

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4488726号
(P4488726)

(45) 発行日 平成22年6月23日 (2010. 6. 23)

(24) 登録日 平成22年4月9日 (2010. 4. 9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-409238 (P2003-409238)
 (22) 出願日 平成15年12月8日 (2003. 12. 8)
 (65) 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)
 審査請求日 平成18年12月8日 (2006. 12. 8)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 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 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 本社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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ブ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に対して周波数解析を行なう周波数解析手段と、

前記第1のスキャンで得られたドブラ像、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と、

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超音波ドブラ診断装置。

【請求項 2】

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、

10

20

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

前記第 2 のスキン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 のスキン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に対して周波数解析を行なう周波数解析手段と、

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を入力する入力手段と、

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 のスキンの期間の時間幅、前記第 2 のスキンの期間の時間幅、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超音波ドブラ診断装置。

【請求項 3】

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を入力する入力手段をさらに有し、

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 のスキンの期間の時間幅、前記第 2 のスキンの期間の時間幅、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 に記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項 4】

前記ドブラ像、B モード像、又は B カラーモード像の画像の性質を含む性能を得るための条件の組合せであって、前記第 1 のスキンの期間の時間幅、前記第 2 のスキンの期間の時間幅、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中のいずれか 2 以上の前記条件の組合せの複数を、ポイントに対応させて記憶部に記憶させ、

前記入力手段により入力された前記ポイントに対応する前記条件の組合せが前記記憶部から選択されることを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波ドブラ診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波ドブラ診断装置に関し、特に、ドブラスペクトラムを収集するドブラモードでのスキンと、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）でのスキンとが交互に行なわれるセグメントスキンを実行する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波ドブラ診断装置において、被検体のドブラ像（ドブラスペクトラム）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。

【0003】

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

【0004】

図 3（a）のインターリーブスキンの一例では、4 回に 1 回の割合でドブラモードのスキ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】

10

20

30

40

50

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。

10

【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

20

【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グ（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、バーグ（Burg）の手法（MEM法）に限らず、例えば米国特許5,476,097等に表示されている補間方法を用いて補間を行ってもよい。

【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。

30

【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ぎの悪い縦縞状のスペクトラム画像が発生する。

40

【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）のスキャ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

50

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、ドプラ信号に対して相関のある生体信号を用いてドプ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】

10

【0015】

以上のように、ドプラセグメント期間の時間幅と非ドプ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。ドプラ像の画質や、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、ドプラセグメント期間の時間幅と非ドプ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、ドプラセグメント期間の時間幅と非ドプ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

20

【課題を解決するための手段】

【0023】

請求項1記載の発明は、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、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と、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超音波ドプラ診断装置である。

30

【0024】

請求項2記載の発明は、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、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と、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超音波ドプラ診断装置である。

40

請求項3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、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さら

50

に有し、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 のスキヤンの期間の時間幅、前記第 2 のスキヤンの期間の時間幅、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 4 記載の発明は、請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波ドブラ診断装置であって、前記ドブラ像、B モード像、又は B カラーモード像の画像の性質を含む性能を得るための条件の組合せであって、前記第 1 のスキヤンの期間の時間幅、前記第 2 のスキヤンの期間の時間幅、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中のいずれか 2 以上の前記条件の組合せの複数を、ポイントに対応させて記憶部に記憶させ、前記入力手段により入力された前記ポイントに対応する前記条件の組合せが前記記憶部から選択されることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0025】

本願発明の超音波ドブラ診断装置によると、ドブラモードでスキヤンを実行する期間の時間幅と、B モードスキヤン又は B カラーモードスキヤ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、ドブラモード及び 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) スキヤ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

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本願発明の実施形態に係る超音波ドブ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ブ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ブラ診断装置は、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、ドブラモード処理部 14 と、DSC 9 と、モニタ 10 と、制御部 11 と、入力部 15 とからなる。

30

【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、ドブラモードのスキヤンと、B モード (又は B カラーモード) のスキヤンとを交互に実行するセグメントスキヤンを実行する。そのことにより、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 (ドブラセグメント期間) 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 (非ドブラセグメント期間) とが交互に繰り返される。尚、ドブラモードのスキヤンが本願発明の「第 1 のスキヤン」に相当し、B モード (B カラーモード) のスキヤンが本願発明の「第 2 のスキヤン」に相当する。また、ドブラセグメント期間が本願発明の「第 1 のスキヤンの期間」に相当し、非ドブラセグメント期間が本願発明の「第 2 のスキヤンの期間」に相当する。

40

【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

50

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、CPU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ンの期間の時間幅を設定する。

【0035】

DS9は、Bモード処理部12とBカラーモード処理部13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14で求められるドプラ画像とともにモニタ10に送信する。モニタ10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。

【0036】

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10が本願発明の「表示手段」に相当する。

【0037】

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14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14は、ウォールフィルタ3と、混合部4と、ARモデル発生部5と、予測信号発生部6と、FFT7とからなる。

【0038】

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（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（FFT）7に提供される。

【0039】

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グ（Burg）の手法（MEM法）等により、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。

【0040】

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 (FFT) 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 (DSC) 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 10 に表示される。

【0041】

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 (FFT) 7 が本願発明の「周波数解析手段」に相当する。

【0042】

また、本実施形態においては、高速フーリエ変換部 (FFT) 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。

【0043】

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。

【0044】

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 15 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 11 に送信される。そして、制御部 11 はその時間幅に基づいて、送受信処理部 2 におけるドプ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。

【0045】

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、ドプラモード処理部 14 に入力され、ドプラ像を得る際にその時間幅に応じた処理がなされる。

【0046】

このように、ユーザーがドプ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。

【0047】

ここで、ドプ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プラ像とがどのように変化するのかを、図 4 を参照しつつ説明する。図 4 は、フレームレートとドプラ像との関係を示す図である。

【0048】

図 4 (a) は、ドプラセグメント期間に比べて非ドプ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、ドプラ信号が欠落している非ドプラセグメント期間の時間幅が短いため、ドプラ波形を予測することは容易である。その結果、ドプ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。

【0049】

一方、図 4 (b) は、ドプラセグメント期間に比べて非ドプ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、ドプラ信号が欠落している非ドプラセグメント期間の時間幅が長いため、ドプラ波形を予測することは容易ではない。その結果、ドプラ像は、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。

【0050】

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、ドプラセグメント期間の時間幅は、図 4 (a) に示されたドプラセグメント期間の時間幅よりも短く、図 4 (b) に示されたドプラセグメント期間の時間幅よりも長い。従って、非ドプラ

10

20

30

40

50

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、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。

10

【 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、ドブラ像の繋ぎ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。

20

【 0 0 5 4 】

まず、ユーザーが入力部 1 5 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 1 1 に送信される。そして、制御部 1 1 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。

【 0 0 5 5 】

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 1 2 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 1 3 に入力される。そして、B モード処理部 1 2 (B カラーモード処理部 1 3) 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。

30

【 0 0 5 6 】

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。

40

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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

50

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。

【 0 0 5 9 】

次に、パルス繰り返し周波数（PRF）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PRF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PRF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、PRF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。

10

【 0 0 6 0 】

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。

【 0 0 6 1 】

20

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。

【 0 0 6 2 】

まず、ドプラ像に着目すると、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。

30

【 0 0 6 3 】

このような図において、例えば、ポイントAは、ドプラ像、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、ドプ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、ドプ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、ドプ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。

40

【 0 0 6 4 】

以上のように、ドプラ像と、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、超音波ドプラ診断装置を使うユーザーの中には、ドプラ像の美しさを第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、ドプ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。

【 0 0 6 5 】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【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。

【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。

【0077】

また、本実施形態に係る超音波ドブラ診断装置は、モニタ10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10の表示フォーマットを変更させるために、モニタ10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10に表示される画像の表示フォーマットの一例を示す。

【0078】

同図において、画像61はドブラ像を示し、画像62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。

【0079】

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。

【0080】

また、図6（a）及び図6（c）に示す表示フォーマットのように、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。

【0081】

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15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

10

20

30

40

50

フォーマットに対応する信号が制御部 11 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 11 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 10 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。

10

【 0 0 8 3 】

制御部 11 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 11 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 11 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 10 の表示フォーマットを変更する。

【 0 0 8 4 】

20

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 11 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 10 の表示フォーマットを変更する。

【 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 】

30

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 10 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 10 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 11 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 10 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依拠してモニタ 10 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。

40

【 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 15 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 11 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

50

択された場合、制御部 11 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 10 の表示フォーマットを変更する。

【図面の簡単な説明】

【0088】

【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。

10

【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】

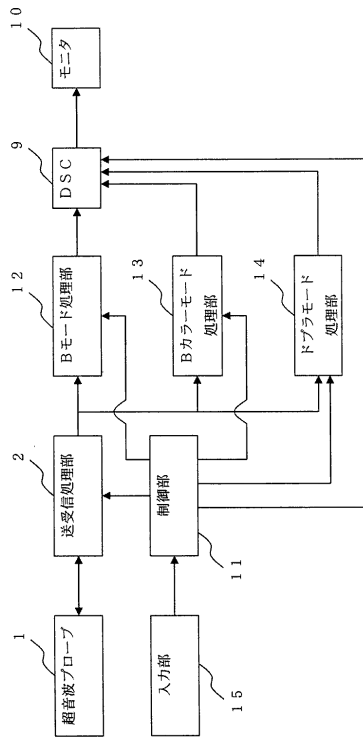
【0089】

- 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
- 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

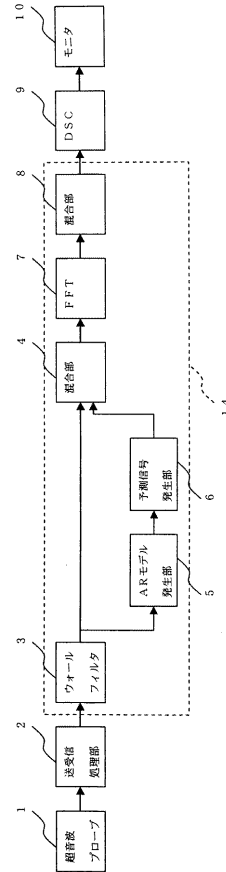
20

30

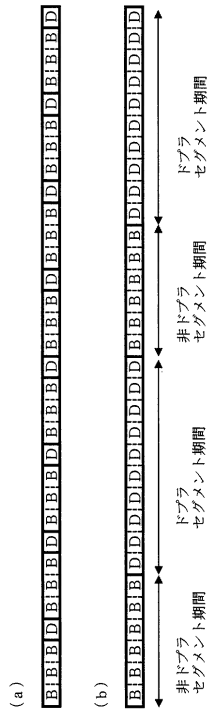
【図 1】



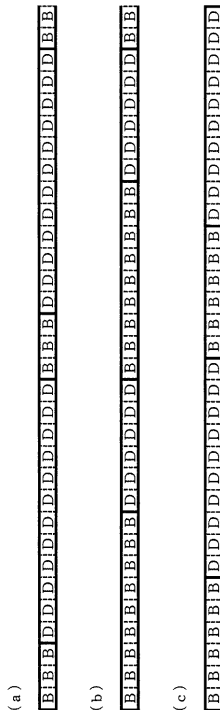
【図 2】



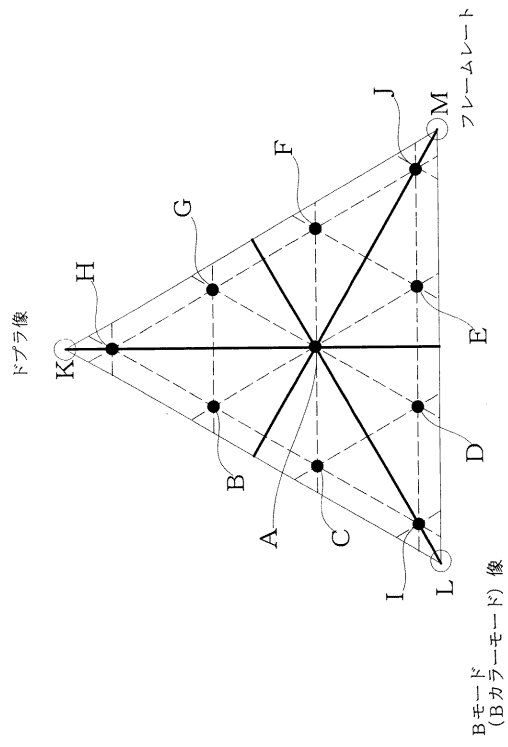
【図 3】



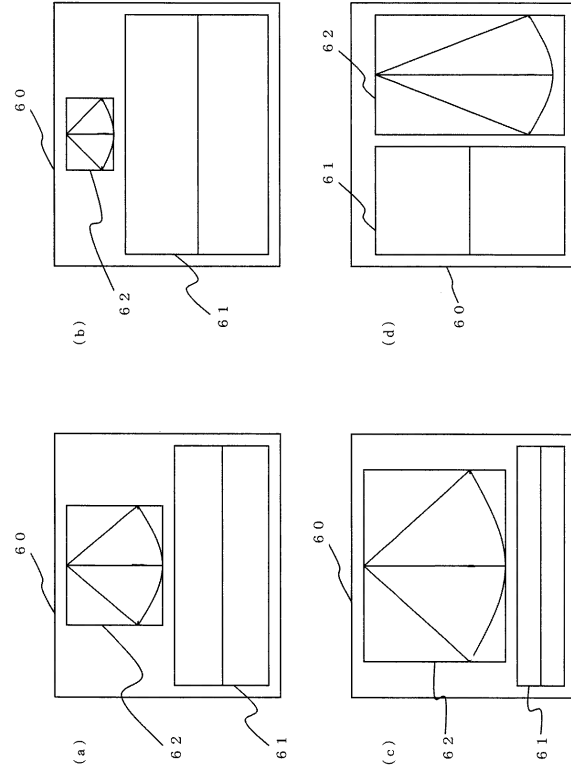
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 1 4 9 3 7 0 (J P , A)
特開平 0 5 - 1 3 7 7 2 7 (J P , A)
特開平 0 5 - 1 3 7 7 1 6 (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)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	JP4488726B2	公开(公告)日	2010-06-23
申请号	JP2003409238	申请日	2003-12-08
[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	滝本雅夫		
发明人	滝本 雅夫		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/12 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/465 G01S7/52085 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/EE08 4C601/EE22 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/HH28 4C601/JB04 4C601/JB49 4C601/JC03 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK25		
其他公开文献	JP2005168585A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波多普勒诊断装置，其中可以根据用户的请求通过改变多普勒段周期的时间宽度来自由地改变多普勒图像等的图像质量等。。ZSOLUTION：当用户通过使用输入部分15指定多普勒段周期的时间宽度时，对应于时间宽度的信号被发送到控制部分11。基于时间宽度，控制部分11指定发送和接收处理部分2的多普勒段周期的时间宽度。根据指定的时间宽度，发送和接收处理部分2改变多普勒段周期的时间宽度，并且在多普勒中发送和接收超声波束。时间宽度期间的模式。对应于时间宽度的信号被输入到多普勒模式处理部分14，并且当获得多普勒图像时，执行与时间宽度相对应的处理。通过自由地改变多普勒段时段的时间宽度，获得用户请求的性能。Z

