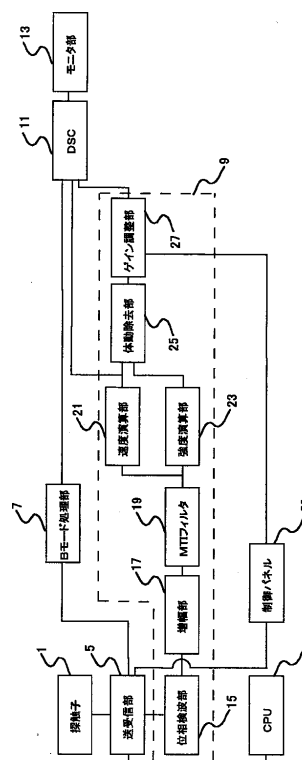


(11)特許出願公開番号



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を被検体に超音波を送信させるように制御する送信部と、前記超音波探触子からの受波信号を信号処理する受信部と、前記受波信号のドブラ偏移に基づいてドブラ画像を生成するドブラ画像生成部と、前記ドブラ画像を表示する表示部とを有してなる超音波診断装置であって、前記受波信号のドブラ偏移のうちの前記被検体の体動成分を設定する設定部と、前記設定された体動成分を前記ドブラ偏移から除去する体動除去部と、前記体動除去されたドブラ偏移の利得を可変設定するゲイン設定部とを有したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記ドブラ偏移に基づいて検出部位の速度を算出する速度演算部と、前記検出部位の速度に応じて前記体動除去部に体動除去させる手段とを有したこと特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【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、特にドブラ計測において体動を除去する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、超音波探触子を介して被検体との間で超音波を送受信し、受波信号に基づいて画像等の診断に必要な情報を得るものである。例えば、被検体を走査しながら超音波ビームを順次送信し、受波信号の強度を画素の輝度として画像表示することが知られている。このような画像は、一般に B モード画像と称される。また、動きのある検出部位からの受波信号は速度に応じたドブラ周波数偏移を示すことを利用して、血流の速度を検出することも知られている。そして、被検体を走査しながら各部位の血流速度を求め、被検体内の血流速度分布を色分け表示した血流像を生成し、B モード画像に重ねて表示することも知られている。このような方法は一般にカラー Doppler 法と称される。

【0003】また、血管の走行性を観察する目的で、受波信号のうち所定のドブラ周波数偏移を示す成分を血流成分のドブラ偏移信号として抽出し、このドブラ偏移信号の強度を輝度表示する血流像を表示することも提案されている。このような表示は一般にパワー表示と称されている。パワー表示によれば、血流速度分布を色分け表示する場合と異なり、同じ血管が折返しによって色を変えることがないから血管の走行を追やすい。また、抽出されたドブラ偏移信号の利得を調節して血流像のコントラストを任意に調節できるから、微細な血管であっても観察しやすい。

【0004】ところで、ドブラ周波数偏移は血流だけでなく体動によっても生じるから、ドブラ偏移信号には体

動に起因する成分が含まれる場合がある。したがって、パワー表示をする場合、ドブラ偏移信号から、この不要な体動成分を効率よく低減しなければ、血流を明瞭に表示することができない。そこで、体動成分は血流成分と比べて強度が大きくかつ速度が遅いという特徴に着目し、ドブラ偏移信号に基づいて検出対象の速度を求め、ドブラ偏移信号の強度と検出対象の速度との関係に基づいて体動成分と血流成分とを判別し、体動成分を低減する補正をすることが提案されている。この場合、速度の演算や体動成分の判別および補正等の処理を精度良く行なうため、ドブラ偏移信号をディジタル信号が飽和しない程度に増幅し、S/N 比を向上することが好ましい。そこで、これらの処理を行なう体動除去部に入力されるドブラ偏移信号を増幅する増幅器を設けることが提案されている。また、この増幅器のゲインを可変設定することによって、ドブラ画像のコントラストを調整することも提案されている。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した装置においては、血流のドブラ画像のコントラストを調整すると、体動除去部に入力されるドブラ偏移信号の強度が変わってしまう。体動成分と血流成分との判別はドブラ偏移信号の強度に基づいて行なわれるから、ドブラ偏移信号の強度が変わると適切な判別ができなくなり、血流成分が欠落したり、体動成分が残留してしまう場合がある。これに対し、体動成分と血流成分とを判別するしきい値である体動除去値をゲインに連動して変えることも考えられるが、装置の構成や処理が煩雑となってしまう。上述した問題に鑑み、本発明の目的は、血流成分の欠落および体動成分の混入を低減し、血流のドブラ画像を向上することにある。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を被検体に超音波を送信させるように制御する送信部と、前記超音波探触子からの受波信号を信号処理する受信部と、前記受波信号のドブラ偏移に基づいてドブラ画像を生成するドブラ画像生成部と、前記ドブラ画像を表示する表示部とを有してなる超音波診断装置であって、前記受波信号のドブラ偏移のうちの前記被検体の体動成分を設定する設定部と、前記設定された体動成分を前記ドブラ偏移から除去する体動除去部と、前記体動除去されたドブラ偏移の利得を可変設定するゲイン設定部とを有する構成とすることによって上述した目的を達成する。

【0007】本発明によれば、ゲイン設定部を体動除去部の後に設ける構成としたので、ゲインを調整しても体動除去部に入力されるドブラ偏移信号の強度に影響が及ばない。したがって、血流成分の欠落や体動成分の混入が少なくなり、血流のドブラ画像を向上することができる。また、前記ドブラ偏移に基づいて検出部位の速度を

算出する速度演算部と、前記検出部位の速度に応じて前記体動除去部に体動除去させる手段とを有した構成としてもよい。

【0008】ところで、体動除去部に入力されるドブラ偏移信号は、S/N比を向上して体動除去処理の精度を向上するため、デジタル信号が飽和しない限度で強度を高めることが好ましい。そこで、ドブラ画像生成部は、体動除去部に入力されるドブラ偏移信号を一定の利得で増幅する増幅器を含む構成としてもよい。この場合、体動除去値はこの一定の利得の場合に適合するよう 10 に設定するとよい。

【0009】また、ドブラ画像生成部に入力される受波信号の利得を可変調整する受波増幅器を設けることが知られている。このような構成とする場合、入力設定値に応じて受波増幅器およびゲイン調整部にそれぞれ設定利得を指示する入力部を有し、入力部は、予め定めた入力設定値の範囲にわたって受波増幅部に一定の利得を指示する構成としてもよい。これによれば、診断時に常用するゲインの範囲では受波増幅部のゲインを一定となるよう 20 に設定し、体動除去値をこの一定のゲインに適合させることによって、少なくともこの常用範囲ではゲインの調整に伴う血流成分の欠落や体動成分の混入を低減することができる。また、受波増幅部とゲイン調整部を協働させてゲインの調整範囲を広くすることができる。

【0010】

【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は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示す図である。超音波診断装置は、探触子1と、集中処理装置(CPU)3と、CPU3からの指示に従い、探触子1を介して図示 30 しない被検体との間で超音波を送受信する送受信部5とを有する。そして、送受信部5が受信する受波信号に基づいて、Bモード画像のデータを生成するBモード処理部7と、ドブラ画像のデータを生成するドブラ処理部9とがそれぞれ設けられている。Bモード処理部7およびドブラ処理部9が出力するデータは、共用のデジタル・スキャン・コンバータ(DSC)11にそれぞれ入力され、走査変換して読み出されモニタ13によって画像表示される。

【0011】ドブラ処理部9は、受波信号からドブラ偏 40 移信号を抽出する位相検波部15と、ドブラ偏移信号を増幅する増幅部17と、増幅部17の出力信号から体動成分を低減するMTIフィルタ19を有する。そして、MTIフィルタ19から出力されるドブラ偏移信号に基づいて、その信号に対応する検出部位の速度を求める速度演算部21と、MTIフィルタ19から出力されるドブラ偏移信号の強度を検出する強度演算部23が設けられている。そして、速度演算部21から出力される速度信号と、強度演算部25から出力される強度信号に基づいて、強度信号の体動成分を低減する体動除去部25が 50

設けられている。体動除去部25から出力される強度信号はゲイン調整部27を経由してDSC11に入力される。また、ゲイン調整部27には、ゲインを可変設定するため入力部たる制御パネル29がつながれている。また、制御パネル29は、送受信部5にもつながれている。

【0012】以下、このような超音波診断装置を用いて、被検体の血流をパワー表示するドブラ画像を生成するときの動作について、詳細な構成とともに説明する。はじめに、送受信部5の図示しない送信回路系は、CPU3からの指示に従って、探触子1を介し、図示しない被検体に超音波ビームを送信する。探触子1は、被検体に対向して列状または面上に並べられた複数の振動子を有する。送受信部5は、探触子1の個々の振動子にそれぞれ駆動信号を与えて超音波を発生させる。これによって、見かけ上各振動子からの波面が一致する方向に進行する超音波ビームが形成される。

【0013】超音波ビームは被検体を伝播し、組織の表面等の音響インピーダンスが変化する部分を通過するとき一部が反射される。また、被検体に超音波造影剤を注入すると、超音波造影剤は超音波ビームを受けたときに特有の音波を発生する。そして、送受信部5の図示しない受信回路系は、探触子1を介し、反射波や造影剤の発する音波を含む受波信号またはエコー信号を受信する。受波信号は、探触子1の振動子において音波から電気信号に変換され、送受信部5の受信回路系は個々の振動子からの受波信号をそれぞれ整相して加算する。そして、加算された受波信号は、送受信部5に設けられた図示しない受波増幅器によって増幅を受け、その後送受信部5の図示しないA/D変換部においてデジタル変換される。なお、この受波増幅器は、例えば0dBないし 30 dBの範囲内で利得を可変設定可能なものである。受波増幅器の利得の設定方法については後に詳しく説明する。

【0014】本実施形態の超音波診断装置は、このような超音波ビームの送信と、これに伴う受波信号の受信を、超音波ビームのビームラインをずらして被検体を走査しながら行なう。図2は、本実施形態の超音波診断装置が被検体を走査するときの超音波ビームのスキャンパターンを示す図である。図2に示すように、探触子1は周知の走査方法によって、ビームライン(b1, b2, ・ ・ ・ bi)の向きを変えながら、各ビームラインについてN回ずつパルス波からなる超音波ビームを順次送信する。これによって、図2に示すように、被検体は略扇型の領域にわたって走査される。ところで、探触子1が超音波ビームを送信してから受波信号を受信するまでの往復伝播時間は、探触子1と受波信号の発生源との距離に略比例するから、この往復伝播時間と超音波ビームの送信方向に基づいて、各受波信号に対応する生成画像の画素位置を決定できる。そして、画素の輝度をそれぞれ受

波信号の強度に基づいて決定して生成された濃淡像が B モード画像である。一方、血流のパワー表示のドプラ画像は、受波信号のドプラ効果に基づいて血流から生じた受波信号を抽出し、その信号強度をカラー画像表示するものである。

【0015】デジタル変換された受波信号は、B モード処理部 7 およびドプラ処理部 9 の位相検波部 15 にそれぞれ入力される。B モード処理部 7 は、受波信号を B モード画像の生成に適合させるため、減衰補正等の周知の処理をしてから DSC11 に入力する。

【0016】一方、ドプラ処理部 9 において、位相検波部 15 は、入力された受波信号を高速フーリエ変換 (FFT) 処理し、時間領域から周波数領域のデータに変換する。そして、位相検波部 15 は、受波信号のうち血流部分に対応する成分を抽出するため、予め定めた範囲のドプラ周波数偏移の信号を低減する。すなわち、探触子 1 から中心周波数  $F_0$  の超音波ビームを送信したとき、血流のように動きのある検出対象から得られる受波信号は、ドプラ効果によって例えば中心周波数が  $F_0 + F_d$  に偏移する。ここで、 $F_d$  はドプラ偏移周波数である。位相検波部 15 は、ドプラ周波数偏移  $F_d$  が所定値以下の受波信号を低減または除去し、ドプラ周波数偏移  $F_d$  が所定値以上の信号を抽出し出力する。以下、この抽出された信号をドプラ偏移信号と称する。

【0017】増幅部 17 は、位相検波部 15 が出力するドプラ偏移信号を、MTI フィルタ 19 の処理に好適なレベルまで、一定の利得を与えて増幅する。MTI フィルタ 19 はハイパスフィルタを含んでなり、これによってドプラ偏移信号の比較的低周波の体動成分は低減される。

【0018】MTI フィルタ 19 から出力されるドプラ偏移信号は、速度演算部 21 および強度演算部 23 にそれぞれ入力される。速度演算部 21 は、ドプラ偏移信号のドプラ偏移周波数  $F_d$  に基づいて、その信号に対応する検出部位の速度分散を算出し、算出結果に基づく速度信号を出力する。一方、強度演算部 23 は、ドプラ偏移信号の強度すなわち振幅を検出し、強度信号を出力する。

【0019】そして、速度信号および強度信号とはそれぞれ体動除去部 25 に入力される。体動除去部 25 は、速度信号および強度信号に基づいて、強度信号の体動成分と血流成分とを判別する。そして、強度信号から、体動成分と判別された信号を低減または除去して出力する。図 3 は、体動除去部 25 が有する体動除去テーブルである。速度を横軸にとり、信号の強度を縦軸にとると、血流と体動とを判別するしきい値である体動除去テーブル値は、図 3 に示すような曲線となる。そして、判別対象のドプラ偏移信号の強度と対応する検出対象の速度とが、体動除去テーブル値の曲線よりも上方の領域にあるときは、体動除去部 25 はその信号が体動に起因す

るものと判別する。このような体動除去テーブル値は、経験や実験に基づいて良好なドプラ画像が得られるように設定することができる。

【0020】ゲイン調整部 27 は、制御パネル 29 の設定入力に応じて、体動除去部 25 から出力される強度信号の利得を調整し、調整された信号を DSC11 に入力する。ゲイン調整部 27 は、制御パネル 29 の入力設定に従って、例えば 0 dB ないし -30 dB の範囲内で利得を可変設定することができるものである。そして、ゲイン調整部 27 から出力された補正後の強度信号すなわちドプラ画像のデータは、DSC11 に入力された後に走査変換して読み出され、モニタ 13 において血流のパワー表示像として、B モード画像に重ね合わせて画像表示される。

【0021】ところで、本実施形態では、制御パネル 29 によって、送受信部 5 内の受波増幅器の利得と、ゲイン調整部 27 の利得とを一括して設定している。図 4 は、操作パネルによって設定された利得に対する受波増幅器の利得とゲイン調整部 27 の利得とを示すグラフである。図 4 に示すように、制御パネルには、例えば 0 dB ないし 60 dB の範囲でドプラ画像の利得を調整できる旨が表示される。そして、操作者は、制御パネル 29 の図示しない入力装置を操作して、所望のゲインを設定値として入力する。図 4 に示すように、設定値が 0 dB のときは、受波増幅器の利得は 0 dB であり、ゲイン調整部 27 の利得は -30 dB となっている。設定値が 0 dB から 30 dB の範囲では、ゲイン調整部 27 の利得は -30 dB で一定であり、受波増幅器の利得は 0 dB から 30 dB まで変化する。設定値が 30 dB から 60 dB の範囲では、受波増幅器の利得は 30 dB で一定であり、ゲイン調整部 27 の利得は -30 dB から 0 dB まで変化する。設定値が 60 dB のときは、受波増幅器の利得は 30 dB であり、ゲイン調整部 27 の利得は 0 dB である。このように、本実施形態の超音波診断装置は、それぞれ 30 dB の調整範囲をもつ受波増幅器とゲイン調整部 27 とを協働させることによってトータルで 60 dB の利得調整範囲を達成している。

【0022】次に、受波増幅器、増幅部 17 およびゲイン調整部 27 における利得の設定について説明する。まず、送受信部 5 の増幅器の利得は、受波信号の S/N 比が向上するように十分増幅され、かつデジタル変換したときにピーク値においてデジタル信号が飽和しないように考慮して設定される。その後受波信号は位相検波部 15 において、ドプラ周波数偏移が小さい成分を低減される。増幅部 17 の利得は、この位相検波部 15 の出力信号、すなわちドプラ偏移信号が十分増幅されかつピーク値においてデジタル信号が飽和しないように考慮して設定される。ゲイン調整部 27 における利得または利得の調整範囲は、モニタ 13 の表示画面上において血流をパワー表示するドプラ画像のコントラストを考慮し

て設定される。例えば、操作者は、モニタ 13 を見て血流の診断をしながら、制御パネル 29 を操作して適宜コントラストを調整することができる。

【0023】本実施形態の超音波診断装置においては、血流をパワー表示するドプラ像によって血管の走行性を観察するときに、制御パネル 29 の設定値は 30 dB ないし 60 dB の範囲が常用されるように設計されている。そして、体動除去部 25 の体動除去値は、このときの受波増幅器および増幅部 17 の利得に適合するように設定されている。これによって、診断に常用される 30 dB ないし 60 dB の範囲においては、ドプラ画像のコントラストを調整するためにゲインの設定値を変更しても、体動除去部 25 への入力信号の利得は一定となる。

【0024】以上のように、本実施形態によれば、ゲイン調整部を体動除去部の後に設ける構成としたので、ゲイン調整部のゲインを調整しても体動除去部に入力するドプラ偏移信号の強度に影響が及ばない。したがって、ゲイン調整部の調整にかかわらず、血流成分の欠落や体動成分の混入が少なくなり、血流のドプラ画像を向上することができる。

【0025】また、ドプラ画像生成部は、体動除去部に入力されるドプラ偏移信号を一定の利得で増幅する増幅器を含む構成としたので、体動除去部に入力されるドプラ偏移信号の強度を、S/N 比が高くかつデジタル信号が飽和しない強度に設定することができる。これによって体動除去部の処理を精度よく行なうことができ、ドプラ画像の画質が向上する。

【0026】また、入力された設定値に応じて受波増幅器およびゲイン調整部にそれぞれ設定利得を指示する制御パネルを有し、この制御パネルは、設定値が常用範囲である 30 dB ないし 60 dB の範囲にあるときに、受波増幅部に一定の利得を指示するものであるから、この範囲においてはゲインの設定値を変えても体動除去部に入力されるドプラ偏移信号の強度は一定となる。したがって、適切に体動成分を判別でき、ドプラ画像のコント

\*ラストの調整に伴う血流成分の欠落や体動成分の混入を防ぐことができる。また、本実施形態は、ドプラ画像を B モード画像に重ねて表示する場合を例として説明したが、ドプラ画像を単独で画像表示してもよい。

【0027】

【発明の効果】本発明によれば、血流成分の欠落および体動成分の混入を低減して血流のドプラ画像を向上することができる。

【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 の超音波診断装置が被検体を走査するときの超音波ビームのスキャンパターンを示す図である。

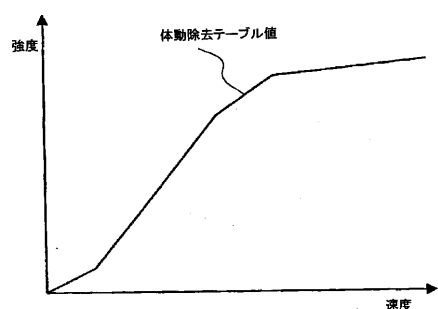
【図 3】図 1 の超音波診断装置の体動除去テーブルを示す図である。

【図 4】操作パネルによって設定された利得に対する送受信部の増幅器およびゲイン調整部の利得を示すグラフである。

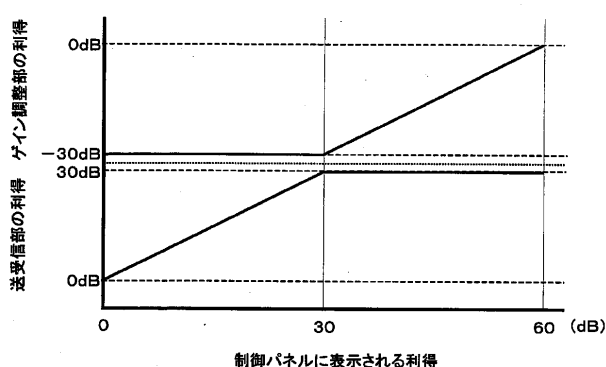
【符号の説明】

- 1 探触子
- 3 CPU
- 5 送受信部
- 7 B モード処理部
- 9 ドプラ処理部
- 11 デジタル・スキャン・コンバータ (DSC)
- 13 モニタ
- 15 位相検波部
- 17 増幅部
- 19 MTI フィルタ
- 21 速度演算部
- 23 強度演算部
- 25 体動除去部
- 27 ゲイン調整部
- 29 制御パネル

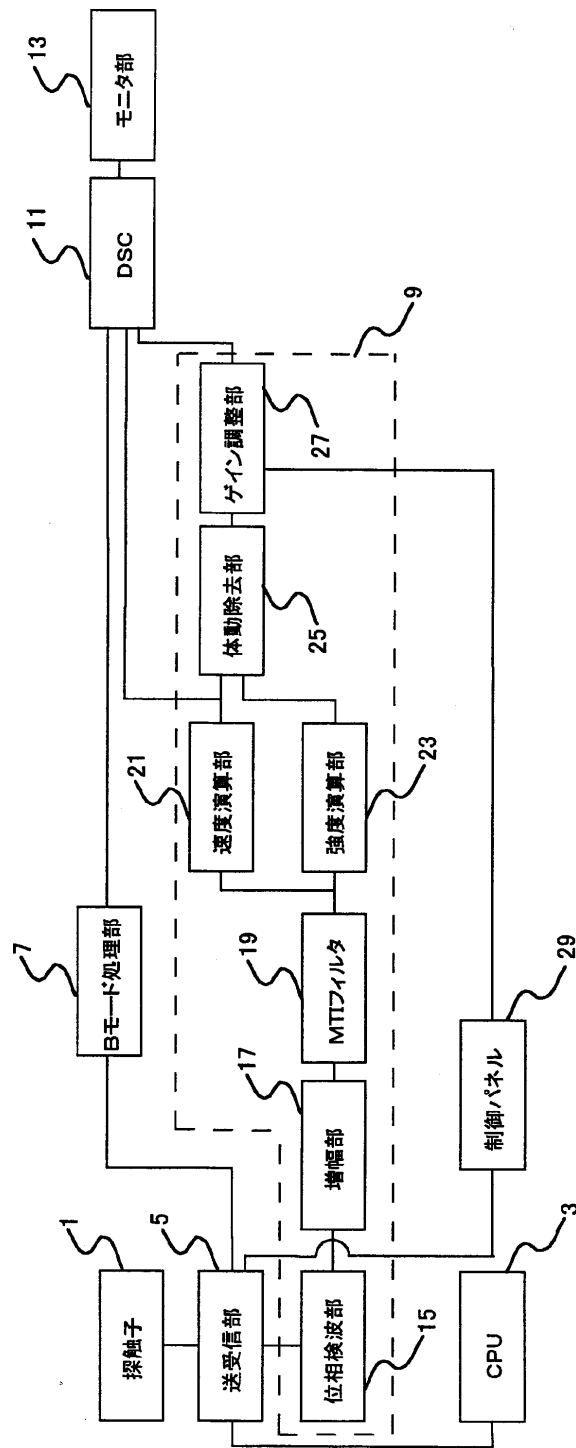
【図 3】



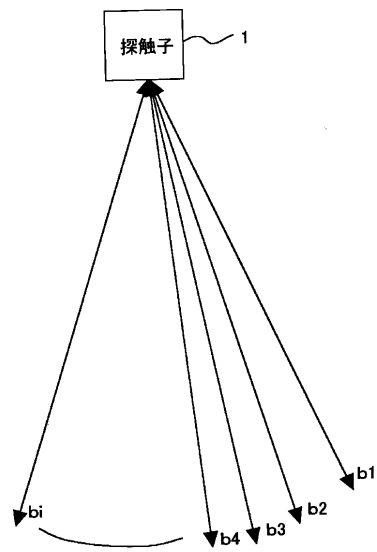
【図 4】



【図1】



【図 2】



要解决的问题：通过减少血液流动成分的缺乏和身体运动成分的混合来改善多普勒血流图像。 超声波探头，通过超声波探头向被检体发送超声波的发送器，以及通过超声波探头从被检体接收的信号接收器。一种超声波诊断设备，包括：多普勒图像生成单元，其基于接收信号的多普勒频移生成多普勒图像；以及显示单元，其显示多普勒图像。然后，多普勒图像生成单元输出通过从接收的信号中提取预定的多普勒频移量的分量而获得的多普勒频移信号，以及根据预定的身体运动去除值的多普勒频移信号。提供用于校正的身体运动去除单元和用于根据设置输入可变速地调节身体运动去除单元的输出信号的增益的增益调节单元。

