環器ドブラ計測において取得されるドブラスペクトラムが、図2A、Bに示すように欠落したり十分な強度を持っていない場合がある。これは、MR、TR、PR等の弁逆流等に起因する不要な信号の影響を受けるためである。この様な欠落等があるドブラスペクトラムに対してドブラオートトレース処理を行った場合、図3A、Bに示すように、欠落部位が存在するトレース波形が生成されてしまう。また、弁逆流の発生するタイミング、方向、速度等は、患者の違い(個体差)や弁の種類の違いによって異なる。従って、システムとして画一的に処理することは適切ではない。

10

【0035】

本機能は、この様にトレース波形に欠落部位が存在する場合に、操作者に個体差や弁の種類を考慮して所望の推定点を少なくとも一つ設定させ、設定された推定点と、欠落のあるトレース波形の辺縁情報と、所定の関数とを用いて欠落部位を補間し、トレース波形を自動的に補正するものである。

【0036】

なお、本実施形態においては、本トレース波形補正機能を超音波診断装置上において実現する場合について説明する。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば専用プログラムをインストールすることで医療用ワークステーションやパーソナルコンピュータ等によって実現されるドブラ計測装置等によっても、本機能を実現することができる。係る場合のドブラ計測装置は、例えば図1に示す点線内の構成要素を具備するものとなる。

20

【0037】

図4は、本トレース波形補正機能に従う処理(トレース波形補正処理)の流れを示したフローチャートである。同図に従って、トレース波形補正処理において実行される各ステップの内容について説明する。

【0038】

まず、患者情報、Bモード撮像で用いる撮像条件、ドブラモード撮像で用いる撮像条件がそれぞれ入力される(ステップS1)。次に、制御プロセッサ28は、入力された条件に従ってBモード撮像を実行し、リアルタイムにBモードが画像をモニター14に表示する。また、制御プロセッサ28は、入力装置13からの入力に応答して、表示されたBモード画像に対してドブラ計測を行うレンジ(ドブラ計測レンジ)を設定する(ステップS2)。

30

【0039】

次に、制御プロセッサ28は、入力された条件、及び設定されたドブラ計測レンジに従ってCWドブラモード撮像を実行し、時系列のドブラスペクトラムを含む超音波画像をモニター14にリアルタイム表示する(ステップS3)。オートトレース処理ユニット33は、CWドブラモード撮像によって取得されたドブラスペクトラムを用いて、オートトレース処理を実行し、時系列のトレース波形を生成する(ステップS4)。

【0040】

40

次に、補正トレース波形ユニット35は、生成されたいずれかのトレース波形に欠落が存在する場合には、後述する内容に従って欠落部位を補間し、補正トレース波形を生成する(ステップS5)。制御プロセッサ28は、生成された時系列のトレース波形(欠落部位が存在した場合には、補間処理によって得られた補正トレース波形を含む時系列のトレース波形)をモニター14に所定の形態で表示する。また、制御プロセッサ28は、生成された時系列のトレース波形に基づいて心臓機能を定量的に評価するための各種計測値を計算し、モニター14に所定の形態で表示する(ステップS6)。

【0041】

(補正トレース波形の生成処理)

次に、ステップS5における補正トレース波形の生成処理の詳細について説明する。

50

【 0 0 4 2 】

図 5 は、補正トレース波形の生成処理の流れを示したフローチャートである。同図に従って、補正トレース波形の生成処理の各ステップの内容について説明する。

【 0 0 4 3 】

[ステップ S 5 a : ピーク速度 V_p の位置の入力]

まず、欠落部位が存在するトレース波形に対して、入力装置 1 3 を介してピーク速度 V_p に対応する位置 (点) が入力される (ステップ S 5 a)。欠落部位を有するトレース波形 (すなわち、補正トレース波形の生成対象とされるトレース波形) は、例えばトラックボール等の所定のデバイスを用いて選択される。また、ピーク速度に対応する位置 (ピーク速度位置) は、例えば操作者の推定に基づいて、マウス等を用いたフリーハンド作業により入力される。

10

【 0 0 4 4 】

[ステップ S 5 b : ピーク速度 V_p の位置等を用いた補間処理]

次に、補正トレース波形生成ユニット 3 5 は、入力されたピーク速度位置、欠落部位を有するトレース波形の辺縁情報、所定の関数を用いて当該欠落部位を補間する補間処理を実行する (ステップ S 5 b)。すなわち、補正トレース波形生成ユニット 3 5 は、図 6 に示すように、入力されたピーク速度位置 P と、欠落部位を有するトレース波形の辺縁情報である変曲点 1、変曲点 2、変曲点 3、変曲点 4 と、例えばスプライン関数とを用いて、当該トレース波形の欠落部位を補間する。当該補間処理の結果、例えば図 7 の点線で示したような波形が補間される。

20

【 0 0 4 5 】

[ステップ S 5 c / S 5 d : ピーク速度位置の適否の判定 / 補正トレース波形の決定]

次に、補正トレース波形生成ユニット 3 5 は、補間されたトレース波形のピーク速度位置と、ステップ S 5 a においてフリーハンドで入力されたピーク速度位置とが一致するか (又は所定の許容範囲が否か) であるかを判定する (ステップ S 5 c)。その結果、双方のピーク速度位置が一致すると判定した場合には、補正トレース波形生成ユニット 3 5 は、補間されたトレース波形を補正トレース波形として決定する。一方、双方のピーク速度位置が一致しないと判定した場合には、補正トレース波形生成ユニット 3 5 は、入力されたピーク速度位置 P と、欠落部位を有するトレース波形の辺縁情報である変曲点 1、変曲点 2、変曲点 3、変曲点 4 と、ステップ S 5 b において用いた関数とは異なる関数 (例えば、キュービック関数) を用いて、当該トレース波形の欠落部位を補間し、その結果得られるトレース波形を補正トレース波形として決定する (ステップ S 5 d)。

30

【 0 0 4 6 】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 4 7 】

本超音波診断装置によれば、循環器ドブラ計測においてトレース波形に欠落部分が存在する場合に、操作者に個体差や弁の種類を考慮して所望の推定点を少なくとも一つ設定させ、設定された推定点と、欠落のあるトレース波形の辺縁情報と、所定の関数とを用いて欠落部位を補間し、補正トレース波形を自動的に生成する。従って、トレース波形に欠落部分が存在する場合であっても、操作者の手技によって個々のトレース波形を修正したり、計測をやり直したりする必要がない。このため、循環器ドブラ計測における作業負担を軽減することができ、診断効率を向上させることができる。また、トレース波形の欠落部位の補間において、操作者によって人為的に設定されるのは例えばピーク速度位置のみであり、補正トレース波形は装置によって自動的に計算され生成される。従って、操作者間による計測結果のばらつきを低減させることができ、客観性、信頼性の高いドブラ計測を実現することができる。

40

【 0 0 4 8 】

さらに、本超音波診断装置によれば、補間されたトレース波形のピーク速度位置と操作者によって入力されたピーク速度位置との位置関係に基づいて、補間されたトレース波形の妥当性を判定している。また、当該判定において補間されたトレース波形が妥当でない

50

と判定された場合には、異なる関数を用いて補間処理を実行し、補正トレース波形を生成する。従って、操作者によって人為的に設定されるピーク速度位置が適切でない場合であっても、客観性、信頼性の高い補正トレース波形を生成することができる。

【 0 0 4 9 】

(第 2 の実施形態)

本発明の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、所定心拍周期数 (例えば画面上に表示された全ドブラスペクトラム又は全トレース波形に対応する心拍周期数) に対応する左心室流出血流又は左心室流入血流の特徴量を自動的に計測すると共に、当該所定心拍数に関する平均計測値を自動的に計算し、所定の形態にて表示するものである。

10

【 0 0 5 0 】

図 8 は、第 2 の実施形態に係るドブラ計測処理の流れを示したフローチャートである。同図に従って、ドブラ計測処理において実行される各ステップの内容について説明する。

【 0 0 5 1 】

まず、患者情報、Bモード撮像で用いる撮像条件、ドブラモード撮像で用いる撮像条件がそれぞれ入力される (ステップ S 1 1)。次に、制御プロセッサ 2 8 は、入力された条件に従って B モード撮像を実行し、リアルタイムに B モードが画像をモニター 1 4 に表示する。また、制御プロセッサ 2 8 は、入力装置 1 3 からの入力に応答して、表示された B モード画像に対してドブラ計測を行うレンジ (ドブラ計測レンジ) を設定する (ステップ S 1 2)。なお、本実施形態では、左心室からの流出血流を計測するための所定領域 (例えば図 9 参照) にドブラ計測レンジが設定されたものとする。

20

【 0 0 5 2 】

次に、制御プロセッサ 2 8 は、入力された条件、及び設定されたドブラ計測レンジに従ってパルスドブラモード撮像を実行し、時系列のドブラスペクトラムを含む超音波画像をモニター 1 4 にリアルタイム表示する (ステップ S 1 3)。オートトレース処理ユニット 3 3 は、CWドブラモード撮像によって取得されたドブラスペクトラムを用いて、オートトレース処理を実行し、時系列のトレース波形を生成する (ステップ S 1 4)。

【 0 0 5 3 】

次に、制御プロセッサ 2 8 は、左心室流出血流につき、トラックボール等によって操作者により選択された所定心拍における V T I (血流速度 - 時間積分)、V P (ピーク圧較差)、P P G (ピーク圧較差グラジエント)、M P G (平均ピーク圧較差グラジエント) を計算する。また、制御プロセッサ 2 8 は、表示された複数の時系列トレース波形を用いて、所定心拍周期数に関する平均 V T I、平均 V P、平均 P P G、平均 M P G を計算する (ステップ S 1 5)。制御プロセッサ 2 8 は、計算された血流に関する特徴量を、例えば図 9 に示す形態にてモニター 1 4 に表示する (ステップ S 1 6)。

30

【 0 0 5 4 】

なお、左心室への流入血流を計測する場合についても、実質的に同様である。左心室への流入血流に関する各種特徴量の表示形態の一例を図 1 0 に示した。

【 0 0 5 5 】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

40

【 0 0 5 6 】

従来では、図 1 1 に示すように表示される個々の心拍に対応する各種計測値を個別に記録し、別途人為的に計算することで、複数心拍数に関する平均計測値を取得していた。一方、本超音波診断装置によれば、循環器ドブラ計測において、例えば画面上に表示された全ドブラスペクトラム又は全トレース波形に対応する心拍周期数に対応する左心室流出血流等の特徴量を自動的に計測すると共に、当該心拍数に関する平均計測値を自動的に計算し、所定の形態にて表示する。従って、選択されたドブラスペクトラムやトレース波形から計測値や特徴量を手技で計算する必要がない。このため、循環器ドブラ計測における作業負担を軽減することができ、診断効率を向上させることができる。

【 0 0 5 7 】

50

(第3の実施形態)

本発明の第3の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、ドプラモードによって心臓の異なる場所や異なる心拍に対応する複数のドプラスペクトラム（又はトレース波形）を取得した場合に、心時相が対応するように同時に表示し自動計測を行うものである。なお、以下においては、説明を具体的にするため、左心室流入位置と左心室流出位置との二箇所を、異なる心拍においてドブラ計測する場合を例に説明する。しかしながら、当該例に拘泥されることなく、異なる三箇所以上の場所を、異なる心拍においてドブラ計測する場合においても、本発明の技術的思想は適用可能である。

【0058】

図12は、第3の実施形態に係るドブラ計測処理の流れを示したフローチャートである。同図に従って、ドブラ計測処理において実行される各ステップの内容について説明する。

【0059】

まず、患者情報、Bモード撮像で用いる撮像条件、ドプラモード撮像で用いる撮像条件がそれぞれ入力される（ステップS21）。

【0060】

次に、制御プロセッサ28は、入力された条件に従ってBモード撮像を実行し、リアルタイムにBモードが画像をモニター14に表示する。また、制御プロセッサ28は、入力装置13からの入力に従って、表示されたBモード画像に対してドブラ計測を行う位置にドブラ計測ゲート（単に「ゲート」とも言う）を設定する（ステップS22）。本実施形態では、図13に示すように、左心室流入位置（第1のゲートG1）と左心室流出位置（第2のゲートG2）との二箇所にドブラ計測ゲートが設定されたものとする。また、制御プロセッサ28は、入力装置13からの入力にตอบสนองして、ドブラ計測の速度レンジ、ゲインを各ゲート毎に設定する。このように異なる位置に設定された複数のドブラゲートについては、それぞれ独立した超音波伝播経路、速度レンジ、ゲインが設定され独立したドブラ計測が実行される。従って、各ゲート位置毎のドブラ計測は、チャンネルの異なる独立したドブラ計測として捉えることができる。

【0061】

次に、制御プロセッサ28は、入力された条件に従って、ECGと同期しながら各ゲート位置毎にパルスドプラモード撮像を実行し、各ゲート位置に対応する各ドプラスペクトラムを取得する（ステップS23）。例えば、制御プロセッサ28は、ECGと同期しながら、最初に図13に示す第1のゲートG1を計測位置とするドプラモード撮像を少なくとも1心拍以上の所定期間について実行し、当該所定期間についての第1のゲートG1に対応するドプラスペクトラムを取得する。第1のゲートG1についてのドプラモード撮像終了後、制御プロセッサ28は、ECGと同期しながら、最初に図15に示す第2のゲートG2を計測位置とするドプラモード撮像を少なくとも1心拍以上の所定期間について実行し、当該所定期間についての第2のゲートG2に対応するドプラスペクトラムを取得する。なお、必要に応じて、第1のゲートG1についてのドプラモード撮像と第2のゲートG2についてのドプラモード撮像とは、交互に繰り返し実行するようにしてもよい。

【0062】

次に、制御プロセッサ28は、図13に示すように、第1のゲートG1を計測位置とした（すなわち左心室流入位置に関する）第1のドプラスペクトラムLV1と、第2のゲートG2を計測位置とした（すなわち左心室流出位置に関する）第2のスペクトラムLV0とを、心時相を対応付けて同時に表示する（ステップS24）。このとき、各スペクトラムは、ECG波形のR波発生時刻の前後の所定期間（例えば前後300msの期間）が少なくとも含まれるようにマージンをもって、且つそれぞれのECG波形と対応付けてモニター14に表示される。

【0063】

次に、必要に応じて、オートトレース処理や第1の実施形態に従う補間トレース波形の生成等が実行される（ステップS25）。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

次に、操作者により、心時相を対応付けて同時に表示された第1のドプラスペクトラムと第2のスペクトラムに対して、トラックボール等によって計測パラメータであるIRT、ICTを計算するための各種期間が指定される。制御プロセッサ28は、指定された各種期間を用いて、計測パラメータであるIRT、ICTを計算する（ステップS26）。

【 0 0 6 5 】

図14は、上記ステップS26において指定される各種期間と、IRT、ICTとの関係を説明するための図である。同図は、心時相を対応付けて同時に表示された心拍iに関する第1のドプラスペクトラムLVIの一部と第2のスペクトラムLVOの一部を簡略化して図示したものである。h(i)を1心拍期間、a'(i)をE波とA波に基づく拡張期間、a(i)=h(i)-a'(i)とし、b(i)、c(i)、d(i)を図14に示す期間として定義した場合、a(i)、b(i)、c(i)、d(i)とIRT、ICTとの間には、次の関係式が成り立つ。

【 0 0 6 6 】

$$(a - b) = I C T + I R T \quad (1)$$

$$I R T = c(i) - d(i) \quad (2)$$

$$I C T = a(i) - b(i) - I R T \quad (3)$$

従って、操作者は、図13に示すように心時相を対応付けて同時に表示された第1のドプラスペクトラムLVIと第2のスペクトラムLVOとを比較参照しながら、期間a(i)、b(i)を手動により容易且つ迅速に把握し指定することができる。特に、各スペクトラムは、ECG波形のR波発生時刻の前後の所定期間（例えば前後300msの期間）が少なくとも含まれるようにマージンをもって、且つECG波形と対応付けてモニター14に表示されている。従って、第1のドプラスペクトラムLVIと第2のスペクトラムLVOとの対応を把握しながら、期間a(i)、b(i)を正確に指定することが可能である。

【 0 0 6 7 】

次に、制御プロセッサ28は、計算された計測パラメータの値を所定の形態にてモニター14に表示する（ステップS27）。

【 0 0 6 8 】

（変形例）

上記説明では、左心室流入位置と左心室流出位置との二箇所を、異なる心拍においてドブラ計測する場合を例とした。本発明の技術的思想は当該例に拘泥されず、例えば、右心室流入血流と僧坊弁輪速度とを用いて計算される計測値（E/e'）を計測する場合にも極めて有効である。

【 0 0 6 9 】

図15は、右心室流入位置に第1のゲートG1を設定して血流ドブラ計測を実行し、僧坊弁輪に第2のゲートG2を設定して組織ドブラ計測を実行した場合に、心時相を対応付けて表示される第1のドプラスペクトラムE、第2のドプラスペクトラムe'の一例を示した図である。操作者は、図15に示すように心時相を対応付けて同時に表示された第1のドプラスペクトラムEと第2のスペクトラムe'とを比較参照しながら、対応する心拍におけるそれぞれの最大値、最小値を容易且つ迅速に把握し指定することができる。

【 0 0 7 0 】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 7 1 】

本超音波診断装置によれば、ドブラモードによって心臓の異なる場所や異なる心拍に対応する複数のドプラスペクトラムを取得した場合に、これらを心時相が対応するように同時に表示する。従って、心臓の異なる場所や異なる心拍に対応する複数のドプラスペクトラムを用いたパラメータ計測を実行する際、指定すべき期間や値を視覚的且つ直観的に把握することができる。その結果、操作者の作業負担を軽減させることができ、画像診断における作業効率を向上させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

また、本超音波診断装置によれば、心臓の異なる場所に設定された複数のゲートに対しては、それぞれ独立した超音波伝播経路、速度レンジ、ゲインによって独立したドブラ計測が実行される。従って、各被検体の個体差や各計測位置に応じて好適な速度レンジ、ゲインを自由に設定することができる。その結果、折り返し等のない正確なドブラ計測を実現することができ、画像診断の質の向上に寄与することができる。

【 0 0 7 3 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 7 4 】

(1) 本各実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 7 5 】

(2) 上記第 1 の実施形態においては、補正トレース波形生成ユニット 3 5 が操作者が欠落部位のあるトレース波形を特定し、当該特定されたトレース波形に対してピーク速度位置に対応する点を入力することで、補正トレース波形生成処理を実行する構成であった。これに対し、補正トレース波形生成ユニット 3 5 が欠落部位のあるトレース波形を自動判定し、当該欠落部位のあるトレース波形に対して操作者からのピーク速度位置の入力を促すようにしてもよい。

【 0 0 7 6 】

(3) 上記第 1 の実施形態においては、欠落部位のあるトレース波形に対してピーク速度位置（点）のみを所定のデバイスを用いて入力する構成とした。しかしながら、当該例に構成されず、ピーク速度位置を含む複数の推定点を欠落部位のあるトレース波形に対して入力し、これらを用いて欠落部位を補間するようにしてもよい。

【 0 0 7 7 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 7 8 】

循環器ドブラ計測における作業の大半を占めていた種々の手技を自動化又は半自動化することができ、循環器ドブラ計測における作業負担の軽減、作業効率の向上、計測結果のばらつきの低減に寄与することができる超音波診断装置、ドブラ計測装置、ドブラ計測方法を実現することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 9 】

1 0 ... 超音波診断装置、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニター、2 1 ... 超音波送信ユニット、2 2 ... 超音波受信ユニット、2 3 ... Bモード処理ユニット、2 4 ... ドブラ処理ユニット、2 5 ... 画像生成ユニット、2 6 ... 画像合成ユニット、2 8 ... 制御プロセッサ、2 9 ... 内部記憶ユニット、3 0 ... インタフェースユニット、3 1 ... 画像処理部、3 3 ... オートトレース処理ユニット、3 5 ... 補正トレース波形生成ユニット

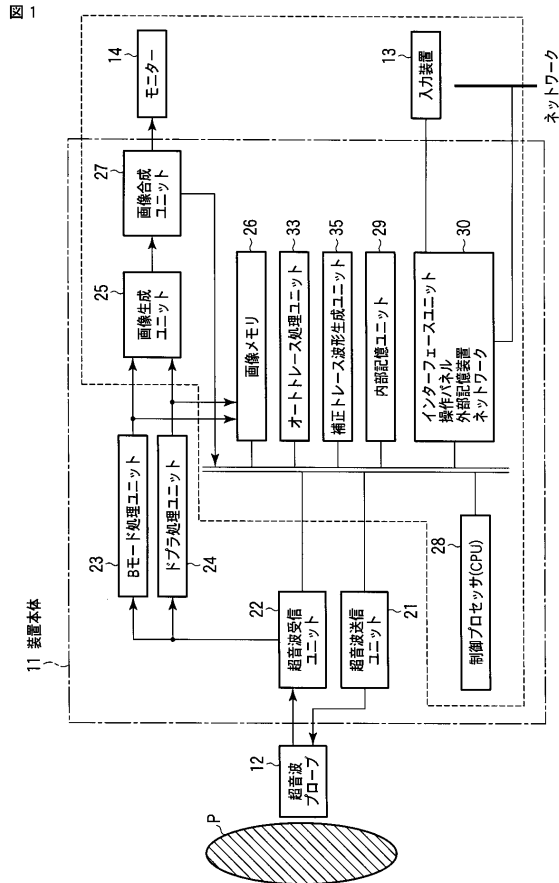
10

20

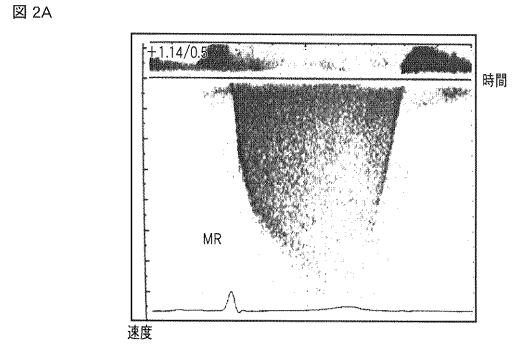
30

40

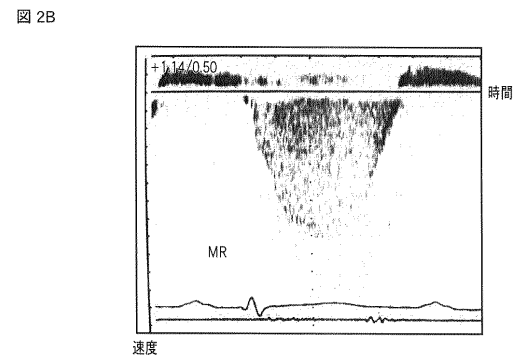
【図 1】



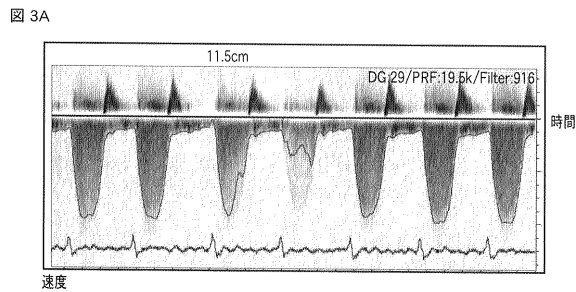
【図 2 A】



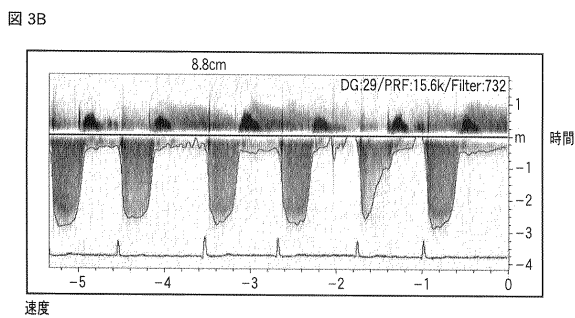
【図 2 B】



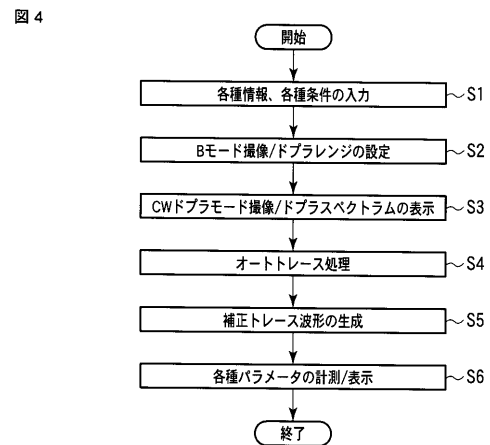
【図 3 A】



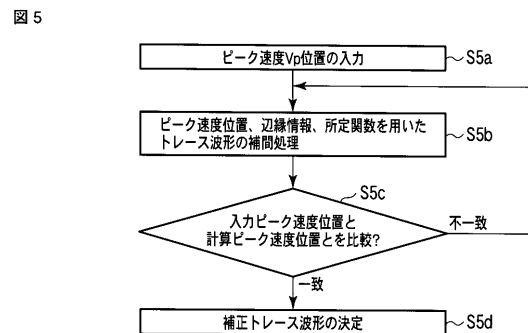
【図 3 B】



【図 4】

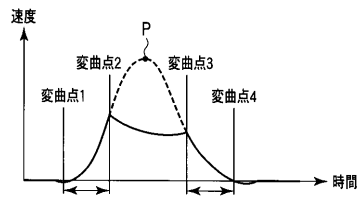


【図 5】



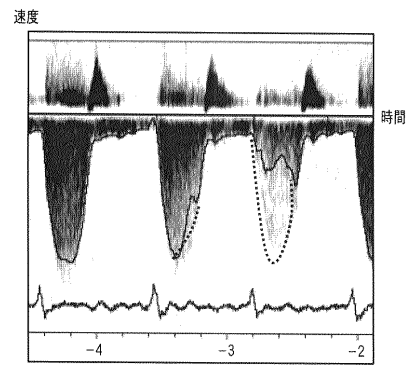
【 図 6 】

図 6



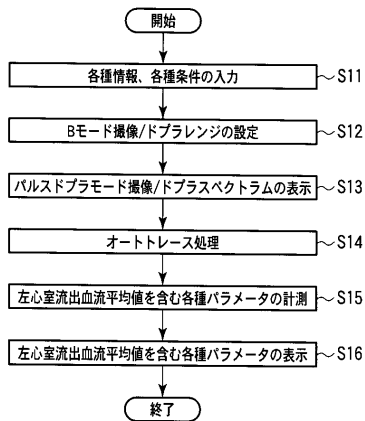
【 図 7 】

図 7



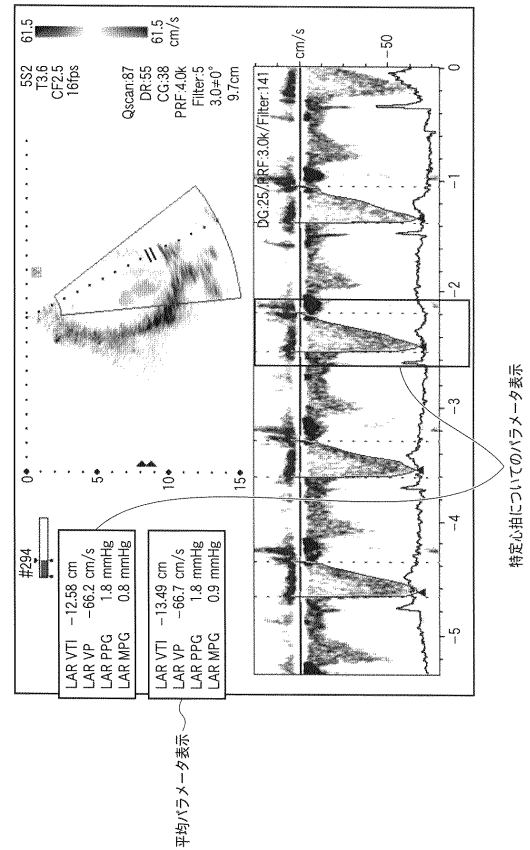
【 図 8 】

図 8



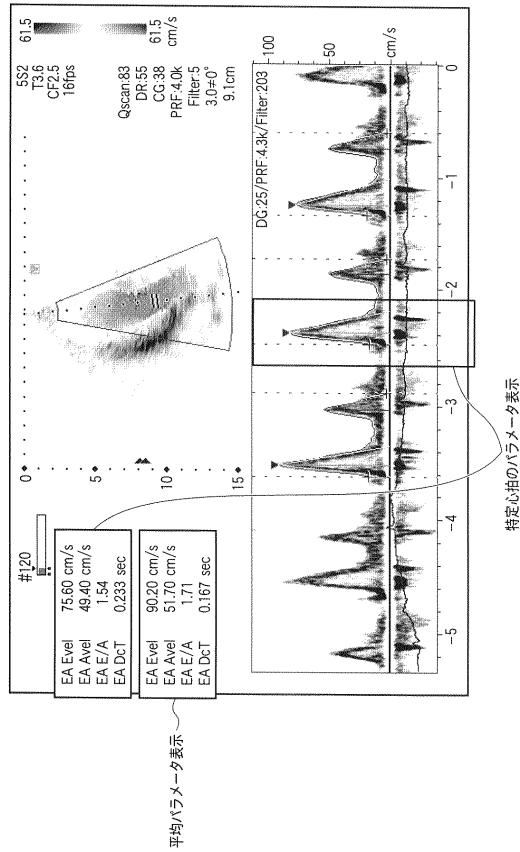
【 図 9 】

図 9



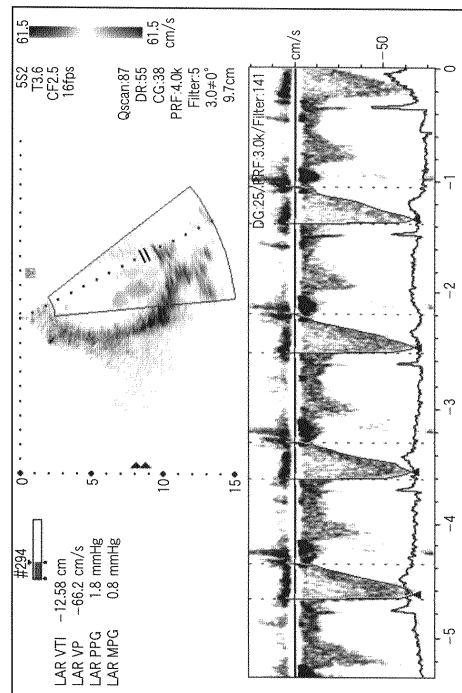
【図 10】

図 10



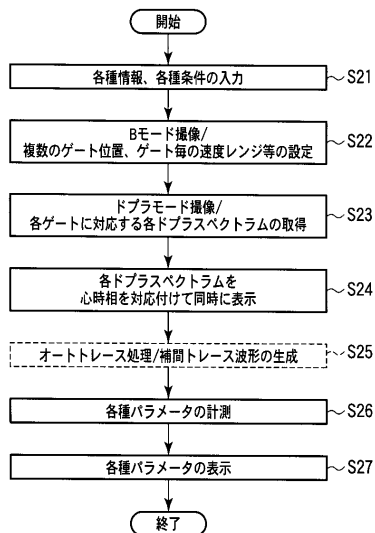
【図 11】

図 11



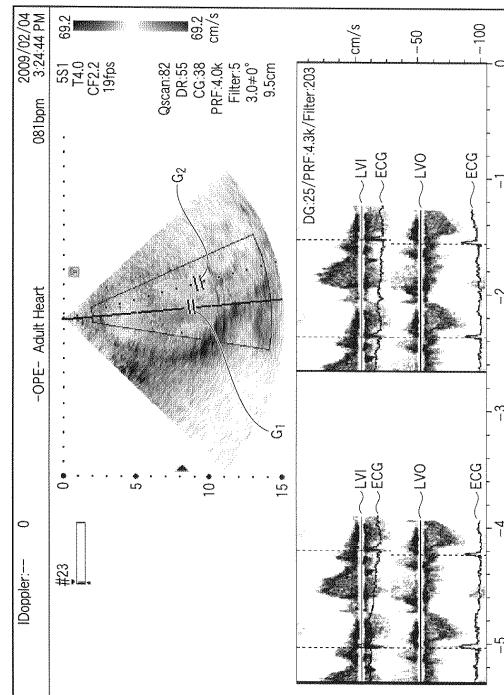
【図 12】

図 12



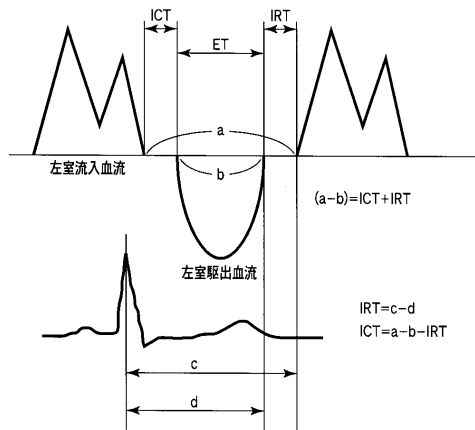
【図 13】

図 13



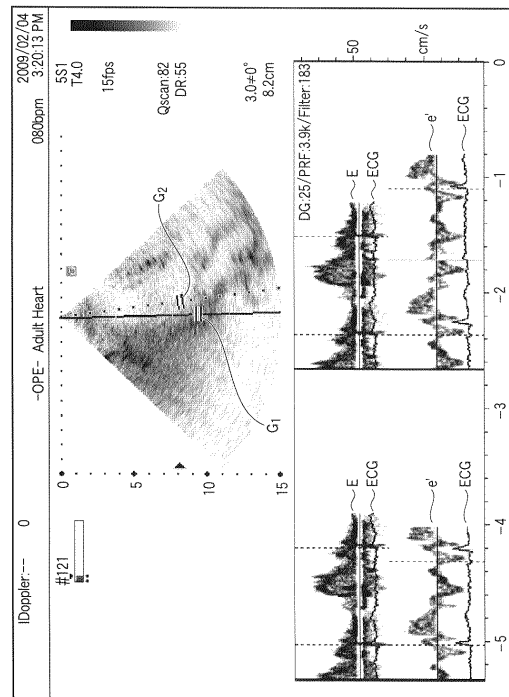
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



フロンツページの続キ

- (74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 馬場 達朗
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本社内
- (72)発明者 神山 直久
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本社内
- (72)発明者 中内 章一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社社内
- F ターム(参考) 4C601 DD04 DD15 DE03 FF08 JB48 JB49 JB51 JC03 KK17 KK25

专利名称(译)	超声波诊断装置，多普勒测量装置和多普勒测量方法		
公开(公告)号	JP2010155073A	公开(公告)日	2010-07-15
申请号	JP2009274674	申请日	2009-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 神山直久 中内章一		
发明人	馬場 達朗 神山 直久 中内 章一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/FF08 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC03 4C601/KK17 4C601/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2008307885 2008-12-02 JP		
其他公开文献	JP5566673B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过自动化或半自动化占用循环器官多普勒测量中大部分工作的各种程序来减少工作量，提高工作效率并减少测量结果的分散。为了提供可以做出贡献的超声诊断设备等。当轨迹波形具有缺失部分时，允许操作者考虑个体差异和阀类型以及所设置的估计点和缺失痕迹来设置至少一个期望的估计点。这是通过使用波形的边缘信息和预定函数对缺失部分进行插值来自动校正轨迹波形。[选择图]图5

図 5

