

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 301077

(P2002 - 301077A)

(43)公開日 平成14年10月15日(2002.10.15)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト^{*} (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 108493(P2001 - 108493)

(22)出願日 平成13年4月6日(2001.4.6)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 岡田 一孝

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

(74)代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

F タ-ム (参考) 4C301 AA02 BB23 DD01 DD03 DD04

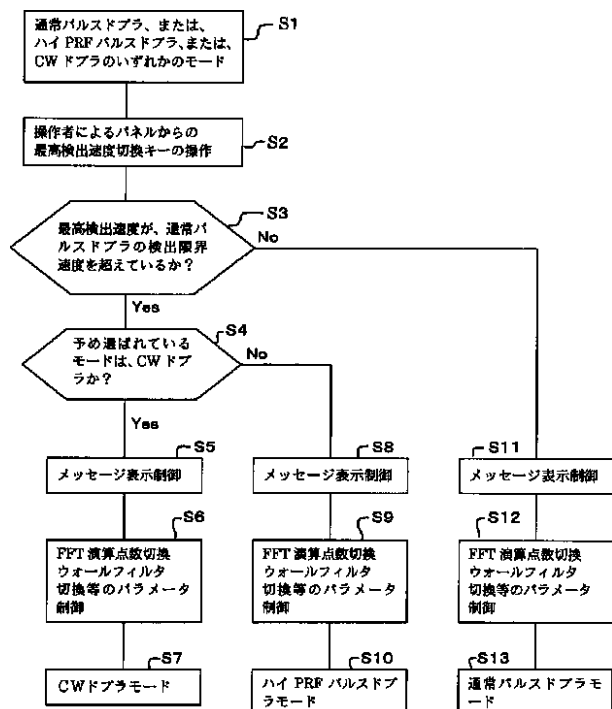
EE13 EE14 HH04 KK09

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 超音波のドプラ周波数偏移に基づいて血流速度を検出する超音波診断装置において、血流速度の計測操作を向上させ、血流速度を容易に検出する。

【解決手段】 制御部に血流速度の最高検出速度を設定する入力部を設け、入力設定された最高検出速度に応じて連続波またはパルス繰り返し周期を指定したパルス波のドプラモードを決定し、決定したドプラモードの超音波を発生させる指令を送波信号発生回路に出力して、設定された最高検出速度に応じたドプラモードに自動的に調整する。最高検出速度に応じて送信部に連続波または最高検出速度に応じた繰り返し周期のパルス波からなる超音波を送信させるとともに、演算部にその超音波に対応する演算パラメータを指示する制御部とを有する構成とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力されたる受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、該ドプラ周波数偏移に基いて血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部とを有する超音波診断装置であって、前記送信部は、連続波またはパルス波のからなる超音波を発生する送波信号発生回路を有し、ビームを選択的に送信し、前記制御部は、前記血流速度の最高検出速度を設定する入力部とを有し、設定された前記最高検出速度に応じて前記送信部に連続波または該最高検出速度に応じたパルス繰り返し周期を指定したパルス波のからなる超音波ドプラモードを決定し、前記送波信号発生回路に決定したドプラモードの超音波を発生させる指令を出力するものである送信部とともに、前記演算部に該超音波に対応する演算パラメータを指示する制御部とを有する超音波診断装置。

【請求項 2】 超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力される受波信号のドプラ周波数偏移を算出して血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部とを有する超音波診断装置であって、前記送信部は、連続波またはパルス波の超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記制御部は、前記送波信号発生回路に連続波の超音波を発生させる指令を出力した後、該連続波に対する前記受波信号に基いて前記ドプラ演算部が算出した血流速度を取り込み、該血流速度に基いて最高検出速度を設定し、該最高検出速度に応じて連続波またはパルス繰り返し周期を指定したパルス波のドプラモードを決定し、前記送波信号発生回路に決定したドプラモードの超音波を発生させる指令を出力するものである超音波診断装置。

【請求項 3】 超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力される受波信号のドプラ周波数偏移を算出して血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部とを有する超音波診断装置であって、前記送信部は、連続波またはパルス波の超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記制御部は、前記血流速度の最高検出速度を入力設定する手動設定部と、前記最高検出速度を自動設定する自動設定部と、前記手動設定部また

は前記自動設定部のいずれかを選択する切換部とを有し、前記自動設定部は、前記切換部において該自動設定部が選択されたときに前記送波信号発生回路に連続波の超音波を発生させる指令を出力した後、該連続波に対する前記受波信号に基いて前記ドプラ演算部が算出した血流速度を取り込み、該血流速度に基いて最高検出速度を設定し、前記制御部は、前記切換部の選択に基づいて前記手動設定部または前記自動設定部のいずれかによって設定された最高検出速度に応じて連続波またはパルス繰り返し周期を指定したパルス波のドプラモードを決定し、前記送波信号発生回路に決定したドプラモードの超音波を発生させる指令を出力するものである超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体から受信される受波信号のドプラ周波数偏移に基いて、生体内の血流速度を検出する機能を備えたのに好適な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波ビームを送信し、被検体から受信される受波信号に基いて診断に必要な情報を得るものである。例えば、受波信号のドプラ周波数偏移を検出し、これに基いて血流の速度を求めることができる。

【0003】このように、ドプラ周波数偏移を利用して血流速度を検出する方法は、パルスドプラモードと、連続波（CW：Continuous Waveの略）ドプラモード（Continuous Wave（連続波）の略）とに大別される。パルスドプラモードは、超音波パルスを繰り返し送信し、個々のパルスの受波信号を受信するものである。パルスドプラモードは、受波信号の音源深度を検出できるから、所望の深度にサンプルゲートを設定して局所的な血流速度の検出ができる。しかし、血流の最高検出速度が、パルス繰り返し周波数（PRF：Pulse Repetition Frequencyの略）によって制限される。

【0004】また、PRFを高くして最高検出速度を向上するため、先のパルスが検出部位まで往復伝播している間隔に、次のパルスを送信する方法も提案されている。このような方法を、ハイPRF（高パルス繰り返し周期）のパルスドプラモードと称する。このハイPRFパルスドプラモードによれば、最高検出速度は通常のパルスドプラモードよりは高くできる。しかし、PRFによって制限される点は同様であるから、最高血流速度に限界がある。また、先に送信したパルスの受波信号の受信が、後のパルスを送信するタイミングと重なると、受波信号を受信できない場合がある。

【0005】これに対し、CWドプラモードは、超音波探触子の一部分から連続して超音波ビームを送信するとともに、超音波探触子の他の一部分でから受波信号を連

続して受信するものである。ＣＷドブラモードは、ＰＲＦによる最高検出速度の制約を受けないから、例えば心臓弁膜症などによる逆流診断等において、高速血流を検出するのに適している。しかし、ＣＷドブラモードでは超音波ビーム上の全ての深さからの受波信号が交じり合って検出されるので、基本的に深度分解能が劣りなく、局所的な血流を検出できない。

【０００６】このように、各ドブラモードにはそれぞれ長所、短所があるから、検出部位の特性や、診断の目的を考慮して、適切なドブラモードを選択することが行なわれている。つまり、操作者が計測対象の血流速度の最高検出速度をある程度推定し、これに基づいて超音波診断装置の入力部に設けられたドブラモード切換キーを操作して、適切なドブラモードを選択するようにしている。

【０００７】

【発明が解決しようとする課題】しかし、操作者が習熟していなければ、適切なドブラモードを選択して正確に血流速度を検出することは難しい。例えば、操作者が未習熟である場合、パルスドブラモードによって測定中に、血流速度の波形の異常に基づいて血流速度がパルスドブラモードの最高検出速度を超えていることがわかってきた場合、血流速度の計測波形のピークが変形することがある。この場合に、操作者が気付かずにそのまま計測を終了すると、正確な血流速度を計測できないことになる。このような場合、熟練者はそこで適切な対応、つまりＣＷモードに切り換えることができる。ない場合がある。また、パルスドブラモードで測定可能な血流速度であるのに、深度分解能がないＣＷドブラモードで測定してしまう場合もある。い、その結果検出部位以外の血流速度を検出してしまう場合もあり得る。

【０００８】上述した問題に鑑み、本発明の課題は、血流速度の計測操作を向上させることにある。を容易に検出できる超音波診断装置を提供することにある。

【０００９】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波診断装置は、超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力される受波信号のドブラ周波数偏移を算出して血流速度を算出するドブラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドブラ演算部と前記表示部とを制御する制御部とを有して構成される。

【００１０】特に、前記送信部は、連続波またはパルス波の超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記制御部は、前記血流速度の最高検出速度を設定する入力部を有し、設定された前記最高検出速度に応じて連続波またはパルス繰り返し周期を指定したパルス波のドブラモードを決定し、前記送波信号発生回路に決定したドブラモードの超音波を発生させる指令を出力する構成とす

る。超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、超音波探触子が被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、受信部から出力された受波信号のドブラ周波数偏移を算出し、これに基づいて血流速度を算出する演算部と、血流速度の波形が表示される表示部とを有する超音波診断装置を対象とする。本発明は、送信部は連続波またはパルス波からなる超音波ビームを選択的に送信し、最高検出速度を設定する入力部と、その最高検出速度に応じて送信部に連続波または最高検出速度に応じた繰り返し周期のパルス波からなる超音波を送信させるとともに、演算部にこの超音波に対応する演算パラメータを指示する制御部とを有する構成を特徴とする。

【００１１】このように構成することにより、熟練していない操作者であっても、計測部位の血流速度をある程度推定できれば、その最高検出速度を入力部から設定するだけで、設定された最高検出速度に応じて自動的にドブラモードが決定されるから、操作性が向上する。また、最高検出速度の設定は、入力部から例えばキー操作により簡単にできるから、操作者は血流速度が速いと推定される部位の場合は、簡単に最高検出速度の設定を変更して、適切なドブラモードで計測を行なうことができる。

【００１２】この場合において、制御部は、最高検出速度に基づいてパルス繰り返し周期を決定し、決定した繰り返し周期が血流速度の計測深度から探触子に受波される受波信号の伝播時間を超えたとき、高パルス繰り返し周期のパルスドブラモード又は連続波ドブラモードに決定するようにすることができる。最高検出速度に基づいて応じたパルス波の繰り返し周波数を決めるとは、のパルス波とは、例えば最高検出速度が高くなるとともにＰＲＦを高くすることしたパルス波である。このようなパルスドブラモードには、また、このようなパルス波は、その繰り返し周期が、超音波探触子と設定検出部位との間を超音波パルスが往復伝播する時間よりも短いもの（ハイＰＲＦパルスドブラモード）と、長いもの（通常パルスドブラモード）とがある。を含み得る。

【００１３】したがって、本発明によれば、最高検出速度に応じて、ＣＷドブラモード、ハイＰＲＦパルスドブラモード、通常パルスドブラモードのうち、予め設定された適切なドブラモードが自動的に選択される。したがって、操作者は各モードの特性を知らなくても最高検出速度を設定するだけで、容易に血流速度を精度よく検出することができる。なお、切替速度は、例えば各パルスドブラモードのそれぞれの最高検出速度を考慮して決定される。

【００１４】また、ドブラモードの選択に連動して、例えばドブラ周波数偏移を求める高速フーリエ変換器の演算点数や、血流速度の検出に不要な体動成分を除去するウォールフィルタの設定等のパラメータも自動的に切換

わればるの便利である。そこで、制御部は、決定したドプラモードに対応する演算パラメータをドプラ演算部に設定することが好ましい。

【0015】また、上述した発明においては、最高検出速度は操作者が入力部から入力するが、これに代えて、制御部は送波信号回路に連続波の超音波を発生させる指令を出力した後、この連続波に対する受波信号に基いてドプラ演算部が算出した血流速度を取込み、この血流速度に基いて最高検出速度を設定するようにしてもよい。これによれば、CWモードによって被検体内の最高血流速度を検出し、これに基いて最高検出速度を自動設定できるから便利である。

【0016】また、このようにして血流速度に基づいて自動設定された最高検出速度と、入力部によって手動で設定した最高検出速度とを切換えて、選択された最高検出速度に基づいてドプラモードを選択するようにしてもよい。すなわち、制御部は、血流速度の最高検出速度を入力設定する手動設定部と、最高検出速度を自動設定する自動設定部と、手動設定部または自動設定部のいずれかを選択する切換部とを有し、切換部の選択に基づいて手動設定部または自動設定部のいずれかによって設定された最高検出速度に応じて連続波またはパルス繰り返し周期を指定したパルス波のドプラモードを決定する構成としてもよい。

【0017】また、制御部は、超音波探触子から出力する超音波に応じて表示装置にメッセージまたはキャラクタを表示させるようにしてもよい。これによれば、ドプラモードが自動的に切換わったことがすぐわかるので便利である。そこで、ドプラモードの種類を表示部に表示させる指令を出力する機能を制御部に設ける。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について説明する。図1に示すように、は、本実施形態の超音波診断装置は、装置制御回路1と、装置制御回路1の指示に従ってパルス波または連続波の超音波を発生する送波信号発生回路3と、送波信号に送信フォーカス処理を施し、駆動信号として出力する送波回路5と、前記駆動信号に応じて図示しない被検体内に超音波ビームを送信し、かつ被検体からの受波信号を検出する超音波探触子7とを有する。また、探触子7からの受波信号を増幅する初段増幅回路9と、受波信号を整相する受波整相回路11とが設けられ、ここで整相された受波信号はドプラ演算回路13に入力される。ドプラ演算回路13は、高速フーリエ変換器(FFT)15を含んで構成され、ここで受波信号は周波数領域に変換される。そして、ドプラ演算回路13は、周波数領域に変換された受波信号のドプラ周波数偏移に基いて血流速度を算出し、ディジタルスキャンコンバータ(DSC)17に入力する。そして、血流速度は、DSC17から画像表示器19に入力され、血流速度波形と

して画像表示される。また、装置制御回路1には、入力装置である操作パネル21がつながれ、操作パネル21には最高検出速度切換キー23と、モード切替切換キー25とが備えつけられている。なお、装置制御回路1と操作パネル21により制御部が構成され、送波信号発生回路3と送波回路5により送信部が構成され、初段増幅回路9と受波整相回路11により受信部が構成され、DSC17と画像表示器19により表示部が構成されている。

【0019】以下、本実施形態の超音波診断装置の詳細な構成を、被検体内の血流速度を検出するときの動作とともに説明する。はじめに、操作者は血流速度を検出する部位の設定を行なう。図示しない画像生成部は、超音波探触子7によって被検体を走査操作して得た受波情報に基いて、被検体の画像を生成して画像表示器に表示する。操作者は、画像を見ながら所望の検出部位を選択し、操作パネル21によって設定する。図2は、画像上において、検出部位を設定する状態を示す模式図である。図2に示すように、画像27は扇型に表示され、検出部位はビームライン29および、ビームライン29上での深度を示すサンプルゲートAを設定することによって特定される。

【0020】また、本実施形態の超音波診断装置は、検出位置に係る血流の速度を、通常パルスドプラモード、ハイPRFパルスドプラモード、CWドプラモードの3つのドプラモードを使い分けて検出する。以下、各ドプラモードについて説明する。

【0021】(通常パルスドプラモードについて)通常パルスドプラモードにおいては超音波ビームはパルス波であって、それぞれのパルスは、先に送信されたパルスの受波信号を探触子7が受信してから送信される。このようなパルス波は、装置制御回路1からの指示に基いて、送波信号発生回路3において生成され、送波回路5に送られる。また、探触子7は、被検体に対向するように並べて配置された図示しない複数の振動子を有して構成されている。個々の振動子は、供給される駆動信号に応じて振動し、超音波を発生するとともに、探触子7に入力された超音波を電気的な信号として出力する。送波回路5は、送波信号発生回路3によって入力されたパルス波に周知の送波フォーカス処理を施し、駆動信号として探触子7の所定の振動子に供給する。これによって、振動子はそれぞれ超音波を発生し、見かけ上検出部位において絞り込まれた超音波ビームが生成される。

【0022】超音波ビームは、検出部位の血流に照射され、ここで周囲の組織等との音響インピーダンスの変化に起因して一部が反射する。また、血管内に超音波造影剤が注入されている場合においては、超音波造影剤からも音波が発生する。ちなみに、超音波造影剤は、溶液中に μm オーダーの微細な気泡を混入したものである。このような気泡が超音波を受けると、気泡の変形や破壊に

起因して、または気泡の表面からの反射によって音波が発生する。これらの反射波や気泡からの音波の一部は、探触子 7 に到達し、個々の振動子によって電氣的な受波信号に変換される。

【0023】ところで、血流から発生する音波の周波数は、血流速度に起因するドブラ効果によって、送信された超音波ビームの周波数からドブラ偏移を示す。すなわち、探触子 7 から遠ざかる血流から生じる音波の周波数は低くなり、探触子 7 に近づく血流から生じる音波の周波数は高くなる。そして、血流速度はこれらのドブラ周波数偏移に基づいて求められる。

【0024】受波信号は、探触子 7 から初段増幅回路 9 に送られる。初段増幅回路 9 において、個々の振動子の受波信号はそれぞれ増幅される。初段増幅回路 9 から出力された受波信号は、受波整相回路 11 に入力され、整相されて加算される。加算された受波信号はドブラ演算回路 13 に入力され、FFT15 において高速フーリエ変換処理を施され、時間領域から周波数領域のデータへと変換される。そして、ドブラ演算回路 13 内の図示しないウォールフィルタによって、血流速度の検出に必要な体動成分は除去される。そして、このデータに基づいてドブラ演算回路は受波信号のドブラ周波数偏移を検出し、これに基づいて検出部位における血流速度を求め *

$$V_{max} = (C / 2 \cos \theta) \times (PRF / F_0) \quad \text{式 1}$$

C：超音波の被検体内伝播速度

θ ：超音波ビームと血流方向との角度

PRF：パルス繰り返し周波数 (Pulse Repetition Frequency)

F_0 ：超音波周波数

これによれば、最高検出速度は PRF によって制限され、PRF が高くなるほど最高検出速度が向上することがわかる。通常パルスドブラモードにおいては、探触子から検出部位までの往復伝播時間よりパルスの送信周期を短くできないから PRF に制限を受けるが、ハイ PRF パルスドブラはこのような制限がないから、PRF を高くでき、より高速の血流を測定できる。但し、先に送信したパルスの受波信号を受信するタイミングと、後のパルスを送信するタイミングとが重ならないように PRF を設定しなければならないことは言うまでもない。

【0026】また、通常パルスドブラモード、ハイ PRF パルスドブラモードに共通する特徴として、深度分解能をもつことが挙げられる。すなわち、パルスを送信してから受波信号を受信するまでの時間は、探触子から診断部位までの深度に依存するので、この時間に基いて特定の深度の受波信号を抽出し、その深度における血流速度を検出することができる。但し、ハイ PRF モードにおいては、その原理上複数の受信深度からの受波信号を同時に受信するので、通常パルスドブラモードに比べて深度分解能が劣る場合がある。

【0027】(CWドブラモードについて) CWドブラ

*る。血流速度は DSC17 に入力されて図示しないメモリに蓄積され、血流速度の時間履歴を表わす波形の画像データとして読み出され、画像表示器 19 に表示される。

【0025】(ハイ PRF パルスモードについて) 次に、ハイ PRF パルスドブラモードに関して、主に通常パルスドブラモードとの相違点について説明する。図 32 は、通常パルスドブラモードと、ハイ PRF パルスドブラモードにおけるパルスの送信時期を示すタイミングチャートである。図 32 において、上段に示す通常パルスドブラモードにおいては、送信されたパルスが探触子 7 から検出部位まで往復伝播し、そのパルスの受波信号が受信されてから次のパルスを送信する。これに対し、下段に示すハイ PRF パルスドブラモードにおいては、先に送信されたパルスの受波信号が受信される前に次のパルスを送信することを特徴とする。また、いずれのドブラモードにおいても、個々のパルスの送信期間内には受波信号を受けることができず、受波信号は送信期間の間隔においてのみ受信可能となっている。ハイ PRF パルスドブラモードを用いると、PRF を高くすることによって最高検出速度を高くすることができる。すなわち、パルス波を用いる場合の最高検出速度は式 1 によって表わされる。

モードは、探触子 7 の一部の振動子から連続波を被検体に送信し、その連続波の受波信号を探触子 7 の他の部分の振動子によって連続して受信することを特徴とする。すなわち、装置制御回路 1 の指示に基いて、送波信号発生回路 3 は連続波からなる送波信号を発生し、送波信号は上述したパルス波の場合と同様に送波回路 5 において送信フォーカス処理されてから探触子 7 に振動子の駆動信号として供給される。これによって、探触子 7 の送信に係る振動子は、連続波からなる超音波ビームを被検体に送信する。一方、被検体からの音波は、探触子 7 の受信に係る振動子によって連続して受信される。

【0028】受波信号は、基本的にパルス波の場合と同様に処理されるが、FFT15 における演算点数の設定は異なっている。すなわち、パルス波の場合には、フーリエ変換に供するデータのサンプリングは、例えばパルスの周期毎に行なうことになり、時間分解能をそれ以上高くすることはできない。これに対し、連続波の場合には、サンプリングを頻繁に行なえるので、時系列における FFT15 の演算点数を増やし、時間分解能を高めるように設定している。一方、パルス波の場合には、時間分解能は制限されるので、その分の演算能力を周波数分解能や、S/N 比を向上させるために振り分けるように演算点数を振り分けるように設定している。また、連続波の場合には、ウォールフィルタの設定もパルス波の場合と異なり、比較的高い周波数成分の信号まで除去するようにしている。

【0029】CWドブラモードにおいては、パルスドブラのように最高検出速度がPRFによる制限を受けないから、最高検出速度を高くすることができる。しかし、CWドブラモードにおいては、超音波ビーム上の全ての深度からの音波が混在した状態で受信されるので、特定の深度からの受波信号を抽出することができない。したがって、設定検出部位の局所的な血流速度を検出することは基本的にできない。但し、検出部位の深度に合わせて周知の送信フォーカス処理を行なうことによって、検出部位からの受波信号を他の部分よりも強調することは可能である。

【0030】ところで、本実施形態の超音波診断装置は、上述した通常パルスドブラモード、ハイPRFパルスドブラモード、CWドブラモードを、操作者が設定する最高検出速度に応じて自動的に切り換えることを特徴とする。具体的には、操作者が入力する最高検出速度が、通常パルスドブラモードにおける検出限界速度を超えないときは通常パルスドブラモードにおいて動作し、この検出限界速度を超える場合は、CWドブラモードまたはハイPRFパルスドブラモードのうちの例えば予め選ばれた1つのドブラモードにおいて動作することを特徴とする。図4は、本実施形態の超音波診断装置における、装置制御回路1の動作を示すフローチャートである。

【0031】図4に示すように、装置制御回路1の動作は、動作を開始するステップS1と、操作者が操作パネルから最高検出速度を入力するステップS2と、最高検出速度が通常パルスドブラモードの検出限界速度を超えているか判断するステップS3と、CWモードへの自動切替切換が選択されているか判断するステップS4とを有して構成されている。そして、CWドブラモード、ハイPRFパルスドブラモード、通常パルスドブラモードのいずれかが選択されたときに、それぞれ対応して表示制御をするステップS5、S8、S11と、パラメータの設定をするステップS6、S9、S12と、各ドブラモードへの切替切換を行なうステップS7、S10、S13とを有する。以下、順を追って説明する。

【0032】(ステップS1：通常パルスドブラモード、ハイPRFパルスドブラモード、またはCWドブラモードによる動作開始)はじめに、操作者は、最高検出速度が通常パルスドブラモードの検出限界速度を超えた場合にCWドブラモードまたはハイPRFパルスドブラモードのいずれを用いるかを、モード切替切換キー25によって設定する。そして、装置を起動すると、超音波診断装置は、CWドブラモード、ハイPRFパルスドブラモード、通常パルスドブラモードのうち、起動時の設定として予め定められたモードにおいて、被検体の血流速度の検出を開始する。起動時のモードは、例えばユーザにとって使用頻度の高いものを任意に設定することができ、ハイPRFパルスドブラモードまたは通常パルス

ドブラモードの場合にはそのPRFも設定される。

【0033】(ステップS2：最高検出速度の入力)次に、操作者は、検出部位の特性や、診断の目的に合わせて、最高検出速度切替切換キー23を操作して所望の最高検出速度を入力する。また、ハイPRFパルスドブラモードまたは通常パルスドブラモードにおいては、最高検出速度よりも血流速度のほうが速い場合には、画像表示器19に表示される血流速度の波形に異常が現れるので、これを操作者が見て、より高い最高検出速度を入力する場合もある。最高検出速度の入力は、例えば、設定された複数の速度レンジからキー操作によって選択するようにしてもよいし、キーボードなどから数値を入力してもよい。そして、ハイPRFパルスドブラモードまたは通常パルスドブラモードにおいては、入力された最高検出速度に応じてPRFを変更する。PRFは、最高検出速度が高くなるほど大きく設定される。

【0034】(ステップS3：最高検出速度と通常パルスドブラモードの検出限界速度との比較)装置制御回路1は、ステップS2において入力された最高検出速度を、通常パルスドブラモードの検出限界速度と比較する。そして、最高検出速度が検出限界速度を超える場合には、通常パルスドブラモードによって血流速度を検出困難であると判断し、ステップS4へ進む。一方、最高検出速度が検出限界速度を超えない場合には、通常パルスドブラモードによって血流速度を検出可能であると判断してステップS11に進む。

【0035】(ステップS4：CWドブラモードへの切替切換判断)ステップS1において、最高検出速度が通常パルスドブラモードの検出限界速度を超えたときにCWモードへ切り換えることが選択されているか否かを判断し、CWモードへの切替切換が選択されている場合はステップS5へ進む。一方、CWモードへの切替切換が選択されていない場合は、ステップS8へ進む。

【0036】(ステップS5：CWドブラメッセージ表示制御)装置制御回路1は、画像表示器19に、CWドブラモードが選択されたことを示す表示をさせる。表示は、例えばテキストデータによってモードの切替わりを示すメッセージを画面の一部に表示するようにしてもよいし、キャラクターを表示してもよい。また、Bモード断層像27上において、検出部位を示すキャラクターを、他のモードと違うものにしてもよい。

【0037】(ステップS6：CWドブラパラメータ制御)装置制御回路1は、ドブラ演算回路13およびFFT15に指示を出し、例えばウォールフィルタの設定や、FFT15の演算点数といったパラメータを、CWドブラモードに好適な設定に切替切換させる。

【0038】(ステップS7：CWドブラモードへの切替切換)装置制御回路1は、送波信号発生回路に連続波の送波信号の発生を指示する。これによって、超音波診断装置はCWドブラモードによる血流速度の検出を開始

する。

【0039】(ステップS8:ハイPRFパルスドブラメッセージ表示制御)ステップS5と同様にして、ハイPRFパルスドブラモードに切替わったことを示すメッセージまたはキャラクターを画像表示器19に表示させる。

【0040】(ステップS9:ハイPRFパルスドブラパラメータ制御)ステップS6と同様にして、各パラメータをハイPRFパルスドブラモードに好適な設定に切り換える。

【0041】(ステップS10:ハイPRFパルスドブラモードへの切替切換)装置制御回路1は、送波信号発生回路に、ハイPRFパルスドブラモードの送波信号の発生を指示する。また、この送波信号のPRFは、入力された最高検出速度に基いて決定される。これによって、超音波診断装置はハイPRFパルスドブラモードによる血流速度の検出を開始する。

【0042】(ステップS11:通常パルスドブラメッセージ表示制御)ステップS5と同様にして、通常パルスドブラモードに切替わったことを示すメッセージまたはキャラクターを画像表示器19に表示させる。

【0043】(ステップS12:通常パルスドブラパラメータ制御)ステップS6と同様にして、各パラメータを通常パルスドブラモードに好適な設定に切り換える。

【0044】(ステップS13:通常パルスドブラモードへの切替切換)装置制御回路1は、送波信号発生回路に、通常パルスドブラモードの送波信号の発生を指示する。また、この送波信号のPRFは、入力された最高検出速度に基いて決定される。これによって、超音波診断装置は通常パルスドブラモードによる血流速度の検出を開始する。

【0045】装置制御回路の動作フローは、以上のようにステップS7、S10、S13のいずれかにおいて終了するが、次に操作者が最高検出速度を入力したときには、再びステップS2に戻ってこのような動作をすることになる。

【0046】以上のように、本実施形態によれば、入力された最高検出速度に応じて、CWドブラモード、ハイPRFパルスドブラモード、通常パルスドブラモードのうち適切なドブラモードが自動的に選択される。したがって、操作者は最高検出速度を入力するだけで、それぞれのドブラモードの特性を知らなくても容易に血流速度を検出することができる。

【0047】また、ドブラモードの選択に連動して、FFT15の演算点数や、ウォールフィルタの設定等のパラメータも自動的に切替わるので便利である。

【0048】また、ドブラモードの自動切替切換があったときに、画像表示器19に切替切換を示すメッセージやキャラクターが表示されるので、操作者が切替切換のあったことをすぐにわかるようになっている。

*【0049】なお、本実施形態において、「回路」と称して説明した部分は、必ずしもハードウェア回路として形成されている必要はなく、例えば受波整相回路、ドブラ演算回路、装置制御回路は、汎用のCPUとソフトウェアとを組み合わせる構成してもよい。

【0050】また、本実施形態では、最高検出速度が通常パルスドブラの検出限界速度を超えたときにドブラモードを切り換えているが、検出限界速度の代わりに、任意に設定した速度に基いてドブラモードを切り換えてもよい。

【0051】また、本実施形態は、通常パルスドブラモードと、CWドブラモードまたはハイPRFパルスドブラモードのいずれか一方とを切替える場合について説明したが、最高検出速度の設定値を高低の2段階としてに応じて、高設定値を超えたときにCWドブラモードとハイPRFパルスドブラモードからCWドブラモードにこの2つのモードを切り換えるようにしてもよい。また、CWドブラモード、ハイPRFパルスドブラモード、通常パルスドブラモードの3つのモードを、最高検出速度に応じて3段階に切り換えるようにしてもよい。

【0052】また、本実施形態では、最高検出速度は操作者が操作パネルから入力しているが、その代わりに、制御部が送波信号発生回路に連続波の超音波を発生させる指令を出力し、この連続波に対する受波信号に基いてドブラ演算回路が算出した血流速度を取込み、この血流速度に基いて最高検出速度を設定するようにしてもよい。これによれば、操作者が最高検出速度を入力しなくても、CWモードによる血流測定結果に基いて、適切なドブラモードが自動選択されるので便利である。

【0053】また、本実施形態では、ドブラモードを切り換えるときに、FFTの演算点数およびウォールフィルタの設定を追従して切り換えているが、これらに限らず、ドブラモードを切り換えるときに連動して変更され得るいかなるパラメータを切り換えてもよい。

【0054】

【発明の効果】本発明によれば、血流速度を容易に検出することができる。血流速度の計測操作を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態の構成を示す図である。

【図2】図1の超音波診断装置において、画像上で検出部位を設定する状態を示す模式図である。

【図3】通常パルスドブラモードおよび高PRFパルスドブラモードにおける超音波ビームの送信タイミングを示すタイミングチャートである。

【図4】図1の超音波診断装置の装置制御回路の動作を示すフローチャートである。

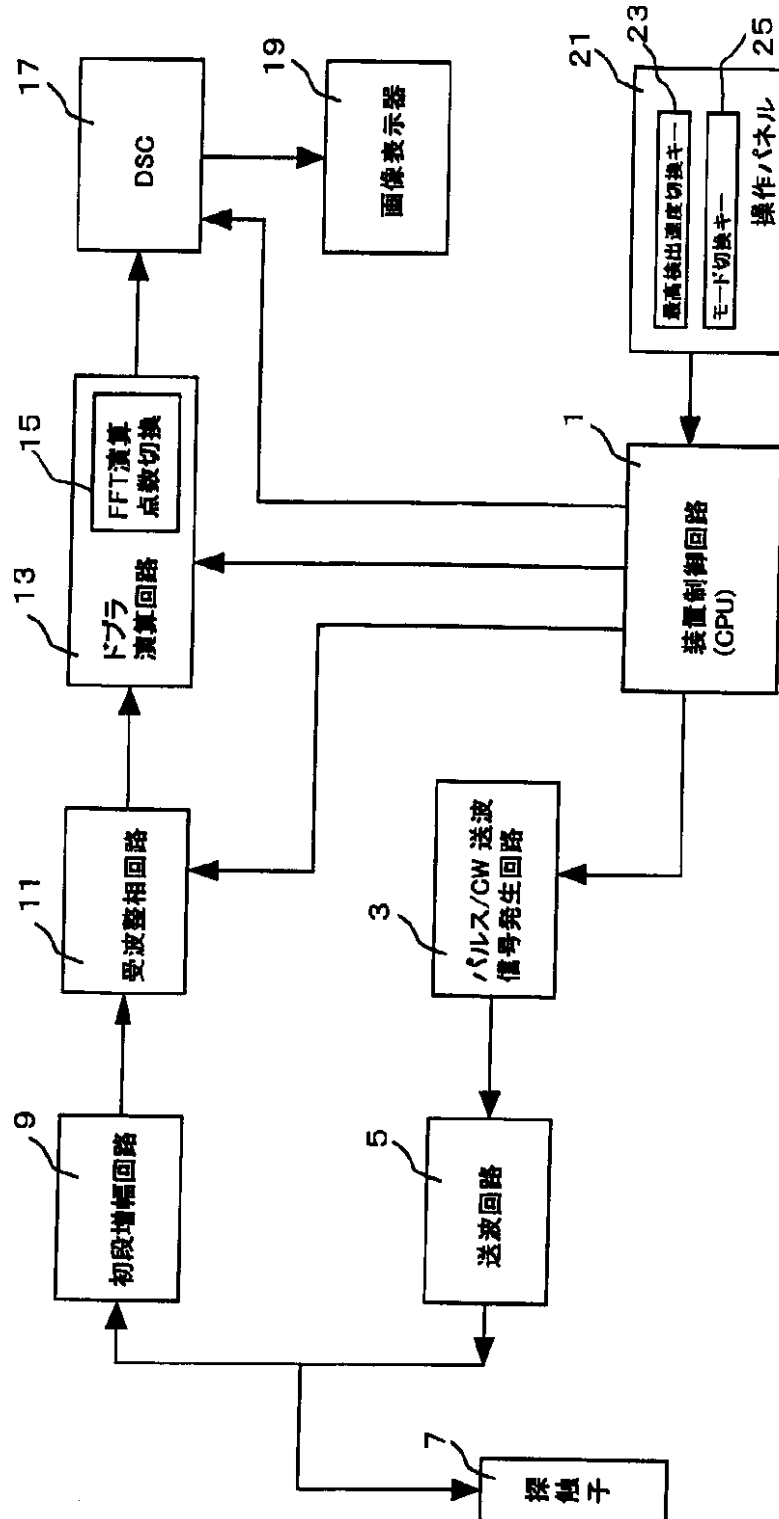
【符号の説明】

*50 1 装置制御回路

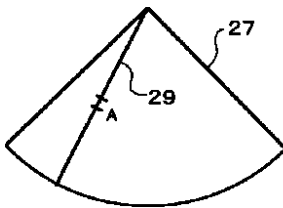
- 3 送波信号発生回路
- 5 送波回路
- 7 探触子
- 9 初段増幅回路
- 11 受波整相回路
- 13 ドブラ演算回路

- 15 高速フーリエ変換器 (FFT)
- 17 デジタルスキャンコンバータ (DSC)
- 19 画像表示器
- 21 操作パネル
- 23 最高検出速度切替切替キー
- 25 モード切替切替キー

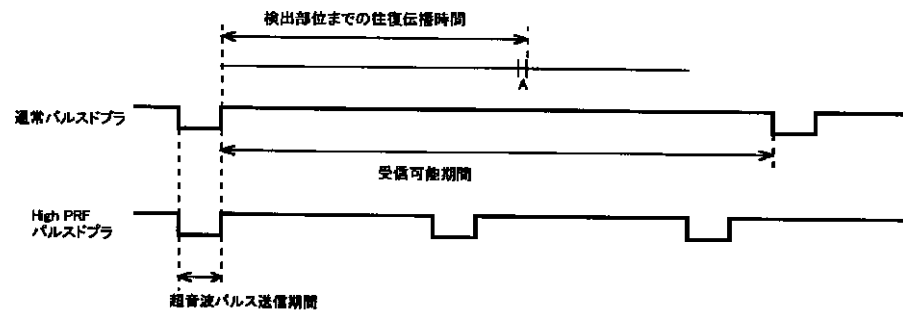
【図1】



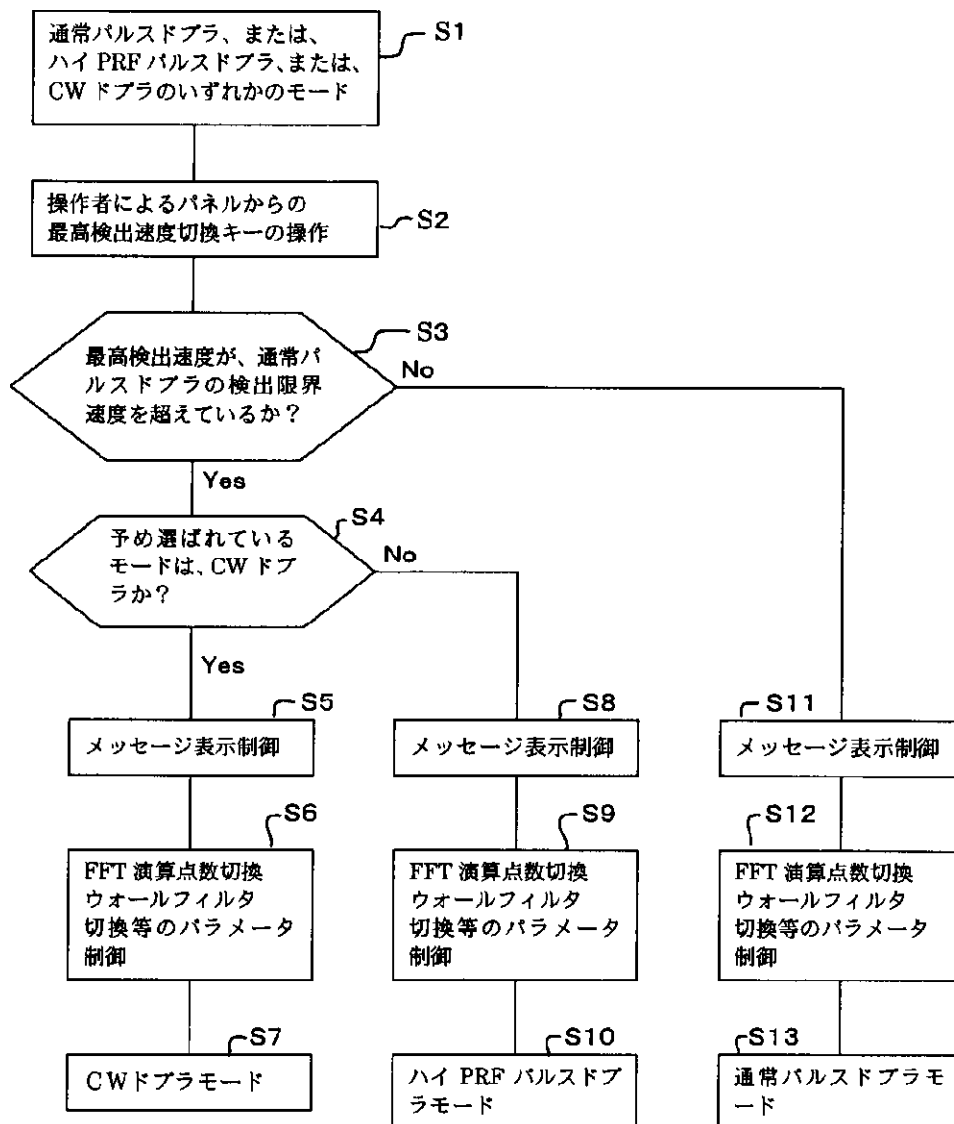
【図2】



【図3】



【図4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002301077A	公开(公告)日	2002-10-15
申请号	JP2001108493	申请日	2001-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	岡田一孝		
发明人	岡田 一孝		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB23 4C301/DD01 4C301/DD03 4C301/DD04 4C301/EE13 4C301/EE14 4C301/HH04 4C301/KK09 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/HH04 4C601/HH13		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(带更正) 解决的问题: 在超声波诊断装置中, 为了改善血流速度的测量操作并容易地检测血流速度, 该超声波诊断装置基于超声波的多普勒频移来检测血流速度。控制单元设置有用于设置最大血流速度检测速度的输入单元, 并且根据输入的检测最大检测速度来确定指定了脉冲重复周期的连续波或脉搏波的多普勒模式, 以所确定的多普勒模式产生超声波的命令被输出到发送信号生成电路, 并且根据所设置的最大检测速度来自动调节多普勒模式。根据最大检测速度, 使发送单元发送由具有与最大检测速度相对应的重复周期的连续波或脉搏波构成的超声波以及用于向操作单元指示与超声波相对应的操作参数的控制单元。假定有。

