

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5100343号

(P5100343)

(45) 発行日 平成24年12月19日(2012.12.19)

(24) 登録日 平成24年10月5日(2012.10.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 31 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2007-314991 (P2007-314991) | (73) 特許権者 | 000003078 |
| (22) 出願日 | 平成19年12月5日(2007.12.5) | | 株式会社東芝 |
| (65) 公開番号 | 特開2009-136446 (P2009-136446A) | | 東京都港区芝浦一丁目1番1号 |
| (43) 公開日 | 平成21年6月25日(2009.6.25) | (73) 特許権者 | 594164542 |
| 審査請求日 | 平成22年11月25日(2010.11.25) | | 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 | 110000866 |
| | | | 特許業務法人三澤特許事務所 |
| | | (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 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内における複数の観測点のそれぞれに対して、複数回ずつ順番に超音波を送受信することでドブラスキャンを行なうドブラスキャン手段と、

前記ドブラスキャンによって取得された前記複数の観測点における受信信号に対して周波数解析を行なうことで、各観測点における運動体の流速を表すドブラスペクトラム画像を生成する処理手段と、

前記ドブラスキャン手段が前記複数の観測点に対して前記複数回ずつ超音波を送受信したことによって前記各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像を、前記処理手段によって生成された前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像に基づいて補間により求め、前記処理手段によって生成された前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像と、前記補間によって求めた前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像とを前記観測点ごとに結合する補間手段と、

前記補間手段によって結合された前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有し、

前記補間手段は、前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像に基づいて、前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像の特徴量をそれぞれ求め、前記被検体のECG信号を受け付けて、前記ECG信号と前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像の特徴量とを用いたパラメトリックモデルによる回帰モデルによって、前記各観測点に対して超音

10

20

波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像を推定すること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記補間手段は、前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像に基づいて、前記運動体の平均流速、スペクトラムの分散、及びスペクトラムのトータルパワーを前記特徴量として前記各観測点のドブラスペクトラム画像ごとに求め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 3】

前記補間手段によって結合された前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像ごとに異なる色を割り当てる配色手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記異なる色が割り当てられた前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像を前記表示手段に同時に表示させることを特徴とする請求項 1 または 請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記被検体の心臓を超音波で走査することで、前記被検体の心臓における僧坊弁先端と大動脈弁先端とが表される超音波画像データを取得する画像取得手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記超音波画像データに基づく超音波画像と、前記僧坊弁先端の位置と前記大動脈弁先端の位置とをそれぞれ指定するためのマーカとを重ねて前記表示手段に表示させ、

前記ドブラスキャン手段は、前記超音波画像上において前記マーカによって指定された前記僧坊弁先端の位置と前記大動脈弁先端の位置を受け付けて、前記僧坊弁先端の位置と前記大動脈弁先端の位置とをそれぞれ観測点として、2 つの観測点に対して複数回ずつ交互に超音波を送受信することでドブラスキャンを行ない、

さらに、

前記僧坊弁先端におけるドブラスペクトラム画像に表された速度のうち正側の速度成分と、前記大動脈弁先端におけるドブラスペクトラム画像に表された速度のうち負側の速度成分とを結合して 1 つのドブラスペクトラム画像を生成する結合手段を有し、

前記表示制御手段は、前記 1 つのドブラスペクトラム画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体内に超音波を送信し、前記被検体内からの反射波を受信することでドブラスキャンを行なうドブラスキャン手段を備えた超音波診断装置を制御するコンピュータに、

前記被検体内における複数の観測点のそれぞれに対して、複数回ずつ順番に前記ドブラスキャン手段に送受信させることで前記ドブラスキャンを行なう制御機能と、

前記ドブラスキャンによって取得された前記複数の観測点における受信信号に対して周波数解析を行なうことで、各観測点における運動体の流速を表すドブラスペクトラム画像を生成する処理機能と、

前記複数の観測点に対して前記複数回ずつ超音波を送受信したことによって前記各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像を、前記処理機能によって生成された前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像に基づいて補間により求め、前記処理機能によって生成された前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像と、前記補間により求めた前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像とを前記観測点ごとに結合する補間機能と、

前記補間機能によって結合された前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、

を実行させ、

前記補間機能は、前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像に基づいて、前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像の特徴量をそれぞれ求め、前記被検体の ECG 信号を受け付けて、前記 ECG 信号と前記各観測点におけるドブラスペクトラム画像の特徴量

10

20

30

40

50

とを用いたパラメトリックモデルによる回帰モデルによって、前記各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像を推定すること、

を特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、複数箇所のドプラスペクトラム画像を取得する超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波ドブラ法を用いることで、診断部位の血流情報を得る超音波診断装置が知られている。被検体内の血流などの流れのある診断部位に向けて超音波を送信すると、ドブラ効果により、送信周波数に対して受信周波数が僅かに偏移する。この偏移周波数（ドブラ偏移周波数）は血流速度に比例し、ドブラ偏移周波数の周波数解析を行なうことにより血流情報が得られる。例えば、パルスドブラ法（Pulse Wave：PWドブラ法）又は連続波ドブラ法（Continuous Wave：CWドブラ法）を実行して、血流情報の時間変化を観測する手法が実施されている。

【0003】

超音波診断装置は、得られたドブラ信号に対して高速フーリエ変換（FFT）を行い、その周波数分析の結果を、縦軸に周波数 f （速度 v ）、横軸に時間 t としてスペクトラム表示を行い、そのドプラスペクトラム画像を対象として診断で用いる各種項目（パラメータ）の計測が行われる。

【0004】

超音波ドブラ法を用いることで、心臓の機能（心機能）の評価が行われている。例えば、左室流入血流の速度と左室流出血流の速度とを測定することで、左室駆出率（ E/F ）、左室駆出分画、又は、 $Tei-Index$ （Total Ejection Isovolume Index）などの指標を求めて、心機能の評価を行う。

【0005】

従来においては、被検体の心電波形を取得して、左室流入血流が発生する時相と左室流出血流が発生する時相とを特定し、左室流入血流の速度と左室流出血流の速度とをそれぞれ別々に測定することで、上述した左室駆出率（ E/F ）などの指標を求めていた。すなわち、左室流入血流の速度と左室流出血流の速度とをそれぞれ別々の心拍において求めて、上記の指標を求めていた。

【0006】

左室流入血流と左室流出血流とをそれぞれ別々の心拍において求めた場合、左室流入血流の測定で求めた指標と左室流出血流の測定で求めた指標とを組み合わせ、上述した左室駆出率（ E/F ）などの指標を再計算する必要があったため、操作が非常に煩雑であった。また、異なる心拍で左室流入血流と左室流出血流とを測定していたため、心拍の周期に変動があると、左室駆出率（ E/F ）などの指標が不安定になったり、指標の再現性が悪くなったりする問題があった。また、複数の心拍で求められた指標の平均値を求めても、その精度が不十分になるおそれがあった。

【0007】

また、複数の箇所にレンジゲート（観測点）を設定してパルスドブラ法を実行することで、複数箇所の血流情報を取得することが行われている（例えば特許文献1、及び特許文献2）。例えば、2箇所にレンジゲートを設定し、交互にそれぞれの箇所に超音波を1回ずつ送受信することで、2箇所における血流情報を取得していた。例えば、観測点Aに超音波を1回送受信することで観測点Aの血流情報を取得し、その後、観測点Bに超音波を1回送受信することで観測点Bの血流情報を取得し、それ以降は、観測点Aと観測点Bとに交互に1回ずつ超音波を送受信することで、各観測点における血流情報を交互に取得し

10

20

30

40

50

ていた。

【0008】

しかしながら、従来技術に係る方法のように、複数箇所に交互に1回ずつ超音波を送受信した場合、レンジゲート（観測点）の数に応じて、サンプリング周波数に相当するパルス繰り返し周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）が小さくなってしまいうため、ドプラスペクトラム画像のドブラ速度レンジが小さくなってしまい、エイリアシング現象（折り返し現象）が起きてしまう問題があった。そのため、従来技術に係る方法は、循環器系の測定には適していなかった。

【0009】

例えば、2箇所に交互に1回ずつ超音波を送受信した場合、パルス繰り返し周波数PRFが半分にになってしまうため、それに応じてドブラ速度レンジが半分にになり、折り返し現象が発生してしまう。具体的には、パルス繰り返し周波数PRFが4[kHz]で視野深度が15[cm]の場合に、血流速度が60[cm/s]であると、ドプラスペクトラム画像に折り返し現象が発生してしまう。

【0010】

また、従来技術において、同一の走査線上に複数のレンジゲート（観測点）を設定することで、各観測点における血流情報を取得していた。この場合、同一の走査線上のみに観測点を設定することができるだけであるため、心腔内における複数の観測点の血流情報を取得することが困難であった。そのため、この方法も、循環器系の測定には適していなかった。

【0011】

【特許文献1】特公平3-203706号公報

【特許文献2】特許第3180958号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

この発明は上記の問題を解決するものであり、複数の観測点における運動体の流速の速度レンジを低下させることなく、各観測点における運動体の流速を測定することが可能な超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御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】

【0013】

請求項1に記載の発明は、被検体内における複数の観測点のそれぞれに対して、複数回ずつ順番に超音波を送受信することでドプラスキャンを行なうドプラスキャン手段と、前記ドプラスキャンによって取得された前記複数の観測点における受信信号に対して周波数解析を行なうことで、各観測点における運動体の流速を表すドプラスペクトラム画像を生成する処理手段と、前記ドプラスキャン手段が前記複数の観測点に対して前記複数回ずつ超音波を送受信したことによって前記各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像を、前記処理手段によって生成された前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像に基づいて補間により求め、前記処理手段によって生成された前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像と、前記補間によって求めた前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像とを前記観測点ごとに結合する補間手段と、前記補間手段によって結合された前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有し、前記補間手段は、前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像に基づいて、前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像の特徴量をそれぞれ求め、前記被検体のECG信号を受け付けて、前記ECG信号と前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像の特徴量とを用いたパラメトリックモデルによる回帰モデルによって、前記各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像を推定すること、を特徴とする超音波診断装置である。

請求項5に記載の発明は、被検体内に超音波を送信し、前記被検体内からの反射波を受

信することでドプラスキャンを行なうドプラスキャン手段を備えた超音波診断装置を制御するコンピュータに、前記被検体内における複数の観測点のそれぞれに対して、複数回ずつ順番に前記ドプラスキャン手段に送受信させることで前記ドプラスキャンを行なう制御機能と、前記ドプラスキャンによって取得された前記複数の観測点における受信信号に対して周波数解析を行なうことで、各観測点における運動体の流速を表すドプラスペクトラム画像を生成する処理機能と、前記複数の観測点に対して前記複数回ずつ超音波を送受信したことによって前記各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像を、前記処理機能によって生成された前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像に基づいて補間により求め、前記処理機能によって生成された前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像と、前記補間により求めた前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像とを前記観測点ごとに結合する補間機能と、前記補間機能によって結合された前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させ、前記補間機能は、前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像に基づいて、前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像の特徴量をそれぞれ求め、前記被検体のECG信号を受け付けて、前記ECG信号と前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像の特徴量とを用いたパラメトリックモデルによる回帰モデルによって、前記各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の前記各観測点におけるドプラスペクトラム画像を推定すること、を特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

10

【発明の効果】

20

【0014】

この発明によると、複数の観測点のそれぞれに対して、複数回ずつ順番に超音波を送受信することで、複数の観測点における運動体の流速の速度レンジを低下させることなく、各観測点における運動体の流速を測定することが可能となる。また、各観測点に対して超音波が送受信されていない時間帯の各観測点におけるドプラスペクトラム画像を補間することで、連続したドプラスペクトラム画像が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0015】**

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図1と図2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を示すブロック図である。図2は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置されている補間部を示すブロック図である。

30

【0016】

この実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、信号処理部4、画像生成部5、補間部6、表示処理部7、演算部8、表示制御部9、ユーザインターフェース(UI)10、及び制御部13を備えている。

【0017】

超音波診断装置1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被検体内の運動体(血流)の流速を表すドプラスペクトラム画像を生成する。この実施形態では、1例として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プラスペクトラム画像と、拡張期において左心室へ流入する血流のドプラスペクトラム画像とを生成する場合について説明する。

40

【0018】

超音波プローブ2には、複数の超音波振動子が所定方向(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次元的に配置された2次元アレイプローブを用いる。2次元アレイプローブを用いることで、3次元の領域を超音波で走査することができ、3次元の領域におけるボリュームデータを取得することが可能となる。また、超音波プローブ2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。

【0019】

50

送受信部 3 は送信部と受信部とを備え、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。送受信部 3 は、所定のパルス繰り返し周波数 (P R F) に従って、超音波プローブ 2 に超音波を送受信させる。

【 0 0 2 0 】

送受信部 3 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路 (チャンネル) の数に応じたパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

10

【 0 0 2 1 】

また、送受信部 3 の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部 3 によって加算処理された信号を「 R F 信号」と称する。送受信部 3 から出力された R F 信号は、信号処理部 4 に出力される。

20

【 0 0 2 2 】

信号処理部 4 は、B モード処理部 4 1 とドブラ処理部 4 2 とを備えている。送受信部 3 から出力された信号は、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

【 0 0 2 3 】

B モード処理部 4 1 は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部 4 1 は、送受信部 3 から送られる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。

【 0 0 2 4 】

ドブラ処理部 4 2 は、例えばパルスドブラ法 (P W ドブラ法) により血流情報を生成する。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。ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 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 F F T 処理を施すことで、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。

30

【 0 0 2 5 】

ドブラ処理部 4 2 は、図示しない直交位相検波部、レンジゲート (R G) 処理部、ウォールフィルタ、及び F F T 演算部を備えている。直交位相検波部は、実部成分及び虚部成分にそれぞれ対応してデジタル方式のミキサ及びローパスフィルタを備え、R F 信号を直交位相検波する。そして、直交位相検波部は、直交位相検波されたデジタル量の I Q 信号を出力する。この検波により R F 信号から、ベースバンドのドブラ信号 (実部成分及び虚部成分 : I Q 信号) が抽出される。レンジゲート (R G) 処理部は、直交位相検波部から出力された I Q 信号を受けて、その I Q 信号の高周波成分を除去してドブラ偏移周波数成分のみからなるドブラ信号を得て、そのうち、被検体内の所望の深さのドブラ信号を抽出する。ウォールフィルタは、レンジゲート処理部からのレンジゲート (観測点) で指定された被検体内の所定位置のドブラ信号から、比較的動きの遅い血管壁、心臓壁などの不要低周波ドブラ信号を除去して、検出すべき血流のドブラ信号を抽出する。F F T 演算部は、ウォールフィルタで抽出されたドブラ信号に対して周波数解析を行なって、その解析結果であるドブラスペクトラム信号を得る。

40

50

【 0 0 2 6 】

表示制御部 9 は、F F T 演算部によって求められたドプラスペクトラム信号を表示部 1 1 に表示させる。具体的には、表示制御部 9 は、縦軸に周波数 f (速度 v)、横軸に時間 t が表されたドプラスペクトラム画像を表示部 1 1 に表示させる。

【 0 0 2 7 】

画像生成部 5 は、B モード処理部 4 1 にて処理された後のデータに基づいて超音波画像データを生成する。例えば、画像生成部は D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : デジタルスキャンコンバータ)を備え、直交座標系で表される画像を得るために、B モード処理部 4 1 にて処理された後のデータを直交座標系で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。例えば、画像生成部 5 は、B モード超音波ラスタデータに基づいて 2 次元情報としての断層像データを生成し、その断層像データを表示制御部 9 に出力する。表示制御部 9 は、その断層像データに基づく断層像を表示部 1 1 に表示させる。

10

【 0 0 2 8 】

また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリウムスキャンが実行されてボリウムデータが取得されると、画像生成部 5 は、そのボリウムデータにボリウムレンダリングを施すことにより、被検体の組織形状を立体的に表す 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 5 は、ボリウムデータに M P R 処理 (M u l t i P l a n n a r R e c o n s t r u c t i o n) を施すことにより、ボリウムデータを任意の断面で切断し、その切断面における画像データ (M P R 画像データ)を生成しても良い。画像生成部 5 は、3 次元画像データや M P R 画像データなどの超音波画像データを表示制御部 9 に出力する。表示制御部 9 は、3 次元画像データに基づく 3 次元画像や、M P R 画像データに基づく M P R 画像を表示部 1 1 に表示させる。

20

【 0 0 2 9 】

(観測点の設定)

表示部 1 1 に断層像や 3 次元画像などの超音波画像が表示されている状態で、操作者は操作部 1 2 を用いて、血流情報を取得したい位置をその超音波画像上で指定する。具体的には、超音波画像上に観測点 (レンジゲート)を設定することで、血流情報を取得したい位置を指定する。観測点 (レンジゲート)は所定の大きさを有している。この観測点 (レンジゲート)によって指定される範囲が、ドプラスキャンの対象となる範囲であり、その観測点における血流情報が取得される。

30

【 0 0 3 0 】

この実施形態では、複数の観測点 (レンジゲート)を設定することで、複数箇所の血流情報を取得する。例えば、左室流入血流や左室流出血流の測定は、心機能の評価に適しているため、左室流入血流が発生する箇所と左室流出血流が発生する箇所とを、観測点 (レンジゲート)によって指定する。左室流入血流は僧坊弁先端で発生し、左室流出血流は大動脈弁先端で発生する。そのため、僧坊弁先端と大動脈弁先端とが表された超音波画像を表示部 1 1 に表示して、その超音波画像に表された僧坊弁先端と大動脈弁先端との位置に観測点 (レンジゲート)を設定することで、左室流入血流と左室流出血流とを測定することが可能となる。以下、観測点 (レンジゲート)の具体的な設定例について説明する。

40

【 0 0 3 1 】

(第 1 の設定例)

まず、第 1 の設定例について図 4 を参照して説明する。図 4 は、観測点の第 1 の設定例を説明するための図であって、断層像を模式的に示す図である。第 1 の設定例では、被検体の断層像を取得して表示部 1 1 に表示し、その断層像に表された僧坊弁先端と大動脈弁先端との位置に観測点 (レンジゲート)を設定する。

【 0 0 3 2 】

まず、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、被検体内の断面を超音波で走査することで、その断面における受信信号を取得する。B モード処理部 4 1 は、その受信信号に基づいてその断面における B モード超音波ラスタデータを生成し、画像生成部 5 は、B モ

50

ード超音波ラスタデータに基づいて、その断面における組織を表す断層像データを生成する。図4に示すように、表示制御部9は、その断層像データに基づく断層像100を表示部11に表示させる。そして、僧坊弁先端と大動脈弁先端とが断層像100に表されるように、被検体上における超音波プローブ2の位置と角度を変えて、超音波プローブ2と送受信部3とによって走査を行う。

【0033】

操作者は表示部11に表示された断層像100を観察しながら、操作部12を用いて、断層像100に表された僧坊弁先端の位置と大動脈弁先端の位置とを指定する。例えば、表示制御部9は、断層像100上において移動可能な観測点102と観測点104とを表示部11に表示させる。観測点102と観測点104はそれぞれ所定の大きさを有し、観測点102と観測点104とによって、それぞれ所定の大きさの範囲を指定することができる。なお、操作者は操作部12を用いることで、観測点102と観測点104の大きさを変更することができる。操作者は、観測点102と観測点104とによって、僧坊弁先端の位置と大動脈弁先端の位置とをそれぞれ指定する。表示制御部9は、超音波の送受信方向を示す線状のサンプルライン101とサンプルライン103とを断層像100上に重ねて表示部11に表示させる。操作者は操作部12を用いることで、サンプルライン101とサンプルライン103とを走査方向（矢印Aの方向）に移動させることができる。また、操作者は操作部12を用いることで、観測点102をサンプルライン101上で超音波の送受信方向（矢印Bの方向）に移動させることができる。同様に、操作者は操作部12を用いることで、観測点104をサンプルライン103上で超音波の送受信方向に移動させることができる。

【0034】

例えば、操作者は操作部12を用いることで、サンプルライン101を僧坊弁先端の位置に移動させ、さらに、観測点102を送受信方向（矢印Bの方向）に移動させることで、観測点102によって僧坊弁先端の位置を指定する。同様に、操作者は操作部12を用いることで、サンプルライン103を大動脈弁先端の位置に移動させ、さらに、観測点104を送受信方向（矢印Bの方向）に移動させることで、観測点104によって大動脈弁先端の位置を指定する。このように、観測点（レンジゲート）によって血流を観測したい部分が指定されると、断層像100上における観測点の位置を示す座標情報が、ユーザインターフェース（UI）10から制御部13に出力される。

【0035】

なお、操作部12を用いた観測点102と観測点104の設定においては、トグル動作によって、観測点102と観測点104の操作を切り替えるようにしても良い。例えば、操作部12に切り替えスイッチを設けて、デフォルトの状態では、表示制御部9は観測点104を断層像上に固定して表示部11に表示させる。この状態では、操作者は操作部12を用いることで観測点102の操作が可能となる。そして、操作者が切り替えスイッチを押下することで、表示制御部9は観測点102を断層像上に固定して表示させ、操作者は操作部12を用いることで観測点104の操作が可能になる。

【0036】

（角度補正）

さらに、観測点102が設定された箇所における血流と、超音波ビームとがなす角度を断層像100上で求める。同様に、観測点104が設定された箇所における血流と、超音波ビームとがなす角度を断層像100上で求める。例えば、表示制御部9は、血流の方向を指定するための線状のアングルマーカを断層像100に重ねて表示部11に表示させる。操作者は操作部12を用いてアングルマーカを血流の方向に一致させる。具体的には、操作者は操作部12を用いて、観測点102が設定された箇所における血流の方向に、アングルマーカの向きを一致させる。同様に、操作者は操作部12を用いて、観測点104が設定された箇所における血流の方向に、アングルマーカの向きを一致させる。このアングルマーカの向きが血流の方向を示している。制御部13は、観測点102が設定された箇所における超音波ビームの方向とアングルマーカの向きとの間の角度を求め、その角度

をドブラ処理部 4 2 に出力する。同様に、制御部 1 3 は、観測点 1 0 4 が設定された箇所における超音波ビームの方向とアングルマーカの向きとの間の角度を求め、その角度をドブラ処理部 4 2 に出力する。ドブラ処理部 4 2 は、それぞれの角度を用いて、観測点 1 0 2 と観測点 1 0 4 における血流の速度を求める。

【 0 0 3 7 】

制御部 1 3 は、操作者によって指定された各観測点（レンジゲート）の座標情報をユーザインターフェース（UI）1 0 から受けると、各観測点の座標情報を送受信部 3 と信号処理部 4 のドブラ処理部 4 2 に出力する。

【 0 0 3 8 】

送受信部 3 は、制御部 1 3 によって設定された観測点（レンジゲート）の座標情報に従って、超音波プローブ 2 によって超音波ビームを偏向させ、パルスドブラ法によるドブラスキャンを行なうことで、各観測点のドブラ情報（血流情報）を取得する。そして、ドブラ処理部 4 2 は、制御部 1 3 によって設定された観測点（レンジゲート）に従って、各観測点における血流速度を求める。上述した例では、観測点 1 0 2 によって僧坊弁先端の位置が指定され、観測点 1 0 4 によって大動脈弁先端の位置が指定されているため、送受信部 3 は、僧坊弁先端のドブラ情報と大動脈弁先端のドブラ情報とを取得する。そして、ドブラ処理部 4 2 は、観測点 1 0 2 によって指定された僧坊弁先端における血流速度と、観測点 1 0 4 によって指定された大動脈弁先端における血流速度とを求める。このとき、ドブラ処理部 4 2 は、超音波ビームと血流とがなす角度を用いて、血流速度を求める。

【 0 0 3 9 】

（セグメントスキャン）

この実施形態では、送受信部 3 は制御部 1 3 の制御の下、セグメントスキャンを実行することで、観測点 1 0 2 と観測点 1 0 4 とによって指定されたそれぞれの位置におけるドブラ情報を取得する。ここで、この実施形態で実行されるセグメントスキャンについて図 5 を参照して説明する。図 5 は、この実施形態に係る超音波診断装置が実行するスキャンのシーケンスを示す図である。図 5 において、横軸が時間（ t ）を表している。

【 0 0 4 0 】

制御部 1 3 は、図示しない記憶装置を有し、その記憶装置にはスキャン条件が予め記憶されている。この実施形態においては、送受信部 3 は制御部 1 3 の制御の下、同一の観測点に複数回連続して超音波を送受信し、その後、別の観測点に複数回連続して超音波を送受信する。そして、送受信部 3 は、同一の観測点に複数回連続して超音波を送受信し、周期的に各観測点に超音波を送受信する。例えば、2 つの観測点指定された場合、送受信部 3 は制御部 1 3 の制御の下、一方の観測点に複数回連続して超音波を送受信し、その後、他方の観測点に複数回連続して超音波を送受信し、引き続き、交互に各観測点を複数回連続して超音波を送受信する。スキャン条件には、同一の観測点に対して連続して超音波を送受信する回数や、パルス繰り返し周波数（PRF）などが含まれている。操作者は操作部 1 2 を用いて、その回数を任意に変更することができる。

【 0 0 4 1 】

例えば観測点 1 0 2 と観測点 1 0 4 とによって 2 箇所が指定された場合、図 5 に示すように、送受信部 3 は制御部 1 3 の制御の下、観測点 A（観測点 1 0 2）に対して N 回連続して超音波を送受信し、その後、観測点 B（観測点 1 0 4）に対して N 回連続して超音波を送受信し、引き続き、観測点 A（観測点 1 0 2）と観測点 B（観測点 1 0 4）とに対して交互に N 回ずつ超音波を送受信する。なお、図 5 に示す例では、送受信部 3 はパルス繰り返し周波数 f_r で、各観測点に超音波を送受信している。

【 0 0 4 2 】

そして、送受信部 3 は、ドブラスキャンによって取得した各観測点のドブラ情報をドブラ処理部 4 2 に出力する。ドブラ処理部 4 2 は制御部 1 3 の制御の下、送受信部 3 から出力されたドブラ情報に周波数解析を行なうことで、各観測点におけるドブラスペクトラム画像を、順次、生成していく。この実施形態では、ドブラ処理部 4 2 は制御部 1 3 の制御の下、観測点 1 0 2（観測点 A）におけるドブラスペクトラム画像と、観測点 1 0 4（観

10

20

30

40

50

測点 B) におけるドプラスペクトラム画像とを順次、生成していく。そして、表示制御部 9 は、観測点 102 におけるドプラスペクトラム画像と観測点 104 におけるドプラスペクトラム画像とを表示部 11 に表示させる。

【0043】

なお、超音波プローブ 2 と送受信部 3 と制御部 13 とによって、この発明の「ドプラスキャン手段」の 1 例を構成する。また、ドプラ処理部 42 が、この発明の「処理手段」の 1 例に相当する。また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 と B モード処理部 41 と画像生成部 5 とによって、この発明の「画像取得手段」の 1 例を構成する。

【0044】

ここで、この実施形態に係るセグメントスキャンによって取得されたドプラスペクトラム画像について、図 6 を参照して説明する。図 6 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得されたドプラスペクトラム画像の 1 例を示す図である。図 6 において、横軸は時間 (t) を表し、縦軸は血流の速度 (v) を表している。

【0045】

ドプラスペクトラム画像 210 は、観測点 104 における血流の速度を表している。観測点 104 は大動脈弁先端の位置に設定されているため、ドプラスペクトラム画像 210 は、大動脈弁先端における左室流出血流の速度を表している。一方、ドプラスペクトラム画像 220 は、観測点 102 における血流の速度を表している。観測点 102 は僧坊弁先端の位置に設定されているため、ドプラスペクトラム画像 220 は、僧坊弁先端における左室流入血流の速度を表している。

【0046】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、複数回 (N 回) ずつ交互に各観測点に超音波を送受信することで、ドプラ速度レンジ (f r) を低下させることなく、各観測点におけるドプラスペクトラム画像を取得することが可能となる。また、左室流入血流の速度と左室流出血流の速度とをそれぞれ同じ心拍において求めているため、心拍の周期に変動があっても、左室駆出率 (E / F) などの指標が不安定になりにくく、また、指標の再現性の向上を図ることが可能となる。

【0047】

(従来技術との比較)

ここで、図 5 と図 16 とを参照して、この実施形態に係る超音波の送受信方法と、従来技術に係る送受信方法とを比較する。図 16 は、従来技術に係るスキャンのシーケンスを示す図である。図 16 において、横軸が時間 (t) を表している。

【0048】

例えば、2 つの観測点におけるドプラスペクトラム画像を取得する場合、従来技術においては、図 16 に示すように、観測点 A と観測点 B とに交互に 1 回ずつ超音波を送受信することで、観測点 A におけるドプラスペクトラム画像と観測点 B におけるドプラスペクトラム画像とを取得していた。この従来技術に係る送受信方法によると、パルス繰り返し周波数 P R F が半分になってしまい、それに応じてドプラ速度レンジが半分なり、ドプラスペクトラム画像において折り返し現象が発生してしまう問題があった。

【0049】

これに対して、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、観測点 A と観測点 B とに交互に N 回ずつ超音波を送受信することで、ドプラ速度レンジを低下させずに、観測点 A におけるドプラスペクトラム画像と観測点 B におけるドプラスペクトラム画像とを取得することが可能となる。

【0050】

しかしながら、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、ある観測点に複数回連続して超音波を送受信している間は、他の観測点に対しては超音波を送受信していないため、各観測点におけるドプラスペクトラム画像には、周期的なデータの欠落が発生してしまう問題がある。例えば、観測点 102 (観測点 A) に対して超音波を送受信している時間帯においては、観測点 104 (観測点 B) における血流情報は取得されず、同様に、観

10

20

30

40

50

測点 1 0 4 (観測点 B) に対して超音波を送受信している時間帯においては、観測点 1 0 2 (観測点 B) における血流情報は取得されない。従って図 6 に示すように、観測点 1 0 4 におけるドプラスペクトラム画像 2 1 0 には、周期的なデータの欠落部 2 1 1 が発生し、観測点 1 0 2 におけるドプラスペクトラム画像 2 2 0 においても、周期的なデータの欠落部 2 2 1 が発生してしまう。

【 0 0 5 1 】

そして、各観測点に連続して超音波を送受信する時間の長さを長くするほど、各観測点において血流情報が取得されない時間が長くなってしまう。そこで、この実施形態においては、周期的に欠落したデータを補間することで、連続したドプラスペクトラム画像を生成する。この補間は補間部 6 が行う。補間部 6 については、後で説明する。

10

【 0 0 5 2 】

同一の観測点に対して連続して超音波を送受信する回数 N は、パルス繰り返し周波数 PRF と、同一の観測点に対して連続して超音波を送受信する時間の長さ T に従って決定することが好ましい。例えば、同一の観測点を連続して走査する時間の長さが $100 [ms]$ 以内となるように、パルス繰り返し周波数 PRF に基づいて、回数 N を決定することが好ましい。1 例として、パルス繰り返し周波数 PRF が $4 [kHz]$ で、同一の観測点に対して連続して超音波を送受信する時間の長さを $100 [ms]$ とした場合、回数 N は最大で 400 回になる。すなわち、パルス繰り返し周波数 PRF が $4 [kHz]$ の場合、 400 回以下の回数で、同一の観測点に対して連続して超音波を送受信することが好ましい。また、同一の観測点に対して連続して超音波を送受信する時間の長さを $100 [ms]$ 以下にすることが好ましい。連続して同一の観測点に対して超音波を送受信している間は、他方の観測点におけるデータが欠落し、その欠落したデータを補間部 6 による補間処理によって求めるためには、 $100 [ms]$ 以下であることが好ましい。従って、回数 N は、パルス繰り返し周波数 PRF に依存するが、同一の観測点に対して連続して超音波を送受信する時間の長さを $100 [ms]$ 以下にするために、回数 N は、数十回～数百回の間であることが好ましい。

20

【 0 0 5 3 】

(補間処理)

次に、補間部 6 による補間処理について図 2、図 7、図 8 及び図 9 を参照して説明する。図 7 は、ドプラスペクトラム画像においてデータが欠落している部分を補間する処理を説明するための図である。図 7 において、横軸は時間 (t) を表している。図 8 は、平均流速 V_m 、スペクトラムの分散、及びパワースペクトラムを表す図である。図 8 (a) は、平均流速 V_m を表し、図 8 (b) はパワースペクトラムと分散とを表している。

30

【 0 0 5 4 】

上述したように、観測点 1 0 2 (観測点 A) におけるドプラスペクトラム画像 2 2 0 には、周期的なデータの欠落部 2 2 1 が発生し、観測点 1 0 4 (観測点 B) におけるドプラスペクトラム画像 2 1 0 にも、周期的なデータの欠落部 2 1 1 が発生する。そこで、この実施形態では、周期的に欠落したデータを補間することで、連続したドプラスペクトラム画像を生成する。この実施形態においては、被検体の ECG 信号を用い、ARMAX モデルなどのパラメトリックモデルによるシステム同定によって、データが欠落している部分のスペクトラムを推定する。

40

【 0 0 5 5 】

例えば図 7 に示すように、観測点 B (観測点 1 0 4) に超音波を送受信している時間帯においては、観測点 A (観測点 1 0 2) におけるドプラスペクトラム画像には、その送受信に起因するギャップ (B) が発生する。このギャップ (B) が、ドプラスペクトラム画像 2 2 0 におけるデータの欠落部 2 2 1 に相当する。この実施形態では、補間部 6 は、データの欠落部 (ギャップ B) が発生する時間帯の手前における観測点 A のドプラスペクトラム画像から特徴量を求め、その特徴量と ECG 信号とを用いて、ARMAX モデルの前方予測係数列 $a(k1)$ 、 $b(k2)$ 、 \dots や、残差のバンド幅 BW 係数 $c(k3)$ 、 \dots を計算する (前方推定)。例えば、特徴量として、平均流速 V_m 、ドプラスペクト

50

ラムの分散、及びドブラスペクトラムのトータルパワーTPを求める。そして、補間部6は、欠落部（ギャップB）が発生する直前のドブラスペクトラム画像から求めたこれらの係数を用いて、欠落部（ギャップB）におけるドブラスペクトラム画像（推定データ）を予測する。また、欠落部（ギャップB）における推定データと、実際に取得された観測点Aにおけるドブラスペクトラム画像（実データ）との繋がりを良好にするために、実データと推定データとをオーバーラップしてブレンド処理（合成処理）を行う。ブレンド処理としては、例えば、実データと推定データとを重み付けして加算することで、実データと推定データとの繋がりを良好にする。また、推定データの出力に要する時間が短い場合は、時間の逆方向（後方）からも推定処理を行っても良い（後方推定）。この場合、前方推定によって得られた推定データと、後方推定によって得られた推定データとをブレンド処理することで、欠落部（ギャップB）におけるスペクトラムを求める。

10

【0056】

補間部6の具体的な処理について図2を参照して説明する。補間部6は、特徴量算出部61、正規化部62、システム同定部63、BPF64、正規化部65、モデル推定部66、及び加算部67を備えている。

【0057】

この実施形態においては、超音波診断装置1の外部に設けられた心電計を用いて被検体の心電波形（ECG信号）を取得し、超音波診断装置1に出力する。制御部13は心電計から出力されたECG信号を受け付けて、そのECG信号を補間部6に出力する。

【0058】

20

特徴量算出部61は、ドブラ処理部42から出力されたドブラスペクトラム画像SP（f）を受けて、パワースペクトラムの時間変化を求め、データの欠落部（ギャップ）が発生する時間帯の直前における特徴量である平均流速Vm、スペクトラムの分散、及びスペクトラムのトータルパワーTPを求める。観測点A（観測点102）において欠落したデータを補間するためには、観測点Aにおけるドブラスペクトラム画像に基づいて、データの欠落部（ギャップB）が発生する時間帯の直前における平均流速Vm、分散、及びトータルパワーTPを求める。また、観測点B（観測点104）において欠落したデータを補間するためには、観測点Bにおけるドブラスペクトラム画像に基づいて、データの欠落部（ギャップA）が発生する時間帯の直前における平均流速Vm、分散、及びトータルパワーTPを求める。以下の説明では、観測点Aのドブラスペクトラム画像において欠落したデータを補間する場合について説明する。平均流速Vm、スペクトラムの分散、及びトータルパワーTPを求めるための式を以下に示す。

30

【0059】

【数1】

式(1)

$$Vm = \left(\frac{C}{2} \right) * \frac{\sum_{k=0}^{95} f_k * P(f_k)}{\sum_{k=0}^{95} P(f_k)}$$

40

【数 2】

式(2)

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{k=0}^{95} \left(f_k - \frac{2 * Vm}{c} \right)^2}{96}}$$

10

【数 3】

式(3)

$$TP = \sum_{k=0}^{95} P(f_k)$$

20

式(3)

$$TP = \sum_{k=0}^{95} P(f_k)$$

【0060】

式(1)は、平均流速Vmを求めるための式である。式(2)は、分散を求めるための式である。式(3)は、トータルパワーTPを求めるための式である。式(1)～式(3)において、P(f)はパワースペクトラムを表し、fはFFTのサンプリング周波数fsで正規化された周波数であり、Cは音速を表している。この実施形態では、左室流入血流のドブラスペクトラム画像SP(f)を入力としているため、正側の速度成分のみを用いて計算し、1例として、FFTにおける周波数のポイント数kをk=0～95とした。

30

【0061】

また、平均流速Vm、分散、及びパワースペクトラムを図8に示す。図8(a)に示すグラフにおいて、横軸は時間(t)を表し、縦軸はFFTのサンプリング周波数fsで正規化された周波数(f)を表している。図8(a)に示すグラフは、各時間における平均流速Vmを表している。また、図8(b)に示すグラフにおいて、横軸はFFTのサンプリング周波数fsで正規化された周波数(f)を表し、縦軸はパワーを表している。図8(b)に示すグラフは、各時間における平均流速Vmと、分散と、パワー[dB]とを表している。

40

【0062】

特徴量算出部61は、観測点Aのドブラスペクトラム画像に基づいて各時相のVm(n)、(n)、及びTP(n)を求め、正規化部62に出力する。正規化部62は、観測点Aにおける各時相のVm(n)、(n)、及びTP(n)を正規化し、さらに、外部確定の入力としてのECG信号を制御部13から受けて、そのECG信号を正規化する。そして、正規化部62は、正規化されたVm(n)、(n)、TP(n)、及びECG

50

信号をシステム同定部 6 3 に出力する。

【 0 0 6 3 】

システム同定部 6 3 は、観測点 A における特徴量である $V_m(n)$ 、 $\sigma(n)$ 、及び $TP(n)$ と、外部確定の入力である ECG 信号とを用いてシステム同定を行い、ARMAX モデルの前方予測係数列 a_k 、 b_k 、及び c_k を求める。ARMAX モデルなどのパラメトリックモデルによるシステム同定では、血流の心拍周期を基準として、ドプラスペクトラムの変動を表すモデルに回帰した係数列データを求める。

【 0 0 6 4 】

ここで、システム同定部 6 3 の詳細な内容について、図 3 を参照して説明する。図 3 は、この発明の実施形態に係るシステム同定部の詳細な例を示すブロック図である。図 3 においては、左室流入血流のドプラスペクトラム画像 $SP(f)$ と ECG 信号とを示している。平均流速 V_m と分散 σ を模式的に示し、ドプラスペクトラムモデルプロセッサは、1 例として図 8 (a) に示すスペクトラム画像中の時刻 2 秒付近のスペクトラムをモデル化している。ARMAX モデルによるシステム同定では、血流の心拍周期を基準としたスペクトラム変動を表すモデルに回帰した係数列データを計算する。

【 0 0 6 5 】

BPF 6 4 は、ARMAX モデルの係数 c_k とホワイトノイズの入力を受けて、ノイズ源に対して帯域制限をかけて、その出力値 $n(n)$ をモデル推定部 6 6 に出力する。また、正規化部 6 5 は、外部確定の入力としての ECG 信号を制御部 1 3 から受けて、その ECG 信号を正規化し、モデル推定部 6 6 に出力する。

【 0 0 6 6 】

モデル推定部 6 6 は、ARMAX モデルを用いたスペクトラム推定処理を行うことで、欠落したスペクトラムを推定する。この実施形態では、モデル推定部 6 6 は前方推定のみを行い、入力としてノイズ以外に確定的な ECG 信号を外部入力として加えている。ここで、ARMAX モデルの予測出力を式 (4) に示す。

【 0 0 6 7 】

【数 4】

式(4)

$$y(n) = \sum_{k=1}^P a_k * y(n-k) + \sum_{k=1}^q b_k * u(n-k) + \sum_{k=1}^r c_k * n(n-k)$$

ここで

$$y(n) = \begin{bmatrix} V_m(n) \\ \sigma(n) \\ TP(n) \end{bmatrix}$$

10

20

30

式(4)

$$y(n) = \sum_{k=1}^p a_k * y(n-k) + \sum_{k=1}^q b_k * u(n-k) + \sum_{k=1}^r c_k * n(n-k)$$

$$y(n) = \begin{bmatrix} Vm(n) \\ \sigma(n) \\ TP(n) \end{bmatrix}$$

10

【0068】

式(4)において、 a_k 、 b_k 、及び c_k は、ARMAXモデルの係数であり、 $u(n)$ はECG信号の時間軸と振幅とを正規化した波形である。なお、式(4)において、ドプラスペクトラム画像の特徴量を行列表で表している。

【0069】

加算部67は、ARMAXモデルにより推定した推定データと、実際に取得された観測点Aにおけるドプラスペクトラム画像を表す実データとを結合することで、観測点Aにおける連続したドプラスペクトラム画像を生成する。このとき、加算部67は、図7に示す実データと推定データとの境界において、実データと推定データとをブレンドすることで、ブレンドデータを生成する。そして、補間部6は、補間処理が施されたドプラスペクトラム画像を表示処理部7に出力する。また、補間部6は、観測点Bにおけるドプラスペクトラム画像についても、同じ処理によって補間する。

20

【0070】

また、補間部6は、ドブラ処理部42からドプラスペクトラム画像を受けて、データが欠落している部分の前後のデータを時間方向に補間することで、欠落している部分のデータを求めても良い。例えば、補間部6は、ドプラスペクトラム画像210におけるデータの欠落部211の前後におけるデータを時間方向に補間することで、欠落部211におけるデータを求める。

30

【0071】

補間部6による補間処理によって生成されたドプラスペクトラム画像を図9に示す。図9は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得されたドプラスペクトラム画像の1例を示す図である。図9において、横軸は時間(t)を表し、縦軸は血流の速度(v)を表している。表示制御部9は、補間部6によって補間されたドプラスペクトラム画像を表示部11に表示させる。

【0072】

ドプラスペクトラム画像310は、観測点104における血流の速度を表している。観測点104は大動脈弁先端の位置に設定されているため、ドプラスペクトラム画像310は、大動脈弁先端における左室流出血流の速度を表している。一方、ドプラスペクトラム画像320は、観測点102における血流の速度を表している。観測点102は僧坊弁先端の位置に設定されているため、ドプラスペクトラム画像320は、僧坊弁先端における左室流入血流の速度を表している。

40

【0073】

表示制御部9は、例えば図9に示すように、ドプラスペクトラム画像310とドプラスペクトラム画像320とを同時に表示部11に表示させる。図9に示す例では、表示制御部9は、ドプラスペクトラム画像310とドプラスペクトラム画像320とを並べて表示部11に表示させる。

【0074】

補間部6による補間処理によって、各ドプラスペクトラム画像における周期的なデータ

50

の欠落が補間されるため、図 9 に示すように、連続したドプラスペクトラム画像 3 1 0、3 2 0 が得られる。

【 0 0 7 5 】

ここで、ARMAXモデルの動作をシミュレーションにより確認した。このシミュレーション結果について図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 は、シミュレーション結果の 1 例を示す図である。図 1 0 において、縦軸は f_s で正規化した周波数を表し、横軸は時間を表している。シミュレーションに用いたデータは流速変化の激しい心臓の左室流入血流におけるドプラスペクトラム画像とし、セグメントスキャンのギャップを 1 0 0 [ms] とした。時刻 0 秒から時刻 1 秒の間は、セグメントスキャンが行なわれず、連続したドプラスペクトラムである。時刻 1 秒から時刻 2 秒の間のドプラスペクトラム画像は、セグメントスキャン実行時の画像であり、推定により求められた補間画像である。図 1 0 において、領域 (1)、(3)、(5)、(7)、(9) におけるスペクトラムは、ARMAXモデルによる推定スペクトラムである。一方、領域 (2)、(4)、(6)、(8)、(1 0) におけるスペクトラムは、ドプラスキャンによって実際に取得された実スペクトラムである。このシミュレーション結果から、速度変化の激しい心臓内の血流画像において、セグメントスキャンによるギャップが大きい場合であっても、安定したドプラスペクトラム画像を得られることが分かる。

10

【 0 0 7 6 】

なお、制御部 1 3 は心電計から受けた ECG 信号を表示制御部 9 に出力し、表示制御部 9 は、ドプラスペクトラム画像 3 1 0、3 2 0 とともにその ECG 信号を表示部 1 1 に表示させても良い。このとき表示制御部 9 は、時間軸のスケールを合わせて、ECG 信号とドプラスペクトラム画像 3 1 0、3 2 0 とを並べて表示部 1 1 に表示させる。

20

【 0 0 7 7 】

また、表示処理部 7 は、補間部 6 から補間処理後のドプラスペクトラム画像を受けて、そのドプラスペクトラム画像の辺縁をトレースすることでトレース波形を生成する。具体的には、表示処理部 7 は、補間部 6 から出力されたドプラスペクトラム画像に表された波形の最大速度 V_p を時間方向にトレースして、 V_p のトレース波形を生成する。これにより、最大速度 V_p のトレース波形は、ドプラスペクトラム画像の辺縁部をトレースした波形となる。例えば、表示処理部 7 は、ドプラスペクトラム画像 3 1 0 に表された波形の辺縁をトレースすることで、左室流出血流の速度を表すトレース波形を生成する。また、表示処理部 7 は、ドプラスペクトラム画像 3 2 0 に表された波形の辺縁をトレースすることで、左室流入血流の速度を表すトレース波形を生成する。そして、表示制御部 9 は、左室流出血流のトレース波形と、左室流入血流のトレース波形とを表示部 1 1 に表示させる。例えば、表示制御部 9 は、ドプラスペクトラム画像とトレース波形とを重ねて表示部 1 1 に表示させる。また、表示処理部 7 は、ドプラスペクトラム画像 3 1 0 のトレース波形とドプラスペクトラム画像 3 2 0 のトレース波形とを演算部 8 に出力する。

30

【 0 0 7 8 】

(結合処理)

この実施形態においては、2つのドプラスペクトラム画像を結合して1つのドプラスペクトラム画像を生成し、そのドプラスペクトラム画像を表示部 1 1 に表示しても良い。この結合処理について図 1 1 を参照して説明する。図 1 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得されたドプラスペクトラム画像の 1 例を示す図である。

40

【 0 0 7 9 】

表示処理部 7 は、補間部 6 から補間処理が施された 2 つのドプラスペクトラム画像を受けて、2つのドプラスペクトラム画像を合成して1つのドプラスペクトラム画像を生成する。この実施形態において、観測点 1 0 2 は僧坊弁先端に設定され、観測点 1 0 2 におけるドプラスペクトラム画像 3 2 0 は左室流入血流の速度を表している。そのため、ドプラスペクトラム画像 3 2 0 に表される速度成分は正側に偏っている。一方、観測点 1 0 4 は大動脈弁先端に設定され、観測点 1 0 4 におけるドプラスペクトラム画像 3 1 0 は左室流出血流の速度を表している。そのため、ドプラスペクトラム画像 3 1 0 に表される速度成

50

分は負側に偏っている。

【0080】

そこで、この実施形態においては、観測点102におけるドプラスペクトラム画像320については、正側の速度成分を用い、一方、観測点104におけるドプラスペクトラム画像310については、負側の速度成分を用いて、1つのドプラスペクトラム画像を生成する。表示処理部7は、観測点102におけるドプラスペクトラム画像320から速度成分の正側を表す画像を抽出し、観測点104におけるドプラスペクトラム画像310から速度成分の負側を表す画像を抽出する。そして、表示処理部7は、速度成分の正側を表すドプラスペクトラム画像と、速度成分の負側を表すドプラスペクトラム画像とを結合することで、1つのドプラスペクトラム画像を生成する。表示処理部7は、結合したドプラスペクトラム画像を表示制御部9に出力し、表示制御部9は、結合したドプラスペクトラム画像を表示部11に表示させる。なお、表示処理部7が、この発明の「結合手段」の1例に相当する。

10

【0081】

図11に、結合されたドプラスペクトラム画像の1例を示す。図11において、横軸は時間(t)を表し、縦軸が血流の速度(v)を表している。ドプラスペクトラム画像410が、観測点104におけるドプラスペクトラム画像310から抽出された速度成分の負側を表す画像である。一方、ドプラスペクトラム画像420は、観測点102におけるドプラスペクトラム画像320から抽出された速度成分の正側を表す画像である。表示処理部7は、速度成分の正側を表すドプラスペクトラム画像420と、速度成分の負側を表すドプラスペクトラム画像410とを結合することで1つのドプラスペクトラム画像400を生成し、表示制御部9は、そのドプラスペクトラム画像400を表示部11に表示させる。なお、表示制御部9は制御部13から出力されたECG信号を受け付けて、ドプラスペクトラム画像400とそのECG信号とを同時に表示部11に表示させても良い。このとき表示制御部9は、時間軸のスケールを合わせて、ECG信号とドプラスペクトラム画像400とを並べて表示部11に表示させる。

20

【0082】

以上のように、左室流出血流の速度を表すドプラスペクトラム画像410と、左室流入血流の速度を表すドプラスペクトラム画像420とを1つのドプラスペクトラム画像に結合して表示することで、操作者は、同じ時相における左室流出血流の速度と左室流入血流の速度とを容易に認識することが可能となる。すなわち、別々のドプラスペクトラム画像を観察せずに、1つのドプラスペクトラム画像を観察するだけで、左室流出血流の速度と左室流入血流の速度とを把握することが可能となる。また、心機能の評価に用いられる左室駆出率(E/F)などの指標の算出がより容易になるという効果がある。

30

【0083】

また、表示処理部7は、ドプラスペクトラム画像310の辺縁を表すトレース波形をドプラスペクトラム画像410に重ね、ドプラスペクトラム画像320の辺縁を表すトレース波形をドプラスペクトラム画像420に重ねて、表示部11に表示させても良い。さらに、表示処理部7は、ドプラスペクトラム画像310のトレース波形と、ドプラスペクトラム画像320のトレース波形とを結合したトレース波形を演算部8に出力する。

40

【0084】

また、表示処理部7は、2つのドプラスペクトラム画像にそれぞれ異なる色を割り当てても良い。例えば、速度成分の符号によって割り当てる色を表示処理部7に予め設定しておき、表示処理部7はその設定に従って、2つのドプラスペクトラム画像に色を割り当てる。

【0085】

1例として、表示処理部7は、速度成分がマイナスになるドプラスペクトラム画像に青色を割り当て、速度成分がプラスになるドプラスペクトラム画像に赤色を割り当てる。左室流出血流の速度を表すドプラスペクトラム画像410は速度成分がマイナスになるため、表示処理部7は、ドプラスペクトラム画像410に青色を割り当てる。一方、左室流入

50

血流の速度を表すドプラスペクトラム画像 420 は速度成分がプラスになるため、表示処理部 7 は、ドプラスペクトラム画像 420 に赤色を割り当てる。これにより、ドプラスペクトラム画像 410 は青色で表示され、ドプラスペクトラム画像 420 は赤色で表示される。これにより、操作者は、左室流出血流の速度を表すドプラスペクトラム画像 410 と、左室流入血流の速度を表すドプラスペクトラム画像 420 とを、明確に区別して認識することが可能となる。なお、表示処理部 7 が、この発明の「配色手段」の 1 例に相当する。

【0086】

(指標の算出)

演算部 8 は、表示処理部 7 からドプラスペクトラム画像のトレース波形を受けて、そのトレース波形に基づいて心機能の評価に用いられる指標を求める。例えば、左室流出血流のドプラスペクトラム画像 310 の辺縁を表すトレース波形と、左室流入血流のドプラスペクトラム画像 320 の辺縁を表すトレース波形とを受けて、指標を求める。具体的には、演算部 8 は、左室駆出率 (E/F) や、左室駆出分画や、 $Tei-Index$ などの指標を求める。ここで、指標の 1 例について図 12 を参照して説明する。図 12 は、ドプラスペクトラム画像のトレース波形を模式的に示す図である。

【0087】

例えば図 12 に示すように、表示処理部 7 は、ドプラスペクトラム画像 310 のトレース波形 510 と、ドプラスペクトラム画像 320 のトレース波形 520 とを結合したトレース波形 500 を演算部 8 に出力する。演算部 8 は、そのトレース波形 500 に基づいて指標を求める。なお、図 12 において、横軸が時間 (t) を表し、トレース波形 500 の縦軸が血流の速度 (v) を表している。

【0088】

制御部 13 は心電計から受けた ECG 信号を演算部 8 に出力し、演算部 8 はその ECG 信号に基づいて、E 波の時相、A 波の時相、及び S 波の時相を特定する。そして、演算部 8 は、血流の速度成分の正側を表すドプラスペクトラム画像 420 のトレース波形 520 に基づいて、E 波が検出された時相における速度 (E 波ピーク値) を求める。また、演算部 8 は、トレース波形 520 に基づいて、A 波が検出された時相における速度 (A 波ピーク値) を求める。そして、演算部 8 は、E 波ピーク値を A 波ピーク値で除算した値 (E/A) を求める。さらに、演算部 8 は、E 波の減衰時間 (DcT) を求める。

【0089】

また、演算部 8 は、血流の速度成分の負側を表すドプラスペクトラム画像 410 のトレース波形 510 に基づいて、S 波が検出された時相における速度 (S 波ピーク値) を求める。また、演算部 8 は、大動脈駆出血流速の面積 (VTI 値) を求める。

【0090】

さらに、演算部 8 は、トレース波形 500 に基づいて、左室流入血流の終了から再開までの時間 a 、左室駆出血流速の持続時間 $b = ET$ 、等容収縮期の時間 (ICT)、等容拡張期の時間 (IRT) を求める。

【0091】

演算部 8 は、求めた指標を表示制御部 9 に出力する。表示制御部 9 は、演算部 8 によって求められた指標の数値を表示部 11 に表示させる。例えば、表示制御部 9 は、ドプラスペクトラム画像とともに指標の数値を表示部 11 に表示させる。

【0092】

なお、上述した指標は 1 例であり、演算部 8 は他の指標を求めても良い。また、演算部 8 は、上述した指標のすべてを求めても良いし、操作者が指定した指標を求めても良い。操作者は操作部 12 を用いることで所望の指標を指定し、演算部 8 は指定された指標を求める。

【0093】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、左室流入血流の速度と左室流出血流の速度とをそれぞれ同じ心拍において求めているため、心拍の周期に変動があっても、上述

10

20

30

40

50

した指標を安定して求めることができ、また、指標の再現性の向上を図ることが可能となる。

【0094】

なお、ユーザインターフェース（UI）10は、表示部11と操作部12とを備えている。表示部11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次元画像又はドブラスペクトラム画像などが表示される。操作部12は、キーボード、マウス、トラックボール、又はTCS（Touch Command Screen）などで構成されている。操作者は、操作部12を用いることで、観測点（レンジゲート）を設定することができる。

【0095】

また、制御部13は、超音波診断装置1の各部に接続され、各部の動作を制御する。例えば、制御部13は送受信部3による超音波の送受信を制御することで、複数の観測点に対して複数回ずつ超音波を送受信させる。

【0096】

（第2の設定例）

次に、第2の設定例について図13と図14を参照して説明する。図13は、超音波によって走査する断面を模式的に示す図である。図14は、観測点の第2の設定例を説明するための図であって、断層像を模式的に示す図である。第2の設定例では、互いに異なる断面における2つの断層像を取得して表示部11に表示し、それぞれの断層像上で観測点（レンジゲート）を設定することで、複数の観測点を設定する。

【0097】

上述した第1の設定例では、1つの断層像上で複数の観測点（レンジゲート）を設定している。例えば、僧坊弁先端と大動脈弁先端とが表された1つの断層像を取得して表示部11に表示し、その断層像上で、僧坊弁先端と大動脈弁先端とを指定している。このように、1つの断層像に、血流を測定したい複数の箇所が表されている場合は、その1つの断層像上で複数の観測点（レンジゲート）を設定すれば良い。

【0098】

一方、1つの断層像に、血流を測定したい複数の箇所が表されておらず、1つの断層像で複数の観測点（レンジゲート）を設定することが困難な場合は、この第2の設定例のように、互いに異なる断面における2つの断層像を取得して表示部11に表示し、それぞれの断層像上で観測点（レンジゲート）を設定することで、複数の観測点（レンジゲート）を設定する。

【0099】

超音波プローブ2に2次元アレイプローブを用いることにより、複数の断面を超音波で走査することができる。例えば図13に示すように、互いに交差する2つの断面2aと断面2bとを超音波で走査することで、断面2aにおける断層像データと断面2bにおける断層像データとを取得することができる（マルチプレーンスキャン）。

【0100】

例えば、超音波の走査対象となる断面の座標情報をスキャン条件として制御部13の記憶装置に予め記憶しておく。操作者は操作部12を用いることで、超音波の走査対象となる断面を任意に選択することができる。そして、制御部13は各断面を送受信部3に交互に走査させる。送受信部3は制御部13の制御の下、断面2aと断面2bとを交互に超音波で走査することで、断面2aにおける受信信号と断面2bにおける受信信号とを取得する。各断面における受信信号は、Bモード処理部41によって所定の処理が施され、画像生成部5に出力される。画像生成部5は、断面2aにおける断層像データと断面2bにおける断層像データを生成し、表示制御部9は、各断面における断層像を表示部11に表示させる。

【0101】

例えば図14に示すように、表示制御部9は、断面2aにおける断層像データに基づく断層像110と、断面2bにおける断層像データに基づく断層像120とを、並べて同時

10

20

30

40

50

に表示部 11 に表示させる。この第 2 の設定例においては、2 つの断層像 110、120 のうち一方の断層像に僧坊弁先端が表され、他方の断層像に大動脈弁先端が表されれば良い。すなわち、1 つの断層像に僧坊弁先端と大動脈弁先端とを表すことが困難な場合に、2 つの断層像を用いて、僧坊弁先端と大動脈弁先端とを表示し、それぞれに観測点（レンジゲート）を設定する。従って、2 つの断層像 110、120 のうち一方の断層像に僧坊弁先端が表され、他方の断層像に大動脈弁先端が表されるように、被検体上における超音波プローブ 2 の位置と角度を変えたり、走査対象の断面の位置を変えたりする。

【0102】

操作者は表示部 11 に表示された断層像 110 と断層像 120 とを観察しながら、操作部 12 を用いて、僧坊弁先端の位置と大動脈弁先端の位置とを指定する。例えば、表示制御部 9 は、断層像 110 上において移動可能な観測点 112 を表示部 11 に表示させ、断層像 120 上において移動可能な観測点 122 を表示部 11 に表示させる。観測点 112 と観測点 122 はそれぞれ所定の大きさを有し、観測点 112 と観測点 122 とによって、それぞれ所定の大きさの範囲を指定することができる。操作者は、観測点 112 と観測点 122 とによって、僧坊弁先端の位置と大動脈弁先端の位置とをそれぞれ指定する。表示制御部 9 は、超音波の送受信方向を示す線状のサンプルライン 111 を断層像 110 上に重ね、サンプルライン 121 を断層像 120 上に重ねて表示部 11 に表示させる。操作者は操作部 12 を用いることで、サンプルライン 111 とサンプルライン 121 とを走査方向（矢印 A の方向）に移動させることができる。また、操作者は操作部 12 を用いることで、観測点 112 をサンプルライン 111 上で超音波の送受信方向（矢印 B の方向）に移動させることができる。同様に、操作者は操作部 12 を用いることで、観測点 122 をサンプルライン 121 上で送受信方向に移動させることができる。

【0103】

例えば、断層像 110 に僧坊弁先端が表され、断層像 120 に大動脈弁先端が表されるように、被検体上における超音波プローブ 2 の位置と角度を変えたり、走査対象の断面の位置を変えたりする。そして、操作者は断層像 110 を観察しながら操作部 12 を用いることで、サンプルライン 111 を僧坊弁先端の位置に移動させ、さらに、観測点 112 を送受信方向（矢印 B の方向）に移動させることで、観測点 112 によって僧坊弁先端の位置を指定する。同様に、操作者は断層像 120 を観察しながら操作部 12 を用いることで、サンプルライン 121 を大動脈弁先端の位置に移動させ、さらに、観測点 122 を送受信方向（矢印 B の方向）に移動させることで、観測点 122 によって大動脈弁先端の位置を指定する。このように、観測点 112、122 によって血流を観測したい部分が指定されると、断層像 110 上における観測点 112 の位置を示す座標情報と、断層像 120 上における観測点 122 の位置を示す座標情報とが、ユーザインターフェース（UI）10 から制御部 13 に出力される。

【0104】

また、第 1 の設定例と同様に、断層像 110 と断層像 120 とにアングルマーカを重ねて表示し、そのアングルマーカによって血流の向きを指定することで、観測点 112 が設定された箇所における血流と、超音波ビームとがなす角度を断層像 110 上で求め、観測点 122 が設定された箇所における血流と、超音波ビームとがなす角度を断層像 120 上で求める。ドブラ処理部 42 は、それぞれの角度を用いて、観測点 112 と観測点 122 における血流の速度を求める。

【0105】

断層像 110 は断面 2a を走査することで取得された画像であり、断層像 120 は断面 2b を走査することで取得された画像である。断面 2a の 3 次元空間における座標情報は制御部 13 に設定されているため、制御部 13 は、断層像 110（断面 2a）上における観測点 112 の座標情報に基づいて、3 次元空間における観測点 112 の座標を特定する。同様に、断面 2b の 3 次元空間における座標情報は制御部 13 に設定されているため、制御部 13 は、断層像 120（断面 2b）上における観測点 122 の座標情報に基づいて、3 次元空間における観測点 122 の座標を特定する。そして、制御部 13 は、観測点 1

1 2 と観測点 1 2 2 の座標情報を送受信部 3 とドブラ処理部 4 2 に出力する。

【 0 1 0 6 】

そして、上述した第 1 の設定例と同様に、送受信部 3 は、観測点 1 1 2 におけるドブラ情報と観測点 1 2 2 におけるドブラ情報とを取得し、ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 によって取得されたドブラ情報に基づいて、観測点 1 1 2 における血流速度と観測点 1 2 2 における血流速度とを求める。第 2 の設定例においても、上述した第 1 の設定例と同様に、送受信部 3 は制御部 1 3 の制御の下、セグメントスキャンを実行する。すなわち、図 5 に示すように、送受信部 3 は制御部 1 3 の制御の下、観測点 A (観測点 1 1 2) に対して N 回連続して超音波を送受信し、その後、観測点 B (観測点 1 2 2) に対して N 回連続して超音波を送受信し、引き続き、観測点 A (観測点 1 1 2) と観測点 B (観測点 1 2 2) とに対して交互に N 回ずつ超音波を送受信する。そして、ドブラ処理部 4 2 は制御部 1 3 の制御の下、観測点 1 1 2 (観測点 A) におけるドブラスペクトラム画像と、観測点 1 2 2 (観測点 B) におけるドブラスペクトラム画像とを順次、生成していく。

10

【 0 1 0 7 】

以上のように、1 つの断層像に僧坊弁先端と大動脈弁先端とを表すことが困難な場合に、2 つの断層像を用いて僧坊弁先端と大動脈弁先端とを表すことで、それぞれに観測点を設定できるようになる。このように、1 つの断層像に、血流速度を測定したい複数の部位を表すことが困難な場合は、2 つの断層像によって各部位を表し、それぞれの断層像において観測点を設定すれば良い。第 2 の設定例においても、第 1 の設定例と同様に、複数回 (N 回) ずつ交互に各観測点に超音波を送受信することで、ドブラ速度レンジを低下させることなく、各観測点におけるドブラスペクトラム画像を取得することが可能となる。

20

【 0 1 0 8 】

そして、第 1 の設定例と同様に、補間部 6 によってドブラスペクトラム画像におけるデータの欠落部分を補間し、表示制御部 9 は、補間処理が施されたドブラスペクトラム画像を表示部 1 1 に表示させる。第 2 の設定例では、観測点 1 1 2 におけるドブラスペクトラム画像と観測点 1 2 2 におけるドブラスペクトラム画像とが生成されて、表示部 1 1 に表示される。さらに、表示処理部 7 は、補間処理が施された各観測点におけるドブラスペクトラム画像のトレース波形を生成し、演算部 8 は各観測点におけるトレース波形に基づいて、心機能の評価に用いる指標を求める。また、表示処理部 7 は、補間処理が施された各観測点におけるドブラスペクトラム画像を結合して 1 つのドブラスペクトラム画像を生成しても良い。

30

【 0 1 0 9 】

また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリウムスキャンを実行することでボリウムデータを取得し、画像生成部 5 が、そのボリウムデータに M P R 処理を施すことにより、僧坊弁先端が表された M P R 画像データと大動脈弁先端が表された M P R 画像データとを生成しても良い。

【 0 1 1 0 】

例えば、画像生成部 5 はボリウムデータにボリウムレンダリングを施すことで、被検体の心臓を立体的に表す 3 次元画像データを生成し、表示制御部 9 はその 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 1 1 に表示させる。操作者は表示部 1 1 に表示されている 3 次元画像を観察しながら、操作部 1 2 を用いて任意の断面を指定する。第 2 の設定例においては、操作者は操作部 1 2 を用いて、一方の断面内に僧坊弁先端が含まれ、他方の断面内に大動脈弁先端が含まれるように、2 つの断面の位置を指定する。そして、画像生成部 5 は、2 つの断面の座標情報をユーザインターフェース (U I) 1 0 から受けて、ボリウムデータに M P R 処理を施すことにより、各断面における断層像データ (M P R 画像データ) を生成し、表示制御部 9 は、各断面における断層像を表示部 1 1 に表示させる。操作者は 2 つの断層像を観察して、一方の断層像に僧坊弁先端が含まれ、他方の断層像に大動脈弁先端が含まれるように、2 つの断面の位置を調整する。

40

【 0 1 1 1 】

そして、図 1 4 に示すように、表示制御部 9 は、僧坊弁先端が表された断層像 1 1 0 (

50

M P R 画像)と大動脈弁先端が表された断層像 1 2 0 (M P R 画像)とを表示部 1 1 に表示させ、操作者は操作部 1 2 を用いて、観測点 1 1 2 と観測点 1 2 2 とによって僧坊弁先端の位置と大動脈弁先端の位置とを指定する。

【 0 1 1 2 】

また、画像生成部 5 がポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことで、被検体の心臓を立体的に表す 3 次元画像データを生成しても良い。そして、表示制御部 9 は、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像に、2 つの観測点 (レンジゲート) を重ねて表示部 1 1 に表示させる。操作者は、表示部 1 1 に表示されている心臓の 3 次元画像を観察しながら操作部 1 2 を用いて、僧坊弁先端の位置と大動脈弁先端の位置とを 2 つの観測点によって指定する。

10

【 0 1 1 3 】

(第 3 の設定例)

上述した第 1 の設定例と第 2 の設定例では、2 つの観測点 (レンジゲート) によって 2 箇所を指定する場合について説明した。第 3 の設定例では、3 個以上の観測点によって複数箇所を指定する場合について、図 1 5 を参照して説明する。図 1 5 は、観測点の第 3 の設定例を説明するための図であって、断層像を模式的に示す図である。ここでは 1 例として、4 個の観測点によって 4 箇所を指定する場合について説明する。例えば、互いに異なる断面における 4 つの断層像を取得して表示部 1 1 に表示し、それぞれの断層像上で観測点を設定することで、複数の観測点を設定する。

【 0 1 1 4 】

20

左室流入血流と左室流出血流の測定その他、肺静脈血流と肺動脈血流の測定も心機能の評価に適している。そして、左室流入血流と左室流出血流の測定に加えて、肺静脈血流と肺動脈血流を測定するためには、合計で 4 箇所に観測点を設定する必要がある。1 つの断層像に、それら 4 箇所が表されておらず、1 つの断層像で複数の観測点 (レンジゲート) を設定することが困難な場合は、この第 3 の設定例のように、互いに異なる断面における 4 つの断層像を取得して表示部 1 1 に表示し、それぞれの断層像上で観測点を設定することで、4 つの観測点を設定する。

【 0 1 1 5 】

超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってポリウムスキャンを実行することでポリウムデータを取得し、画像生成部 5 が、そのポリウムデータに M P R 処理を施すことにより、互いに異なる断面における断層像データ (M P R 画像データ) を生成する。第 3 の設定例においては、画像生成部 5 は、1 例として、互いに交差する 4 つの断面によってポリウムデータを切断することで、僧坊弁先端が表された M P R 画像データ、大動脈弁先端が表された M P R 画像データ、肺静脈血流が表された M P R 画像データ、及び肺動脈血流が表された M P R 画像データを生成する。

30

【 0 1 1 6 】

例えば、画像生成部 5 はポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことで、被検体の心臓を立体的に表す 3 次元画像データを生成し、表示制御部 9 はその 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 1 1 に表示させる。操作者は表示部 1 1 に表示されている 3 次元画像を観察しながら、操作部 1 2 を用いて 4 つの断面を指定する。第 3 の設定例においては、操作者は操作部 1 2 を用いて、4 つの断面のうち、第 1 の断面内に僧坊弁先端が含まれ、第 2 の断面内に大動脈弁先端が含まれ、第 3 の断面内に肺静脈血流が含まれ、第 4 の断面内に肺動脈血流が含まれるように、4 つの断面の位置を指定する。そして、画像生成部 5 は、4 つの断面の座標情報をユーザインターフェース (U I) 1 0 から受けて、ポリウムデータに M P R 処理を施すことにより、各断面における断層像データ (M P R 画像データ) を生成し、表示制御部 9 は、各断面における断層像を表示部 1 1 に表示させる。操作者は 4 つの断層像を観察して、第 1 の断層像に僧坊弁先端が含まれ、第 2 の断層像に大動脈弁先端が含まれ、第 3 の断層像に肺静脈血流が含まれ、第 4 の断層像に肺動脈血流が含まれるように、4 つの断面の位置を調整する。

40

【 0 1 1 7 】

50

そして、図 15 に示すように、表示制御部 9 は、第 1 の断面における断層像 130 と、第 2 の断面における断層像 140 と、第 3 の断面における断層像 150 と、第 4 の断面における断層像 150 とを、表示部 11 に表示させる。この第 3 の設定例においては、4 つの断層像 130、140、150、160 のそれぞれに、僧坊弁先端、大動脈弁先端、肺静脈血流、及び肺動脈血流のうちいずれか 1 つが含まれるように、操作者は 4 つの断面の位置を調整する。例えば、断層像 130 に僧坊弁先端が表され、断層像 140 に大動脈弁先端が表され、断層像 150 に肺静脈血流が表され、断層像 150 に肺動脈血流が表されるように、操作者は 4 つの断面の位置を調整する。そして、各断層像において観測点（レンジゲート）を設定する。すなわち、4 つの断層像を用いて、僧坊弁先端、大動脈弁先端、肺静脈血流、及び肺動脈血流を表示し、それぞれに観測点を設定する。

10

【0118】

操作者は表示部 11 に表示されている断層像 130、140、150、160 を観察しながら、操作部 12 を用いて、僧坊弁先端の位置、大動脈弁先端の位置、肺静脈血流の位置、及び肺動脈血流の位置を指定する。例えば、表示制御部 9 は、断層像 130 上にサンプルライン 131 と観測点 132 とを重ねて表示部 11 に表示させ、操作者は、観測点 132 によって僧坊弁先端の位置を指定する。同様に、表示制御部 9 は、断層像 140 上にサンプルライン 141 と観測点 142 とを重ね、断層像 150 上にサンプルライン 151 と観測点 152 とを重ね、断層像 160 上にサンプルライン 161 と観測点 162 とを重ねて表示部 11 に表示させる。操作者は操作部 12 を用いることで、各サンプルラインを走査方向（矢印 A の方向）に移動させ、さらに、各観測点を超音波の送受信方向（矢印 B の方向）に移動させることで、各断層像上の観測点によって、僧坊弁先端の位置、大動脈弁先端の位置、肺静脈血流の位置、及び肺動脈血流の位置を指定する。

20

【0119】

また、第 1 の設定例と同様に、断層像 130、140、150、160 のそれぞれにアングルマーカを重ねて表示し、そのアングルマーカによって血流の向きを指定することで、各観測点が設定された箇所における血流と、超音波ビームとがなす角度を各断層像上で求める。ドブラ処理部 42 は、それぞれの角度を用いて、観測点 132、142、152、162 における血流の速度を求める。

【0120】

このように、観測点 132、142、152、162 によって血流を観測したい部分が指定されると、各断層像上における観測点の位置を示す座標情報がユーザインターフェース（UI）10 から制御部 13 に出力される。制御部 13 は、4 つの観測点の座標情報を送受信部 3 とドブラ処理部 42 に出力する。

30

【0121】

そして、上述した第 1 の設定例と同様に、送受信部 3 は、観測点 132、142、152、162 におけるドブラ情報を取得し、ドブラ処理部 42 は、送受信部 3 によって取得されたドブラ情報に基づいて、観測点 132、142、152、162 における血流速度を求める。第 3 の設定例においても、上述した第 1 の設定例と同様に、送受信部 3 は制御部 13 の制御の下、セグメントスキャンを実行する。例えば、送受信部 3 は制御部 13 の制御の下、観測点 132 に対して N 回連続して超音波を送受信し、その後、観測点 142 に対して N 回連続して超音波を送受信し、その後、観測点 152 に対して N 回連続して超音波を送受信し、その後、観測点 162 に対して N 回連続して超音波を送受信し、引き続き、観測点 132、142、152、162 に順番に N 回ずつ超音波を送受信する。そして、ドブラ処理部 42 は制御部 13 の制御の下、観測点 132 におけるドブラスペクトラム画像、観測点 142 におけるドブラスペクトラム画像、観測点 152 におけるドブラスペクトラム画像、及び観測点 162 におけるドブラスペクトラム画像を順次、生成していく。

40

【0122】

以上のように、1 つの断層像に僧坊弁先端、大動脈弁先端、肺静脈血流、及び肺動脈血流を表すことが困難な場合に、4 つの断層像を用いて僧坊弁先端、大動脈弁先端、肺静脈

50

血流、及び肺動脈血流を表すことで、それぞれに観測点を設定できるようになる。第3の設定例においても、第1の設定例と同様に、複数回（N回）ずつ順番に各観測点に超音波を送受信することで、ドプラ速度レンジを低下させることなく、各観測点におけるドプラスペクトラム画像を取得することが可能となる。

【0123】

そして、第1の設定例と同様に、補間部6によってドプラスペクトラム画像におけるデータの欠落部分を補間し、表示制御部9は、補間処理が施されたドプラスペクトラム画像を表示部11に表示させる。第3の設定例では、観測点132、観測点142、観測点152及び観測点162のそれぞれにおけるドプラスペクトラム画像が生成されて、表示部11に表示される。すなわち、4箇所のドプラスペクトラム画像が生成されて表示部11 10
に表示される。さらに、表示処理部7は、補間処理が施された各観測点におけるドプラスペクトラム画像のトレース波形を生成し、演算部8は各観測点におけるトレース波形に基づいて、心機能の評価に用いる指標を求める。

【0124】

なお、上述した信号処理部4、画像生成部5、補間部6、表示処理部7、演算部8、表示制御部9、及び制御部13は、CPUとROMやRAMなどの記憶装置とによって構成されている。記憶装置には、信号処理部4の機能を実行するための信号処理プログラム、画像生成部5の機能を実行するための画像生成プログラム、補間部6の機能を実行するための補間プログラム、表示処理部7の機能を実行するための表示処理プログラム、演算部8の機能を実行するための演算プログラム、表示制御部9の機能を実行するための表示制 20
御プログラム、及び、制御部13の機能を実行するための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信号処理プログラムを実行することで、Bモード超音波ラスタデータや、ドプラスペクトラム画像を生成する。また、CPUが、記憶装置に記憶されている画像生成プログラムを実行することで、断層像データやMPR画像データや3次元画像データなどの超音波画像データを生成する。また、CPUが、記憶装置に記憶されている補間プログラムを実行することで、ドプラスペクトラム画像においてデータが欠落した部分を補間する。また、CPUが、記憶装置に記憶されている表示処理プログラムを実行することで、トレース波形を求め、また、2つのドプラスペクトラム画像を結合する。また、CPUが、記憶装置に記憶されている演算プログラムを実行することで、心機能の評価に用いる指標を求める。また、CPUが、記憶装置に記憶されている表示 30
制御プログラムを実行することで、断層像やドプラスペクトラム画像を表示部11に表示させる。また、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、超音波診断装置1の各部の動作を制御する。なお、信号処理プログラムと、補間プログラムと、表示制御プログラムと、制御プログラムとによって、この発明の「超音波診断装置の制御プログラム」の1例を構成している。

【図面の簡単な説明】

【0125】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置されている補間部を示すブロック図である。 40

【図3】この発明の実施形態に係るシステム同定部の詳細な例を示すブロック図である。

【図4】観測点の第1の設定例を説明するための図であって、断層像を模式的に示す図である。

【図5】この発明の実施形態に係る超音波診断装置が実行するスキンのシーケンスを示す図である。

【図6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得されたドプラスペクトラム画像の1例を示す図である。

【図7】ドプラスペクトラム画像においてデータが欠落している部分を補間する処理を説明するための図である。

【図8】平均流速 V_m 、スペクトラムの分散、及びパワースペクトラムを表す図である 50

。

【図 9】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得されたドプラスペクトラム画像の 1 例を示す図である。

【図 10】シミュレーション結果の 1 例を示す図である。

【図 11】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得されたドプラスペクトラム画像の 1 例を示す図である。

【図 12】ドプラスペクトラム画像のトレース波形を模式的に示す図である。

【図 13】超音波によって走査する断面を模式的に示す図である。

【図 14】観測点の第 2 の設定例を説明するための図であって、断層像を模式的に示す図である。

10

【図 15】観測点の第 3 の設定例を説明するための図であって、断層像を模式的に示す図である。

【図 16】従来技術に係るスキャンのシーケンスを示す図である。

【符号の説明】

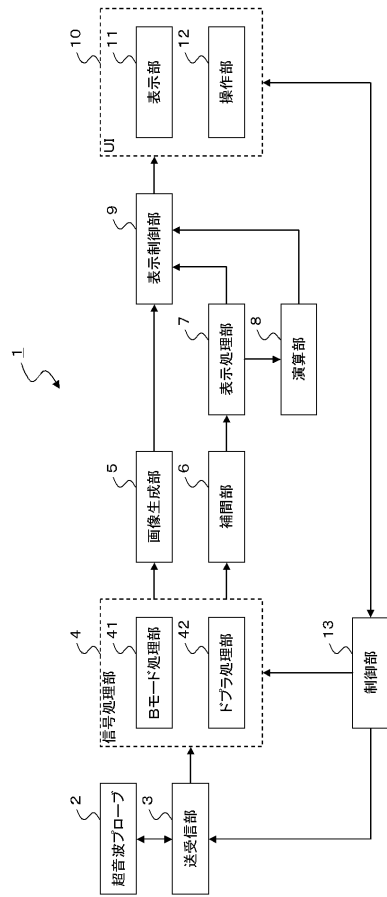
【0126】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像生成部
- 6 補間部
- 7 表示処理部
- 8 演算部
- 9 表示制御部
- 10 ユーザーインターフェース (UI)
- 11 表示部
- 12 操作部
- 13 制御部
- 41 Bモード処理部
- 42 ドブラ処理部
- 61 特徴量算出部
- 62 正規化部
- 63 システム同定部
- 64 BPF
- 65 正規化部
- 66 モデル推定部

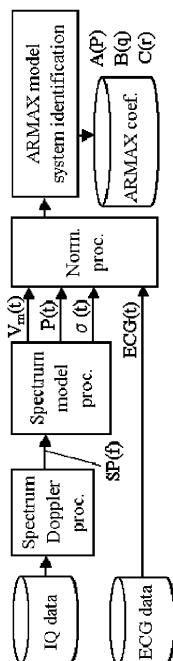
20

30

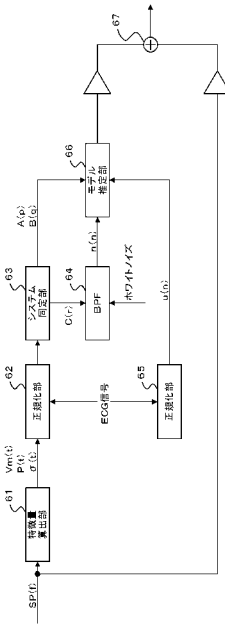
【 図 1 】



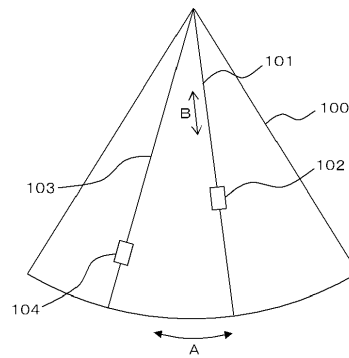
【 図 3 】



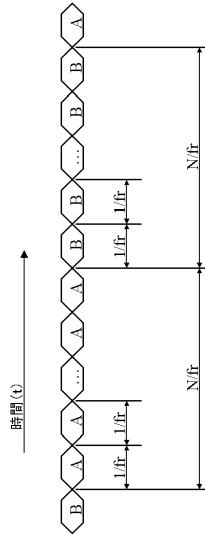
【 図 2 】



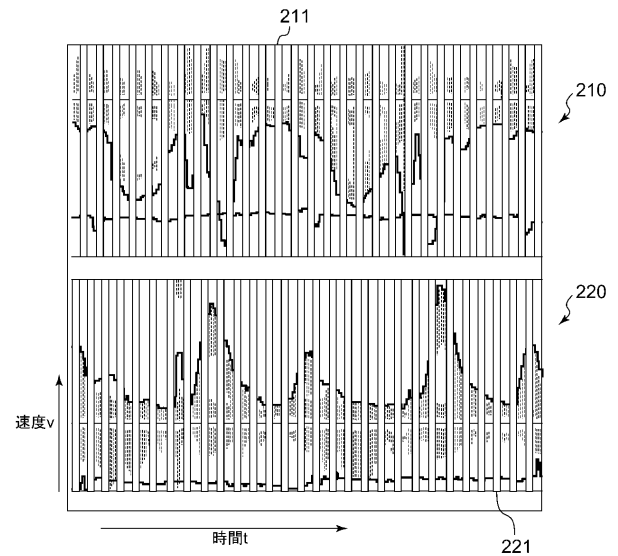
【圖 4】



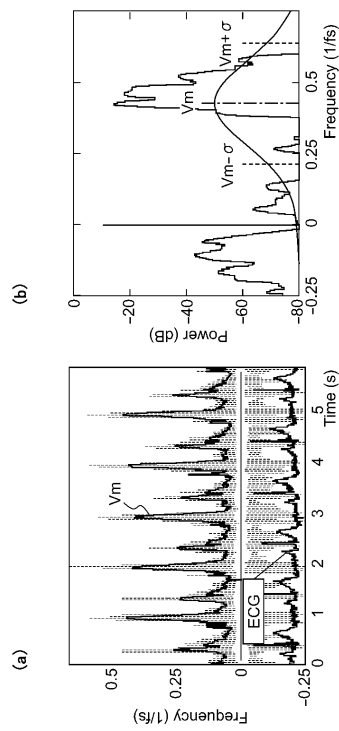
【図 5】



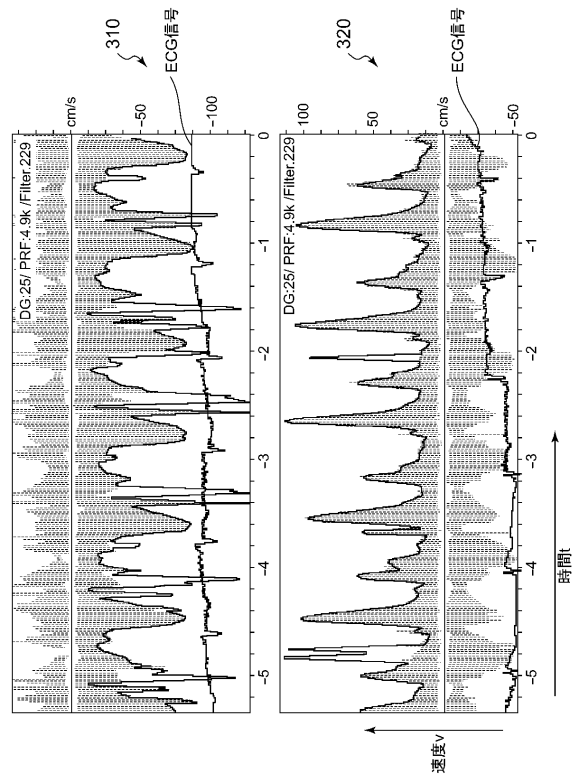
【図 6】



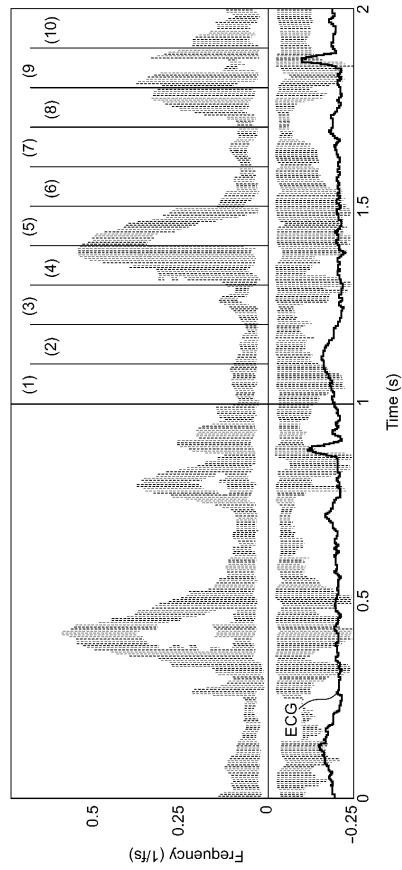
【図 8】



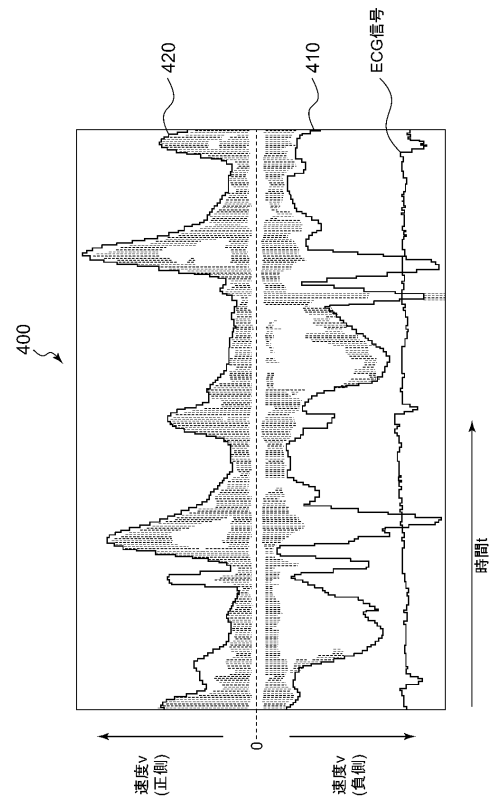
【図 9】



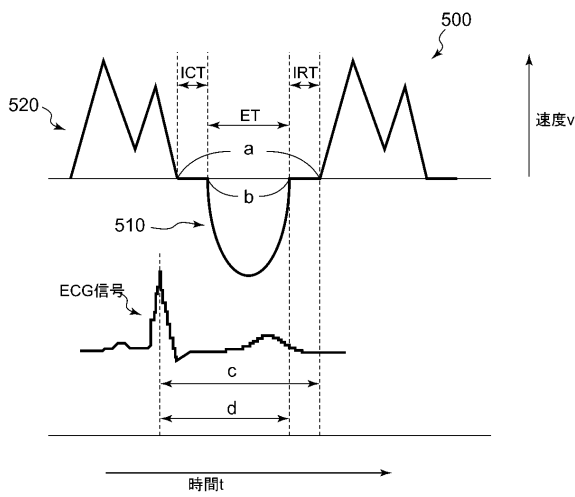
【図 10】



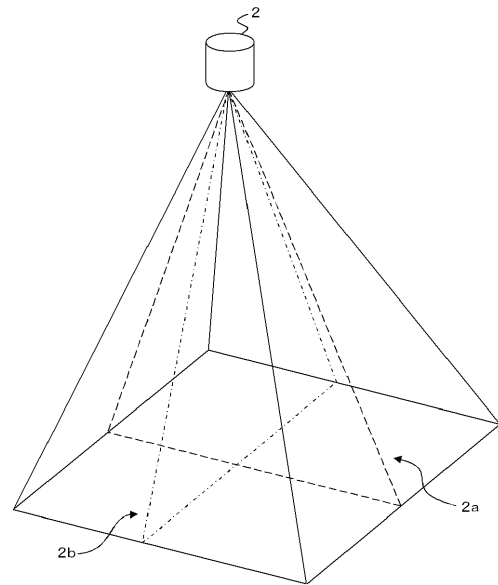
【図 11】



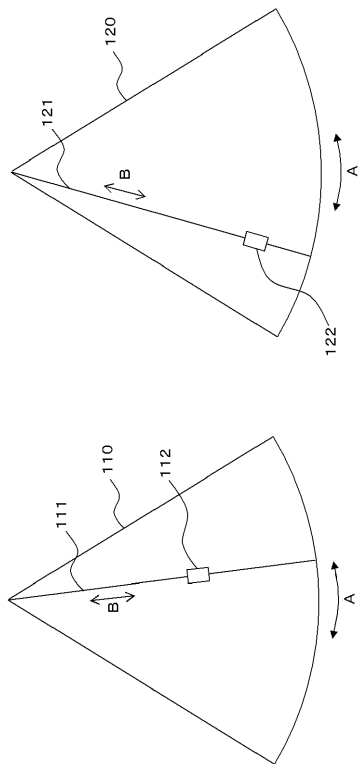
【図 12】



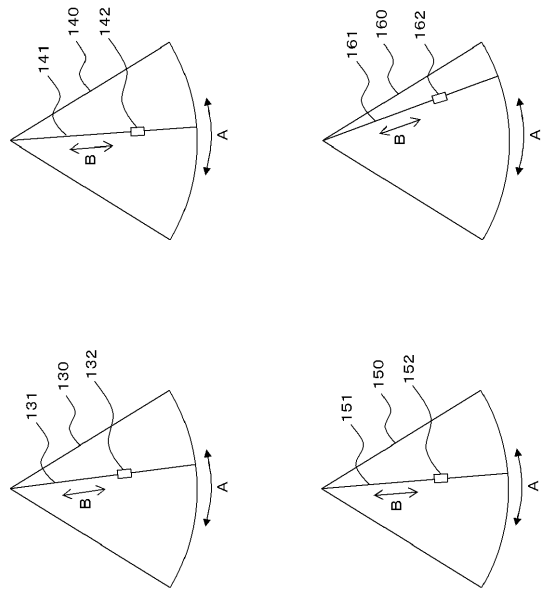
【図 13】



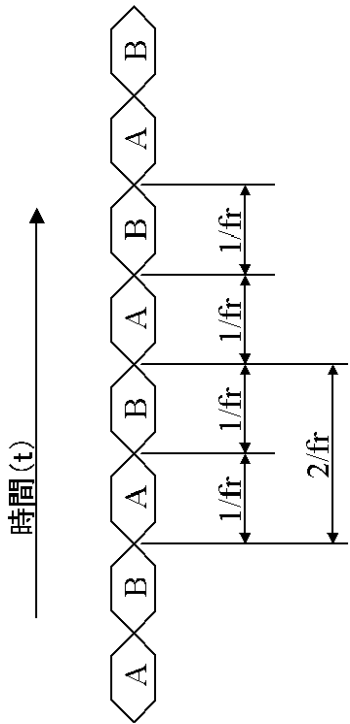
【図 1 4】



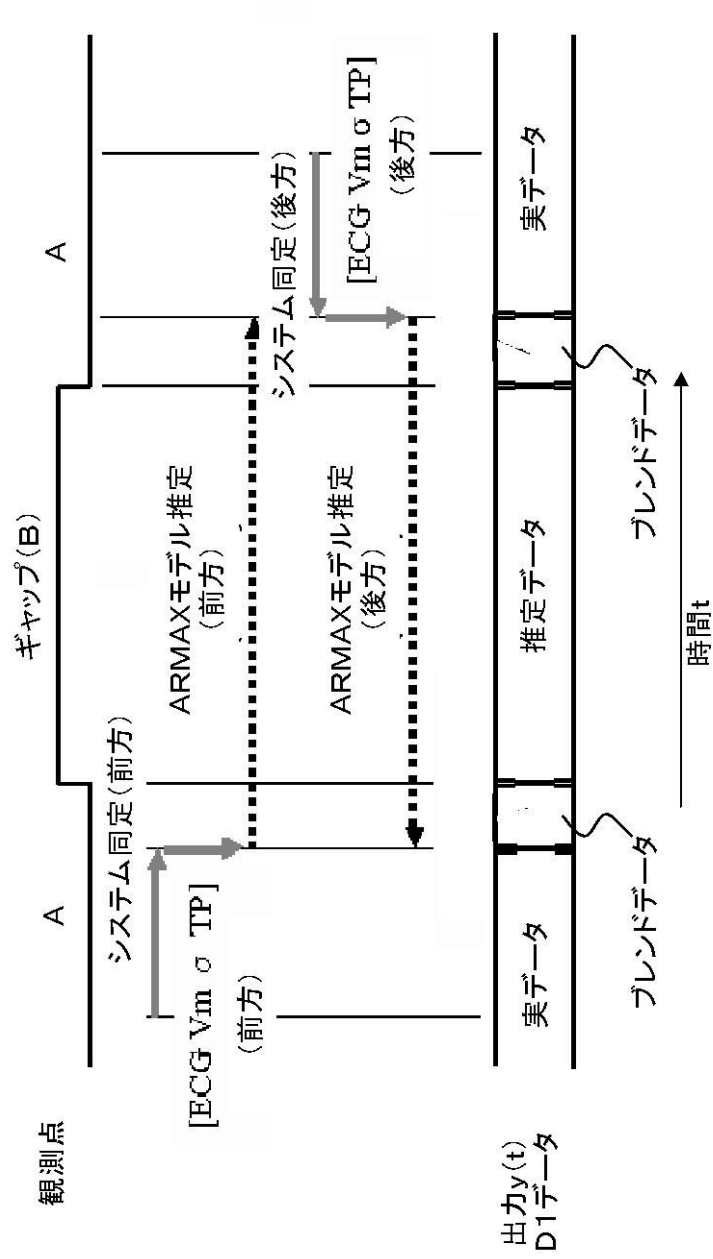
【図 1 5】



【図 1 6】



【図7】



フロントページの続き

(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内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平 0 6 - 1 8 1 9 2 7 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 2 4 2 9 8 6 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 1 4 9 3 7 0 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 0 5 2 6 9 2 (J P , A)

特開平 0 7 - 1 2 4 1 6 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 6

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序 | | |
| 公开(公告)号 | JP5100343B2 | 公开(公告)日 | 2012-12-19 |
| 申请号 | JP2007314991 | 申请日 | 2007-12-05 |
| [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 | | |
| 当前申请(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 神山直久 | | |
| 发明人 | 馬場 達朗 神山 直久 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| CPC分类号 | G01S15/8979 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/469 A61B8/483 G01S7/52063 G01S7/52085 | | |
| FI分类号 | A61B8/06 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD04 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/JB34 4C601/JB54 4C601/JB55 4C601/JC02 4C601/JC03 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/KK45 4C601/LL04 4C601/LL05 4C601/LL38 | | |
| 其他公开文献 | JP2009136446A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够在各个观察点处测量移动体的流速，而不降低多个观察点中的移动体的流速的速度范围。解决方案：超声波探头2和收发器部分3多次相对于对象中的多个观察点中的每一个交替地发送和接收超声波。多普勒处理部分42基于多个观察点的接收信号产生多普勒频谱图像，该多普勒频谱图像示出了各个观察点中的移动体的流量。当没有通过内插相对于各个观察点发送或接收超声波时，内插部分6在时间区域的各个观察点中获得多普勒频谱图像，并且连接由发送产生的各个观察点中的多普勒频谱图像。并且，通过在每个观察点中插值获得的各个观察点的多普勒频谱图像接收超声波。显示控制部分9在显示部分11上显示连接的多普勒频谱图像

$$V_m = \left(\frac{C}{2} \right) * \frac{\sum_{k=0}^{95} f_k * P(f_k)}{\sum_{k=0}^{95} P(f_k)}$$