

(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2005-168585
(P2005-168585A)

(43) 公開日 平成17年6月30日(2005.6.30)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 8/06

F I
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 4 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2003-409238 (P2003-409238)	(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
(22) 出願日	平成15年12月8日 (2003.12.8)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	滝本 雅夫 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 BB02 EE04 EE06 EE08 EE22 HH13 HH15 HH16 HH17 HH28 JB04 JB49 JC03 KK12 KK17 KK19 KK25

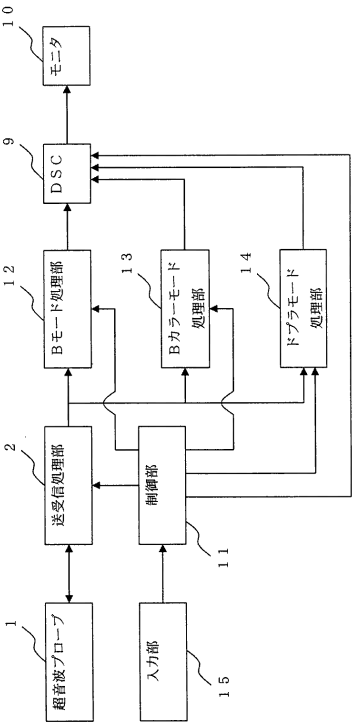
(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置

(57) 【要約】

【課題】 ドブラセグメント期間の時間幅を変更することにより、ユーザーの要求に応じて、ドブラ像等の画質等を自由に変更できる超音波ドブラ診断装置を提供する。

【解決手段】 ユーザーが入力部15によりドブラセグメント期間の時間幅を指定すると、その時間幅に対応する信号が制御部11に送信される。制御部11はその時間幅に基づいて、送受信処理部2におけるドブラセグメント時間の時間幅を指定する。送受信処理部2は、指定された時間幅に応じてドブラセグメント期間の時間幅を変更し、その時間幅の間、ドブラモードで超音波ビームの送受信が行なわれる。また、時間幅に対応する信号は、ドブラモード処理部14に入力され、ドブラ像を得る際にその時間幅に応じた処理がなされる。ドブラセグメント期間の時間幅を自由に変更することにより、ユーザーが要求する性能を得ることができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ドプラモードで超音波ビームの送受信を行う第 1 のスキャンと、B モード又は B カラーモードで超音波ビームの送受信を行う第 2 のスキャンと、とを交互に実行するセグメントスキャン実行手段と、

前記第 1 のスキャンの期間の時間幅と前記第 2 のスキャンの期間の時間幅とを変更させる変更手段と、

前記第 2 のスキャンの期間におけるドプラ信号を予測する予測手段と、

前記第 1 のスキャンの期間で発生するドプラ信号と、前記予測手段によって予測されたドプラ信号に対して周波数解析を行なう周波数解析手段と、

を有することを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

10

【請求項 2】

前記変更手段は、前記第 1 のスキャンの期間の時間幅と前記第 2 のスキャンの期間の時間幅とを変更させるとともに、

前記第 2 のスキャンの走査線密度、並列同時受信数、サンプル数、又はパルス繰り返し周波数の上限値のうち少なくとも一つを変更させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波ドプラ診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 のスキャンで得られたドプラ像、前記第 2 のスキャンで得られた B モード像又は B カラーモード像のうち少なくとも一つを所定の表示形式で表示する表示手段を有し、

20

前記第 1 のスキャンの期間の時間幅、前記第 2 のスキャンの期間の時間幅、前記走査線密度、前記並列同時受信数、前記サンプル数又は前記パルス繰り返し周波数の上限値に応じて前記所定の表示形式を変更させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波ドプラ診断装置。

【請求項 4】

ドプラ像、B モード像、又は B カラーモード像の画像の性質に関する情報を入力する入力手段を有し、

該入力手段により入力された前記情報に応じて、前記第 1 のスキャンの期間の時間幅、前記第 2 のスキャンの期間の時間幅、前記走査線密度、前記並列同時受信数、前記サンプル数又は前記パルス繰り返し周波数の上限値のうち少なくとも一つを変更することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の超音波ドプラ診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波ドプラ診断装置に関し、特に、ドプラスペクトラムを収集するドプラモードでのスキャンと、被検体の断層像を収集する B モードあるいは B カラーモード像（カラー断層像）でのスキャンとが交互に行なわれるセグメントスキャンを実行する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波ドプラ診断装置において、被検体のドプラ像（ドプラスペクトラム）と、B モード像（被検体の断層像）あるいは B カラーモード像とを双方ともにリアルタイムで表示する方法が従来から知られている。

40

【0003】

その方法として、図 3（a）に示すインターリーブスキャンと、図 3（b）に示すようにセグメントスキャンとがある。図 3（a）、（b）において、「B」は B モード（又は B カラーモード）のスキャン、「D」はドプラモードのスキャンを表している。

【0004】

図 3（a）のインターリーブスキャンの一例では、4 回に 1 回の割合でドプラモードのスキャンでの超音波ビームの送受信が行なわれる。一方、図 3（b）のセグメントスキャン

50

ンの一例では、ドブラモードで超音波の送受信が所定回数繰り返される期間（以下、ドブラセグメント期間と称する。）と、Bモードで超音波ビームの送受信が所定回数繰り返される期間（非ドブラセグメント期間）とが交互に繰り返される。

【0005】

インターリーブスキャンは、ドブラモードでのスキャンが常に一定のサンプリング期間で連続しているため、サンプル周波数は実際のレート周波数よりも高くできない。また、ドブラモードとBモード（又はBカラーモード）との間で互いの残留エコーによるアーティファクトが混入しやすいといった問題がある。

【0006】

一方、セグメントスキャンでは、複数回ドブラモードのスキャンを行なうドブラセグメント期間と、複数回Bモード（又はBカラーモード）のスキャンを行なう非ドブラセグメント期間とが交互に繰り返されているため、インターリーブスキャンの問題を回避することができるが、Bモードでのスキャン（Bカラーモードでのスキャン）の非ドブラセグメント期間にはドブラ信号が欠落するので、連続したドブラ信号を得ることができない。そのため、非ドブラセグメント期間のドブラ信号を補間する必要がある。

【0007】

図2は、セグメントスキャンを実行する超音波ドブラ診断装置のドブラモード処理部の概略構成を示すブロック図である。超音波プローブ1を介して得られた超音波エコー信号を送受信処理部2で直交検波する。この直交検波により得られたベースバンドドブラ信号は、ウォールフィルタ3でクラッタ成分が除去される。ドブラセグメント期間のクラッタ成分が取り除かれたドブラ信号は、混合部4で、非ドブラセグメント期間に自己回帰型モデル発生部（ARモデル発生部）5と予測信号発生部6とにより発生された予測信号（非ドブラセグメント期間を埋める補間信号）と混合（連結）され、連続信号として高速フーリエ変換部（FFT）7に提供される

【0008】

自己回帰型モデル発生部5では、ドブラセグメント期間で実際に収集されたドブラ信号に基づいてバーク（Burg）の手法（MEM法）等により、上記ARモデルによる線形予測係数を求める。予測信号発生部6では、このARモデルの線形予測係数に従って、非ドブラセグメント期間の予測信号を、ガウシアンノイズを信号源として発生する。尚、バーク（Burg）の手法（MEM法）に限らず、例えば米国特許5,476,097等

【0009】

混合部4で混合された連続的なドブラ信号を高速フーリエ変換部（FFT）7で周波数解析することにより、ドブラ像が求められる。このドブラ像は、混合部8を介して、デジタルスキャンコンバータ（DSC）9で作成されるBモード像又はBカラーモード像と合成され、表示信号に変換されてモニタ10に表示される。

【0010】

上記のドブラ信号の予測機能は、一般的にMSE（Missing Signal Estimation）と呼ばれている。米国特許4,559,953等によると、生体内で定常とみなせる時間間隔は10ms程度で、これが予測可能な最大限とされており、次のような予測誤差の発生が問題となる。

【0011】

超音波ドブラ診断装置の場合、生体内の定常な信号に基づいて線形予測係数を計算し（ARモデルを確定し）、非ドブラセグメント期間でドブラ信号が欠落した区間では、ガウシアンノイズを信号源としてARモデルで線形予測した信号を発生している。この予測信号と実際の信号の差が誤差であり、定常過程の場合にはこの誤差が小さい。しかし、非定常過程の場合、当然、誤差が大きくなり、次のセグメントのスペクトラム画像と繋がり

【0012】

この傾向は、ARパラメータ数が少ない（例えばレートが低い、ドブラのセグメント期

間内のサンプル数が少ない)等の場合に顕著になる。これらを回避するには、レートを上げたり、ドブラセグメント期間内のサンプル数を増やしたりすれば良い。しかし、そのようにすると、ドブラの速度レンジを低くできない問題や、Bモード(又はBカラーモード)のスキンの間隔が開きすぎて、Bモード(特にBカラーモード)にセグメント期間の時相差の縞が発生し、Bモード(又はBカラーモード)像の画質が著しく劣化する弊害が発生する。

【0013】

このような問題を回避するために、ドブラ信号に対して相関のある生体信号を用いてドブラ信号の予測誤差を低減する方法が知られている(例えば、特許文献1)。

【0014】

【特許文献1】特開2001-149370号公報([0019]-[0038]、図1)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

以上のように、ドブラセグメント期間の時間幅と非ドブラセグメント期間の時間幅とを設定することにより、Bモード又はBカラーモードの画質及びフレームレート等が決定される。ドブラ像の画質や、Bモード(Bカラーモード)像の画質や、フレームレートは、それぞれが相関関係にある。そして、診断部位や、画像表示フォーマットや、ユーザーの要望を考慮すると、ドブラセグメント期間の時間幅と非ドブラセグメント期間の時間幅とを一意的に決定するのではなく、自由に変更できるものが期待される。

【0016】

本願発明は上記の問題を解決するものであり、ドブラセグメント期間の時間幅と非ドブラセグメント期間の時間幅とを変更する変更手段を設けることにより、ユーザーの要求に応じて、ドブラモード、Bモード又はBカラーモードの画質等を、自由に設定変更できる超音波ドブラ診断装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0017】

請求項1記載の発明は、ドブラモードで超音波ビームの送受信を行う第1のスキニングと、Bモード又はBカラーモードで超音波ビームの送受信を行う第2のスキニングと、とを交互に実行するセグメントスキニング実行手段と、前記第1のスキニングの期間の時間幅と前記第2のスキニングの期間の時間幅とを変更させる変更手段と、前記第2のスキニングの期間におけるドブラ信号を予測する予測手段と、前記第1のスキニングの期間で発生するドブラ信号と、前記予測手段によって予測されたドブラ信号とからなる交互信号に対して周波数解析を行なう周波数解析手段と、を有することを特徴とする超音波ドブラ診断装置である。

【0018】

ドブラモードでスキニングを実行する期間の時間幅(第1のスキニングの期間の時間幅)を変更すると、その時間幅に伴って得られるドブラ像の画質も変化する。つまり、時間幅を長くすれば、ドブラモードで超音波の送受信が繰り返される期間が長くなるため、画質は良くなる。一方、時間幅を短くすれば、ドブラモードで超音波の送受信が繰り返される期間が短くなるため、画質は悪化する。このように、ドブラモードでスキニングを実行する期間の時間幅を変更することにより、ユーザーが要求する画質を得ることが可能となる。

【0019】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波ドブラ診断装置であって、前記変更手段は、前記第1のスキニングの期間の時間幅と前記第2のスキニングの期間の時間幅とを変更させるとともに、前記第2のスキニングの走査線密度、並列同時受信数、サンプル数、又はパルス繰り返し周波数の上限値のうち少なくとも一つを変更させることを特徴とするものである。

【0020】

ドブラモードでスキニングを実行する期間の時間幅(第1のスキニング期間の時間幅)とB

10

20

30

40

50

モードスキャン又はBカラーモードスキャンの期間の時間幅（第2のスキャンの期間の時間幅）を変更すると、その変更に応じてBモード像（Bカラーモード像）の画質とフレームレートも変更する。このとき、Bモード（Bカラーモード）スキャンの走査線密度を変更することで、Bモード像（Bカラーモード像）の画質とフレームレートとを変化させる。走査線密度を少なくすると、フレームレートが向上し、リアルタイム性が良くなるが、Bモード像（Bカラーモード像）の画質は悪化する。一方、走査線密度を多くすると、フレームレートが悪化し、リアルタイム性が悪くなるが、Bモード像（Bカラーモード像）の画質は良くなる。このように、時間幅とともに走査線密度を変化させることにより、ユーザーが要求する画像を得ることができる。

【0021】

また、Bモードスキャン又はBカラーモードスキャンの並列同時受信数（第2のスキャンの期間の時間幅）を変更することで、Bモード像（Bカラーモード像）の画質とフレームレートとを変化させる。つまり、並列同時受信数を増やすと、一回の超音波の送信において、複数方向の超音波エコーが同時に受信される。そのことにより、フレームレートが向上し、リアルタイム性が良くなる。一方、並列同時受信数を減らすと、フレームレートが悪化し、リアルタイム性が悪くなる。このように、時間幅とともに並列同時受信数を変化させることにより、ユーザーが要求する画像を得ることができる。

【0022】

また、Bモードスキャン又はBカラーモードスキャンのサンプル数（第2のスキャンの期間の時間幅）を変更することで、Bモード像（Bカラーモード像）の画質とフレームレートを変化させる。つまり、サンプル数を増やすと、Bモード像（Bカラーモード像）の画質は向上するが、リアルタイム性は悪化する。一方、サンプル数を減らすと、Bモード像（Bカラーモード像）の画質は悪化するが、リアルタイム性は向上する。

【0023】

請求項3に記載の発明は、請求項1に記載の超音波ドプラ診断装置であって、前記第1のスキャンで得られたドプラ像、前記第2のスキャンで得られたBモード像又はBカラーモード像のうち少なくとも一つを所定の表示形式で表示する表示手段を有し、前記第1のスキャンの期間の時間幅、前記第2のスキャンの期間の時間幅、前記走査線密度、前記並列同時受信数、前記サンプル数又は前記パルス繰り返し周波数の上限値に応じて前記所定の表示形式を変更させることを特徴とするものである。

【0024】

請求項4に記載の発明は、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の超音波ドプラ診断装置であって、ドプラ像、Bモード像、又はBカラーモード像の画像の性質に関する情報を入力する入力手段を有し、該入力手段により入力された前記情報に応じて、前記第1のスキャンの期間の時間幅、前記第2のスキャンの期間の時間幅、前記走査線密度、前記並列同時受信数、前記サンプル数又は前記パルス繰り返し周波数の上限値のうち少なくとも一つを変更することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0025】

本願発明の超音波ドプラ診断装置によると、ドプラモードでスキャンを実行する期間の時間幅と、Bモードスキャン又はBカラーモードスキャンを実行する期間の時間幅とを変更させる手段を設けて、時間幅を変更することにより、ユーザーの要求に応じて、ドプラモード及びBモード（Bカラーモード）の画質とフレームレートとを、自由に設定変更することができる。更に、Bモード（Bカラーモード）スキャンの走査線密度等を変更させる手段を設けて、走査線密度等を変更させることにより、Bモード（Bカラーモード）の画像とフレームレートとを自由に設定変更することができる。そのことにより、超音波ドプラ診断装置を、診断の対象となる被検体の部位やユーザーの好みに応じて使用することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

10

20

30

40

50

以下、本願発明の実施形態に係る超音波ドプラ診断装置の構成及び作用について図 1 乃至図 6 を参照しつつ説明する。

【0027】

図 1 は、本実施形態に係る超音波ドプラ診断装置の概略構成を示すブロック図である。同図に示すように、本実施形態に係る超音波ドプラ診断装置は、超音波プローブ 1 と、送受信処理部 2 と、B モード処理部 12 と、B カラーモード処理部 13 と、ドプラモード処理部 14 と、D S C 9 と、モニタ 10 と、制御部 11 と、入力部 15 とからなる。

【0028】

超音波プローブ 1 は、患者等の被検体に対して超音波を送信し、被検体内で反射した超音波をエコー信号として受信する。つまり被検体の撮像範囲に超音波を照射しながら電子走査をする一方、被検体内から反射された超音波エコーを受信する。この超音波プローブ 1 が、ドプラモードのスキャンと、B モード（又は B カラーモード）のスキャンとを交互に実行するセグメントスキャンを実行する。そのことにより、ドプラモードで超音波の送受信が所定回数繰り返される期間（ドプラセグメント期間）と、B モード（又は B カラーモード）で超音波の送受信が所定回数繰り返される期間（非ドプラセグメント期間）とが交互に繰り返される。尚、ドプラモードのスキャンが本願発明の「第 1 のスキャン」に相当し、B モード（B カラーモード）のスキャンが本願発明の「第 2 のスキャン」に相当する。また、ドプラセグメント期間が本願発明の「第 1 のスキャンの期間」に相当し、非ドプラセグメント期間が本願発明の「第 2 のスキャンの期間」に相当する。

【0029】

送受信処理部 2 は、超音波プローブ 1 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 1 が受信した超音波エコー信号を受信する。

【0030】

B モード処理部 12 は、送受信処理部 2 から超音波エコー信号を受け、その信号に基づいて B モード画像用のデータをリアルタイムで作成する。具体的には、受信した超音波エコー信号の遅延加算処理や A / D 変換処理等の処理を行い、B モード画像用のデータを作成する。B カラーモード処理部 13 もドプラモード処理部 14 と同様な周波数解析を行ない、B カラーモード画像用のデータをリアルタイムに生成する。

【0031】

ドプラモード処理部 14 は、送受信処理部 2 で受信された超音波エコー信号から位相変化情報を抽出し、リアルタイムで、速度、パワー値、分散といった撮像断面の各点に付随する流れの情報を算出する部分である。このドプラモード処理部 14 の構成及び作用については後で詳述する。

【0032】

入力部 15 は、制御部 11 に接続されており、ユーザーによる操作入力信号、例えば各パラメータ（ドプラセグメント期間の時間幅、非ドプラセグメント期間の時間幅、走査線密度、並列同時受信数、サンプル数等）の入力や、B モード像（B カラーモード像）及びドプラ像を表示する際の表示フォーマットの設定が行なわれる。尚、入力部 15 は、キーボード、マウス又はトラックボール等で構成されている。

【0033】

制御部 11 は、送受信処理部 2 の送受信制御を行なうとともに、B モード処理部 12、B カラーモード処理部 13 及びドプラモード処理部 14 の動作の制御を行なう。この制御部 11 は、C P U とメモリとからなる。

【0034】

具体的には、入力部 15 で入力された各パラメータや表示フォーマットに対応する信号を受けて、その信号に基づき、送受信処理部 2、B モード処理部 12、B カラーモード処理部 13 及びドプラモード処理部 14 の動作の制御を行なう。例えば、ドプラセグメント期間の時間幅に対応する信号を受けた場合、その信号に基づいて、送受信処理部 2 におけるドプラモードでのスキャンの期間の時間幅を設定する。

【0035】

D S C 9 は、B モード処理部 1 2 と B カラーモード処理部 1 3 とから、B モード画像用のデータと B カラーモード画像用のデータとを受けて、そのデータから B モード画像及び B カラーモード画像を生成する。そして、それらの画像をドプラモード処理部 1 4 で求められるドプラ画像とともにモニタ 1 0 に送信する。モニタ 1 0 は、B モード像 (B カラーモード像) とドプラ像とを画面に表示する。

【 0 0 3 6 】

尚、本実施形態における超音波プローブ 1 が本願発明の「セグメントスキャン実行手段」に相当し、送受信処理部 2 が本願発明の「変更手段」に相当し、モニタ 1 0 が本願発明の「表示手段」に相当する。

【 0 0 3 7 】

次に、本実施形態に係る超音波ドプラ診断装置のドプラモード処理部 1 4 の構成について図 2 を参照しつつ説明する。このドプラモード処理部 1 4 は、ウォールフィルタ 3 と、混合部 4 と、A R モデル発生部 5 と、予測信号発生部 6 と、F F T 7 とからなる。

【 0 0 3 8 】

超音波プローブ 1 を介して得られたエコー信号を送受信処理部 2 で直交検波する。この直交検波により得られたベースバンドドプラ信号は、ウォールフィルタ 3 でクラッタ成分が除去される。ドプラセグメント期間のクラッタ成分が取り除かれたドプラ信号は、混合部 4 で、非ドプラセグメント期間に自己回帰型モデル発生部 (A R モデル発生部) 5 と予測信号発生部 6 とにより発生された予測信号 (非ドプラセグメント期間を埋める補間信号) と混合 (連結) され、連続信号として高速フーリエ変換部 (F F T) 7 に提供される。

【 0 0 3 9 】

自己回帰型モデル発生部 5 では、ドプラセグメント期間で実際に収集されたドプラ信号に基づいてバーク (B u r g) の手法 (M E M 法) 等により、A R モデルによる線形予測係数を求める。予測信号発生部 6 では、この A R モデルの線形予測係数に従って、非ドプラセグメント期間の予測係数を、ガウシアンノイズを信号源として発生する。

【 0 0 4 0 】

混合部 4 で混合された連続的はドプラ信号を高速フーリエ変換部 (F F T) 7 で周波数解析することにより、ドプラ像が求められる。このドプラ像は、混合部 8 を介して、デジタルスキャンコンバータ (D S C) 9 で生成された B モード像及び B カラーモード像と合成され、表示信号に変換されてモニタ 1 0 に表示される。

【 0 0 4 1 】

尚、本実施形態における A R モデル発生部 5 と予測信号発生部 6 とが本願発明の「予測手段」に相当し、高速フーリエ変換部 (F F T) 7 が本願発明の「周波数解析手段」に相当する。

【 0 0 4 2 】

また、本実施形態においては、高速フーリエ変換部 (F F T) 7 で周波数解析を行なう前に混合部 4 でドプラ信号と予測信号とを混合したが、周波数解析を行なった後にそれらの信号を混合してもよい。

【 0 0 4 3 】

以上のような超音波ドプラ診断装置によれば、次のような作用を奏することが可能となる。

【 0 0 4 4 】

まず、ユーザーが、本実施形態に係る超音波ドプラ診断装置に設置されている入力部 1 5 により、ドプラセグメント期間の時間幅を指定すると、その時間幅に対応する信号が制御部 1 1 に送信される。そして、制御部 1 1 はその時間幅に基づいて、送受信処理部 2 におけるドプラセグメント期間の時間幅を指定する。送受信処理部 2 は、指定された時間幅に応じてドプラセグメント期間の時間幅を変更し、その時間幅の間、ドプラモードで超音波ビームの送受信が行なわれる。

【 0 0 4 5 】

また、指定されたドプラセグメント期間の時間幅に対応する信号は、ドプラモード処理

10

20

30

40

50

部 1 4 に入力され、ドブラ像を得る際にその時間幅に応じた処理がなされる。

【 0 0 4 6 】

このように、ユーザーがドブラセグメント期間の時間幅を自由に設定（変更）することにより、ユーザーが期待する（重視する）性能を得ることができる。

【 0 0 4 7 】

ここで、ドブラセグメント期間の時間幅に応じてフレームレートとドブラ像とがどのように変化するかを、図 4 を参照しつつ説明する。図 4 は、フレームレートとドブラ像との関係を示す図である。

【 0 0 4 8 】

図 4 (a) は、ドブラセグメント期間に比べて非ドブラセグメント期間が時間的に短い場合の図である。この場合、ドブラ信号が欠落している非ドブラセグメント期間の時間幅が短いため、ドブラ波形を予測することは容易である。その結果、ドブラ像は時間的に繋がりの良い波形となる。また、このときの B モード像及び B カラーモード像は、1 画面の情報を作り出すために時間を要するため、フレームレートが遅くなり、リアルタイム性が悪い画像となることになる。

【 0 0 4 9 】

一方、図 4 (b) は、ドブラセグメント期間に比べて非ドブラセグメント期間が時間的に長い場合の図である。この場合、ドブラ信号が欠落している非ドブラセグメント期間の時間幅が長いため、ドブラ波形を予測することは容易ではない。その結果、ドブラ像は、時間的に繋がりの悪い縦縞状のスペクトラムとなってしまう。また、このときの B モード像及び B カラーモード像は、1 画面の情報を作り出すための時間が図 4 (a) よりも短くなるため、フレームレートが速く、リアルタイム性が良い画像となる。

【 0 0 5 0 】

また、図 4 (c) は、図 4 (a) と図 4 (b) との間の条件である。つまり、ドブラセグメント期間の時間幅は、図 4 (a) に示されたドブラセグメント期間の時間幅よりも短く、図 4 (b) に示されたドブラセグメント期間の時間幅よりも長い。従って、非ドブラセグメント期間の時間幅は、図 4 (a) に示された非ドブラセグメント期間の時間幅よりも長く、図 4 (b) に示された非ドブラセグメント期間の時間幅よりも短い。そのことにより、ドブラ像の繋がりは、図 4 (a) のドブラ像より悪くなるが、図 4 (b) のドブラ像より良くなる。また、このときの B モード像及び B カラーモード像のフレームレートは、図 4 (a) のフレームレートより速くなるが、図 4 (b) のフレームレートより遅くなる。

【 0 0 5 1 】

ここで、超音波ドブラ診断装置においては、リアルタイム性がある画像を提供することは重要であり、リアルタイム性を良くすれば病変をより容易に発見できる場合もある。従って、可能な限りフレームレートが高い超音波ドブラ診断装置を提供することが必要となる。尚、ここでいうリアルタイム性が良いということは、フレームレートが高いということと同じ意味である。

【 0 0 5 2 】

上記のようなドブラセグメント期間の時間幅と非ドブラセグメント期間の時間幅とを変化させてスキャンを行なう場合も、フレームレートが高い超音波ドブラ診断装置が望まれる。つまり、ドブラセグメント期間の時間幅を長くすることにより、ドブラ像の繋がりの良い画像が得られるが、同時に表示している B モード画像及び B カラーモード画像のリアルタイム性が悪くなってしまい、上記の要求に応じることができない。

【 0 0 5 3 】

そこで、本実施形態に係る超音波ドブラ診断装置では、リアルタイム性のある画像を得るために、B モード像及び B カラーモード像の走査線密度を少なくしたり、サンプル数を少なくしたり、並列同時受信数を増やしたり、パルス繰り返し周波数（ P R F ）の上限値を変更する。以下、走査線密度等を変更させる場合について説明する。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

まず、ユーザーが入力部 15 により、走査線密度等の条件を指定すると、その条件に対応する信号が制御部 11 に送信される。そして、制御部 11 はその条件に基づいて、送受信処理部 2 における走査線密度等の条件を指定する。送受信処理部 2 は、指定された走査線密度等の条件に応じて走査線密度等を変更して超音波ビームの送受信を行なう。

【0055】

また、走査線密度等の条件に対応する信号は、それぞれ対応する処理部に入力される。例えば、B モード像の走査線密度に対応する信号は B モード処理部 12 に入力され、B カラーモード像の走査線密度に対応する信号は B カラーモード処理部 13 に入力される。そして、B モード処理部 12 (B カラーモード処理部 13) は、走査線密度等の条件に基づいて B モード画像用 (B カラーモード画像用) のデータを作成する。

10

【0056】

ここで、走査線密度等の条件を変えた場合の作用について説明する。まず、B モード (B カラーモード) の走査線密度を変えた場合の作用について説明する。例えば、走査線密度を増やして密にすると、B モード (B カラーモード) 像の画質が向上するが、フレームレートが悪化し、リアルタイム性が悪くなる。一方、走査線密度を減らすと、画質が悪化するが、フレームレートが向上し、リアルタイム性が良くなる。

【0057】

次に、サンプル数を変えた場合の作用について説明する。例えば、B モード (B カラーモード) のサンプル数を増やすと、B モード (B カラーモード) の画質が向上するが、フレームレートが悪化し、リアルタイム性が悪くなる。一方、サンプル数を減らすと、画質

20

【0058】

次に、並列同時受信数を変えた場合の作用について説明する。例えば、B モード (B カラーモード) の並列同時受信数を増やすと、複数方向の超音波エコーが同時に受信される。そのことにより、フレームレートが向上し、リアルタイム性が良くなるが、感度や空間分解能等の低下が生じ、B モード (B カラーモード) 像の画質が悪化する。逆に、並列同時受信数を減らすと、フレームレートが悪化し、リアルタイム性が悪くなるが、画質は良くなる。

【0059】

次に、パルス繰り返し周波数 (P R F) の上限値を変えた場合の作用について説明する。超音波プローブ 1 で超音波パルスを送信し、被検体からの反射エコーを受信する際、残留エコーが発生する場合がある。この残留エコーとは、超音波パルスを被検体に送信し、被検体からの超音波反射エコーを受信して得られる受信信号が、送信と同一の期間内で受信されず、次の P R F 期間の期間内で受信されるエコーのことである。この残留エコーを受信しないように P R F の上限値を変え、送信と同一の期間内で受信するようにする。ところが、受信した超音波エコーが短時間で減衰する場合は、次の超音波パルスが発生するまでの受信時間に無駄な時間が生じてしまう。そこで、P R F の上限値を変えて無駄な時間がなくなるようにすれば、受信時間を有効に使うことができる。そのことにより、フレームレートを速くすることが可能となり、リアルタイム性を向上させることが可能となる。

30

40

【0060】

以上のように、例えば走査線密度を少なくすることにより、リアルタイム性を良くすることができるが、その反面、B モード像及び B カラーモード像の画質を劣化させてしまう。このように、リアルタイム性 (フレームレート) と B モード像 (B カラーモード像) の画質との間には、相関関係が成り立つことになる。

【0061】

この相関関係について、図 5 を参照しつつ説明する。図 5 は、セグメントスキャン時の B モード (B カラーモード) の画質と、ドプラモードの画質と、フレームレートとの関係を示す概念図である。同図の概念図は、セグメントスキャン時において、ドプラ像とフレームレートとの間に相関関係が成り立つと同時に、B モード像 (B カラーモード像) との

50

間にも相関関係が成り立つことを示している。以下、具体的に説明する。

【0062】

まず、ドブラ像に着目すると、最も画質が良い状態を表しているのは頂点のポイントKであり、ポイントH及びポイントAのように、ポイントKから離れているポイントほど画質が悪い状態を表している。Bモード（Bカラーモード）像については、最も画質が良い状態を表しているのは頂点のポイントLであり、ポイントI及びポイントAのように、ポイントLから離れているポイントほど画質が悪い状態を表している。フレームレートについては、最も速い状態を表しているのはポイントMであり、ポイントJ及びポイントAのように、ポイントMから離れているポイントほど遅い状態を表している。

【0063】

このような図において、例えば、ポイントAは、ドブラ像、Bモード（Bカラーモード）像及びフレームレートの3つの性質のバランスが良い状態を表している。また、ポイントHにおいては、ドブラ像の画質は良くなるが、フレームレートが悪化するとともに、Bモード（Bカラーモード）像の画質も悪化する。更に、ポイントIにおいては、Bモード（Bカラーモード）像の画質は良くなるが、フレームレートが悪化するとともに、ドブラ像の画質も悪化する。また、ポイントJにおいては、フレームレートは速くなるが、ドブラ像の画質が悪化するとともに、Bモード（Bカラーモード）像の画質も悪化する。

【0064】

以上のように、ドブラ像と、Bモード（Bカラーモード）像と、フレームレートとの間には相関関係が成り立つ。また、超音波ドブラ診断装置を使うユーザーの中には、ドブラ像の美しさを第1に考える者もいれば、高フレームレート（リアルタイム性の高い）像を第1に考える者もいる。更に、Bモード（Bカラーモード）像の美しさを第1に考えるユーザーもいる。このような要求に応じるために、ドブラセグメント期間の時間幅を変更するとともに、走査線密度やサンプル数等を変更して、画質とフレームレートとを変更する。

【0065】

ここで、画質とフレームレートとを変更する場合の具体例について説明する。例えば、ユーザーがポイントGで表される性能を要求する場合について説明する。つまり、ドブラ像の画質を重視しつつも、フレームレートはポイントAと同等の性能を要求する場合について説明する。

【0066】

この場合、ドブラセグメント期間の時間幅を長くし、非ドブラセグメント期間の時間幅をドブラセグメント期間の時間幅より短くする。このようにドブラセグメント期間の時間幅を長くすると、ドブラ像の画質が向上する。また、Bモード（Bカラーモード）の走査線密度を少なくし、Bモード（Bカラーモード）の並列同時受信数を増やし、Bモード（Bカラーモード）のサンプル数を減らすことにより、フレームレートが速くなり、リアルタイム性が向上する。更に、PRFの上限値を変更することにより、PRFの受信時間に無駄が生じないようにし、受信時間を有効に使う。そのことにより、リアルタイム性が向上する。しかし、走査線密度等をこのように設定すると、Bモード（Bカラーモード）像の画質は悪化することとなる。

【0067】

別の例として、ユーザーがポイントCで表される性能を要求する場合について説明する。つまり、Bモード（Bカラーモード）像を重視しつつも、ドブラ像の画質はポイントAと同等の性能を要求する場合について説明する。

【0068】

この場合、ドブラセグメント期間の時間幅と非ドブラセグメント期間の時間幅とを同じくらいの長さにする。このように時間幅をほぼ同じにすると、ドブラ像の画質はポイントAにおける画質とほぼ同じになる。また、Bモード（Bカラーモード）の走査線密度を増やして密にし、Bモード（Bカラーモード）の並列同時受信数を減らし、Bモード（Bカラーモード）のサンプル数を増やすことにより、Bモード（Bカラーモード）像の画質が

10

20

30

40

50

向上する。しかし、走査線密度等をこのように設定すると、フレームレートが遅くなり、リアルタイム性は悪化することとなる。

【0069】

また、更に別の例として、ユーザーがポイントFで表される性能を要求する場合について説明する。つまり、高フレームレート（リアルタイム性の高い）状態を重視しつつも、ドブラ像の画質はポイントAと同等の性質を要求する場合について説明する。

【0070】

この場合、ドブラセグメント期間の時間幅と非ドブラセグメント期間の時間幅とを同じくらいの長さにする。そのことにより、ドブラ像の画質はポイントAにおける画質とほぼ同じになる。また、Bモード（Bカラーモード）の走査線密度を少なくし、Bモード（Bカラーモード）の並列同時受信数を増やし、Bモード（Bカラーモード）のサンプル数を減らすことにより、フレームレートが速くなり、リアルタイム性が向上する。更に、PRFの上限値を変更することにより、受信時間を有効に使うことができ、リアルタイム性が向上する。

10

【0071】

また、ユーザーがポイントAで表される性能を要求する場合について説明する。つまり、ドブラ像、Bモード（Bカラーモード）像及びフレームレートの3つの性質のバランスが良い状態を要求する場合について説明する。

【0072】

この場合、ドブラセグメント期間の時間幅と非ドブラセグメント期間の時間幅とを同じくらいの長さにする。また、Bモード（Bカラーモード）の走査線密度及びBモード（Bカラーモード）のサンプル数を、ポイントCとポイントGとの間の条件にする。このように設定すると、3つの性質のバランスが良い状態となる。

20

【0073】

本実施形態においては、ポイントA、C、F、Gについて説明したが、その他のポイントにおいてもセグメント期間の時間幅や走査線密度等を変更することにより、その性能を得ることができる。

【0074】

以上のように、ユーザーがポイントA～Jで表される性能を要求する場合は、入力部15でドブラセグメント期間等の条件を入力して設定条件を変えることにより、その性能を得ることが可能となる。また、本実施形態においては、ポイントA～Jで表される性能について説明したが、本願発明はそれに限られず、更に自由に設定することができる。つまり、ドブラセグメント期間の時間幅等の組み合わせによって、ポイントA～J以外の点で表される性能を得ることもできる。例えば、ポイントHとポイントAとの間の性能を得ることもできる。

30

【0075】

また、予め、ポイントA～Jで表される性能を得るための条件の組み合わせ（ドブラセグメント期間の時間幅、非ドブラセグメント期間の時間幅、走査線密度、並列同時受信数、サンプル数等の組み合わせ）を、制御部11内に設けられた記憶部（図示しない）に記憶させておいてもよい。そのことにより、ユーザーが入力部15により、例えばポイントAを指定した場合、ポイントAの性能を得るための条件の組み合わせが記憶部から選択され、その組み合わせに対応する信号が送受信処理部2に送信される。そして、その条件の下、超音波の送受信が行なわれることとなる。このように、予め、条件の組み合わせを記憶させておくことにより、ユーザーの負担を軽減することが可能となる。つまり、入力部15において、ユーザーは時間幅等の各条件をすべて設定する必要がなく、既に組み合わせられたものを選択するだけで所望の性能を得ることができ、利便性が向上する。

40

【0076】

尚、ポイントA～Jで表される、ドブラ像の画質、Bモード像（Bカラーモード像）の画質及びフレームレートの組み合わせが、本願発明の「ドブラ像、Bモード像、又はBカラーモード像の画像の性質に関する情報」に相当する。

50

【 0 0 7 7 】

また、本実施形態に係る超音波ドブラ診断装置は、モニタ 1 0 に表示されるドブラ像及び B モード像 (B カラーモード像) の表示フォーマットを、ユーザーの要求に応じて変えることもできる。モニタ 1 0 の表示フォーマットを変更させるために、モニタ 1 0 に表示フォーマットが記憶された記憶部 (表示しない) を設けておく。図 6 に、モニタ 1 0 に表示される画像の表示フォーマットの一例を示す。

【 0 0 7 8 】

同図において、画像 6 1 はドブラ像を示し、画像 6 2 は B モード像 (B カラーモード像) を示す。例えば、ユーザーがドブラ像をはっきり見たいという場合は、図 6 (b) の表示フォーマットで画像を表示する。図 6 (b) では、B モード像 (B カラーモード像) よりもドブラ像が占める領域が大きく、この表示フォーマットで画像を表示することにより、ユーザーはドブラ像をはっきりと見ることができる。

10

【 0 0 7 9 】

一方、B モード像 (B カラーモード像) をはっきりと見たいという場合は、図 6 (d) の表示フォーマットで画像を表示する。図 6 (d) では、ドブラ像よりも B モード像 (B カラーモード像) が占める領域が大きく、この表示フォーマットで画像を表示することにより、ユーザーは B モード像 (B カラーモード像) をはっきりと見ることができる。

【 0 0 8 0 】

また、図 6 (a) 及び図 6 (c) に示す表示フォーマットように、B モード像 (B カラーモード像) とドブラ像とを縦に並べて表示してもよい。図 6 (a) に示されている表示フォーマットでは、B モード像 (B カラーモード像) とドブラ像とがほぼ同じ大きさで表示される。また、図 6 (c) に示されている表示フォーマットでは、B モード像 (B カラーモード像) の方がドブラ像よりも大きく表示されている。

20

【 0 0 8 1 】

このように表示フォーマットを変更させる処理は、例えば、次のように行なわれる。まず、ユーザーが入力部 1 5 により、要望する表示フォーマットを指定すると、その表示フォーマットに対応する信号が制御部 1 1 に送信される。そして、その表示フォーマットに対応する信号は、制御部 1 1 によって D S C 9 に送信される。D S C 9 は、指定された表示フォーマットに応じて、モニタ 1 0 の表示フォーマットを変更させる。

【 0 0 8 2 】

また、本実施例においては、ドブラ像及び B モード像 (B カラーモード像) の画質にかかわらず、表示フォーマットを変更したが、本願発明はそれに限られない。ドブラ像等の画質に併せて表示フォーマットを変更させるようにしてもよい。例えば、ドブラセグメント期間の時間幅を長くしてドブラ像の画質を良くした場合、自動的に、ドブラ像が大きい表示フォーマット (例えば図 6 (b)) が表示されるようにしてもよい。このように表示フォーマットを自動的に変更させる処理は、例えば、次のように行なわれる。

30

【 0 0 8 3 】

制御部 1 1 に記憶部 (図示しない) を設けておく。この記憶部に予め、ドブラセグメント期間の時間幅と表示フォーマットの情報とを関連付けて記憶させておく。そして、制御部 1 1 は、ドブラセグメント期間の時間幅に対応する信号を受け、その時間幅に対応する信号に関連付けられた表示フォーマットの情報を記憶部から選択する。例えば、ユーザーによって、一定基準よりも長いドブラセグメント期間の時間幅が指定された場合、制御部 1 1 はドブラ像が大きく表示される表示フォーマット (例えば、図 6 (b)) の情報を選択し、その表示フォーマットの情報に対応する信号を D S C 9 に送信する。D S C 9 は、選択された表示フォーマットに応じて、モニタ 1 0 の表示フォーマットを変更する。

40

【 0 0 8 4 】

一方、ユーザーによって、一定基準よりも短いドブラセグメント期間の時間幅が指定された場合、制御部 1 1 はドブラ像が小さく表示される表示フォーマット (例えば、図 6 (d)) の情報を選択し、その表示フォーマットの情報に対応する信号を D S C 9 に送信する。D S C 9 は、選択された表示フォーマットに応じて、モニタ 1 0 の表示フォーマット

50

を変更する。

【 0 0 8 5 】

以上のように、ドブラセグメント期間の時間幅と表示フォーマットの情報とを関連付けて記憶させておくことにより、ドブラセグメント期間の時間幅を指定することで、その時間幅に応じた表示フォーマットで画像を表示することが可能となる。

【 0 0 8 6 】

尚、ドブラセグメント期間の時間幅と表示フォーマットの情報とを関連付けることにより、ドブラセグメント期間の時間幅に応じてモニタ 1 0 の表示フォーマットを変更させる場合について説明したが、本願発明はそれに限られない。走査線密度、並列同時受信数、サンプル数又は P R F 上限値等のパラメータと表示フォーマットの情報とを関連付けてもよい。そのことにより、走査線密度等のパラメータが指定されると、そのパラメータに応じてモニタ 1 0 の表示フォーマットを変更させることが可能となる。例えば、一定基準よりも少ない B モードの走査線密度が指定された場合、制御部 1 1 は B モード像が小さく表示される表示フォーマットの情報を選択し、その選択された表示フォーマットに応じて、モニタ 1 0 の表示フォーマットを変更する。その他のパラメータについても同様に、指定されるとそれにに応じてモニタ 1 0 の表示フォーマットを変更する。このように、各パラメータと表示フォーマットの情報とを関連付けておくことにより、各画像の画質に応じて表示フォーマットを変更させることが可能となる。

【 0 0 8 7 】

また、図 5 に示すポイント（時間幅等の各条件の組み合わせ）に対応させて表示フォーマットを自動的に選択するようにしてもよい。例えば、入力部 1 5 においてユーザーが図 5 に示すポイント H を選択した場合、ドブラ像が大きく表示される表示フォーマット（例えば、図 6（b））で画像が表示されるようにしてもよい。この場合は、記憶部に予め、各ポイントと表示フォーマットの情報とを関連付けて記憶させておく。そして、制御部 1 1 は、ポイントに対応する信号を受け、そのポイントに対応する信号に関連付けられた表示フォーマットの情報を記憶部から選択する。例えば、ユーザーによってポイント H が選択された場合、制御部 1 1 はドブラ像が大きく表示される表示フォーマット（例えば、図 6（b））の情報を選択し、その表示フォーマットの情報に対応する信号を D S C 9 に送信する。D S C 9 は、選択された表示フォーマットに応じて、モニタ 1 0 の表示フォーマットを変更する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 8 】

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

【図 2】超音波ドブラ診断装置のドブラモード処理部の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】超音波ドブラ診断装置のスキャン方法を示す図である。

【図 4】フレームレートとドブラ像との関係を示す図である。

【図 5】セグメントスキャン時の B モード（B カラーモード）像の画質と、ドブラモード像の画質と、フレームレートとの関係を示す概念図である。

【図 6】本願発明の実施形態に係る超音波ドブラ診断装置のモニタに表示される画像の表示フォーマットの一例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信処理部
- 3 ウォールフィルタ
- 4、8 混合部
- 5 A R モデル発生部
- 6 予測信号発生部

10

20

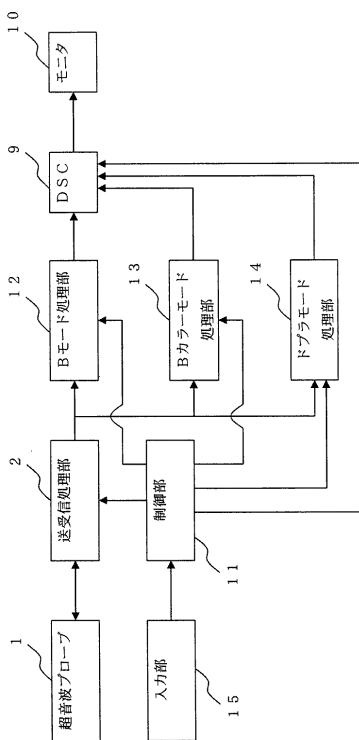
30

40

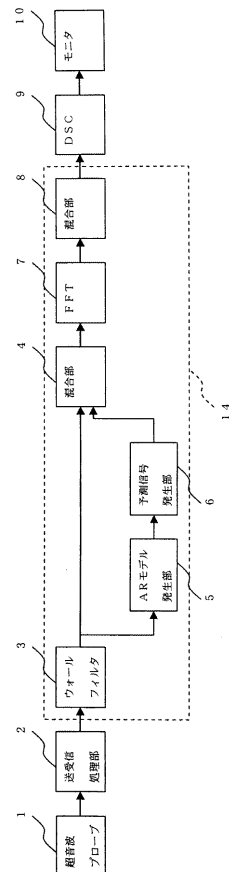
50

- 7 高速フーリエ変換部 (F F T)
- 9 デジタルスキャンコンバータ (D S C)
- 10 モニタ
- 11 制御部
- 12 Bモード処理部
- 13 Bカラーモード処理部
- 14 ドブラモード処理部
- 15 入力部

【図 1】



【図 2】



解决的问题：提供一种超声多普勒诊断设备，该超声多普勒诊断设备能够通过改变多普勒分段时段的时间宽度来根据用户的要求自由地改变多普勒图像等的图像质量。当用户用输入单元指定多普勒分段周期的时间宽度时，与该时间宽度相对应的信号被发送到控制单元。控制单元11基于该时间宽度在发送/接收处理单元2中指定多普勒分段时间的时间宽度。发送/接收处理单元2根据指定的时间宽度来改变多普勒片段时段的时间宽度，并且在该时间宽度期间，以多普勒模式执行超声波束的发送/接收。此外，与时间宽度相对应的信号被输入到多普勒模式处理单元14，并且当获得多普勒图像时，执行根据时间宽度的处理。可以通过自由更改多普勒分段周期的时间宽度来获得用户所需的性能。[选型图]图1

