

(11) 特許出願公開番号

特開2006-75426

(P2006-75426A)

(43) 公開日 平成18年3月23日(2006.3.23)

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2004-264197 (P2004-264197)

(22) 出願日 平成16年9月10日 (2004. 9. 10)

(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 100078765

弁理士 波多野 久

(74) 代理人 100078802

弁理士 関口 俊三

(74) 代理人 100077757

弁理士 猿渡 章雄

(74) 代理人 100122253

弁理士 古川 潤一

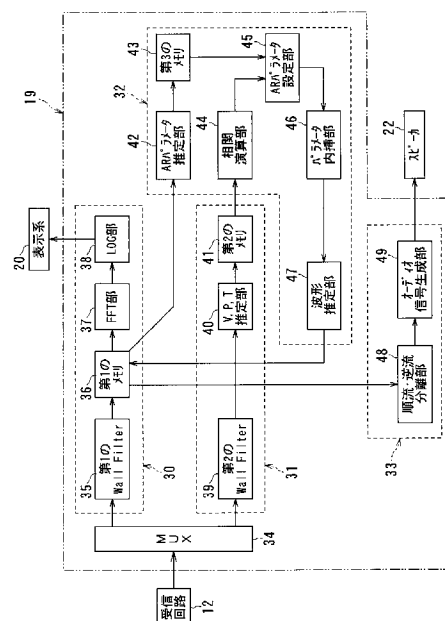
[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

【課題】超音波断層法と超音波ドプラ法とを併用した超音波診断において、DスキャンのみのブロックとBスキャンおよびC bスキャンのブロックに分けてスキャンを実行する場合に、Dスキャンが行なわれないギャップ部分における血流ドプラ信号の周波数を、より精度よく推定することが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法である。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブと、送信回路と、受信回路と、第1のパルスドプラスキャンのブロック並びに第2のパルスドプラスキャンを含む第1のパルスドプラスキャン以外の他のスキャンのブロックが実行されるように送信回路に制御信号を与えて制御する送信回路制御手段と、I Q信号から血流ドプラ信号を抽出する血流ドプラ信号抽出手段35、39と、第2のパルスドプラスキャンの実行によって得られた血流ドプラ信号を用いて血流情報を求める血流情報推定手段40と、血流情報から第1のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段32とを備えた。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波パルスを送信して生じた反射波を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブに送信信号を与える送信回路と、前記超音波プローブから受信信号を受けて I Q 信号を生成する受信回路と、前記被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第 1 のパルスドプラスキャンのブロック並びに前記第 1 のパルスドプラスキャンのスキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第 2 のパルスドプラスキャンを含む前記第 1 のパルスドプラスキャン以外の他のスキャンのブロックが実行されるように前記送信回路に制御信号を与えて制御する送信回路制御手段と、前記第 1 のパルスドプラスキャンおよび前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって前記受信回路によりそれぞれ生成された前記 I Q 信号から前記血流ドプラ信号を抽出する血流ドプラ信号抽出手段と、前記血流ドプラ信号抽出手段により抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求める血流情報推定手段と、前記血流情報推定手段により求められた前記血流情報から前記第 1 のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体に超音波パルスを送信して生じた反射波を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブに送信信号を与える送信回路と、前記超音波プローブから受信信号を受けて I Q 信号を生成する受信回路と、前記被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第 1 のパルスドプラスキャンのブロック並びに前記超音波パルスの送信間隔が不等間隔であり、かつ前記第 1 のパルスドプラスキャンのスキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第 2 のパルスドプラスキャンを含む前記第 1 のパルスドプラスキャン以外の他のスキャンのブロックが実行されるように前記送信回路に制御信号を与えて制御する送信回路制御手段と、前記第 1 のパルスドプラスキャンおよび前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって前記受信回路によりそれぞれ生成された前記 I Q 信号から前記血流ドプラ信号を抽出する血流ドプラ信号抽出手段と、前記血流ドプラ信号抽出手段により抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求める血流情報推定手段と、前記血流情報推定手段により求められた前記血流情報から前記第 1 のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記周波数推定手段は、過去の血流ドプラ信号から A R モデルにおける各時刻の A R パラメータを推定する A R パラメータ推定手段と、前記第 1 のパルスドプラスキャンおよび前記第 2 のパルスドプラスキャンにより得られた前記血流情報の相関が高い時刻を求める相関演算手段と、前記 A R パラメータ推定手段により推定された前記 A R パラメータのうち前記相関演算手段により求められた時刻における前記 A R パラメータを前記ギャップ部における A R パラメータとする A R パラメータ設定手段と、前記 A R パラメータ設定手段により設定された前記 A R パラメータを用いて前記 A R モデルにより前記ギャップ部における前記血流ドプラ信号の波形を推定する波形推定手段とを有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記周波数推定手段は、前記第 1 のパルスドプラスキャンおよび前記第 2 のパルスドプラスキャンにより得られた前記血流情報の相関が高い時刻を求める相関演算手段と、前記相関演算手段により求められた時刻における前記血流ドプラ信号の周波数を前記ギャップ部における前記血流ドプラ信号の周波数とするギャップ内周波数推定手段とを有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第1のパルスドプラスキャンのブロック並びに前記第1のパルスドプラスキャンのキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第2のパルスドプラスキャンを含む前記第1のパルスドプラスキャン以外の他のキャンのブロックが実行されるように送信回路に制御信号を与えるステップと、前記第1のパルスドプラスキャンおよび前記第2のパルスドプラスキャンの実行によって受信回路によりそれぞれ生成された前記I Q信号を入力するステップと、入力した前記I Q信号から前記血流ドプラ信号を抽出するステップと、抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第2のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求めるステップと、求めた前記血流情報から前記第1のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定するステップとを有することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。 10

【請求項6】

被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第1のパルスドプラスキャンのブロック並びに超音波パルスの送信間隔が不等間隔であり、前記第1のパルスドプラスキャンのキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第2のパルスドプラスキャンを含む前記第1のパルスドプラスキャン以外の他のキャンのブロックが実行されるように送信回路に制御信号を与えるステップと、前記第1のパルスドプラスキャンおよび前記第2のパルスドプラスキャンの実行によって受信回路によりそれぞれ生成された前記I Q信号を入力するステップと、入力した前記I Q信号から前記血流ドプラ信号を抽出するステップと、抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第2のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求めるステップと、求めた前記血流情報から前記第1のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定するステップとを有することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に超音波信号を送信し、反射波を受信して解析することにより被検体内の情報を得る超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、送受した超音波から被検体の2次元断層像を生成するとともに血流からのドプラ信号の周波数解析を行なうことにより被検体の血流情報を得る超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関する。 30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から被検体内に超音波パルスを照射し、被検体内で生じた反射波を圧電振動子で受信して各種処理を行なうことにより被検体内の断層画像や血流情報等の生体情報を得る装置である。超音波診断装置では、超音波断層法による診断と、超音波ドプラ法による診断とを行なうことができる。

【0003】

超音波断層法による診断は、超音波ビームで被検体内の断面を走査し、反射波信号の振幅を輝度に変換することにより、被検体の2次元断層像を得るものである。超音波断層法により得られた2次元断層像はBモード像と呼ばれる。 40

【0004】

また、超音波ドプラ法による診断は、超音波のドプラ効果を利用して被検体内の血流や組織の速度を計測したり、血流をカラーで2次元表示させたりする手法である。超音波ドプラ法のうち、特に血流速度を検出し、血流をカラーで表示させる方法はカラードプラ法と呼ばれ、カラードプラ法により得られた2次元血流断層像はカラードプラ像あるいはCbモード像と呼ばれる。

【0005】

さらに、超音波断層法により得られたBモード像にカラードプラ法により得られたCbモード像を重ねて表示させる手法は、カラードプラ断層法と呼ばれる。

【0006】

このようなカラードプラ断層法を利用してパルスドプラで被検体内のある1点（正確にはある狭い領域）からの血流ドプラ信号を得て周波数解析が行われるが、この際、Bモード像あるいはCbモード像を観察しながらパルスドプラの位置（レンジゲートと呼ぶ）を調節することで、所望の位置の血流ドプラ信号を素早く観察することが可能になる。

【0007】

また、血流ドプラ信号は、各周波数（速度）成分の大きさを輝度として、その時間変化がスペクトラムとして表示される。このように表示されるスペクトラムは、横軸を時間、縦軸を輝度表示された速度とする血流速度波形となり、Dモード像と呼ばれる。さらに、Dモード像の表示と並行して、あるいはDモード像の代わりに、血流ドプラ信号の周波数成分に応じた周波数の音声信号を生成し、血流の速度情報を音声としてオーディオ出力する場合もある。

【0008】

そして、Bモード像あるいはCbモード像とDモード像とをリアルタイムに同時に表示するための各種技術が考案されている。

【0009】

図13は、従来の超音波診断装置により、Bモード像あるいはCbモード像とDモード像とを同時に表示するために行なわれるスキンの順序を示す図である。

【0010】

Bモード像を生成するためのBスキンをB、Cbモード像を生成するためのCbスキンをCb、Dモード像を生成するためのDスキンをDで表すと、図13(a)に示すようにDスキーンとBスキーンあるいはDスキーンとCbスキーンとを交互に行なう技術がある。

【0011】

各スキンB、Cb、Dを交互に行なう方法では、図13(b)に示すように、Dスキーンのみを行った場合に比べて検出可能な最高流速が低下するという欠点がある。

【0012】

すなわち、Dモード像やCbモード像を得るために、血流ドプラ信号は、離散的にサンプリングされることとなるが、血流ドプラ信号にサンプリング周波数の $1/2$ で定義されるナイキスト周波数以上の周波数成分が存在すると、データに折り返し（エイリアジング）が生じることが知られている。そして、超音波ドプラ法で折り返しなしに測定できる血流の最高流速 v_{max} は式(1)で与えられる。

[数1]

$$v_{max} = c / (4 f_0 T) \quad \cdots (1)$$

但し、 c は音速、 f_0 は血流ドプラ信号の受信中心周波数、 T は超音波パルスの送信周期である。

【0013】

式(1)は、超音波パルスの送信周期 T が大きくなると、折り返しなく測定できる血流の最高流速 v_{max} が低下することを表している。従って、図13(a)に示すような各スキンB、Cb、Dを交互に行なう方法では、図13(b)に示すようにDスキーンのみを行った場合に比べてDスキーンを送信周期 T が大きくなるため、検出可能な最高流速 v_{max} が低下し、ナイキスト周波数以上の周波数成分を有する高速な血流ドプラ信号は、折り返って表示されてしまうこととなる。

【0014】

各スキンB、Cb、Dを交互に行なう方法では、BスキンやCbスキンの視野深度を変更した場合に、Dスキーンを送信周期 T も変わってしまうため、最高流速 v_{max} が変化してしまうという問題がある。さらに、Dスキーン前における超音波パルスの送信位置が変化するので、Dスキーン前の超音波パルスの送信に伴って生じる残留エコーの影

10

20

30

40

50

響が毎回変化し、残留エコーが血流ドプラ信号と誤って表示される恐れがあるという問題がある。

【0015】

そこで、Bモード像あるいはCbモード像とDモード像とを同時に表示する別の技術として、図13(c)に示すように、DスキャンのみのブロックとBスキャンおよびCbスキャンのブロックに分けてスキャンする方法が考案されている。

【0016】

図13(c)に示すように、ブロックに分けてスキャンする方法では、Bスキャンの視野深度を変えた場合に最高流速 v_{max} が変化するという問題や残留エコーによる影響の問題が発生しない。しかし、2つのDスキャンのブロックの間が互いに開いてしまうので、その間のDモード像が表示できないという問題がある。 10

【0017】

図13(c)には、Dスキャン、BスキャンおよびCbスキャンの数を簡略化のため実際よりも少なく記述したが、実際にはDスキャンの数は256回程度、Bスキャンの数は64回程度、Cbスキャンの数は23回 $\times$ 8=256回程度である。従ってBスキャンおよびCbスキャンの回数は合計で320回程度となり、BスキャンおよびCbスキャンを行っている間におけるDモード像用の血流ドプラ信号の欠落（これを以下、ギャップと呼ぶ）が問題となる。

【0018】

そこで、Dスキャンのギャップ部分における血流ドプラ信号であるIQデータの各種推定技術が考案される（例えば特許文献1、特許文献2および特許文献3参照）。このDスキャンのギャップ部分におけるIQデータの各種推定技術はMSE (Missing Signal Estimator) と呼ばれる。 20

【0019】

例えば、Dスキャンのギャップ部分前後におけるDスキャンにより得られたIQデータからARモデルと呼ばれるモデルにより定義されたARパラメータを推定し、ギャップ部分についてはARパラメータから推定されるIQデータを内挿する手法が考案されている（例えば特許文献4参照）。

【特許文献1】米国特許第4, 559, 952号明細書

【特許文献2】特公平6-13028号公報

【特許文献3】特開平8-229035号公報

【特許文献4】米国特許第5, 642, 732号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0020】

従来のARモデルを用いたDスキャンのギャップ部分におけるIQデータの推定方法では、より正確なIQデータの推定結果を得ることが困難であるという問題がある。

【0021】

図14は、従来のARモデルを用いたDスキャンのギャップ部分におけるIQデータの推定方法の問題点を説明する図である。 40

【0022】

図14(a)(b)において、横軸は時間を示し、縦軸はIQ信号の周波数で表される血流速度を示す。そして、図中の点線はDモード像における血流信号の理想値を、実線はスキャンにより得られたDモード像である血流信号を、一点鎖線はAR法による血流信号の推定値をそれぞれ示す。

【0023】

Bモード像あるいはCbモード像とDモード像とを同時に表示させるためにDスキャンのみのブロックとBスキャンおよびCbスキャンのブロックに分けてスキャンを実行すると、例えば図14(a)のように、Dスキャンのギャップ部分（ギャップ1、ギャップ2、ギャップ3、・・・）におけるIQデータが欠落した状態でIQデータが得られる。 30

【0024】

そして、図14(b)に示すようにI Qデータのギャップ部分前後におけるI QデータからARモデルにより、欠落した部分のI Qデータが推定される。

【0025】

しかし、図14(b)の一点鎖線に示すように、ギャップ1およびギャップ3のようにI Qデータの周波数が時間的に単調に増加あるいは減少する場合には比較的正しい推定結果が得られるものの、ギャップ2のようにギャップ中に周波数が増減し、極大値や極小値が存在するような場合には、より正確な推定結果を得ることが困難である。

【0026】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、超音波断層法と超音波ドプラ法とを併用した超音波診断において、DスキャンのみのブロックとBスキャンおよびCbスキャンのブロックに分けてスキャンを実行する場合に、Dスキャンが行なわれないギャップ部分における血流ドプラ信号の周波数を、より精度よく推定することが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供することを目的とする。

【0027】

また、本発明の別の目的は、超音波断層法と超音波ドプラ法とを併用した超音波診断において、DスキャンのみのブロックとBスキャンおよびCbスキャンのブロックに分けてスキャンを実行する場合に、Dスキャンが行なわれないギャップ部分における血流ドプラ信号の周波数が単調増加あるいは単調減少を示さないような場合であっても、ギャップ部分における血流ドプラ信号の周波数を、より精度よく推定することが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0028】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項1に記載したように、被検体に超音波パルスを送信して生じた反射波を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブに送信信号を与える送信回路と、前記超音波プローブから受信信号を受けてI Q信号を生成する受信回路と、前記被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第1のパルスドプラスキャンのブロック並びに前記第1のパルスドプラスキャンのスキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第2のパルスドプラスキャンを含む前記第1のパルスドプラスキャン以外の他のスキャンのブロックが実行されるように前記送信回路に制御信号を与えて制御する送信回路制御手段と、前記第1のパルスドプラスキャンおよび前記第2のパルスドプラスキャンの実行によって前記受信回路によりそれぞれ生成された前記I Q信号から前記血流ドプラ信号を抽出する血流ドプラ信号抽出手段と、前記血流ドプラ信号抽出手段により抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第2のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求める血流情報推定手段と、前記血流情報推定手段により求められた前記血流情報から前記第1のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0029】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項2に記載したように、被検体に超音波パルスを送信して生じた反射波を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブに送信信号を与える送信回路と、前記超音波プローブから受信信号を受けてI Q信号を生成する受信回路と、前記被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第1のパルスドプラスキャンのブロック並びに前記超音波パルスの送信間隔が不等間隔であり、かつ前記第1のパルスドプラスキャンのスキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第2のパルスドプラスキャンを含む前記第1のパルスドプラスキャン以外の他のスキャンのブロックが実行されるように前記送信回路に制御信号を与えて制御する送信回路制御手段と、前記第1のパルスドプラスキャンおよび前記第2のパルスドプラスキャンの実行によって前記

10

20

30

40

50

受信回路によりそれぞれ生成された前記 I Q 信号から前記血流ドプラ信号を抽出する血流ドプラ信号抽出手段と、前記血流ドプラ信号抽出手段により抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求める血流情報推定手段と、前記血流情報推定手段により求められた前記血流情報から前記第 1 のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0030】

また、本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、上述の目的を達成するために、請求項 5 に記載したように、被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第 1 のパルスドプラスキャンのブロック並びに前記第 1 のパルスドプラスキャンのスキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第 2 のパルスドプラスキャンを含む前記第 1 のパルスドプラスキャン以外の他のスキャンのブロックが実行されるように送信回路に制御信号を与えるステップと、前記第 1 のパルスドプラスキャンおよび前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって受信回路によりそれぞれ生成された前記 I Q 信号を入力するステップと、入力した前記 I Q 信号から前記血流ドプラ信号を抽出するステップと、抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求めるステップと、求めた前記血流情報から前記第 1 のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定するステップとを有することを特徴とするものである。

10

20

【0031】

また、本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、上述の目的を達成するために、請求項 6 に記載したように、被検体の血流ドプラ信号を取得して血流速度波形およびドプラオーディオ信号の少なくとも一方を得るための第 1 のパルスドプラスキャンのブロック並びに超音波パルスの送信間隔が不等間隔であり、前記第 1 のパルスドプラスキャンのスキャン位置からの血流ドプラ信号を取得するための第 2 のパルスドプラスキャンを含む前記第 1 のパルスドプラスキャン以外の他のスキャンのブロックが実行されるように送信回路に制御信号を与えるステップと、前記第 1 のパルスドプラスキャンおよび前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって受信回路によりそれぞれ生成された前記 I Q 信号を入力するステップと、入力した前記 I Q 信号から前記血流ドプラ信号を抽出するステップと、抽出された前記血流ドプラ信号のうち前記第 2 のパルスドプラスキャンの実行によって得られた前記血流ドプラ信号を用いて血流情報を求めるステップと、求めた前記血流情報から前記第 1 のパルスドプラスキャンが行なわれないギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定するステップとを有することを特徴とするものである。

30

【発明の効果】

【0032】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法においては、超音波断層法と超音波ドプラ法とを併用した超音波診断において、D スキャンのみのブロックと B スキャンおよび C b スキャンのブロックに分けてスキャンを実行する場合に、D スキャンが行なわれないギャップ部分における血流ドプラ信号の周波数を、より精度よく推定することができる。

40

【0033】

また、超音波断層法と超音波ドプラ法とを併用した超音波診断において、D スキャンのみのブロックと B スキャンおよび C b スキャンのブロックに分けてスキャンを実行する場合に、D スキャンが行なわれないギャップ部分における血流ドプラ信号の周波数が単調増加あるいは単調減少を示さないような場合であっても、ギャップ部分における血流ドプラ信号の周波数を、より精度よく推定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0034】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法の実施の形態について添

50

付図面を参照して説明する。

【0035】

図1は本発明に係る超音波診断装置の第1の実施形態を示す構成図である。

【0036】

超音波診断装置10は、超音波プローブ11、受信回路12、送信回路13および制御装置14を備える。制御装置14は、本発明に係る超音波診断装置の制御方法により、超音波診断装置10を制御する機能を備え、送信データ作成系15とデータ処理部16とを有する。制御装置14の全部あるいは一部は、特定の回路で構成する他、コンピュータに制御プログラムを読み込ませることにより構築することもできる。そして、受信回路12は、送信データ作成系15と接続される一方、送信回路13はデータ処理部16と接続される。また、超音波プローブ11は、単一あるいは複数の圧電振動子を備え、受信回路12および送信回路13は超音波プローブ11内の共通の圧電振動子と接続される。

10

【0037】

送信データ作成系15は、送信回路13に制御信号を与えることにより、各種スキャンを実行させる機能を有する。具体的には、送信データ作成系15には、Bモード像を得るためのBスキャン、Cbモード像を得るためのCbスキャン並びにDモード像やドプラオーディオ信号を得るための第1のパルスドプラスキャンとしてのDスキャンおよび第2のパルスドプラスキャンとしてのAcスキャンが、DスキャンのみのブロックとDスキャン以外の他のスキャン(Bスキャン、CbスキャンおよびAcスキャン)のブロックとに分けて実行されるように、制御信号を作成させる機能が備えられる。

20

【0038】

尚、Dスキャン以外の他のスキャン中には、Bスキャン、CbスキャンおよびAcスキャン以外のスキャンが含まれていてもよい。

【0039】

ここで、Acスキャンとは、Dモードによるスキャン位置における血流ドプラ信号を取得して自己相関法により血流の速度情報を測定するためのスキャンである。Acスキャンは、Dスキャン以外の他のスキャンが行なわれるブロックにおいて、断続的あるいは離散的に行なわれる。

【0040】

つまり、送信データ作成系15は、超音波診断装置10によりBスキャン、Cbスキャン、AcスキャンおよびDスキャンが、DスキャンのみのブロックとBスキャン、CbスキャンおよびAcスキャンのブロックとに分けて実行されるように、送信回路13に制御信号を与えて制御する送信回路制御手段としての機能を有する。

30

【0041】

送信回路13は、送信データ作成系15から制御信号として受けた基準レートパルスに適宜遅延時間を与えることにより送信信号として電気パルスを生成し、超音波プローブ11内の圧電振動子内に印加する機能を有する。

【0042】

超音波プローブ11は、送信回路13から受けた送信信号である電気パルスを圧電振動子により超音波パルスに変換して図示しない被検体内に送信する機能と、被検体内において生じた反射波を圧電振動子により受信して電気信号に変換し、受信信号として受信回路12に与える機能とを有する。

40

【0043】

すなわち、送信回路13から受けた送信信号に従って、超音波プローブ11から超音波パルスが被検体に送信され、Bスキャン、Cbスキャン、AcスキャンおよびDスキャンのいずれかを実行することができる。そして、Bスキャン、Cbスキャン、AcスキャンおよびDスキャンにおける受信信号である反射波信号や血流ドプラ信号を受信して受信回路12に与えることができる。

【0044】

受信回路12は、超音波プローブ11内の圧電振動子から受けた受信信号の整相加算処

50

理や位相検波を行なうことにより受信信号を I Q 信号に変換する機能と、I Q 信号に対してレンジゲート範囲内の加算処理を行ってデータ処理部 16 に与える機能を有する。

【0045】

データ処理部 16 は、B モード処理系 17、カラードプラ処理系 18、スペクトルドプラ処理系 19 および表示系 20 を備える。さらに、データ処理部 16 には、出力手段としてのモニタ 21 およびスピーカ 22 が設けられ、表示系 20 の出力側にモニタ 21 が設けられる一方、スペクトルドプラ処理系 19 の出力側に音声出力手段としてのスピーカ 22 が設けられる。

【0046】

B モード処理系 17 は、図示しない対数増幅器、包絡線検波器、および A/D 変換器を備えて構成される。B モード処理系 17 は、受信回路 12 から B スキャンの実行により得られた I Q 信号を入力して、B モード像データの生成処理を行なうことにより、被検体の 2 次元断層像を B モード像として表示させるための B モード像データを生成する機能と、生成した B モード像データを表示系 20 に与える機能を有する。 10

【0047】

カラードプラ処理系 18 は、図示しないウォールフィルタ、自己相関器および演算器等の通常備えられる機器で構成される。カラードプラ処理系 18 は、受信回路 12 から C b スキャンの実行により得られた被検体の同一部位からの複数の I Q 信号を入力して、カラードプラ像データの生成処理を行なうことにより血流をカラードプラ像 (C b モード像) としてカラーで表示させるためのカラードプラ像データを生成する機能と、生成したカラードプラ像データを表示系 20 に与える機能を有する。 20

【0048】

スペクトルドプラ処理系 19 は、受信回路 12 から D スキャンの実行により得られた I Q 信号を入力して、D モード像データの生成処理を行なうことにより、血流速度成分の大きさを輝度として、その時間変化をスペクトログラムとして表示する D モード像を表示させるための D モード像データを生成する機能と、血流の速度情報を音声としてオーディオ出力するためのドプラオーディオ信号を生成する機能とを有する。

【0049】

また、スペクトルドプラ処理系 19 は、D スキャンの実行により得られた I Q 信号と、A c スキャンの実行により得られた I Q 信号とから、D スキャンが行なわれないギャップ部分については、血流からの I Q 信号を推定し、推定した血流の速度情報から D モード像データおよびドプラオーディオ信号を生成する機能を有する。 30

【0050】

そして、スペクトルドプラ処理系 19 は、得られた D モード像データを表示系 20 と与える一方、ドプラオーディオ信号をスピーカ 22 に与えて血流の速度情報を音声出力させるように構成される。

【0051】

表示系 20 は、B モード処理系 17 から受けた B モード像データ、カラードプラ処理系 18 から受けたカラードプラ像データおよびスペクトルドプラ処理系 19 から受けた D モード像データをモニタ 21 に与えて表示させる機能を有する。この際、必要に応じて B モード像データ、カラードプラ像データおよび D モード像データの全部あるいは一部が合成されてモニタ 21 に与えられる。 40

【0052】

次に、超音波診断装置 10 のスペクトルドプラ処理系 19 の詳細構成について説明する。

【0053】

図 2 は、図 1 に示す超音波診断装置 10 におけるスペクトルドプラ処理系 19 の詳細機能ブロック図である。

【0054】

スペクトルドプラ処理系 19 は、等間隔データ処理系 30、不等間隔データ処理系 31 50

、ギャップ部データ推定系 32 およびオーディオ信号生成系 33 を有する。不等間隔データ処理系 31 およびオーディオ信号生成系 33 は MUX (multiplexer) 34 を介して受信回路 12 の出力先とされ、MUX 34 により出力先を切り換えることができるように構成される。

【0055】

等間隔データ処理系 30 は、第 1 のウォールフィルタ (Wall Filter) 35、第 1 のメモリ 36、高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier transform) 部 37、LOG 部 38 とを有する。

【0056】

第 1 のウォールフィルタ 35 は、受信回路 12 から MUX 34 を介して D スキャンにより得られた IQ 信号を入力し、IQ 信号から血流以外の動きの遅いクラッタ成分を除去して血流ドプラ信号を抽出する血流ドプラ信号抽出手段としての機能と、抽出した血流ドプラ信号を第 1 のメモリ 36 に書き込む機能とを有する。第 1 のウォールフィルタ 35 は、無限インパルス応答フィルタ (IIR: infinite impulse response filter) で構成することが望ましい。

【0057】

FFT 部 37 は、第 1 のメモリ 36 から読み込んだ血流ドプラ信号の FFT 演算を行なって血流ドプラ信号の周波数データを求める機能と、求めた血流ドプラ信号の周波数データを LOG 部 38 に与える機能とを有する。

【0058】

LOG 部 38 は、FFT 部 37 から受けた血流ドプラ信号の周波数データに対数変換処理を施すことにより、パワースペクトルを求める機能と、求めたパワースペクトルを D モード像データとして表示系 20 に出力する機能とを有する。

【0059】

また、不等間隔データ処理系 31 は、第 2 のウォールフィルタ 39、血流情報推定部 40 (V、P、T 推定部) および第 2 のメモリ 41 を備える。

【0060】

第 2 のウォールフィルタ 39 は、受信回路 12 から MUX 34 を介して D スキャンにより得られた不等間隔の IQ 信号および A c スキャンにより得られた不等間隔の IQ 信号を入力し、第 1 のウォールフィルタ 35 と同様に、IQ 信号から血流以外の動きの遅いクラッタ成分を除去して血流ドプラ信号を抽出する血流ドプラ信号抽出手段としての機能と、抽出した血流ドプラ信号を血流情報推定部 40 に与える機能とを有する。

【0061】

血流情報推定部 40 は、第 2 のウォールフィルタ 39 から受けた D スキャンおよび A c スキャンによる不等間隔の血流ドプラ信号に基づいて、血流の平均速度 V、パワー P、分散 V を求める血流情報推定手段としての機能と、求めた平均速度 V、パワー P、分散 V を第 2 のメモリ 41 に書き込む機能とを有する。

【0062】

ギャップ部データ推定系 32 は、AR パラメータ推定部 42、第 3 のメモリ 43、相関演算部 44、AR パラメータ設定部 45、パラメータ内挿部 46、波形推定部 47 を備える。そして、ギャップ部データ推定系 32 には、D スキャンのギャップ部における D モード像を生成するための血流ドプラ信号を推定する機能が備えられる。

【0063】

ここで、D スキャンのギャップ部における D モード像の血流速度波形の推定の際に用いられる AR モデルと AR パラメータの推定について説明する。AR モデルとは、式 (2) で表されるモデルのことである。

【数 2】

$$y(n) = \sum_{k=1}^p a_k y(n-k) + x(n) \quad \cdots (2)$$

【0064】

式(2)において、 $y(n)$ はARモデルの出力、 p はARモデルの次数、 $x(n)$ は白色雑音源、 a_k はARパラメータである。このARモデルによれば、ARパラメータ a_k が分かれば過去の出力 $y(n-k)$ から次の出力 $y(n)$ を予測することができる。このARモデルにおけるARパラメータ a_k を求めることをARモデルのパラメータ推定と呼び、ARパラメータ a_k は、過去の出力 $y(n-k)$ からBurg法等の計算法により計算することができる。そして、得られたARパラメータ a_k からARモデルにより、Dスキンのギャップ部におけるDモード像用の血流ドプラ信号を推定することができる。

【0065】

ARパラメータ推定部42は、定常的に第1のメモリ36から過去の血流ドプラ信号を読み込んで、Burg法等の計算法により各時刻におけるARパラメータ a_k を推定するARパラメータ推定手段としての機能と、推定した各時刻におけるARパラメータ a_k を第3のメモリ43に書き込む機能とを有する。 10

【0066】

相関演算部44は、第2のメモリ41を参照し、Dスキンのギャップ中およびその近傍においてAcスキャンまたはDスキャンにより得られた血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列と最も相関の高い過去の非ギャップ部の血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列を検索する機能と、相関の高いデータ列の算出に用いられた血流ドプラ信号の受信時刻を求めて時刻情報としてARパラメータ設定部45に与える相関演算手段としての機能とを有する。 20

【0067】

ARパラメータ設定部45は、相関演算部44から受けた時刻情報に基づいて、第3のメモリ43から相関の高い時刻のARパラメータを読み込んで、ギャップ中におけるAcスキャンの中央の時刻のARパラメータとして設定するARパラメータ設定手段としての機能と、設定したARパラメータをパラメータ内挿部46に与える機能とを有する。

【0068】

パラメータ内挿部46は、ARパラメータ設定部45から受けたAcスキャンの中央の時刻のARパラメータから、Acスキャンの中央の時刻以外の時刻におけるARパラメータを内挿によって求める機能と、求めたギャップ部の各時刻におけるARパラメータを波形推定部47に与える機能とを有する。 30

【0069】

波形推定部47は、パラメータ内挿部46から受けた各時刻のARパラメータから式(2)で示されるARモデルによってIQ信号(血流ドプラ信号)の波形を推定する波形推定手段としての機能と、推定して得られたIQ信号を第1のメモリ36に書き込む機能とを有する。

【0070】

そして、ギャップ部データ推定系32の各機能とFFT部37とによってDスキンのギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段としての機能が超音波診断装置10に備えられる。

【0071】

また、オーディオ信号生成系33は、順流逆流分離部48、オーディオ信号生成部49とを有する。順流逆流分離部48は、第1のメモリ36からDモード用の血流ドプラ信号を読み込んで、血流ドプラ信号を順流のものと逆流のものとに分離して、オーディオ信号生成部49に与える機能を有する。また、オーディオ信号生成部49は、順流逆流分離部48から受けた順流および逆流の血流ドプラ信号をそれぞれ識別可能にオーディオ信号に変換してスピーカ22に与えることにより、血流速度情報および流れ方向を音声として出力させる機能を有する。 40

【0072】

次に超音波診断装置10の作用について説明する。

【0073】

図 3 は、図 1 に示す超音波診断装置 10 により B モード像あるいは C b モード像とともに D モード像を生成して表示させる際における超音波診断装置 10 の制御手順を示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0074】

まずステップ S 1 において、送信データ作成系 15 により、予め B モード、C b モード、A c モード、D モードによるスキャンが実行されるように、送信回路 13 の制御信号が作成される。そして、送信データ作成系 15 により作成された制御信号は基準レートパルスとして送信回路 13 に与えられる。

【0075】

図 4 は、図 1 に示す超音波診断装置 10 によるスキャンの実行順序を示す図である。

10

【0076】

図 4 (a) に示すように、送信データ作成系 15 は、D スキャンのみのブロックと B スキャン、C b スキャンおよび A c スキャンのブロックとに分けて実行されるように、送信回路 13 の制御信号を発生させる。つまり、超音波診断装置 10 によるスキャン方法は、B スキャン、C b スキャン、A c スキャンおよび D スキャンが、D スキャンのみのブロックと B スキャン、C b スキャンおよび A c スキャンのブロックとに分けて実行する方法とされる。

【0077】

すなわち、D スキャン中は例えば 256 回の D モード用の超音波パルスの送信が行われる。そして、D スキャンの後に、B モードと C b モードによるスキャンが行われる。さらに、B モードと C b モードによるスキャン中に D モードによるスキャン位置における血流の速度情報を自己相関法により測定するための A c スキャンが含まれる。

20

【0078】

この結果、B スキャン + C b スキャン + A c スキャンという 3 つのモードによるスキャンを実行するためのスキャンブロックが形成される。そして、この B スキャン + C b スキャン + A c スキャンで構成されるスキャンブロック内の各スキャンが終了すると、再度 D モードによるスキャンが行われる。従って D モードによるスキャンに着目すれば、B スキャン + C b スキャン + A c スキャンで構成されるスキャンブロックのスキャン時間がギャップ時間となる。B スキャン + C b スキャン + A c スキャンで構成されるスキャンブロックでは、例えば 323 回に亘って超音波パルスの送信が行なわれる。

30

【0079】

また、B スキャン + C b スキャン + A c スキャンで構成されるスキャンブロックは、図 4 (b) に示すように、例えば C b スキャンのみのブロックと B スキャンおよび A c スキャンのブロックとが交互に行なわれる構成とされる。C b スキャンのみのブロックでは、例えば 56 回に亘る超音波パルスの送信が行なわれ、B スキャンおよび A c スキャンのブロックでは、例えば 33 回に亘る超音波パルスの送信が行なわれる。

【0080】

すなわち、図 4 (a) (b) に示すような手順でスキャンが実行されるように、送信データ作成系 15 により、送信回路 13 の制御信号が作成されて基準レートパルスとして送信回路 13 に与えられる。

40

【0081】

このため、まずステップ S 2 において、D モード像を得るための D スキャンが連続して行なわれるように、送信データ作成系 15 から制御信号が送信回路 13 に与えられる。送信回路 13 では、送信データ作成系 15 から制御信号として受けた基準レートパルスに適宜遅延時間を与えることにより送信信号として電気パルスが生成され、超音波プローブ 11 内の圧電振動子内に印加される。そして、超音波プローブ 11 尚の圧電振動子は、送信回路 13 から受けた送信信号である電気パルスを超音波パルスに変換して図示しない被検体内に送信する。

【0082】

図 5 は、図 4 に示す D スキャンのみのブロックを詳細に示した図である。

50

【0083】

図5(a)に示すように、Dスキャンが実行され、所定の周期 T_D で血流観測点を通る所定の方向にND回に亘って超音波パルスが送信される。図4および図5は、 $ND=256$ の場合を示す。

【0084】

さらに、超音波プローブ11内の圧電振動子は、被検体内における超音波パルスの送信に伴って生じた反射波を受信して電気信号に変換し、受信信号として受信回路12に与える。Dスキャンによって得られた受信信号は受信回路12において整相加算処理や位相検波によりIQ信号に変換される。そして、得られたIQ信号に対してレンジゲート範囲内の加算処理が行われる。

10

【0085】

次に、ステップS3において、DスキャンによるIQ信号は受信回路12からデータ処理部16のスペクトルドブラ処理系19に入力される。そして、Dスキャンによって得られたデータ欠落のない連続したIQ信号は、スペクトルドブラ処理系19のMUX34により等間隔データ処理系30に導かれる。等間隔データ処理系30に導かれたIQ信号は、第1のウォールフィルタ35において血流以外の動きの遅いクラッタ成分が抑圧されて、血流ドブラ信号として第1のメモリ36に保存される。次に、血流ドブラ信号は、第1のメモリ36からFFT部37に与えられる。FFT部37ではIQ信号のFFT演算が行われIQ信号の周波数データが求められる。

【0086】

さらに、FFT演算によって得られたIQ信号の周波数データは、LOG部38に与えられる。LOG部38では、FFT演算によって得られた周波数データの対数変換処理が行われ、パワースペクトルに変換される。得られたパワースペクトルは、LOG部38から表示系20にDモード像データとして出力される。

20

【0087】

そして、表示系20からモニタ21にDモード像データが与えられることにより、Dスキャンの非ギャップ部におけるDモード像がモニタ21に表示される。

【0088】

尚、周波数データの時間変化表示を行うために、FFT解析を行う点数は例えば64データとして、窓関数(例えばハミング窓)をかけてデータ列を50%オーバーラップして出力すると、7組の周波数データを $32T_D$ の間隔で得ることができる。

30

【0089】

また、第1のメモリ36に保存された血流ドブラ信号は、オーディオ信号生成系33の順流逆流分離部48にも与えられ、順流逆流分離部48において血流ドブラ信号が順流のものと逆流のものとに分離される。さらに、順流逆流分離部48から順流および逆流の血流ドブラ信号がオーディオ信号生成部49に与えられ、オーディオ信号生成部49において、血流ドブラ信号が順流のものであるか逆流のものであるかに応じて異なる周波数のオーディオ信号に変換され、スピーカ22に与えられる。この結果、スピーカ22からは、血流速度情報および流れ方向が音声として出力される。

【0090】

さらに、第1のメモリ36に保存された血流ドブラ信号は、定常的にARパラメータ推定部42に読み込まれる。そして、ARパラメータ推定部42では、Burg法等の計算法により定常的に過去の各時刻におけるARモデルのARパラメータ a_k が推定される。ARパラメータ推定部42において、推定された各時刻におけるARパラメータ a_k は第3のメモリ43に書き込まれて保存される。

40

【0091】

一方、Dスキャンの実行時には、等間隔データ処理系30におけるデータ処理と並行して不等間隔データ処理系31においてもデータ処理が行なわれる。すなわち、図5(b)に示すような超音波パルスの送信間隔で得られたIQ信号のデータ列が、MUX34により受信回路12から不等間隔データ処理系31に導かれる。

50

【0092】

不等間隔データ処理系31に導かれるIQ信号のデータ列の間隔は不等間隔であり、後述するBスキャン+Cbスキャン+Acスキャンで構成されるスキャンブロック内でのAcスキャンで得られるIQ信号のデータ列の間隔と同じ間隔とされる。そして、不等間隔データ処理系31において、Dスキャンにより得られた不等間隔のIQ信号には、後述するAcスキャンで得られるIQ信号と同様な処理が施される。

【0093】

すなわち、第2のウォールフィルタ39において血流以外のクラッタ成分のIQ信号が除去されて血流ドプラ信号が抽出される。さらに、血流ドプラ信号は血流情報推定部40に与えられ、血流の平均速度V、パワーP、分散Tが求められる。そして、求められた血流の平均速度V、パワーP、分散Tは、第2のメモリ41に書き込まれて保存される。

【0094】

次に、Dスキャンが終了すると、ステップS4において、Bスキャン+Cbスキャン+Acスキャンで構成されるスキャンブロックによるスキャンが行なわれるように、送信データ作成系15から制御信号が送信回路13に与えられる。そうすると、送信回路13から電気パルスが超音波プローブ11内の圧電振動子内に印加され、超音波プローブ11は、超音波パルスが被検体内に送信される。そして、超音波プローブ11により反射波が受信されて受信信号として受信回路12に与えられる。すなわち、CbスキャンとBスキャンおよびAcスキャンとが交互に実行されるが、例えば、始めにカラードプラ像を得るためのCbスキャンから実行される。

【0095】

図6は、図4(b)に示すCbスキャンのブロックを詳細に示した図である。

【0096】

図6に示すように、Cbスキャンでは、例えば、パケットサイズ、すなわち同一方向への超音波パルスの送信回数を7回、ダミー送信を1回とし、単一のCbスキャンのブロックにおいて同様に7方向に超音波パルスの送信が行われる。すなわち、各ラスタ(n, n+1, ..., n+7)の最初の送信は、前の送信の残留エコーの影響を除くための送信であり、受信信号を得るためには使用しないダミー送信である。

【0097】

従って、単一のCbスキャンのブロックでは、ダミー送信1回と受信信号を得るための7回の送信が7つのラスタにおいて行なわれるため、合計(1 dummy + 7 data) × 7 raster = 56回の送信が行なわれることとなる。

【0098】

尚、Cbスキャンにおける超音波パルスの送信間隔TCbはDスキャンにおける超音波パルスの送信間隔TDとは独立に設定可能である。

【0099】

さらに、例えば、従来から用いられる並列同時受信技術を併用し、受信回路12で、1つの送信ビームから4つの受信ラスタを生成すると、1つのブロックで28本分の受信ラスタが生成される。このため、Dスキャンのギャップ部分であるBスキャン+Cbスキャン+Acスキャンで構成されるスキャンブロックに4つのCbスキャンのブロックがあれば、112本分の受信ラスタを生成することができる。そして、このようにして受信されたCbスキャンのIQ信号により、カラードプラ像の1フレームを構成することができる。

【0100】

Cbスキャンにより得られた受信信号は、受信回路12においてIQ信号に変換される。さらに、Cbスキャンに続いてBスキャンおよびAcスキャンが実行される。

【0101】

図7は、図4(b)に示すBスキャンおよびAcスキャンのブロックを詳細に示した図である。

【0102】

10

20

30

40

50

図7に示すように、送信間隔が不等間隔となるようにA c スキャンが行なわれ、A c スキャンの間にB スキャンが連続的あるいは断続的に行なわれる。また、A c スキャンの直前にA c スキャンが行なわれない場合には、A c スキャンに先立ってダミー送信が行なわれる。A c スキャンのダミー送信を行うのは、C b スキャンと同様に前の送信の残留エコーの影響を除くためである。

【0103】

超音波パルスの送信回数は、例えば図7に示すように、単一のA c スキャンおよびB スキャンのスキャンブロックにおいて、A c スキャンの送信が8回、A c スキャンのダミー送信が5回、B スキャンの送信が20回とされる。このため、単一のA c スキャンおよびB スキャンのスキャンブロックでは、合計33回に亘る送信が行なわれる。

10

【0104】

A c スキャンにおける超音波パルスの送信方向は、D スキャンにおける超音波パルスの送信方向と同一とされる。さらに、送信パルスの波形もD スキャンにおける送信とA c スキャンにおける送信とで同一にされる。

【0105】

また、A c スキャンの送信間隔は、不等間隔データ処理系31に導かれるD スキャンより得られたI Q 信号のデータ列の間隔と同じ間隔である。さらに、A c スキャンが連続して行なわれる部分のA c スキャンの送信間隔は、D スキャンの送信間隔TDと同一とされる。図7では、A c スキャンが4回連続して行なわれており、4回のA c スキャンの送信間隔は、D スキャンにおける送信間隔TDと同一にされる。

20

【0106】

図8は、図7に示すB スキャンおよびA c スキャンのブロックにおける超音波パルスの送信間隔およびA c スキャンの送信時刻を時系列に並べた図である。

【0107】

B スキャンの送信間隔をTBとすると、図7で表現されるB スキャンおよびA c スキャンのブロックにおける送信間隔は図8 (a) のようになる。

【0108】

尚、図8 (a) において、ダミー送信ではなく実際に受信信号として使用される不等間隔のA c スキャンによりデータ列を(TD)で示す。

【0109】

さらに図8 (a) において、受信信号として使用される最初のA c スキャンの送信時刻を0として、送信間隔(TD)で示される各A c スキャンの送信時刻を時系列に表現すると図8 (b) のようになる。従って、図8 (b) に示す送信時刻にA c スキャンの超音波パルスが送信されて、反射波が受信回路12で受信される。

30

【0110】

このようなB スキャンおよびA c スキャンにおいて、例えば、従来から用いられる並列同時受信技術を併用し、受信回路12で、1つの送信ビームから2つの受信ラスタを生成すると、1つのブロックで40本分の受信ラスタが生成される。このため、D スキャンのギャップ部分であるB スキャン+C b スキャン+A c スキャンで構成されるスキャンブロックに3つのA c スキャンおよびB スキャンのスキャンブロックがあれば、120本分のB モード用の受信ラスタを生成することができる。そして、このようにして受信されたB スキャンのI Q 信号により、B モード像の1フレームを構成することができる。

40

【0111】

A c スキャンおよびB スキャンにより得られた受信信号は、受信回路12においてI Q 信号に変換される。

【0112】

次に、ステップS5において、C b スキャンによるI Q 信号が受信回路12からデータ処理部16のカラードプラ処理系18に入力される。そして、C b スキャンによって得られたI Q 信号は、カラードプラ処理系18において、カラードプラ像データの生成処理に施される。すなわち、カラードプラ処理系18では、同一部位からの複数のI Q 信号に対

50

して最小 2 乗フィッティングを行なうことにより血流以外のクラッタ成分の I Q 信号が除去された後、血流からの I Q 信号の位相差が自己相関処理によって求められる。そして、血流からの I Q 信号の位相差から血流速度を検出することによりカラードプラ像データが生成される。

【0113】

尚、カラードプラ処理系 18 において、I Q 信号は、H P F (High Pass Filter) の特性を有するウォールフィルタを経由するため、各ラスタにおける最初のダミー送信により、同一のラスタにおける I Q 信号からは残留エコーの影響が除去される。

【0114】

また、B スキャンによる I Q 信号が受信回路 12 からデータ処理部 16 の B モード処理系 17 に入力される。そして、B スキャンによって得られた I Q 信号は、B モード処理系 17 において、B モード像データの生成処理に施される。すなわち、B モード処理系 17 では、I Q 信号が対数増幅器で対数的に増幅され、増幅された I Q 信号の包絡線が包絡線検波器で検波される。さらに、I Q 信号の包絡線が A / D 変換器でデジタル信号に変換されて被検体の 2 次元断層像を輝度表示させるための B モード像データが生成される。

【0115】

このようにカラードプラ処理系 18 において生成されたカラードプラ像データおよび B モード処理系 17 において生成された B モード像データは、それぞれ表示系 20 に出力される。そして、表示系 20 においてカラードプラ像データと B モード像データとが合成されてモニタ 21 に与えられる。このため、モニタ 21 には、被検体の 2 次元断層像である B モード像に血流がカラーで重畳表示される。

【0116】

さらに、A c スキャンによる I Q 信号が受信回路 12 からデータ処理部 16 のスペクトルドプラ処理系 19 に入力される。A c スキャンによる I Q 信号の時系列データはスペクトルドプラ処理系 19 において、M U X 34 によって不等間隔データ処理系 31 に導かれる。

【0117】

A c スキャンによる不等間隔の I Q 信号のデータ列は、不等間隔データ処理系 31 の第 2 のウォールフィルタ 39 に与えられ、I Q 信号から動きの遅い血流以外のクラッタ成分が抑圧される。

【0118】

一般に組織からの I Q 信号は動きが遅く、I Q 信号の振幅は血流内の赤血球から得られるドプラ信号の振幅に比べて 40 d B 程度大きい。このため、最小 2 乗法により近似した I Q 信号は組織からの I Q 信号とみなすことができる。そこで、第 2 のウォールフィルタ 39 において、不等間隔の I Q 信号のデータ列が最小 2 乗法によって低次の次数で近似される。そして、最小 2 乗法による近似前の I Q 信号の原信号から近似により得られた I Q 信号を減算することにより、血流からの I Q 信号を抽出することができる。

【0119】

血流からの I Q 信号を抽出するために、図 8 (b) に示す送信時刻において超音波パルスが送信されて得られた不等間隔の I Q 信号のデータ列を 2 次多項式で近似する場合には、式 (3) のように行列 A を定義し、行列 A から第 2 のウォールフィルタ 39 で用いられるフィルタを求めることができる。

【数 3】

$$A = \begin{pmatrix} 0^0 & (6TB+2TD)^0 & (8TB+4TD)^0 & (8TB+5TD)^0 & (8TB+6TD)^0 & (8TB+7TD)^0 & (10TB+9TD)^0 & (16TB+11TD)^0 \\ 0^1 & (6TB+2TD)^1 & (8TB+4TD)^1 & (8TB+5TD)^1 & (8TB+6TD)^1 & (8TB+7TD)^1 & (10TB+9TD)^1 & (16TB+11TD)^1 \\ 0^2 & (6TB+2TD)^2 & (8TB+4TD)^2 & (8TB+5TD)^2 & (8TB+6TD)^2 & (8TB+7TD)^2 & (10TB+9TD)^2 & (16TB+11TD)^2 \end{pmatrix}$$

... (3)

【0120】

すなわち、最小2乗フィッティング前の原信号である第2のウォールフィルタ39の入力信号ベクトルをX、最小2乗フィッティング後の信号ベクトルをYとした場合、 $Y = AX$ で示される多項式行列Aに対して入力信号ベクトルXを求める問題となる。この場合、行列Aが正則であれば逆行列によって算出することができるが、2次多項式フィッティングの場合のように多項式行列Aのランクが入力信号ベクトルXの行数より小さい場合には入力信号ベクトルXの最小2乗解 X' を求めることになる。

【0121】

即ち、 $X' = BY$ によって示される多項式行列Bによって最小2乗解 X' を求めることができる。このとき、多項式行列Bは A^T を行列Aの転置行列、 A^{-1} を行列Aの逆行列とすると式(4)で示される。 10

[数4]

$$B = (A^T A)^{-1} A^T \quad \cdots (4)$$

【0122】

従って、第2のウォールフィルタ39で用いられるフィルタ行列Wは、Iを単位行列とすると式(5)のように計算することができる。

[数5]

$$W = I - AB = I - A(A^T A)^{-1} A^T \quad \cdots (5)$$

【0123】

よって、第2のウォールフィルタ39の出力信号である血流ドプラ信号をuとすると、血流ドプラ信号uは、不等間隔のIQ信号のデータ列を信号ベクトル $Y = [y_1, y_2, y_3, y_4, y_5, y_6, y_7, y_8]^T$ として式(6)で計算できる。 20

[数6]

$$u = Wy \quad \cdots (6)$$

【0124】

このように、血流ドプラ信号を得るために、不等間隔のIQ信号のデータ列を用いれば、Acスキャンが行われない間にBスキャンを実行することができるのみならず、観測時間を長く取ることで、第2のウォールフィルタ39のHPF動作において、カットオフ周波数をより低く、肩特性をより急峻にすることができる。

【0125】

つまり、一般にフィルタはデータ長が長いほど、カットオフ周波数をより低く、肩特性をより急峻にすることが可能であるが、その理由は観測時間が長くなるからである。従って、観測時間を決定する最初のデータから最後のデータまでの時間が同じであれば、間のデータが抜けていても同等のカットオフ周波数および肩特性を得ることができる。 30

【0126】

図9は、等間隔のIQ信号のデータ列に対してウォールフィルタを適用して最小2乗法による2次の多項式近似を行なった場合の周波数特性と不等間隔のIQ信号のデータ列にウォールフィルタを適用して最小2乗法による2次の多項式近似を行なった場合の周波数特性とを比較した図である。

【0127】

図9において横軸は、等間隔に超音波パルスを送信した場合のナイキスト周波数によって規格化された規格化周波数であり、縦軸は信号強度(amplitude)を示す。また図9中の点線は、等間隔のIQ信号の28データ列に対してウォールフィルタを適用して最小2乗法による2次の多項式近似を行なった場合の周波数特性を示し、実線は、不等間隔のIQ信号の8データ列にウォールフィルタを適用して最小2乗法による2次の多項式近似を行なった場合の周波数特性を示す。 40

【0128】

また、不等間隔のIQ信号のデータ列を得るための観測時間は、等間隔の28のデータ列を取得するための観測時間と同じであり、不等間隔のIQ信号のデータ列は、等間隔の28データ列[0, 1, ..., 28]のうち[0, 8, 12, 13, 14, 15, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28]のうちの1つである。 50

27] のデータに相当する 8 データで構成されたデータ列である。

【0129】

図 9 によれば、等間隔の I Q 信号のデータ列に対して多項式近似を行なった場合と、不等間隔の I Q 信号のデータ列に対して多項式近似を行なった場合とで、カットオフ周波数および肩特性はおおよそ一致していることが分かる。

【0130】

尚、不等間隔の I Q 信号のデータ列 [0, 8, 12, 13, 14, 15, 19, 27] は、図 8 に示す送信間隔のデータ列において、 $T B = T D = 1$ とした場合に相当する。

【0131】

さらに、図 9 によれば、不等間隔の I Q 信号のデータ列を得る際のナイキスト周波数は不等間隔の I Q 信号のデータ列を得る際のナイキスト周波数と等しいことが分かる。従って、不等間隔の I Q 信号のデータ列を血流ドプラ信号の検出用に用いることで、不等間隔の I Q 信号のデータ列のうち最も短い周期と同じ周期で、かつ同じ観測時間を持つ等間隔の I Q 信号のデータ列を用いた場合と同等な血流の最高流速検出能あるいは最低流速検出能を得ることができる。

【0132】

そして、このようにして第 2 のウォールフィルタ 39 において得られた血流ドプラ信号は、血流情報推定部 40 に与えられる。血流情報推定部 40 では、血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T が計算される。

【0133】

尚、通常のカラードプラ処理では、隣接する 2 つのパルスペアから自己相関法によって血流の平均速度が計算されるが、不等間隔データ処理系 31 の血流情報推定部 40 では、間隔が D スキャンにおける送信間隔 $T D$ と同一のパルスペアのみが計算に使用される。

【0134】

つまり、血流ドプラ信号 $u = [u_1, u_2, u_3, u_4, u_5, u_6, u_7, u_8]^T$ とすると、 u_3 と u_4 、 u_4 と u_5 、 u_5 と u_6 のパルスペアの自己相関関数 $a c$ が式 (7) により計算される。

[数 7]

$$a c = (u_3 * u_4 + u_4 * u_5 + u_5 * u_6) / 3 \quad \dots (7)$$

但し、式 (7) において、 $*$ は共役複素数を表す。

【0135】

さらに、自己相関関数 $a c$ から式 (8) により血流の平均速度 V が計算される。

[数 8]

$$V = \text{atan2} \{ \text{imag}(a c), \text{real}(a c) \} \quad \dots (8)$$

但し、式 (8) において、 atan2 は $-\pi \sim +\pi$ までの角度を返す arctangent 関数である。

【0136】

また、血流のパワー P は、血流ドプラ信号 u の全出力データを使用して、式 (9) により計算される。

[数 9]

$$P = (|u_1|^2 + |u_2|^2 + |u_3|^2 + |u_4|^2 + |u_5|^2 + |u_6|^2 + |u_7|^2 + |u_8|^2) / 8 \quad \dots (9)$$

さらに、血流の分散 T は、血流のパワー P と自己相関関数 $a c$ とから式 (10) により計算される。

[数 10]

$$T = 1 - |a c| / P \quad \dots (10)$$

【0137】

このような、血流情報推定部 40 における血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T の推定処理はカラードプラ像を得るための処理に類似している。しかし、カラードプラ像を得るための処理は 2 次元空間の各点について行われるものであるのに対して、不等間隔データ

10

20

30

40

50

処理系 31 の血流情報推定部 40 における処理は、パルスドプラの観測点の 1 点に対してのみ血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T を計算するものであるため、カラードプラ像を得るための処理に比べて処理が容易である。

【0138】

そして、不等間隔データ処理系 31 の血流情報推定部 40 で Ac スキャンによる血流ドプラ信号から求められた各時刻における血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T は、順次第 2 のメモリ 41 に書き込まれて保存される。このため、前述のように、第 2 のメモリ 41 には、 D スキャンにより得られた非ギャップ部の不等間隔の IQ 信号に基づいて算出された血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T と Ac スキャンにより得られた D スキャンのギャップ中における不等間隔の IQ 信号に基づいて算出された血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T とが保存されることとなる。

10

【0139】

そして、ステップ $S6$ において、 D スキャンのギャップ中における血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T と、非ギャップ部の血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T とが参照されて、適切な AR パラメータが推定されるとともに、推定した AR パラメータに基づいて D スキャンのギャップ部における血流ドプラ信号が求められる。

【0140】

すなわち、まず、相関演算部 44 において、第 2 のメモリ 41 が参照され、 D スキャンのギャップ中における血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列と最も相関の高い過去の非ギャップ部の血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列が検索される。

20

【0141】

具体的には、ギャップ部とギャップ部前後の非ギャップ部において得られた血流ドプラ信号による血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T の一定の範囲のデータ列と最も相関の高い過去の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列を検索する。このとき、相関値は平均速度 V の重みを最も高くし、分散 T の重みは最も低くすると、より適切なデータ列を検索することができる。

【0142】

そして、過去の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列との間の相関度数が一定値より高ければ、その過去のデータ列の算出に用いられた血流ドプラ信号の受信時刻が求められる。

30

【0143】

一方、過去の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列に、相関度数が一定値より高くなるデータ列が存在しない場合には、データ列の範囲が狭く設定されて、狭い範囲のデータ列について再度、相関度数の値が一定値より大きくなるか否かが判定される。さらに、狭い範囲のデータ列についても相関度数が一定値より高くなるデータ列が存在しない場合には、推定したい場所における平均速度 V の相関係数の最も高い場所の血流ドプラ信号の受信時刻が求められる。

【0144】

このようにして相関演算部 44 は、最も相関の高い非ギャップ部における過去の血流の平均速度 V 、パワー P 、分散 T のデータ列の算出に用いられた血流ドプラ信号の時刻情報を AR パラメータ設定部 45 に与える。

40

【0145】

次に、 AR パラメータ設定部 45 は、相関演算部 44 から受けた時刻情報に基づいて、最も相関の高い時刻の AR パラメータを、第 3 のメモリ 43 から読み込んで、ギャップ中における時刻の AR パラメータとして設定する。この結果、 D スキャンのギャップ中における Ac スキャンの中央の時刻の AR パラメータが推定できる。

【0146】

AR パラメータ設定部 45 は、 Ac スキャンの中央の時刻の AR パラメータをパラメータ内挿部 46 に与える。パラメータ内挿部 46 では、 Ac スキャンの中央の時刻の AR パラメータから、 Ac スキャンの中央の時刻以外の時刻における AR パラメータが内挿によ

50

って求められる。求められたギャップ部の各時刻におけるA Rパラメータは、波形推定部47に与えられる。

【0147】

波形推定部47では、内挿により得られた各時刻のA Rパラメータから式(2)で示されるA RモデルによってI Q信号(血流ドプラ信号)の波形が推定される。そして、推定された血流ドプラ信号は、第1のメモリ36に書き込まれて保存される。

【0148】

このため、ギャップ部における血流ドプラ信号が第1のメモリ36に保存され、FFT部37における血流ドプラ信号の波形に基づく周波数解析およびLOG部38における対数変換処理を経て、ギャップ部のDモード像データが生成される。生成されたDモード像データは表示系20を経由してモニタ21に与えられ、モニタ21にはDモード像が表示される。また、ギャップ部における血流ドプラ信号は、オーディオ信号生成系33においてオーディオ信号に変換されてスピーカ22に与えられ、血流速度情報および流れ方向がスピーカ22から音声として出力される。

【0149】

図10は、図2に示すスペクトルドプラ処理系19により、Dスキンのギャップ部分におけるDモード像を推定した例を示す図である。

【0150】

図10の横軸は時間を、縦軸は血流速度をそれぞれ示し、図10中の点線はDモード像におけるI Q信号の理想値を、実線はスキャンにより得られたDモード像であるI Q信号を、一点鎖線はA R法によるI Q信号の推定値をそれぞれ示す。

【0151】

図10に示すように、Dモード像にはギャップ部(ギャップ1、ギャップ2、...)が存在する。このため、ギャップ部およびギャップ部近傍における複数の血流の平均速度V、パワーP、分散Tのデータ列と最も相関の高い部位が検索される。例えば、図10の実線枠で囲った中央のギャップ部(ギャップ2)における5つのデータ列と相関の高い部位として点線枠で囲った過去の非ギャップ部におけるデータ列が検出される。

【0152】

そして、相関が高いとして検出されたデータ列におけるA Rパラメータが、ギャップ部におけるA Rパラメータとされ、A Rパラメータの内挿により得られた各時刻のA Rパラメータを式(2)に示すA Rモデルに代入することにより血流ドプラ信号が推定される。さらに、推定された血流ドプラ信号の周波数解析および対数変換処理によりギャップのDモード像が作成される。

【0153】

すなわち以上のような超音波診断装置10は、DスキンのみのブロックとBスキャンおよびCbスキンのブロックに分けたスキャン法による超音波診断において、Dスキンのギャップ中にAcスキャンを行なって血流ドプラ信号の観測を行い、ギャップ中におけるDモード用の血流ドプラ信号を血流の平均速度、分散、パワーを対象とする自己相関法によって推定するものである。

【0154】

このため、超音波診断装置10によれば、従来のDスキンのギャップ中にDモード用の血流ドプラ信号を観測しないでギャップ中における血流ドプラ信号の波形およびDモード像を推定する手法に比べて、ギャップ中における血流ドプラ信号およびDモード像の推定精度を向上させることができる。特に、従来の血流ドプラ信号およびDモード像の推定方法では、ギャップ中にDモード像の血流ドプラ周波数が単調増加あるいは単調減少を示さないような変化を示した場合には推定精度が低下するのに対し、超音波診断装置10によれば、そのような場合であっても精度良くギャップ中の血流ドプラ周波数を推定することができる。

【0155】

また、超音波診断装置10では、Dスキンのギャップ中に行なわれるAcスキャンに

10

20

30

40

50

において、超音波パルスの送受間隔が不等間隔となるようなデータ列を使用することができる。そうすることで、Dスキンのギャップ中に占めるDモード像推定のための自己相関法に必要な超音波パルスの送信回数を少なくすることができるのみならず、得られたI Q信号にH P Fを掛けて血流ドプラ信号を抽出する際に超音波パルスの送受間隔が等間隔であるデータ列を用いた場合と同等なカットオフ周波数および肩特性を実現することができる。

【0156】

また、超音波診断装置10によれば、血流ドプラ信号の順流および逆流を分離してステレオ・オーディオで出力する場合には、Dスキンのギャップ中であっても精度よく血流ドプラ信号を推定できるため、途切れることなくオーディオ出力することができる。

10

【0157】

図11は本発明に係る超音波診断装置の第2の実施形態を示す機能ブロック図である。

【0158】

図11に示された、超音波診断装置10Aでは、スペクトルドプラ処理系19の構成が図1に示す超音波診断装置10と相違する。スキニング方法を始めとして他の構成および作用については図1に示す超音波診断装置10と実質的に異ならないためスペクトルドプラ処理系19の構成のみ図示し、同一の構成については同符号を付して説明を省略する。

【0159】

超音波診断装置10Aのスペクトルドプラ処理系19は、等間隔データ処理系30、不等間隔データ処理系31、ギャップ部データ推定系32およびオーディオ信号生成系33を有する。不等間隔データ処理系31およびオーディオ信号生成系33はM U X 34を介して受信回路12の出力先とされ、M U X 34により出力先を切り換えることができるように構成される。

20

【0160】

等間隔データ処理系30、不等間隔データ処理系31およびオーディオ信号生成系33の構成は、図1に示す超音波診断装置10の等間隔データ処理系30、不等間隔データ処理系31およびオーディオ信号生成系33と同等である。

【0161】

ギャップ部データ推定系32は、相関演算部44、第4のメモリ50、周波数推定部51、周波数内挿部52、逆フーリエ変換(I F F T)部53を有する。

30

【0162】

相関演算部44は、第2のメモリ41を参照し、Dスキンのギャップ中およびその近傍においてA c スキニングまたはDスキニングにより得られた血流の平均速度V、パワーP、分散Tのデータ列と最も相関の高い過去の非ギャップ部の血流の平均速度V、パワーP、分散Tのデータ列を検索する機能と、相関の高いデータ列の算出に用いられた血流ドプラ信号の受信時刻を求めて時刻情報として周波数推定部51に与える機能とを有する。

【0163】

第4のメモリ50には、F F T部37から過去の各時刻における血流ドプラ信号の周波数データが定常的に書き込まれて保存される。

【0164】

周波数推定部51は、第4のメモリ50を参照し、相関演算部44から受けた時刻情報に対応する時刻における相関の高い血流ドプラ信号の周波数データをA c スキニングの中央の時刻における周波数データとして求めるギャップ内周波数推定手段としての機能と、求めたA c スキニングの中央の時刻における血流ドプラ信号の周波数データを周波数内挿部52に与える機能とを有する。

40

【0165】

周波数内挿部52は、周波数推定部51から受けたA c スキニングの中央の時刻における血流ドプラ信号の周波数データから、A c スキニングの中央の時刻以外の時刻における周波数データを内挿によって求める機能と、求めたギャップ部の各時刻における周波数データをI F F T部53に与える機能とを有する。

50

【0166】

IFFT部53は、周波数内挿部52から受けたギャップ部の各時刻における周波数データに対して逆フーリエ変換処理を行なうことにより、ギャップ部における血流ドプラ信号の波形を推定する機能と、推定して得られた血流ドプラ信号を第1のメモリ36に書き込む機能とを有する。

【0167】

そして、ギャップ部データ推定系32の各機能とFFT部37とによってDスキンのギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段としての機能が超音波診断装置10Aに備えられる。

【0168】

次に、超音波診断装置10Aの作用について説明する。

【0169】

超音波診断装置10Aでは、Dスキンのギャップ中における血流ドプラ信号およびDモード像の推定方法が図1に示す超音波診断装置10と異なる。

【0170】

すなわち、超音波診断装置10Aでは、Dスキンや過去のギャップ中における血流ドプラ信号の周波数データの推定により、過去の各時刻における血流ドプラ信号の周波数データが第4のメモリ50に保存される。

【0171】

そして、相関演算部44は、Dスキンのギャップ中およびその近傍においてAcスキンまたはDスキンにより得られた血流の平均速度V、パワーP、分散Tのデータ列と最も相関の高い過去の非ギャップ部の血流の平均速度V、パワーP、分散Tのデータ列を検索し、相関の高いデータ列の算出に用いられた血流ドプラ信号の受信時刻を求めて時刻情報として周波数推定部51に与える。

【0172】

次に、周波数内挿部52は、周波数推定部51から受けたAcスキンの中央の時刻における血流ドプラ信号の周波数データから、Acスキンの中央の時刻以外の時刻における周波数データを内挿によって求め、求めたギャップ部の各時刻における周波数データをIFFT部53に与える。

【0173】

さらに、IFFT部53は、周波数内挿部52から受けたギャップ部の各時刻における周波数データに対して逆フーリエ変換処理を行なうことにより、ギャップ部における血流ドプラ信号の波形を推定し、推定して得られた血流ドプラ信号を第1のメモリ36に書き込む。

【0174】

この結果、第1のメモリ36には、Dスキンのギャップ中における血流ドプラ信号の波形が書き込まれて保存される。そして、Dスキンのギャップ中における血流ドプラ信号のFFT部37におけるFFT処理、LOG部38における対数変換処理を経て、表示系20を介してDモード像となってモニタ21に表示される。

【0175】

すなわち、超音波診断装置10Aは、ARモデルによる血流ドプラ信号の波形推定を行わない代わりに、定常的に記録した過去のFFTによる血流ドプラ信号の周波数解析結果を用いてDスキンのギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定するものである。

【0176】

このような、超音波診断装置10Aによれば、Dスキンのギャップ中におけるAcスキンによる観測によって、図1に示す超音波診断装置10と同様な原理により、従来法よりも精度良く血流ドプラ信号およびDモード像を推定することができる。さらに、加えて、より簡易な装置構成で超音波診断装置10Aを構成し、より少ない処理で血流ドプラ信号およびDモード像を推定することができる。

10

20

30

40

50

【0177】

尚、超音波診断装置10Aにおいて、周波数データの内挿により得られた各時刻における血流ドプラ信号の周波数データに対して、逆フーリエ変換処理を施さずに、そのまま対数変換処理を行なって得られたデータを表示系20を介してモニタ21に表示させることも可能である。

【0178】

図12は本発明に係る超音波診断装置の第3の実施形態を示す機能ブロック図である。

【0179】

図3に示された、超音波診断装置10Bでは、スペクトルドプラ処理系19の構成、スキャン方法およびスピーカ22が設けられない点が図1に示す超音波診断装置10と相違する。スキャン方法を始めとして他の構成および作用については図1に示す超音波診断装置10と実質的に異ならないためスペクトルドプラ処理系19の構成のみ図示し、同一の構成については同符号を付して説明を省略する。 10

【0180】

超音波診断装置10Bのスペクトルドプラ処理系19は、等間隔データ処理系30、不等間隔データ処理系31およびギャップ部データ推定系32を有する。不等間隔データ処理系31およびオーディオ信号生成系33は第1のMUX34aを介して受信回路12の出力先とされ、第1のMUX34aにより出力先を切り換えることができるように構成される。

【0181】

等間隔データ処理系30は、第1のウォールフィルタ35、第1のメモリ36、FFT部37、第2のMUX34b、LOG部38とを有する。第1のウォールフィルタ35、第1のメモリ36、FFT部37およびLOG部38の機能は、図1に示す超音波診断装置10と同等である。ただし、FFT部37の出力側とギャップ部データ推定系32の出力側がそれぞれ第2のMUX34bの入力側とされるとともに、第2のMUX34bの出力側がLOG部38の入力側とされる。そして、第2のMUX34bを切り換えることによりLOG部38の入力をFFT部37の出力とギャップ部データ推定系32の出力とから選択することができるように構成される。 20

【0182】

不等間隔データ処理系31は、第2のウォールフィルタ39および血流情報推定部40を備える。第2のウォールフィルタ39および血流情報推定部40の機能は、図1に示す超音波診断装置10と同等である。ただし、血流情報推定部40の出力側は、ギャップ部データ推定系32の入力側とされる。尚、血流情報推定部40の出力側に図1に示す超音波診断装置10と同様に第2のメモリ41を設けてもよい。 30

【0183】

ギャップ部データ推定系32は、血流情報内挿部60（V、P、T内挿部）、周波数推定部61およびRAMテーブル62を備える。

【0184】

RAMテーブル62には、予め心臓や頸動脈等の部位毎に、血流の平均速度V、パワーP、分散Vと血流の周波数データとが関連付けられて保存される。すなわち、RAMテーブル62には、血流の平均速度V、パワーP、分散Vから血流の周波数データを推定するための情報が保存される。 40

【0185】

血流情報内挿部60は、不等間隔データ処理系31の血流情報推定部40からAcスキャンによって得られた血流の平均速度V、パワーP、分散Vを受けて、内挿により各時刻における血流の平均速度V、パワーP、分散Vを求める機能と、求めた各時刻における血流の平均速度V、パワーP、分散Vを周波数推定部61に与える機能とを有する。

【0186】

周波数推定部61は、血流情報内挿部60から受けた各時刻における血流の平均速度V、パワーP、分散Vに基づいて、RAMテーブル62を参照することにより、血流の周波 50

数データを推定する機能と、推定して得られた血流の周波数データを等間隔データ処理系 30 の第 2 の MUX 34 b に出力する機能とを有する。

【0187】

そして、ギャップ部データ推定系 32 の各機能によって D スキャンのギャップ部における血流ドプラ信号の周波数を推定する周波数推定手段としての機能が超音波診断装置 10 B に備えられる。

【0188】

次に、超音波診断装置 10 B の作用について説明する。

【0189】

超音波診断装置 10 B では、D スキャンのギャップ中における血流ドプラ信号および D モード像の推定方法並びに、D スキャンにより得られた I Q 信号が血流ドプラ信号および D モード像の推定のために用いられない点が図 1 に示す超音波診断装置 10 と異なる。 10

【0190】

超音波診断装置 10 B では D スキャンにより得られた I Q 信号が血流ドプラ信号および D モード像の推定のために用いられないため、D スキャンにより得られた I Q 信号は、スペクトルドプラ処理系 19 の等間隔データ処理系 30 にのみ導かれて処理の対象とされる。そして、D スキャンにより得られた非ギャップ中の I Q 信号は、等間隔データ処理系 30 の第 1 のウォールフィルタ 35、第 1 のメモリ 36、FFT 部 37 を経由した後、第 2 の MUX 34 b の切換えにより LOG 部 38 に導かれて D モード像データとして表示系 20 20

【0191】

一方、D スキャンのギャップ中では、B スキャンや C b スキャンとともに A c スキャンが実行される。A c スキャンにより得られた I Q 信号は、不等間隔データ処理系 31 の第 2 のウォールフィルタ 39 に導かれる。第 2 のウォールフィルタ 39 では、A c スキャンにより得られた I Q 信号から血流ドプラ信号が抽出されて血流情報推定部 40 に与えられる。血流情報推定部 40 では、A c スキャンによって得られた血流ドプラ信号から図 1 に示す超音波診断装置 10 と同様な手法により血流の平均速度 V、パワー P、分散 V が求められる。

【0192】

次に、血流情報推定部 40 において求められた血流の平均速度 V、パワー P、分散 V は 30、血流情報内挿部 60 に与えられる。血流情報内挿部 60 では、血流情報推定部 40 から受けた血流の平均速度 V、パワー P、分散 V に対して内挿を行なうことにより各時刻における血流の平均速度 V、パワー P、分散 V が求められる。そして、求められた各時刻における血流の平均速度 V、パワー P、分散 V は周波数推定部 61 に与えられる。

【0193】

周波数推定部 61 では、血流情報内挿部 60 から受けた各時刻における血流の平均速度 V、パワー P、分散 V に基づいて、RAM テーブル 62 を参照することにより、血流の周波数データが推定される。そして、推定して得られた血流の周波数データは等間隔データ処理系 30 の第 2 の MUX 34 b に出力される。さらに、第 2 の MUX 34 b の切換えにより、D スキャンのギャップ中では、周波数推定部 61 において推定された血流の周波数 40 データが LOG 部 38 に導かれて D モード像データとして表示系 20 に出力される。

【0194】

つまり、超音波診断装置 10 B は、D スキャンのギャップ中に B スキャンや C b スキャンとともに A c スキャンを行なうことによって I Q 信号を離散的に取得し、内挿を伴って各時刻における血流の平均速度 V、パワー P、分散 V を求めた後、予めデータベース化された推定テーブルに基づいて血流の周波数データを求める構成である。

【0195】

このような超音波診断装置 10 B によれば、D スキャンのギャップ中に行なわれる A c スキャンにより、より簡易な処理および装置構成で、従来よりも精度よく D スキャンのギャップ中における血流ドプラ信号および D モード像を推定することができる。超音波診断 50

装置 10 Bでは、Dモード像のみを推定する構成としたが、オーディオ信号生成系 33 およびスピーカ 22 を設けて血流速度情報を音声出力できるように構成してもよい。

【0196】

尚、以上の各実施形態における超音波診断装置 10、10 A、10 Bを組み合わせて構成してもよく、また一部の機能や処理を省略してもよい。例えば、Acスキンのデータ列を等間隔としてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0197】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施形態を示す構成図。

【図 2】図 1 に示す超音波診断装置におけるスペクトルドプラ処理系 19 の詳細機能ブロック図。 10

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置により Bモード像あるいはCbモード像とともに Dモード像を生成して表示させる際における超音波診断装置の制御手順を示すフローチャート。

【図 4】図 1 に示す超音波診断装置によるスキンの実行順序を示す図。

【図 5】図 4 に示す Dスキンのみのブロックを詳細に示した図。

【図 6】図 4 (b) に示す Cbスキンのブロックを詳細に示した図。

【図 7】図 4 (b) に示す Bスキンおよび Acスキンのブロックを詳細に示した図。

【図 8】図 7 に示す Bスキンおよび Acスキンのブロックにおける超音波パルスの送信間隔および Acスキンの送信時刻を時系列に並べた図。 20

【図 9】等間隔の IQ信号のデータ列に対してウォールフィルタを適用して最小 2 乗法による 2 次の多項式近似を行なった場合の周波数特性と不等間隔の IQ信号のデータ列にウォールフィルタを適用して最小 2 乗法による 2 次の多項式近似を行なった場合の周波数特性とを比較した図。

【図 10】図 2 に示すスペクトルドプラ処理系 19 により、Dスキンのギャップ部分における Dモード像を推定した例を示す図。

【図 11】本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施形態を示す機能ブロック図。

【図 12】本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施形態を示す機能ブロック図。

【図 13】従来の超音波診断装置により、Bモード像あるいはCbモード像と Dモード像とを同時に表示するために行なわれるスキンの順序を示す図。 30

【図 14】従来の ARモデルを用いた Dスキンのギャップ部分における IQデータの推定方法の問題点を説明する図。

【符号の説明】

【0198】

10、10 A、10 B 超音波診断装置

11 超音波プローブ

12 受信回路

13 送信回路

14 制御装置

15 送信データ作成系 40

16 データ処理部

17 Bモード処理系

18 カラードプラ処理系

19 スペクトルドプラ処理系

20 表示系

21 モニタ

22 スピーカ

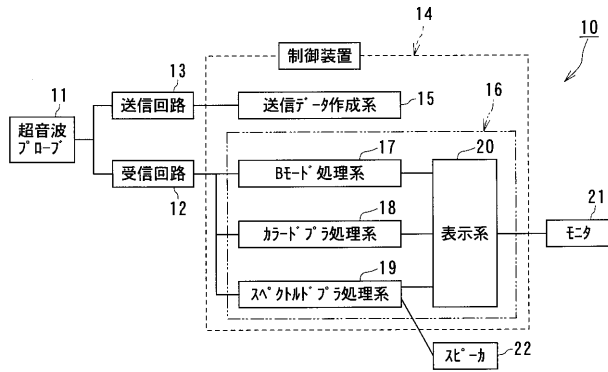
30 等間隔データ処理系

31 不等間隔データ処理系

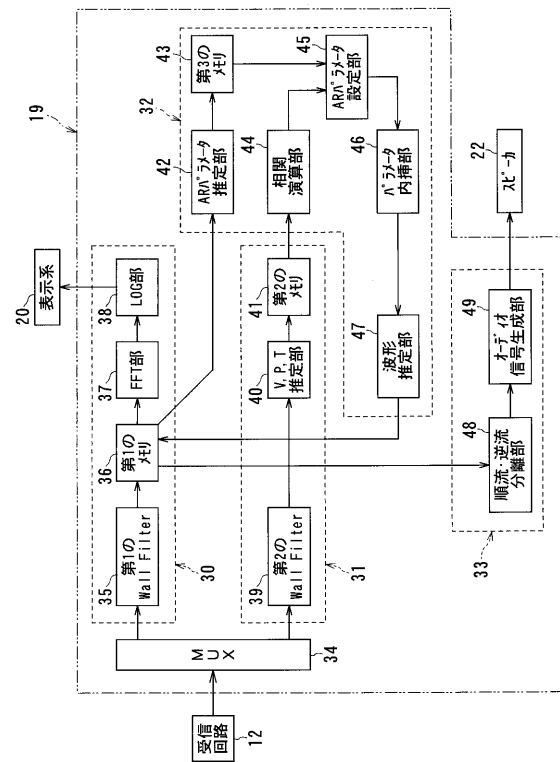
32 ギャップ部データ推定系 50

3 3	オーディオ信号生成系	
3 4	M U X	
3 4 a	第 1 の M U X	
3 4 b	第 2 の M U X	
3 5	第 1 のウォールフィルタ (W a l l F i l t e r)	
3 6	第 1 のメモリ	
3 7	高速フーリエ変換 (F F T) 部	
3 8	L O G 部	
3 9	第 2 のウォールフィルタ	
4 0	血流情報推定部 (V 、 P 、 T 推定部)	10
4 1	第 2 のメモリ	
4 2	A R パラメータ推定部	
4 3	第 3 のメモリ	
4 4	相関演算部	
4 5	A R パラメータ設定部	
4 6	パラメータ内挿部	
4 7	波形推定部	
4 8	順流逆流分離部	
4 9	オーディオ信号生成部	
5 0	第 4 のメモリ	20
5 1	周波数推定部	
5 2	周波数内挿部	
5 3	逆フーリエ変換 (I F F T) 部	
6 0	血流情報内挿部 (V 、 P 、 T 内挿部)	
6 1	周波数推定部	
6 2	R A M テーブル	

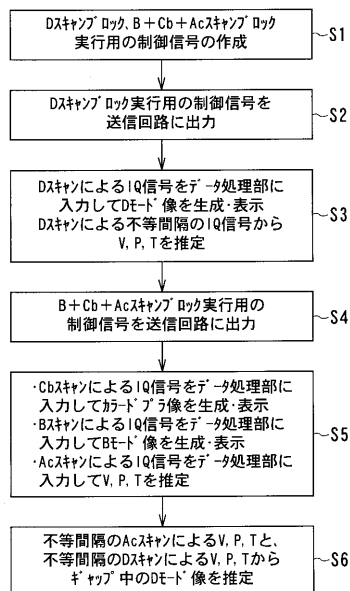
【図 1】



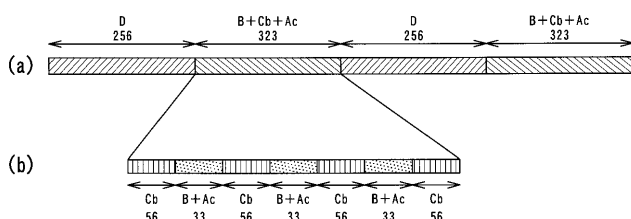
【図 2】



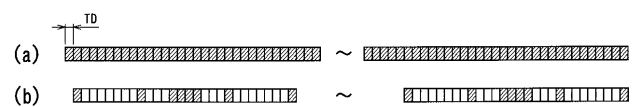
【図 3】



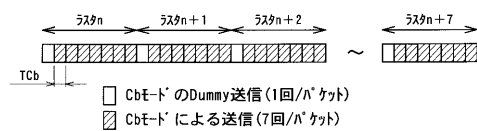
【図 4】



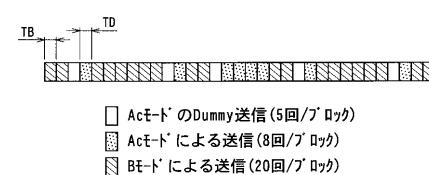
【図 5】



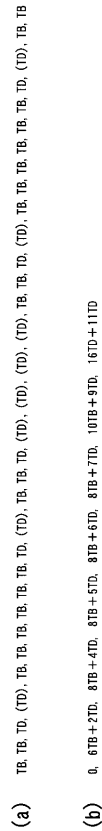
【図 6】



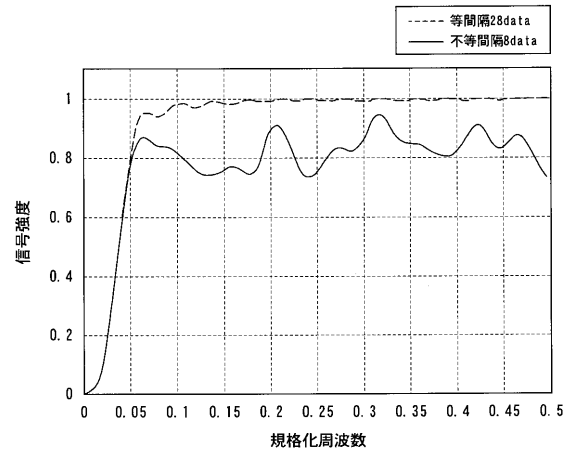
【図 7】



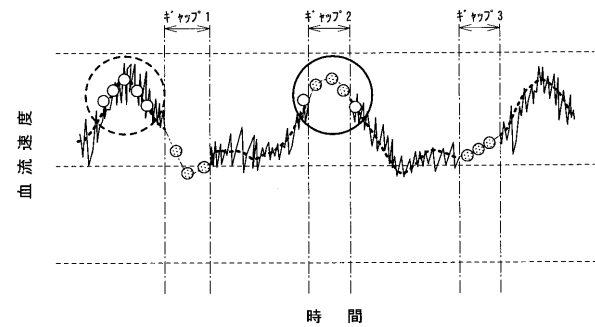
【图 8】



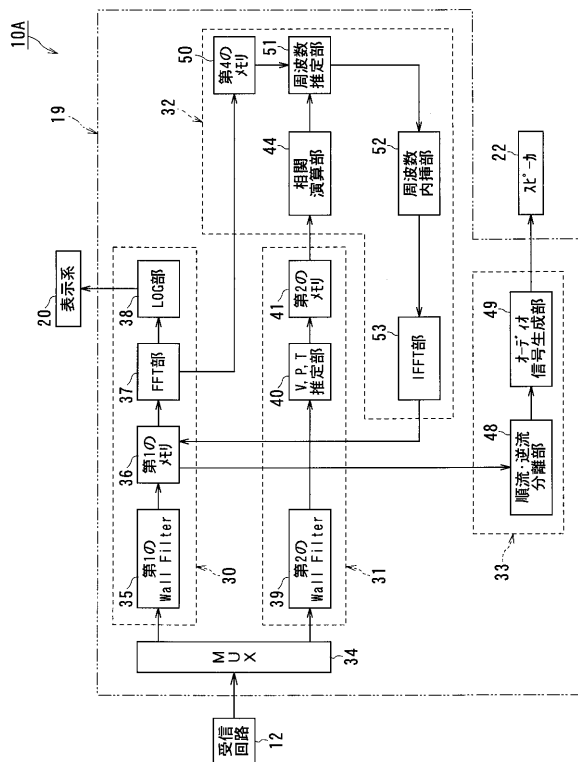
【 図 9 】



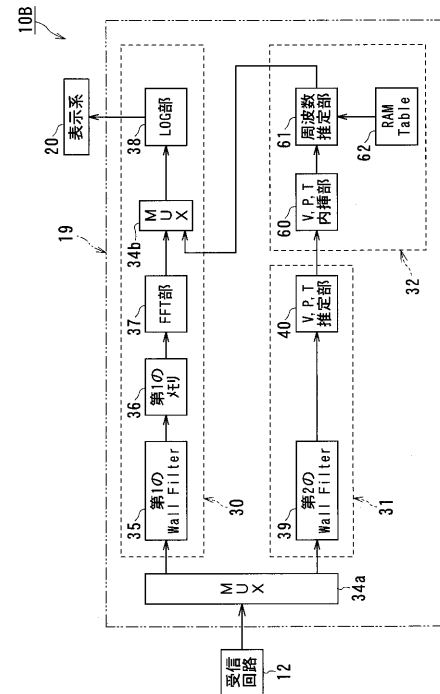
【 図 1 0 】



【図 1 1】



【 図 1 2 】



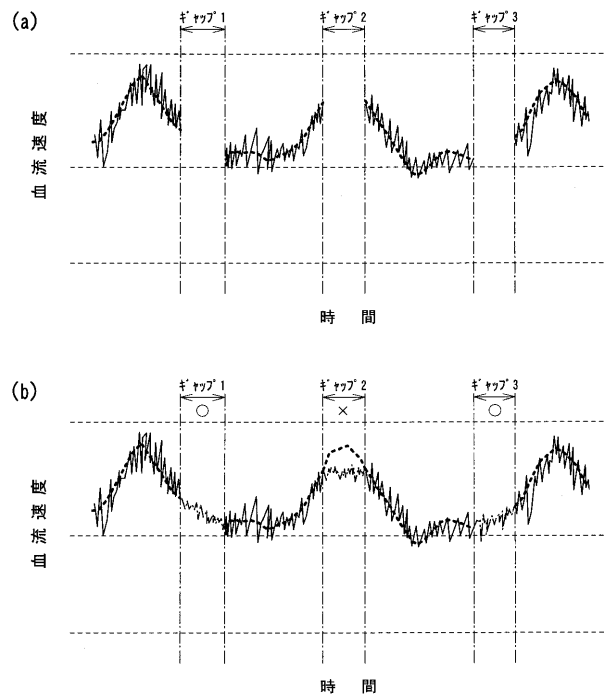
【图 1 3】

(a) D Cb D Cb D Cb D Cb ... D Cb D B D B D B D ...

(b) 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 ...

(c) D D D D D D B B B B Cb Cb Cb Cb D D D D D D B B B B Cb Cb Cb Cb ...

【図 14】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 武史

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社内

Fターム(参考) 4C601 DE03 EE09 JB34 JB49 JC03

【要約の続き】

【選択図】 図2

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JP2006075426A	公开(公告)日	2006-03-23
申请号	JP2004264197	申请日	2004-09-10
[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	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JC03		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
其他公开文献	JP4583118B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在通过超声层析成像方法和超声多普勒方法进行超声诊断中，通过仅将D扫描块与B扫描块和Cb扫描块分开进行扫描时，不执行D扫描。能够以较高的精度估计间隙部分中的血流多普勒信号的频率的超声诊断设备和超声诊断设备控制方法。超声诊断设备包括超声探头，发送电路，接收电路，第一脉冲多普勒扫描块和除包括第二脉冲多普勒扫描的第一脉冲多普勒扫描以外的扫描块。传输电路控制装置，用于向传输电路提供控制信号以进行控制以执行该信号；血流多普勒信号提取装置35、39，用于从IQ信号中提取血流多普勒信号；以及执行第二脉冲多普勒扫描 血流信息估计装置40，用于使用由获得的血流多普勒信号获得血流信息，以及用于从血流信息估计未执行第一脉冲多普勒扫描的间隙中的血流多普勒信号的频率的频率 估计装置32。[选择图]图2

