(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3833282号

(P3833282)

(45)発行日　平成18年10月11日(2006.10.11)　(24)登録日　平成18年7月28日(2006.7.28)

(51)Int.Cl.		F I	
A61B 8/06	(2006.01)	A61B	8/06
A61B 8/08	(2006.01)	A61B	8/08
G01N 29/00	(2006.01)	G01N	29/00

請求項の数 19　(全 27 頁)

(21)出願番号　特願平7-21795
(22)出願日　平成7年2月9日(1995.2.9)
(65)公開番号　特開平8-66397
(43)公開日　平成8年3月12日(1996.3.12)
審査請求日　平成14年2月8日(2002.2.8)
審判番号　不服2003-17637(P2003-17637/J1)
審判請求日　平成15年9月11日(2003.9.11)
(31)優先権主張番号　特願平6-143528
(32)優先日　平成6年6月24日(1994.6.24)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(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
(74)代理人　100078765
弁理士　波多野　久
(74)代理人　100078802
弁理士　関口　俊三
(72)発明者　山崎　延夫
栃木県大田原市下石上１３８５番の１　株式会社東芝　那須工場内
(72)発明者　坂口　文康
栃木県大田原市下石上１３８５番の１　株式会社東芝　那須工場内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

被検体の断層面に含まれる組織の運動に関する当該断層面のカラー画像を表示する超音波診断装置において、

超音波パルス信号を前記断層面に沿って走査させて当該断層面からの超音波反射信号に応じた電気量のエコー信号を得る走査手段と、

前記エコー信号から前記組織の運動に従うドプラ信号を抽出する抽出手段と、

前記ドプラ信号に基づいて前記組織の運動の速度に関するデータを前記断層面のサンプル点毎に求める速度算出手段と、

前記超音波パルス信号の所定のパルス繰返し周波数で制限される測定可能なドプラ周波数範囲の前記速度に関するデータと当該データに割り当てるカラー表示の階調データとを相互に対応付けるスケールを指定する操作信号を受付ける操作信号受付手段と、

前記操作信号に応じて、前記ドプラ周波数範囲の中の所望の低速度域が所定範囲の値の階調データに割り当てられ、且つ、当該ドプラ周波数範囲の残りの速度域が一定値の階調データに割り当てられるように前記スケールを設定するスケール設定手段と、

前記スケールに基づいて前記速度に関するデータを前記階調データに変換する速度変換手段と、

この速度変換手段により変換された階調データをカラー化して表示する表示手段と、を備え、

前記階調データは、

前記組織の運動方向を各別に表わす色の輝度および色合いのうち一方を変化させた複数のカラーデータであり、前記速度に関するデータの変化に応じて変わる連続的な繋がりを有する階調度のカラーデータを含むとともに、当該階調データの少なくとも最高値は、前記連続的な繋がりを有する階調度のカラーデータとは階調度的に不連続なカラーデータであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項２】

前記スケールは、前記低速度域における前記速度に関するデータに対する前記階調データの変化の割合が非線形に設定されている請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項３】

前記低速度領域は、前記超音波パルス信号の所定のパルス繰返し周波数をｆｒ，ドプラ偏移周波数をｆｄとしたとき、－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８，－ｆｒ／１２≦ｆｄ≦ｆｒ／１２，および－ｆｒ／１６≦ｆｄ≦ｆｒ／１６のうちの１つである請求項１又は２に記載の超音波診断装置。

【請求項４】

前記スケールは、前記低速度域を前記階調データの全ての値に割り当て且つ前記残りの速度域を全て当該階調データの最高値に割り当てたスケールである請求項１～３の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記スケールは、前記低速度域における前記割合が直線的に変化する請求項４記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記スケールは、前記低速度域における前記割合が第１の値及びこの第１の値より低い第２の値を有する折れ曲がった直線状に変化するとともに、前記第１の値を有する直線部分の変化が前記ドプラ周波数範囲内の低速側に位置する請求項４記載の超音波診断装置。

【請求項７】

被検体の断層面の断層像に当該断層面に含まれる組織の運動に関するカラー画像を重畳して表示する超音波診断装置において、

超音波パルス信号を前記断層面に沿って走査させて当該断層面からの超音波反射信号に応じた電気量のエコー信号を得る走査手段と、

前記エコー信号から前記組織の運動に従うドプラ信号を抽出する抽出手段と、

前記ドプラ信号に基づいて前記組織の運動の速度に関するデータを前記断層面のサンプル点毎に求める速度算出手段と、

前記エコー信号から前記断層像のデータを形成する断層像形成手段と、

前記超音波パルス信号の所定のパルス繰返し周波数で制限される測定可能なドプラ周波数範囲の前記速度に関するデータと当該データに割り当てるカラー表示の階調データとを相互に対応付けるスケールを指定する操作信号を受付ける操作信号受付手段と、

前記操作信号に応じて、前記ドプラ周波数範囲の中の所望の低速度域が所定範囲の値の階調データに割り当てられ、且つ、当該ドプラ周波数範囲の残りの速度域が一定値の階調データに割り当てられるように前記スケールを設定するスケール設定手段と、

前記スケールに基づき前記速度に関するデータを前記階調データに変換する速度変換手段と、

この速度変換手段により変換された階調データ及び前記速度算出手段により算出された前記速度に関するデータの何れか一方の量が指定されたしきい値を超える前記サンプル点をブランク処理に付すブランク処理手段と、

前記ブランク処理手段によるブランク処理を経た前記速度に関するデータを前記断層像のデータに重畳するとともに当該速度に関するデータをカラー化して表示する表示手段と備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項８】

前記スケール設定手段は、前記ドプラ周波数の変化に対する前記階調データの変化の割合を前記被検体の運動流体解析時の当該割合よりも高く、且つ前記階調データの最高値に

対応する前記速度に関するデータよりも大きいデータには当該最高値を割り当てる前記スケールを設定する手段である請求項７記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記階調データは、前記組織の運動方向を各別に表わす指定カラーの輝度の階調データから成る請求項８記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記階調データは、前記組織の運動方向を各別に表わす指定カラーの色相の階調データから成る請求項８記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記スケールの設定とは独立して前記しきい値を指定するしきい値指定手段を備える請求項８記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記一方の量は、前記速度算出手段により算出された速度データである請求項１１記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記速度算出手段は、前記ドプラ信号の周波数成分を解析する周波数解析手段と、この周波数解析後の解析結果に基づいて前記各サンプル点の前記速度に関するデータを演算する速度演算手段とを有し、この速度演算手段、前記速度変換手段及びブランク処理手段は１つの演算ユニットに設けてある請求項１２記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記しきい値は、前記スケールで決まる前記階調データの最高値に対応した前記速度に関するデータの値である請求項１２記載の超音波診断装置。

【請求項１５】

前記一方の量は、前記速度変換手段により変換された階調データであって、前記しきい値指定手段は、前記階調データの最高値よりも低い範囲の階調データのしきい値を指定する手段である請求項１１記載の超音波診断装置。

【請求項１６】

前記ブランク処理手段は、少なくとも前記速度算出手段及び表示手段とは独立した処理器に設けてある請求項１５記載の超音波診断装置。

【請求項１７】

前記表示手段は、前記速度データを前記断層像のデータに重畳するデジタルスキャンコンバータを有し、このデジタルスキャンコンバータは前記ブランク処理手段を含む請求項１５記載の超音波診断装置。

【請求項１８】

前記スケール設定手段は、前記スケールの設定に連動して前記しきい値を自動的に決める手段である請求項８記載の超音波診断装置。

【請求項１９】

前記一方の量は、前記速度変換手段により変換された階調データである請求項１８記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【産業上の利用分野】

本発明は超音波診断装置に係り、特に超音波パルスドプラ法を用いた組織ドプライメージング（Tissue Doppler Imaging:ＴＤＩ）に適用した超音波診断装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

従来、組織ドプライメージングを行う超音波診断装置としては例えば本出願人が既に提案している特開平６－１１４０５９号（発明の名称：超音波カラードプラ断層装置）がある。この公報記載の超音波診断装置は、心筋や血管壁の組織の運動速度をパルスドプラ法とローパスフィルタを用いて検出し、その運動速度から運動に関する種々の物理量を演算

して、演算結果を適宜な態様でカラー表示する機構を備えている。この組織の運動速度を検出にあたっては、組織の運動速度が血流に比べて著しく低いことから、送信する超音波パルス（レートパルス）のパルス繰返し周波数（Pulse Repetition Frequency：ＰＲＦ）を下げて組織の超低速の運動速度を計測可能にしている。

【０００３】

この演算結果のカラー表示には種々の態様があり、上記公開公報に係る発明の中でも二次元のカラー表示を提案している。このカラー表示の階調に関しては、組織ドプライメージングと共通の基盤に立つ、カラードプラ装置による血流イメージングにおける手法を適用することができる。

【０００４】

上記血流イメージングでは、ドプラ偏移周波数ｆｄが「－ｆｒ／２～ｆｒ／２」（ｆｒ：超音波パルス信号のパルス繰返し周波数：ＰＲＦ）の範囲を色の輝度または色相を変えて、例えば図２７に示す如く３２階調（１階調当りｆｒ／３２）で表示している。すなわち、「－ｆｒ／２～ｆｒ／２」の速度範囲全体に、速度（ドプラ偏移周波数）に対する階調変化が一様なスケールを割り充てて、赤（黄）－青（水色）に係るカラー表示の階調を設定している。

【０００５】

【発明が解決しようとする課題】

上述の如く、組織ドプライメージングは低いパルス繰返し周波数（＝低フレームレート）に設定して組織の超低速の運動速度を計測可能にしたことを特徴の１つとしており、その「超低速」という特性から、組織ドプライメージングで表示に特に要求されるドプラ偏移周波数の範囲は血流イメージングの場合よりも狭く、例えば「－ｆｒ／８～ｆｒ／８」程度である。

【０００６】

これにも拘らず、現状では血流イメージングにおけるカラー階調の割当てをそのまま組織ドプライメージングに適用せざるを得ない。この結果、低速度領域に割り当てられる階調数も極く僅かとなり、観察したい心筋などの組織部位が例えば殆ど同じ色合いの赤または殆ど同じ輝度の赤で表示され、低速度領域における速度差を視覚的に正確に評価することが極めて困難であると共に、ｆｒ／３２以下の速度差を検出できても表示される色合いまたは輝度は変わらないことから、検出側の高精度化が表示能の低さで相殺されてしまい、高検出精度の機能を充分に発揮させることができないという未解決の問題があった。

【０００７】

さらに組織ドプライメージングを利用する診断にあっては心筋などの組織の関心部位が正常か異常かを早く見分けたい。これに対し従来の表示方法によれば、カラー階調の割当てが低速度域から高速度域まで一様であるため、前述の如く低速度域の表示能が低く、診断部位の正常／異常の見分けが難しくなり、診断に長時間を必要とし、また検査者に高度な熟練度を要求するという未解決の問題があった。

【０００８】

本発明は上述した未解決の問題に鑑みてなされたもので、組織ドプライメージングで得られる低速領域の運動に対する計測機能を活かし、その低速度領域の表示能を向上させることを、その第１の目的とする。

【０００９】

また、本発明は、上記第１の目的を達成しつつ、関心部位の正常／異常の見分けが容易なＴＤＩ像を提供することを、第２の目的とする。

【００１０】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、請求項１～６記載の発明は、被検体の断層面に含まれる組織の運動に関する当該断層面のカラー画像を表示する超音波診断装置において、超音波パルス信号を前記断層面に沿って走査させて当該断層面からの超音波反射信号に応じた電気量のエコー信号を得る走査手段と、前記エコー信号から前記組織の運動に従うドプラ信号を

抽出する抽出手段と、前記ドプラ信号に基づいて前記組織の運動の速度に関するデータを前記断層面のサンプル点毎に求める速度算出手段と、前記超音波パルス信号の所定のパルス繰返し周波数で制限される測定可能なドプラ周波数範囲の前記速度に関するデータと当該データに割り当てるカラー表示の階調データとを相互に対応付けるスケールを指定する操作信号を受付ける操作信号受付手段と、前記操作信号に応じて、前記ドプラ周波数範囲の中の所望の低速度域が所定範囲の値の階調データに割り当てられ、且つ、当該ドプラ周波数範囲の残りの速度域が一定値の階調データに割り当てられるように前記スケールを設定するスケール設定手段と、前記スケールに基づいて前記速度に関するデータを前記階調データに変換する速度変換手段と、この速度変換手段により変換された階調データをカラー化して表示する表示手段と、を備え、前記階調データは、前記組織の運動方向を各別に表わす色の輝度および色合いのうち一方を変化させた複数のカラーデータであり、前記速度に関するデータの変化に応じて変わる連続的な繋がりを有する階調度のカラーデータを含むとともに、当該階調データの少なくとも最高値は、前記連続的な繋がりを有する階調度のカラーデータとは階調度的に不連続なカラーデータであることを特徴とする。

【００１１】

前記スケールは、例えば、前記低速度域における前記速度に関するデータに対する前記階調データの変化の割合が非線形に設定されている。前記低速度領域は、例えば、前記超音波パルス信号の所定のパルス繰返し周波数をｆｒ，ドプラ偏移周波数をｆｄとしたとき、－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８，－ｆｒ／１２≦ｆｄ≦ｆｒ／１２，および－ｆｒ／１６≦ｆｄ≦ｆｒ／１６のうちの１つである。また、前記階調データは前記速度に関するデータの変化に応じて変わる連続的な繋がりを有する階調度のカラーデータを含むとともに、当該階調データの少なくとも最高値はその低階調度側とは階調度的に不連続なカラーデータである。

【００１２】

さらに請求項７～１９記載の発明は、被検体の断層面の断層像に当該断層面に含まれる組織の運動に関するカラー画像を重畳して表示する超音波診断装置において、超音波パルス信号を前記断層面に沿って走査させて当該断層面からの超音波反射信号に応じた電気量のエコー信号を得る走査手段と、前記エコー信号から前記組織の運動に従うドプラ信号を抽出する抽出手段と、前記ドプラ信号に基づいて前記組織の運動の速度に関するデータを前記断層面のサンプル点毎に求める速度算出手段と、前記エコー信号から前記断層像のデータを形成する断層像形成手段と、前記超音波パルス信号の所定のパルス繰返し周波数で制限される測定可能なドプラ周波数範囲の前記速度に関するデータと当該データに割り当てるカラー表示の階調データとを相互に対応付けるスケールを指定する操作信号を受付ける操作信号受付手段と、前記操作信号に応じて、前記ドプラ周波数範囲の中の所望の低速度域が所定範囲の値の階調データに割り当てられ、且つ、当該ドプラ周波数範囲の残りの速度域が一定値の階調データに割り当てられるように前記スケールを設定するスケール設定手段と、前記スケールに基づき前記速度に関するデータを前記階調データに変換する速度変換手段と、この速度変換手段により変換された階調データ及び前記速度算出手段により算出された前記速度に関するデータの何れか一方の量が指定されたしきい値を超える前記サンプル点をブランク処理に付すブランク処理手段と、前記ブランク処理手段によるブランク処理を経た前記速度に関するデータを前記断層像のデータに重畳するとともに当該速度に関するデータをカラー化して表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【００１３】

前記スケール設定手段は、前記ドプラ周波数の変化に対する前記階調データの変化の割合を前記被検体の運動流体解析時の当該割合よりも高く、且つ前記階調データの最高値に対応する前記速度に関するデータよりも大きいデータには当該最高値を割り当てる前記スケールを設定する手段である。さらに、前記スケールの設定とは独立して前記しきい値を指定するしきい値指定手段を備えることができる。さらに、前記スケール設定手段は、例えば、前記スケールの設定に連動して前記しきい値を自動的に決める手段である。

【００１４】

【作用】
本発明の一態様に係る超音波診断装置は、組織ドプライメージング（ＴＤＩ）に適用される。このイメージングの場合、心筋などの部位が超音波パルスドプラ法で走査されてエコー信号が得られ、走査断層面のサンプル点毎に運動速度が演算される。この運動速度は二次元のカラー表示に付される。この表示のとき、超音波パルスドプラ法で測定可能な速度範囲「－ｆｒ／２≦ｆｄ≦ｆｒ／２」（ｆｒ：超音波パルスのパルス繰返し周波数、ｆｄ：ドプラ偏移周波数）のうち、例えば所望の低速域「－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８」における「速度に関するデータ」対「カラー表示の階調データ」のスケールは、速度に関するデータが変化すると階調データも所定の範囲で変化するように設定される。これに対し、上記所定の低速域の残りの速度域に対するスケールは、速度に関するデータが変化しても階調データは一定になるように設定される。したがって、かかる低速域の表示分解能が上がるから、心筋の低速の運動の僅かな変化が色の輝度または色合いの多階調の変化によって感度良く表示される。このため、低いパルス繰返し周波数にして低速運動の計測機能を上げても、その計測機能がカラー表示により損なわれることもない。また、例えば、最高階調度の速度を有する画素は、それ以下の速度の画素とは不連続な色相で表示されるので、その見分けが容易になり、視認性が高くなる。

【００１５】
本発明のほかの態様に係る超音波診断装置では、エコー信号から断層像のデータが形成される一方で、超音波パルス信号の所定のパルス繰返し周波数で制限される測定可能なドプラ周波数に対する速度測定範囲の速度に関するデータと当該データに割り当てるカラー表示の階調データとを、その速度測定範囲内の低速度域における速度変化をその残りの速度域における速度変化よりも強調した状態で対応付けるスケールが設定される。例えば、このスケールは、かかる低速度域では、速度が変化するにつれてカラー表示の階調データも変化するが、その残りの速度域では、速度が変化してもカラー表示の階調データは一定に保持されるように設定される。このスケールに基づいて速度に関するデータが階調データに変換され、この階調データ及び速度に関するデータの何れか一方の量が指定しきい値を超えるサンプル点がブランク処理に付される。このブランク処理を経た速度に関するデータは断層像のデータに重畳されるとともに、当該速度に関するデータがカラー化されて表示される。つまり、組織運動の速度がしきい値より高いサンプル点のＴＤＩカラー像は表示されず、背景のＢモード断層像のみが表示される。このため、しきい値を適宜に指定することで、階調度の無い速度カラー像を排除又は最小限に抑えることができる。

【００１６】
【実施例】
（第１実施例）
本発明の第１実施例を図１～図６に基づき説明する。この第１実施例に係る超音波診断装置は、組織としての心筋（心臓壁）のＴＤＩ（組織ドプライメージング）画像を得る診断装置である。

【００１７】
図１には、超音波診断装置のブロック構成を示す。図に示すように、この超音波診断装置１０は、被検者との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ１１と、この超音波プローブ１１を駆動し且つ超音波プローブ１１の受信信号を処理する装置本体１２と、この装置本体１２に接続され且つ心電情報を検出するＥＣＧ（心電計）１３と、装置本体１２に接続され且つオペレータからの指示情報を装置本体に出力可能な操作パネル１４とを備える。

【００１８】
装置本体１２は、その扱う信号経路の種別に拠り超音波プローブ系統、ＥＣＧ系統及び操作パネル系統に大別することができる。超音波プローブ系統としては、超音波プローブ１１に接続された超音波送受信部１５を備え、この超音波送受信部１５の出力側に配置されたＢモード用ＤＳＣ（デジタルスキャンコンバータ）部１６、Ｂモード用フレームメモリ（ＦＭ）１７、メモリ合成部１８及び表示器１９を備える一方、同じく超音波プローブ

１１に接続された、カラーマッピングのための位相検波部２０、フィルタ部２１、周波数解析部２２、符号化演算部２３、ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４、及びＴＤＩ用フレームメモリ２５を備えている。また、ＥＣＧ系統としては、ＥＣＧ１３に接続されたＥＣＧ用アンプ４０を備え、このアンプ４０の出力側に接続されたトリガ信号発生器４１及び参照データメモリ４２を備える。さらに、操作パネル系統としては、操作パネル１４からの操作情報を入力するＣＰＵ（中央処理装置）４３と、このＣＰＵ４３の管理下に置かれるタイミング信号発生器４４とを備える。なお、ＣＰＵ４３は、オペレータが操作パネル１４を介して指令したＲＯＩ（関心領域）の設定信号を、ＲＯＩ設定に必要な各構成に供給できるようになっている。

【００１９】

この実施例にあっては、超音波プローブ１１及び超音波送受信部１５が本発明の走査手段を形成し、位相検波部２０が抽出手段を成し、フィルタ部２１及び周波数解析部２２が本発明の速度演算手段を形成している。また、ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４、ＴＤＩ用フレームメモリ２５、メモリ合成部１８及び表示器１９が本発明の表示手段を形成している。符号化演算部２３がスケール設定手段及び速度変換手段に対応している。

【００２０】

超音波プローブ１１は、短冊状の複数の圧電振動子を配列させたフェーズド・アレイ形のトランスデューサを内蔵している。各圧電振動子は、超音波送受信部１５からの駆動信号によって励振される。各駆動信号の遅延時間を制御することにより、スキャン方向を変更してセクタ電子走査可能になっている。超音波送受信部１５の遅延時間パターンは、後述するタイミング信号発生器４４から送られてくる基準信号を基準時として、ＣＰＵ４３により制御される。超音波送受信部１５は、スキャン方向に対応して遅延時間パターンが制御された駆動電圧信号を超音波プローブ１１に出力する。この駆動電圧信号を受けた超音波プローブ１１は、そのトランスデューサにおいて電圧信号を超音波信号に変換する。この変換された超音波信号は、被検者の心臓に向けて送波される。この送波された超音波信号は、心臓を含む各組織で反射され、再び超音波プローブ１１に戻ってくる。そこで、プローブ１１内のトランスデューサでは反射超音波信号が再び電圧信号（エコー信号）に変換され、そのエコー信号は超音波送受信部１５に出力される。

【００２１】

上記超音波送受信部１５の信号処理回路は、送信時と同様に、入力したエコー信号に遅延をかけて整相加算し、スキャン方向に超音波ビームを絞ったと等価なエコービーム信号を生成する。この整相加算されたエコービーム信号は、検波された後、Ｂモード用ＤＳＣ部１６に出力される。このＤＳＣ部１６は超音波走査のエコーデータを標準テレビ走査のデータに変換し、メモリ合成部１８に出力する。また、これと並行して、Ｂモード用ＤＳＣ部１６は、任意の心位相における複数枚の画像データをＢモード用フレームメモリ１７に記憶させる。

【００２２】

一方、超音波送受信部１５で処理されたエコー信号は、位相検波部２０にも出力される。位相検波部２０はミキサとローパスフィルタを備える。心筋のような運動をしている部位で反射したエコー信号は、ドプラ効果によって、その周波数にドプラ偏移を受けている。位相検波部２０はそのドプラ周波数について位相検波を行い、ドプラ信号のみをフィルタ部２１に出力する。

【００２３】

フィルタ部２１は、運動速度の大きさが「心筋＜弁＜血流」の関係にあることを利用して（図２参照）、位相検波されたドプラ信号から、心臓壁以外の弁運動、血流などの不要なドプラ成分を除去し、超音波ビーム方向の心筋のドプラ信号を効率良く検出する。この場合、フィルタ部２１はローパスフィルタとして機能させる。

【００２４】

上記フィルタ部は既に実用化されている、血流情報を得るためのカラードプラ断層装置にも搭載されているものである。この血流情報を得るカラードプラ断層装置の場合には、

血流と心臓壁、弁運動とのドプラ信号が混在したエコー信号に対してハイパスフィルタとして機能させ、血流以外のドプラ信号を除去している。このため、フィルタ部は装置の目的に応じてローパスフィルタとハイパスフィルタとを切換可能にすることで汎用性を高めることができる。

【００２５】

フィルタ部２１でフィルタリングされたドプラ信号は、次段の周波数解析部２２に出力される。周波数解析部２２は、超音波ドプラ血流計測で用いられている周波数分析法である、ＦＦＴ法及び自己相関法などを応用するものであり、スキャンされる断層面内の個々のサンプル点における観測時間（時間窓）内での平均速度や最大速度を速度データとして演算する。具体的には、例えば、ＦＦＴ法又は自己相関法を用いてサンプル各点の平均ドプラ周波数（即ち、その点での観測対象の運動の平均速度）や分散値（ドプラスペクトラムの乱れ度）を、さらにはＦＦＴ法を用いてドプラ周波数の最大値（即ち、その点での観測対象の運動の最大速度）などをほぼリアルタイムで演算する。このドプラ周波数の解析結果は運動速度のカラードプラ情報として次段の符号化演算部２３に出力される。

【００２６】

符号化演算部２３は、ＣＰＵ機能を備え、周波数解析部２２から送られてくる、断層面の各サンプル点毎のドプラ偏移周波数ｆｄを、指定された速度変換スケールを使って所定ビット数の速度表示データに符号化するようになっている。この超音波パルスドプラ法では、超音波パルス信号のパルス繰返し周波数ｆｒはサンプリング周波数に相当する。よってサンプリング定理から、測定可能なドプラ偏移周波数の最大値ｆｄmaxは、

【数１】

$$f_{dmax} = f_r / 2$$

である。

【００２７】

周波数解析部２２において折返り現象が発生しない演算可能なドプラ偏移周波数ｆｄは、

【数２】

$$-f_r/2 \leqq f_d \leqq f_r/2$$

であるが、この周波数（すなわち速度）範囲のうち、

【数３】

$$-f_r/8 \leqq f_d \leqq f_r/8$$

の周波数範囲を「ｆｒ／１２８」の量子化率で量子化して、例えば５ビットのデータ長の速度表示コードに符号化する。この場合、ドプラ偏移周波数ｆｄが、

【数４】

$$-f_r/2 \leqq f_d < -f_r/8$$

のときは、一方の運動方向（例えば超音波ビームから遠ざかる方向）の最高階調度に対応する、「－ｆｒ／８」のときと同じ符号化データに設定し、

【数５】

$$f_r/8 < f_d \leqq f_r/2$$

のときは、もう一方の運動方向（例えば超音波ビームに近づく方向）の最高階調度に対応する、「ｆｒ／８」のときと同じ符号化データに設定する。

【００２８】

この結果、ドプラ偏移周波数の範囲「－ｆｒ／２≦ｆｄ≦ｆｒ／２」を横軸にとり、カラー表示色の赤（黄）－青（水色）の色相変化を表す速度表示コードを縦軸にとったときの速度変換スケールは図３に示すように絶対値が「ｆｒ／８」より大きい速度では飽和する形で表わされる。このように符号化された、データ長が５ビットのサンプル点毎の速度表示データは次段のＴＤＩ用ＤＳＣ部２４に出力される。以上の手順の概略を、図４のステップＳ１～Ｓ５に示す。

【００２９】

ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４は、走査方式変換用のＤＳＣ２４ａとコードに変換された速度表

示データをカラー化するためにルックアップ用テーブルを備えたカラー回路２４ｂとを備えている。このため、符号化演算部２３から送られてきた速度データは、ＤＳＣ２４ａで超音波走査信号が標準テレビ走査信号に変換されると共に、カラー回路２４ｂでカラー表示用データに変換され、その変換信号が前記メモリ合成部１８に出力される。

【００３０】

ここで、上記カラー回路２４ｂで処理される心筋速度のカラー表示方式について触れる。このカラー表示を大別すると、（ｉ）速度の大きさ（絶対値）の表示、（ｉｉ）運動の方向と速度の大きさの表示、（ｉｉｉ）運動の方向の表示、に分けられる。（ｉ）の表示法としては、ａ：単色で大きさに応じて輝度を変える、ｂ：大きさに応じて色を変える、がある。（ｉｉ）の表示法については、方向を色で示し、大きさを輝度で示すやり方のほか、方向を色合いで示し、大きさをその色合いの変化で示すやり法などがあり、この内、方向については、得られる速度情報の態様に応じて、適用可能な表現法が制限される。ここでは、ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４のカラー回路２４ｂにおいて、図５に示したように、カラーが決められる。即ち、従来知られている超音波ビームに近づく運動を赤、超音波ビームから遠ざかる運動を青で示す方法に対応させて、心筋の収縮運動を赤（黄）、心筋の拡張運動を青（水色）で示し、且つ、その絶対値が大きくなるにしたがって黄色又は水色にグラデーションを変化させるようにしたものである。この結果、所望の低速度領域「－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８」の速度表示データは「水色→青→赤→黄」の一連のカラー表示色に対して運動方向毎に３２階調の色情報に変換される。

【００３１】

また、ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４のＤＳＣ２４ａはさらに、任意の心時相における複数枚のカラードプラ画像をＴＤＩ用フレームメモリ２５に記憶させる。

【００３２】

一方、前述したＥＣＧ１３は被検者の各心時相の心電図情報を検出するようになっている。この検出信号は、ＥＣＧ用アンプ４０を経てトリガ信号発生器４１及び参照データメモリ４２に各々出力される。この内、参照データメモリ４２は各心時相における心電図情報を記憶しておき、必要に応じて必要な情報をメモリ合成部１８に供給する。トリガ信号発生器４１は、各心時相のタイミング情報を前記タイミング信号発生器４４に知らせるようになっている。タイミング信号発生器４４は、通常、操作パネル１４からの指示に応じて超音波送受信部１５における遅延時間パターンを制御するＣＰＵ４３のコントロール下にあるが、トリガ信号発生器４１から各心時相のタイミングが告知されると、超音波送受信部１５に対して超音波送受のための基準信号を発振する。

【００３３】

上述したようにメモリ合成部１８には、Ｂモード用ＤＳＣ部１６から出力されたＢモード画像信号、ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４から出力されたＴＤＩモードの画像信号、さらには必要に応じて前記参照データメモリ４２からの心電図情報が入力するようになっている。メモリ合成部１８では、それらの入力信号データが重畳され、その重畳データが表示器１９に出力される。表示器１９はここではＣＲＴで成る。

【００３４】

この結果、血流や弁のドプラ信号は既にフィルタ部２１でカットされているから、表示器１９には心臓のＢモード断層像（白黒階調）と、心筋の動きを図３に示す速度変換スケールに従って、図５に示すカラーバーで色分けしたカラー画像とを重畳させた断層像が、例えば図６に示すように殆どリアルタイムに表示される（同図においてハッチング部分が心筋ＨＭを示す）。つまり、図６に示す心筋ＨＭのカラーは収縮運動時には赤（黄）、拡張運動時には青（水色）となり、その赤、青が周期的に且つリアルタイムに繰り返される。しかも収縮、拡張運動の最中における運動速度の変化は、赤もしくは黄または青もしくは水色の色合い変化によって殆どリアルタイムに表現される。よって、心筋ＨＭの運動速度をカラーでほぼリアルタイム且つ精度良く表示させることができ、心臓の機能低下を定量的且つ高精度に評価するための基礎画像を取得できる。

【００３５】

特に、組織ドプライメージングにおいて関心のある超低速度の範囲「－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８」がカラーバーの全階調度範囲に相当する運動方向毎の３２階調（量子化率５ビット）の色合いで表示されるため、ここでは１階調当り「ｆｒ／１２８」の、刻みが細かいドプラ偏移周波数（すなわち運動速度）が実質的に割り当られることになる。これは、前述したフルスケール「－ｆｒ／２≦ｆｄ≦ｆｒ／２」に３２階調を割り当てる従来法の場合に比べて、超低速度範囲「－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８」の階調表示能が４倍に向上したことになる。これにより、低いパルス繰返し周波数にして検出した心筋の超低速の運動速度が、従来よりも格段に多い階調度で表示されるから、超低速域内の僅かな速度差が異なる色合いの表示色となり、速度差を視覚的に容易に差別化して評価することができる。

【００３６】

本出願人の臨床評価では、上記低速度域の最大速度範囲は４cm／s及び１０cm／sの間で選択し、この最大速度範囲よりも大きい速度は飽和して最高輝度（色相変化に代えて指定カラーの輝度変化をカラー表示用階調データとして採用した）の赤または青の速度表示データに符号化されるようにした。しかしながら、サンプリング周波数から得られるエイリアシング速度はその飽和した最大速度よりも４倍または８倍高く、３０cm／s及び４０cm／sの間であった。この条件のもとで心室壁の運動速度を計測したが、エイリアシングは発生しないことが確認できた。

【００３７】

よって、従来と同じパルス繰返し周波数の超音波パルス信号によるスキャンであっても、組織の超低速の運動速度に対する計測機能を損わないで済み、装置の高機能化を図ることができる。

【００３８】

なお、上記実施例における診断装置はＢモード用とＴＤＩ用の２種類のフレームメモリ１７、２５を備えているため、必要に応じて、スローモーション再生、コマ送り再生などのシネループ再生や動画再生を行ったり、心時相が異なる画像をＢモード用とＣＦＭ用とで個別に或いは並列に表示させたりすることができる。

【００３９】

また、上記断層装置には、心筋の動きをドプラ表示させるためのドプラフィルタやＦＦＴ（高速フーリエ変換）周波数分析器を付加することもできる。

【００４０】

さらに、上記実施例では心筋ＴＤＩ画像を重畳させる画像がＢモード断層像であり、また診断対象が心臓である構成について説明してきたが、この発明は必ずしもそのような構成に限定されるものではない。例えば、Ｂモード像の代わりに、Ｍモード像であってもよいし（この場合には、Ｂモード像取得のための各構成要素をＭモード像のそれに置換すればよい）、心筋の代わりに血管壁を診断してもよい（この場合には、フィルタ部２１のカットオフ周波数を血管壁用に合わせる）。また、それらＢモード像やＭモード像を重畳しないで、ＴＤＩ（カラードプラ）像のみを単独で表示させてもよい。

【００４１】

さらに、通常のＢモード断層装置及び血流カラーフローマッピングで見られるように、心電図などの生体信号との対応を明確にするため、生体信号波形の同時表示や、心電図Ｒ波などからの時間差表示を行ってもよい。

【００４２】

さらにまた、上記実施例における周波数解析部２２と符号化演算部２３との間に、絶対速度演算部を挿入して、心筋などの組織の運動の絶対速度（すなわち、各サンプル点における組織の運動方向の速度それ自体）を例えば特開平６－１１４０５９号に示す如く推定演算させ、この絶対速度を二次元カラー表示することもできる。

【００４３】

一方、本発明に係る階調表示能を階調する低速度領域については、前述した実施例の「－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８」に限定されることなく、符号化演算部のプログラムなどを

組み換えることにより、例えば図７中の一点鎖線の速度変換スケールで示す如く「－ｆｒ／１２≦ｆｄ≦ｆｒ／１２」の範囲や、同図中二点鎖線の速度変換スケールで示す如く、「－ｆｒ／１６≦ｆｄ≦ｆｒ／１６」の範囲に設定するとしてもよい。また、それらの周波数範囲「－ｆｒ／８≦ｆｄ≦ｆｒ／８」、「－ｆｒ／１２≦ｆｄ≦ｆｒ／１２」、「－ｆｒ／１６≦ｆｄ≦ｆｒ／１６」をオペレータからのマニュアル操作信号に応じて切り換え、表示器の画面を見ながら適宜なレンジを選択するようにしてもよい。これには、図１において、操作パネル１４からのマニュアル操作信号を受けたＣＰＵ４３が、その操作に係る切換信号を符号化演算部２３に送るようにすればよい。

【００４４】

さらに、本発明に係る低速度域強調表示にあっては、例えば図８に示す如く、所望の低速度領域、例えば「－ｆｒ／１２≦ｆｄ≦ｆｒ／１２」については勾配のより大きい速度変換スケールを割り当て、その外側の中速度領域についてはより緩やかな勾配の速度変換スケールを割り当てるようにしてもよく、同図に示す複数段の速度変換スケールの勾配の切替制御を符号化演算部で行なうようにすればよい。これにより低速度領域とその周辺部との速度関係にも若干、配慮した二次元カラー像が得られる。

【００４５】

さらに本発明に係る低速度域の強調表示法にあっては図９の実線に示す速度変換スケールを使うこともできる（同図の１点鎖線は従来の血流解析時のスケールである）。この速度変換スケールは予め符号化演算部２３に例えば記憶テーブルの形で記憶させているものである。低速度域として定めた、例えば－ｆｒ／８＜ｆｄ＜＋ｆｒ／８の範囲では組織運動の方向毎に赤色から黄色に及び青色から水色に徐々に（すなわち連続的に）変化する色相の階調データに対応する速度表示コードが割り当てられている。しかし、平均化されたドプラ偏移周波数ｆｄ（すなわち組織の平均運動速度）がｆｄ≧±ｆｒ／８に達すると、それまでの赤から黄または青から水色への連続変化する色相に変え、色相が全く連続しない特殊な表示色ＣＬ１，ＣＬ２の速度表示コードを一律に割り当てるものである。この特殊表示色ＣＬ１，ＣＬ２は、例えば赤系，青系の色相に一定の色相を混ぜて生成される色である。勿論、このときの速度しきい値は±ｆｒ／８に限定されず、変更可能な値である。これにより、予め定めた低速度域を超える組織の運動速度は不連続な色相に拠って一目で見分けが付くから、低速度域の強調表示と合せて診断のための画像観察の容易化が一層押し進められる。

【００４６】

さらに、本発明のカラー表示に係る速度表示コードの階調データは前述したように速度の大きさに応じて色相を変えるもののほか、速度の大きさに応じて赤（または青）の輝度を変化させるようにしてもよい。

【００４７】

さらにまた、前記実施例及びその変形例は必要に応じて従来の血流ドプライメージングを実施する超音波診断装置に適用することもできる。

【００４８】

（第２実施例）

次に本発明の第２実施例を図１０～図１５に基づいて説明する。前述した第１実施例では低速度領域の表示能を向上させることを目的としていたが、この第２実施例の超音波診断装置は、かかる表示能向上に加えて、関心領域の正常／異常を見分ける診断を容易化させるものである。この目的を達成するため、この第２実施例の超音波診断装置は図１０に示すように構成されている。

【００４９】

具体的には、この超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ１００と、この超音波プローブ１００を駆動し且つ超音波プローブ１００の受信信号を処理する装置本体１０１とを備える。

【００５０】

この内、超音波プローブ１００は第１実施例と同様にフェーズド・アレイ形に形成され

ている。装置本体１０１は、この超音波プローブ１００に接続された超音波送受信部１１０を備え、この出力側に位相検波器１１１，Ａ／Ｄ変換器１１２，フィルタ１１３，運動速度解析部１１４，ＤＳＣ１１５，カラー処理器１１６，Ｄ／Ａ変換器１１７，及びカラーモニタ１１８が順次接続されている。

【００５１】

また、運動速度解析部１１４には、後述する組織運動のカラー画像の少なくとも一部をブランク処理するためのブランク制御器１２１が接続されている、このブランク制御器１２１には入力器１２２を介して検査者から必要な情報が与えられる。

【００５２】

上記超音波送受信部１１０は、与えられるレートパルスの周期で超音波プローブ１００を駆動するとともに、超音波プローブ１００からのエコー信号を整相加算する送受信回路１１０ａ、この送受信回路１１０ａにラスタアドレスなどの必要な情報を与えるＲＰＧ（レートパルスジェネレータ）１１０ｂ、及びＢモード用画像信号を生成する包絡線検波器１１０ｃとを備え、第１実施例と同等に機能する。

【００５３】

送受信回路１１０ａの出力側は位相検波器１１１，Ａ／Ｄ変換器１１２，フィルタ１１３に順次接続されており、これらのユニットは第１実施例における位相検波部２０，フィルタ部２１（Ａ／Ｄ変換器を含む）と同等に機能する。

【００５４】

周波数解析部１１４は、自己相関法などに拠り断層面の各サンプル点のドプラ周波数解析を行う周波数解析器１１４ａを有するとともに、その解析結果に基づいて、各サンプル点の平均ドプラ周波数（平均速度）を演算する速度演算器１１４ｂ，分散値（スペクトラムの乱れ度）を演算する分散演算器１１４ｃ及び強さ（パワー）を演算するパワー演算器１１４ｄを備える。

【００５５】

速度演算器１１４ｂは本実施例では図１１に示すように、ＣＰＵ１１４０及びメモリ１１４１などを備えている。メモリ１１４１の所定記憶領域には図１２に示す処理のプログラムが予め内蔵されており、速度演算器１１４ｂの起動と共に、係る処理が自動的に実行される。なお、この速度演算器１１４ｂは図１２と同等に機能するようにアナログ，デジタルの電子回路などを組み合せて構成してもよい。

【００５６】

ブランク制御器１２１は入力器１２２から供給される信号を解読するとともに、その解読値に対応した、ブランク処理に必要な偏角値θのしきい値θ_{th}のしきい値信号$S_{\theta th}$及びスケール変換係数Ｋの計数信号S_Kを速度演算器１１ｂに供給する。

【００５７】

ＤＳＣ１１５は、包絡線検出波器１１０ｃから出力された白黒のＢモード断層像の画像データと速度演算器１１４ｂ，分散演算器１１４ｃ，及びパワー演算器１１４ｄから出力されたＴＤＩ像の画像データとを入力し、Ｂモード像にＴＤＩ像を重畳（合成）したフレーム像データを形成する。このフレーム像データはカラー処理器１１６に送られる。カラー処理器１１６はＴＤＩ像の画素には速度表示コードに対応した色付けを行い、そのカラー化したフレーム像データをＤ／Ａ変換器１１７を介してカラーモニタ１１８に送るようになっている。

【００５８】

ここで図１２に基づいて速度演算器１１４ｂの処理を説明する。

【００５９】

速度演算器１１４ｂのＣＰＵ１１４０は、まずステップ２００でブランク制御器１２１から供給されるしきい値信号$S_{\theta th}$を読み込む。次いでステップ２０１に移行してしきい値信号$S_{\theta th}$で指定されたしきい値θ_{th}を記憶する。速度演算器１１４ｂは、後述するように、周波数解析器１１４ａの解析結果である平均ドプラ周波数（平均速度）の例えば自己相関係数Ｒｅ，Ｉｍ（複素数），Ｐｏ（パワー）の内のＲｅ，Ｉｍを入力して、

組織の運動速度Ｖに対応する複素平面上の単位円上の点を表わす偏角θを求めるので（図１３参照）、上記しきい値θ_{th}は図１４に示す如く運動速度Ｖ（すなわちドプラ周波数）のしきい値V_{th}に相当する。

【００６０】

ＣＰＵ１１４０は次いでステップ２０２に移行し、ＴＤＩの表示能強調用のスケール変換係数Ｋ（＞１）を指定する係数信号S_Kをブランク制御器１２１から読み込む。そしてステップ２０３で係数信号S_Kに対応するスケール変換係数Ｋを記憶する。この係数Ｋ＝１のときは血流速度解析時である。

【００６１】

次いで、ステップ２０４で、ＣＰＵ１１４０は周波数解析器１１４ａで解析された例えば自己相関係数Ｒｅ，Ｉｍを入力し、ステップ２０５で前述した組織の運動速度Ｖに相当する偏角θを演算する。このときの偏角θは、スケール変換係数Ｋ＝１、すなわち血流速度解析に相当する値であり、図１４の１点鎖線ｄで示す直線（速度変換スケール）上を動く。同図は横軸に運動速度Ｖ、縦軸に赤（プローブに近付く運動方向）及び青（プローブから離れる運動方向）の階調データとしての輝度階調を表わす速度表示コードCD_V（例えば８ビットの論理値データ）を各々とっている。同図上には、後述するように本発明に係る種々の直線、すなわち速度変換スケールを引けるが、前記直線ｄは血流解析時に相当する速度変換スケールである。この速度変換スケールｄは周知の如く、折り返し速度±ｆｒ／２の範囲内で全ての速度Ｖに連続的に変化する速度表示コードCD_Vが一様に割り当てられる。

【００６２】

さらにステップ２０６では、ＣＰＵ１１４０により、ステップ２０５で演算した偏角θがステップ２０１で設定したしきい値θ_{th}に対して、$\theta > \theta_{th}$（すなわち、$V > V_{th}$）か否かが判断される。この判断でＹＥＳ（$\theta > \theta_{th}$）となる場合、ステップ２０７に移行してその$\theta > \theta_{th}$（$V > V_{th}$）となった運動速度を有する画素に対するブランク処理が指令される。このブランク処理は、その画素の速度表示コードCD_Vを強制的にＶ＝０のときの速度表示コードCD_V＝「０，０，…，０」（ブランクコード）に設定する処理である。

【００６３】

このブランク指令が終ったとき、又はステップ２０６の判断でＮＯ（$\theta \leqq \theta_{th}$）となるときは、ステップ２０８に処理が進められる。このステップ２０８ではステップ２０３で設定されたスケール変換係数Ｋ（＞１）にステップ２０５で演算した偏角値θが掛けられる。

【００６４】

この係数の乗算「Ｋ・θ」によって偏角値θ、すなわち組織の運動速度ＶがＴＤＩ像の低速度域の強調表示態様に変換されるようになる。例えば$K = K_1$（＞１；例えば「４」）となる所定値にする速度変換スケールは図１４上で血流解析時に相当する直線ｄからａに移る。既にブランキング処理されている偏角値θ（＝０）に係数Ｋを乗じてもその値は零であるからＴＤＩ用の一例を示す速度変換スケールａは図１４に示すように、Ｖ＝±Ｖａ（例えば±ｆｒ／８）の間で表示色「赤」及び「青」の設定輝度階調全部の速度表示コードを使う直線で表わされ、$Va \geqq |V| \geqq V_{th}$の範囲では最大輝度に対応する速度表示コード±ＣＤＶ（ＭＡＸ）で飽和した形となり、$V = \pm V_{th}$で原点を通る横軸、すなわち黒の表示色に対応まで立ち下がる。

【００６５】

また別の例として係数$K = K_2$（$> K_1$：例えば「８」），$K = K_3$（$> K_2$：例えば「１６」）を偏角値θに乗じたときの速度変換スケールは図１４上の特性線ｂ，ｃのようになる。速度変換スケールｂはＶ＝±Ｖｂ（例えば±ｆｒ／１２）の間で直線的に増減し、$Vb \geqq |V| \geqq V_{th}$の間で飽和して赤，青の最大輝度の速度表示コード$\pm CD_V$（ＭＡＸ）に設定される。もう一方の速度変換スケールｃの場合、Ｖ＝±Ｖｃ（例えば±ｆｒ／１６）の間で同様に直線的に増減し、$Vc \geqq |V| \geqq V_{th}$の間で飽和して最大輝度の

速度表示コード±$CD_{V(MAX)}$に設定される。両スケールｂ，ｃ共に｜Ｖ｜≧V_{th}の範囲ではブランク処理により立ち下がる。このように、乗じる係数Ｋの値に比例して速度変換スケールの直線部分が急峻になる。このためスケール変換係数Ｋの値に比例してその低速度域の階調性のある部分の表示能が強調されることになる。

【００６６】

このようにＴＤＩ表示のためのスケール変換係数Ｋの乗算が終ると、ＣＰＵ１１４０は図１２のステップ２０９に移って、Ｋ倍された偏角値θ（すなわち速度Ｖ）の速度表示コードＣD_Vへの変換を行う。この変換は予めメモリ１１４１に格納してある偏角値θを速度表示コードＣD_V（例えば８ビット値）の対応を示す記憶テーブルを参照することで行われる。次いでステップ２１０では、変換した速度表示コードＣD_VをＤＳＣ１１５に出力する。

【００６７】

さらにステップ２１１で再びしきい値信号Ｓθ_{th}及び係数信号Ｓ$_K$のステップ２１２で偏角値θのしきい値θ_{th}（V_{th}）又は／及び係数Ｋを変更するか否かを判断し、変更する場合はステップ２０１又は２０３の処理に戻る。しきい値θ_{th}や係数Ｋを変更しないでブランク処理を続ける場合、ステップ２１３を経てステップ２０４に戻る。ブランク制御は以上のようにしてなされる。

【００６８】

超音波プローブ１００より生体内に超音波ビームを送信して得られたエコー信号は再びプローブ１００により受信される。このエコー信号はプローブ１００で電気量の受信信号に変換され、送受信回路１１ａで受信処理され、さらに位相検波器１１１で直交検波される。検波により検出されたドプラ信号はフィルタ１１３により組織運動に相当する周波数成分を含む成分が抽出され、クラッタ成分を含んだままの当該ドプラ信号が周波数解析器１１４ａに送られる。この周波数解析結果は、速度演算器１１４ｂ，分散演算器１１４ｃ，パワー演算器１１４ｄに送られて、組織運動に関する目的とする量が演算される。パワー演算器１１４ｄでは「Ｋ・log10Ｐｏ」の処理が行われる。

【００６９】

今、図１４に示す如く、速度演算器１１４ｂに、入力器１２２およびブランク制御器１２１を介して、偏角値θに対するしきい値θ_{th}（すなわち組織運動Ｖに対する速度のしきい値V_{th}）が指令されており、ＴＤＩ表示に係るスケール変換係数Ｋ＝K_2（直線ｂ）が指令されているとする。この場合、図１４上でのコード変換特性全体は一点鎖線ｍｂで表わされる。

【００７０】

このため、ＴＤＩの強調表示のために演算された組織運動の平均速度（Ｋ・θの値）が｜Ｖ｜＜±Ｖｂの低速度範囲に入るとき、許容される速度表示コードＣD_V全体が使われる。速度Ｖが±Ｖｂ≦｜Ｖ｜＜±V_{th}の範囲に収まるときは±$CD_{V(MAX)}$の最高輝度のコードで飽和し、±V_{th}≦｜Ｖ｜となる速度はブランクコードが割り当てられる。

【００７１】

このようにブランク処理された平均速度データを含む運動速度解析結果はＤＳＣ１１５に送られる。このＤＳＣ１１５には包絡線検波器１１０ｃからＢモード像データも送られており、このＢモード像に運動速度情報が重畳される。この重畳されたフレーム像データはカラー処理器１１６で色付けされ、カラーモニタ１１８に表示される。この表示像は白黒のＢモード像を背景として、これに組織運動のカラー像などの運動速度情報が重畳したものであるが、指定速度V_{th}以上の速度値を有する画素は図１２のステップ２０７によりブランク処理されているので、その画素のカラー像は表示されない。すなわち、±V_{th}≦｜Ｖ｜となる高速度域の画素にはカラー情報が上書きされず、背景像のＢモード像が検査者に見えることになる。

【００７２】

このため、高速度域をカットするために指定する速度しきい値V_{th}（具体的には偏角

θのしきい値θ_{th}）を適宜な値に設定することで、心筋などの組織の運動の階調性の無い最高輝度部分は必要最小限の面積（画素）に抑えることができる。これにより、見易い画面となり、組織運動の解析にとっては無用な最高輝度部分が診断の邪魔になるという事態を殆ど回避でき、診断の能率（診断時間，診断労力）向上に寄与できる。

【００７３】

またそのような高輝度像に代えて背景像（白黒Ｂモード像）が現われるので、かえって診断に有効な情報が増えるという利点がある。

【００７４】

当然に、低速度域を強調する速度変換スケールａ，ｂ，ｃ（図１４参照）を用いているので、壊死した組織の遅い運動速度を容易に見分けることができ、関心部位の正常／異常の診断能が向上する。

【００７５】

さらに、本実施例では運動速度Ｖのしきい値V_{th}を速度変換スケールａ（…ｃ）とは独立して設定でき、モニタ画面上に残す赤、青の最高輝度±$CD_{V(MAX)}$の部分を、同一の速度変換スケールａ（…ｃ）（すなわち、同一の低速度強調機能）に対して適宜に調整できる。このため、速度しきい値V_{th}及びスケール変換係数Ｋの選択具合によっては図１５の１点鎖線m_1で示すように、最高階調の輝度領域をモニタ画面上に残すこともできるし、同図実線m_2で示すように最高階調の輝度まで達しない内にＴＤＩカラー像のみをブランクにしてしまうこともできる。

【００７６】

本実施例ではさらに組織運動解析用に複数の速度変換スケールａ…ｃを予め用意し、それらを適宜、選択／切換できるようになっている（図１２中ステップ２０２，２１１参照）。このため非常に汎用性が高められる。なお、図１４上の仮想線ｍａ，ｍｃは速度しきい値V_{th}を一定としたときの速度変換特性の別の例を示している。

【００７７】

（第３実施例）

本発明の第３実施例を図１６～図２０に基づいて説明する。この第３実施例に係る超音波診断装置は前述した組織運動の高速域のブランク処理を、その低速域強調の速度表示コードを演算した後に行うようにするものである。なお、この第３実施例以降の実施例では第２実施例と同一又は同等の構成要素には同一符号を用いてその説明を省略又は簡略化する。

【００７８】

図１６に第３実施例の超音波診断装置のブロック構成を示す。運動速度解析部１１４とＤＳＣ１１５との間にはブランク処理器１２５が介挿されている。ブランク制御器１２１からは前述した係数信号S_Kのみが前述した速度演算器１１４ｂに供給される一方で、ブランク処理器１２５に速度表示コードのコードしきい値信号S_{CDth}が供給されるようになっている。

【００７９】

ブランク制御器１２１はＣＰＵ１２１０及びメモリ１２１１を含むコンピュータ機能を有する。ＣＰＵ１２１０は図１７に示す一連の処理を行う。速度演算器１１４ｂのＣＰＵ１１４０は本実施例では図１８に示す一連の処理を行う。さらにブランク処理器１２５もＣＰＵ１２５０及びメモリ１２５１を含み、ＣＰＵ１２５０は図１９に示す一連の処理を行う。

【００８０】

最初にブランク制御器１２１の動作を図１７で説明する。ＣＰＵ１２１０はステップ２５０，２５１にて入力器１２２から読み込んだ操作信号からスケール変換係数Ｋを算出する。そしてこの算出係数Ｋに対応した係数信号S_Kを速度演算器１１４ｂに出力する（ステップ２５２）。この後ステップ２５３で、血流解析時に相当する速度変換スケールをＫ倍したときの、最高輝度の速度表示コード±$CD_{V(MAX)}$に対応する速度±$V_{(MAX)}$を演算する（図２９参照）。なお、この±$V_{(MAX)}$の演算は速度演算部１１４ｂ

で行わせて、その演算値を送り返してもらうようにしてもよい。

【００８１】

次いでＣＰＵはステップ２５４で入力器１２２からの操作信号を読み込み、ステップ２５５で検査者が欲している所望の速度しきい値V_{th}を算出する（図２０参照）。ここでの速度しきい値は直接的には偏角θに関係しない。というのは、この速度しきい値V_{th}は速度演算器１１４ｂから出力される、既に変換された速度表示コードCD_Vに対するしきい値を与えようとするものだからである。

【００８２】

上記速度しきい値V_{th}を用いて、次のステップ２５６では$|V_{th}| \leqq V_{MAX}$か否かが判断される。この判断でＹＥＳ、すなわち$-V_{MAX} \leqq V_{th} \leqq +V_{MAX}$になるときはそのしきい値$V_{th}$に対応する速度表示コードのしきい値$CD_{th}$（図２０参照）を演算し（ステップ２５７）、次いでこのしきい値CD_{th}に対応したコードしきい値信号S_{CDth}をブランク処理器１２５に出力する（ステップ２５８）。これに対し、ステップ２５６の判断でＮＯ、すなわち$|V_{th}| > V_{MAX}$となるときは、ステップ２５９で、ブランク処理が不可である旨の表示をＤＳＣ１１５を介してモニタ１１８に表示させる（図１６の信号S_{UN}参照）。

【００８３】

ステップ２５９及び前記ステップ２５８の処理後、ステップ２６０で再び入力器１２２からの操作信号の読込みを試み、ステップ２６１で検査者がスケール変換係数Ｋ又は／及び速度しきい値V_{th}の変更を欲しているか否かを判断する。この判断でＹＥＳ（変更）のときは、前記ステップ２５１又は２５５に戻り上述した処理を繰り返す。さらにステップ２６１でＮＯ（変更しない）となるときは、ステップ２６２で処理終了か否かを判断し、処理継続の場合ステップ２６０～２６２の処理を行いながら待機する。

【００８４】

続いて、速度演算器１１４ｂの動作を図１８に示す。この動作は前述した図１２の一連の処理の中の対応する符号部分と同一又は同等であって、ステップ２００，２０１，２０６及び２０７を除いたものである。これにより、ブランク制御器１２１から指令されたスケール変換係数Ｋに応答してリアルタイムに、低速域を強調した速度表示コードCD_Vがブランク処理器１２５に出力される。

【００８５】

さらにブランク処理器１２５の動作を図１９に基づき説明する。この処理器１２５のＣＰＵ１２５０はまず、ステップ２７０でブランク処理器１２１から供給されるコードしきい値信号S_{CDth}を読み込み、ステップ２７１で速度表示コードのしきい値CD_{th}を設定する。次いでステップ２７２で速度演算器１１４ｂからの速度表示コードCD_Vを読み込み、ステップ２７３で$|CD_V| > CD_{th}$か否かを判断する。この判断がＹＥＳ（送られてきたコードCD_Vの絶対値がしきい値CD_{th}を超えている）のとき、ステップ２７４に移ってその速度表示コードCD_Vにブランク処理を施す。これにより$|CD_V| > CD_{th}$となる画素の速度Ｖにはブランクコードが強制的に割り当てられる。

【００８６】

ステップ２７３でＮＯ、すなわち$|CD_V| \leqq CD_{th}$となるとき、及びステップ２７４でブランク処理を終えた速度表示コード（ブランクコードを含むコード）ＣＤＶ＊は、次いで、ＤＳＣ１１５に出力される（ステップ２７５）。

【００８７】

ＣＰＵ１２５０は次いでステップ２７６にてブランク処理器１２１から供給されているかもしれないコードしきい値信号S_{CDth}の読込みを試み、ステップ２７７にてしきい値CD_{th}の変更を欲しているか否かを判断する。しきい値CD_{th}を変更する場合はステップ２７１に戻り、変更しない場合はステップ２７８で処理終了か否かを判断し、終了しないときはステップ２７２に戻って上述した処理を繰り返す。

【００８８】

なお、このブランク処理器１２５は特に図示していないが、速度の分散値及び／又はパ

ワー値を単独で観察するときは、これらの値を直接ＤＳＣ１１５に供給することとともに、速度Ｖと併用して観察するときは、速度Ｖ（すなわち速度表示コードCD_V）を優先し、｜ＣＤｖ＞CD_{th}となる画素をブランク処理するようになっている。それらの処理は図示しないコンソールからの指令信号S_{con}に基づいて行われる。

【００８９】

ブランク制御器１２１，速度演算器１１４ｂ，ブランク処理器１２５は以上のように動作するので、図２０に示す如く、検査者が指令したブランク処理のしきい値V_{th}が、組織運動の低速度域を強調表示したときの最高階調度に対応する速度$\pm V_{th}$の間に入っているときのみ、速度しきい値$\pm V_{th}$を超える速度の画素が自動的にブランクされる。これにより前述した第２実施例と同等の作用効果が得られるほか、スケール変換係数Ｋを変更する場合でもブランク処理は固定できるという利点がある。

【００９０】

但し、本実施例では図２０で$\pm V_{MAX}$以降の速度表示コードCV_Vには階調性が無いので、検査者が$\pm V_{MAX}$を超えるしきい値$\pm V_{th}$を指定したとしても、検査者にその旨の告知があるだけでブランク処理はなされない。これにより検査者は低速域強調表示における$\pm V_{MAX}$が何処にあるかに特別な注意を払わなくても自由に$\pm V_{th}$の値を指令でき、操作が容易になる。

【００９１】

なお、このブランク処理器１２５の機能は、図２１に示す如く、ＤＳＣ１３０に含めてもよい。この場合、コードしきい値信号S_{CDth}及びその他の制御信号Ｓun，S_{con}はＤＳＣ１３０に供給される。ＤＳＣ１３０は前述と同様に速度表示コードCD_vを速度しきい値V_{th}に対応するコードしきい値CD_{th}でブランク処理を行うとともに、組織運動情報の画像データとＢモード像データとを重畳する。これにより、速度演算出力CD_vの階調性を持った低速域に適宜な速度しきい値V_{th}（CD_{th}）を設定することができ、第３実施例と同等のブランク作用及び効果が得られる。

【００９２】

（第４実施例）

以上説明した第２～第３実施例は、何れも低速度強調表示のための速度変換スケールに無関係にブランク処理のしきい値を設定できるものであったが、速度変換スケールの設定に連動してしきい値（すなわちブランク域）を決めることもできる。以下の実施例ではそのような超音波診断装置を例示する。

【００９３】

本発明の第４実施例を図２２～図２４を参照して説明する。

【００９４】

図２２に示す超音波診断装置は前述した速度演算器１１４ｂを備えており、そのＣＰＵ１１４０は図２３に示す一連の処理を行うようになっている。ブランク制御器１２１からは低速域強調表示用の係数信号S_Kのみが供給されるようになっている。

【００９５】

図２３において、速度演算器１１４ｂのＣＰＵ１１４０はステップ３００、３０１の処理（図１２のステップ２０２、２０３と同じ処理）を行った後、ステップ３０２で速度変換スケール（図２４の直線ａ…ｃ参照）の最高階調度に相当するコードしきい値$\pm CD_{V(MAX)}$を演算する。その後、ステップ３０３、３０４の処理（図１２のステップ２０４、２０５と同じ処理）を行う。この図２３の処理ではステップ３０４で偏角θが求まると、直ちにステップ３０５、３０６の処理（図１２のステップ２０８、２０９と同じ処理）を実行する。次いでＣＰＵ１１４０はステップ３０７に移行し、コードしきい値$\pm CD_{V(MAX)}$を用いて、速度表示コードCD_Vが｜CD_V｜＜$CD_{V(MAX)}$か否かを判断する。

【００９６】

この判断は最高階調度に対応する速度以上の組織運動はブランク処理しようとする趣旨に基づくもので、したがってＫ倍した後のスケールの最高階調度によってブランク処理す

る速度しきい値V_{th}が自動的に決まってしまう。換言すれば、低速度強調用の速度変換スケールに連動して速度しきい値が決まることになる。例えば図２４の例ではスケール変換係数$K=K_1$（＞１）のときの速度変換スケールａの場合、速度しきい値$\pm V_{th-1}$に、$K=K_2$（$>K_1$）のときのスケールｂの場合、速度しきい値$\pm V_{th-2}$に、さらに$K=K_3$（$>K_2$）のときのスケールｃの場合、速度しきい値$\pm V_{th-3}$に各々、連動して決まる。

【００９７】

このステップ３０７の判断でＹＥＳ（$|CD_V|<CD_{V(MAX)}$）となるときにはステップ３０９に移行して、そのままのコード値を有する速度表示コードCD_VをＤＳＣ１１５に出力する。しかし、ＮＯ（$|CD_V|\geqq CD_{V(MAX)}$）となるとき、すなわち求めた速度表示コードCD_Vが赤又は青の輝度の最高階調度に達している場合、ステップ３０８で速度表示コードCD_Vのコード値＝ブランクコードに強制設定する。このようにブランク処理されたコードCD_Vはステップ３０９でやはりＤＳＣ１１５に出力される。この結果、例えば$\pm CD_{V(MAX)}=\pm 128$のとき、$CD_V=\pm 127$まではブランク処理されないが、$CD_V=\pm 128$のときはブランク処理される。これは図２４に示すように最高階調度$\pm CD_{V(MAX)}$から$CD_V=0$に立ち下がる特性になる。

【００９８】

次いでＣＰＵ１１４０はステップ３１０～３１２の処理を、図１２のステップ２１１～２１３と同じに行う。

【００９９】

以上のブランク処理によって、組織運動の低速域強調表示のための速度変換スケールａ（…ｃ）を任意に選択／切換できるとともに、各スケールａ（…ｃ）に連動して決まる速度値V_{th}以上の速度の画素は自動的にブランクされ、背景像が現われる。

【０１００】

したがって、この実施例によっても前述した低速域強調表示及びブランク処理の利点を良好に享受できる。また検査者が入力器１２２から指令するのはスケール変換係数Ｋだけで済む利点もある。

【０１０１】

なお、上記実施例ではブランク処理のしきい値を$\pm CD_{V(MAX)}$の最高階調に設定したが、必要に応じて、これより低い適宜なコード値に設定することもでき、その場合にもそのコード値に連動して速度しきい値が自動的に決まり、それ以上の速度のカラー画素のみは同様にブランクされる。

【０１０２】

（第５実施例）

続いて本発明の第５実施例を図２５，２６を参照して説明する。

【０１０３】

この実施例では図２５に示す如く、組織運動解析部１１４とＤＳＣ１１５との間に図１６と同様に別個のブランク処理器１３１を介挿し、図２６に示すステップを含む処理をそのＣＰＵ（図示せず）で実行させるようにしている。ブランク制御器１２１はここではコードしきい値CD_{th}を表わすしきい値信号S_{CDth}ブランク処理器１３１に与える。

【０１０４】

ブランク処理器１３１は図２６に示すように、コードしきい値信号S_{CDth}を読み込み、対応するコードしきい値CD_{th}（ここでは例えば前記実施例と同様に$\pm CD_{V(MAX)}$）を設定する（ステップ３２０，３２１）。次いで、演算された速度表示コードCD_Vが読み込まれ、$|CD_V|<CD_{th}$か否かが判断される（ステップ３２３，３２４）。$|CD_V|=CD_{th}$となるときはブランク処理される（ステップ３２５）。

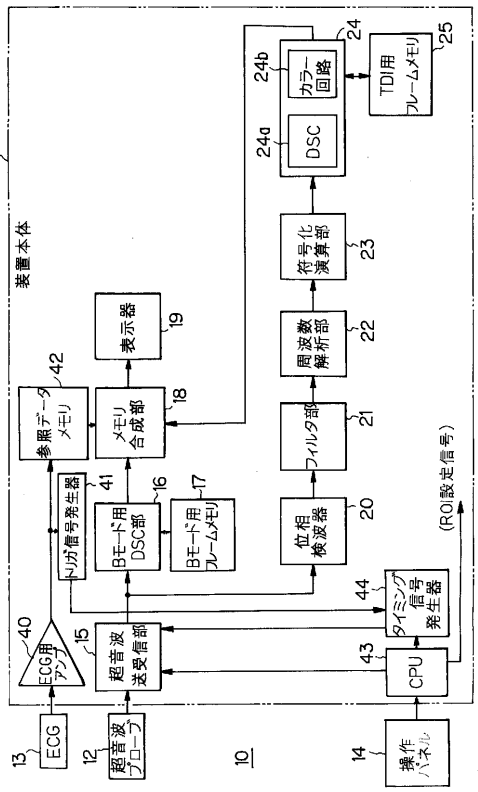
【０１０５】

したがって、ブランクする速度範囲を速度変換スケールに連動させる場合、平均ドプラ速度の表示コードを演算した後でも、コードしきい値を適宜に決めてやることで容易に実施でき、図２４と同一の作用効果が得られる。

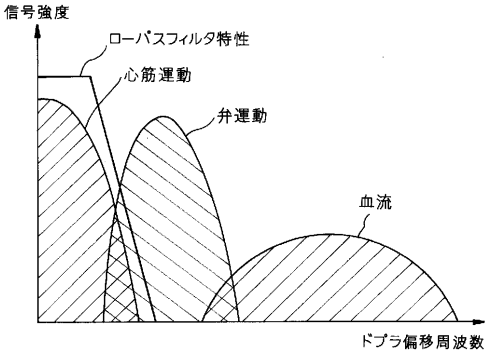
【０１０６】
なお、この実施例においてコードしきい値S_{CDth}は速度演算器１１４ｂで演算してブランク処理器１３１に与えるようにしてもよい。
【０１０７】
またなお、上述したブランク処理器１３１の機能を表示系としてのＤＳＣ１１５の中に一体に含めて実施することもできる（図２１参照；但し、この場合しきい値設定の可否に関する制御信号S_{UN}の供給は不要である）。
【０１０８】
さらに前記第２～第５実施例及びその変形例では速度表示コードCD_Vを組織運動の方向を識別する赤色及び青色の輝度の階調として表わしたが、速度表示コードCD_Vはそのほかにも例えば色相のグラデーションで表わすようにしてもよい。
【０１０９】
【発明の効果】
以上説明したように、本発明の一態様の超音波診断装置によれば、被検体内の組織の運動速度を超音波パルスドプラ法の元に計測し、二次元カラー表示するためのスケールの勾配を、パルスドプラ法による測定可能な速度範囲のうちの、所望の低速度域を所定範囲の階調度に割り当てる一方で、その残りの速度域を一定の階調度に割り当てるようにしたため、その低速度域の速度表示能が高められる。これによって、低いパルス繰返し周波数に設定することに依存する、心筋などの組織の低速度領域に対する高感度な検出能をカラー表示により損なうことなく、僅かな速度差であっても異なる階調（例えば色の輝度または色合いの違い）で表示されることから、低速度領域における速度差を視覚を通して容易に且つ高精度に評価することが可能となり、組織ドプライメージングにおける表示機能を充実させることができる。また、また、例えば、最高階調度の速度を有する画素は、それ以下の速度の画素とは不連続な色相で表示されるので、その見分けが容易で、その輪郭に対する視認性が高くなる。
【０１１０】
本発明のほかの態様に係る超音波診断装置では、ブランク処理を追加的に行うようにしているので、このブランク処理により、心筋などの組織の運動速度がしきい値より高いサンプル点のＴＤＩカラー像は表示されず、背景のＢモード断層像のみが表示されるため、しきい値を適宜に指定することで、階調度が無く、診断上有効な画像情報を提供し得ない最高階調度（例えば最高輝度）の速度カラー像を排除又は必要最小限に抑えることができ、その代わりに背景像であるＢモード断層像を表示できるので、その背景像からより有益な画像情報が得られ、関心部位の正常／異常の見分けが容易なＴＤＩ像を提供することができる。
【図面の簡単な説明】
【図１】　本発明の第１実施例に係る超音波診断装置のブロック図。
【図２】　同実施例における組織、血流などのドプラ偏移周波数（運動速度）の特性と組織ドプライメージングに用いるローパスフィルタの特性を示すグラフ。
【図３】　同実施例の速度変換スケールの一例を示すグラフ。
【図４】　同実施例における符号化演算部の処理の概略フローチャート。
【図５】　同実施例における心筋の運動方向とカラーバーの関係を示す図。
【図６】　同実施例における心筋の表示例を示す図。
【図７】　速度変換スケールの別の例を示す図。
【図８】　速度変換スケールのさらに別の例を示す図。
【図９】　速度変換スケールのさらに別の例を示す図。
【図１０】　本発明の第２実施例に係る超音波診断装置のブロック図。
【図１１】　同実施例における速度演算器のブロック図。
【図１２】　速度演算器の処理例を示すフローチャート。
【図１３】　周波数解析器の出力データを説明する図。
【図１４】　速度変換スケールの例を示す図。

【図１５】　速度しきい値の変化に対応するブランク域の増減を説明する図。
【図１６】　本発明の第３実施例に係る超音波診断装置のブロック図。
【図１７】　同実施例におけるブランク制御器の処理例を示すフローチャート。
【図１８】　同実施例における速度演算器の処理例を示すフローチャート。
【図１９】　同実施例におけるブランク処理器の処理例を示すフローチャート。
【図２０】　同実施例における速度変換スケールの一例を示す図。
【図２１】　本発明の変形例に係る超音波診断装置のブロック図。
【図２２】　本発明の第４実施例に係る超音波診断装置のブロック図。
【図２３】　同実施例における速度演算器の処理例を示すフローチャート。
【図２４】　速度変換スケールに連動するブランク域の速度しきい値の例を示す図。
【図２５】　本発明の第５実施例に係る超音波診断装置の部分ブロック図。
【図２６】　同実施例のブランク制御器の処理例を部分的に示すフローチャート。
【図２７】　従来技術の一例を示す血流速度解析時の速度変換スケールの図。
【符号の説明】
１０　超音波診断装置
１１　超音波プローブ
１４　操作パネル
１５　超音波送受信部
１９　表示器
２０　位相検波部
２１　フィルタ部
２２　周波数解析部
２３　符号化演算部
２４　ＴＤＩ用ＤＳＣ部
１００　超音波プローブ
１１０　超音波送受信部
１１１　位相検波器
１１２　Ａ／Ｄ変換器
１１３　フィルタ
１１４ａ　周波数解析器
１１４ｂ　速度演算器
１１５　ＤＳＣ
１１６　カラー処理器
１１７　Ｄ／Ａ変換器
１１８　カラーモニタ
１２１　ブランク制御器
１２２　入力器
１２５　ブランク処理器
１３０　ＤＳＣ
１３１　ブランク処理器

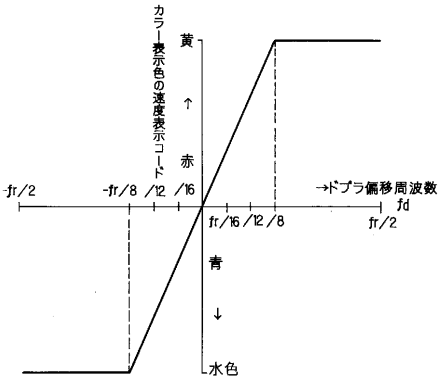
【図１】



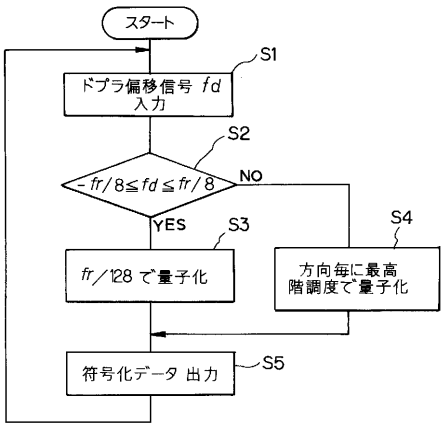
【図２】



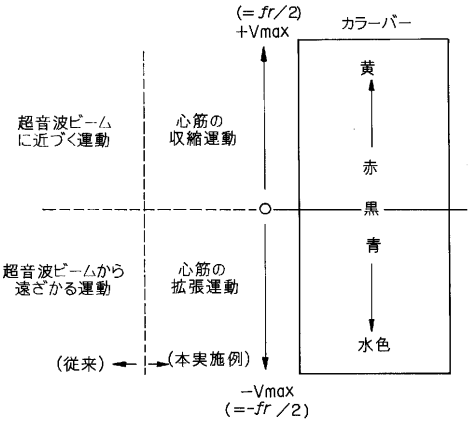
【図３】



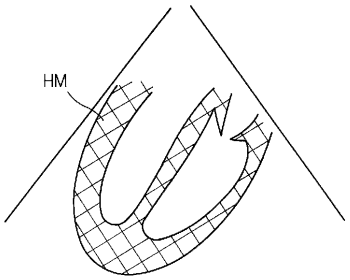
【図４】



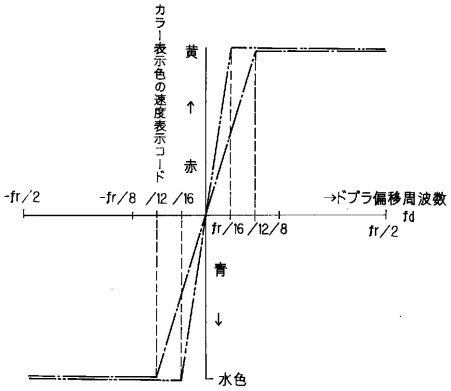
【図５】



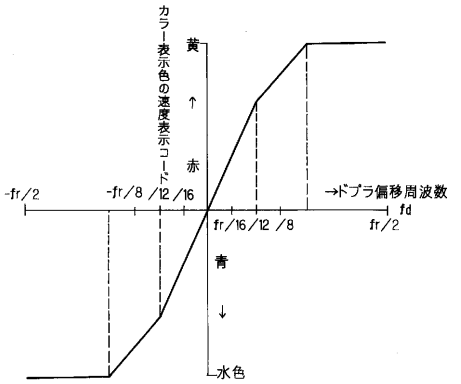
【図６】



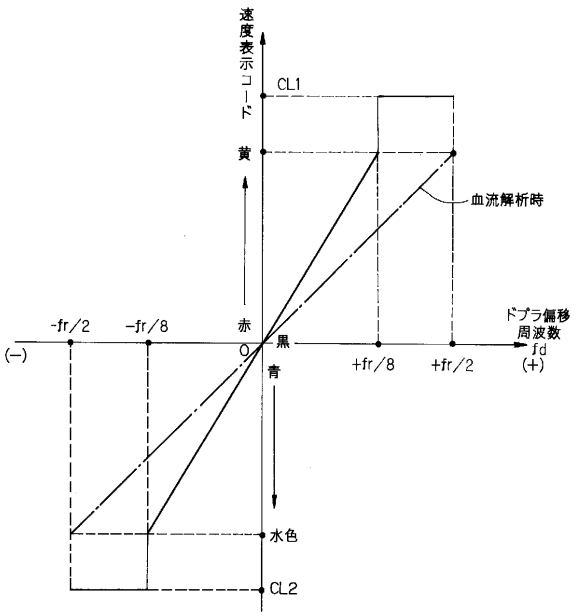
【図７】



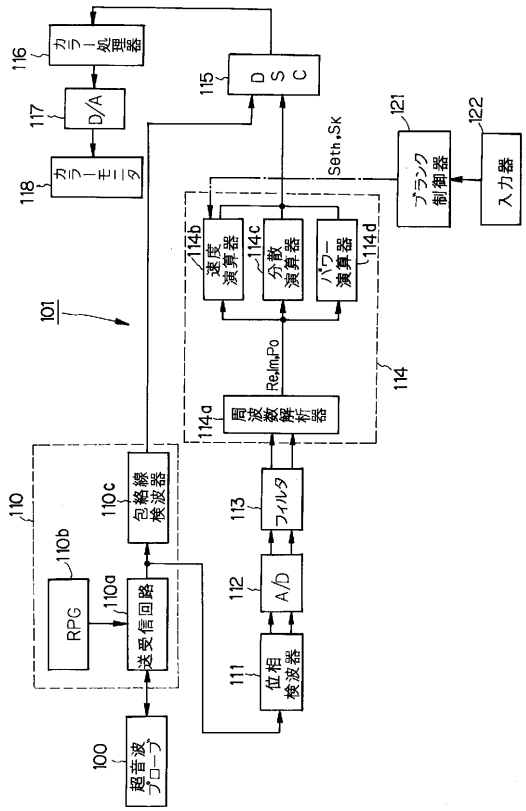
【図８】



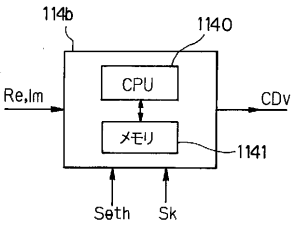
【図９】



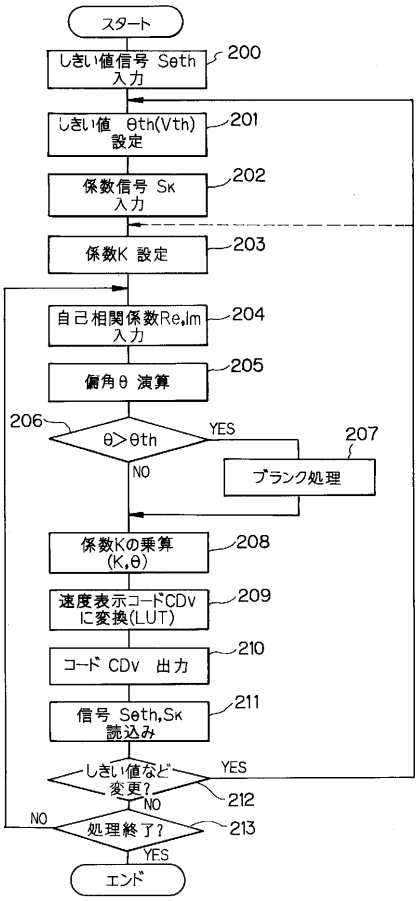
【図１０】



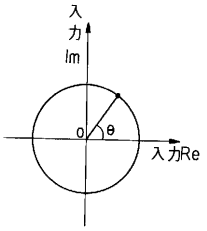
【図１１】



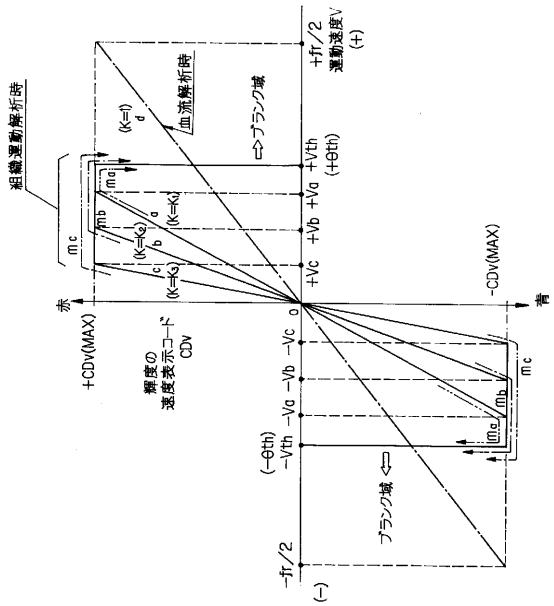
【図１２】



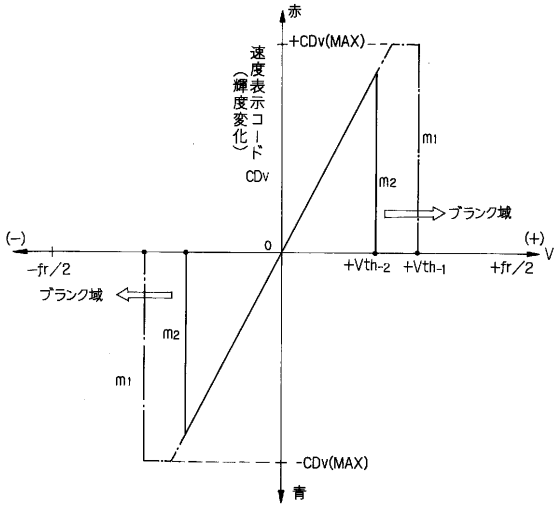
【図１３】



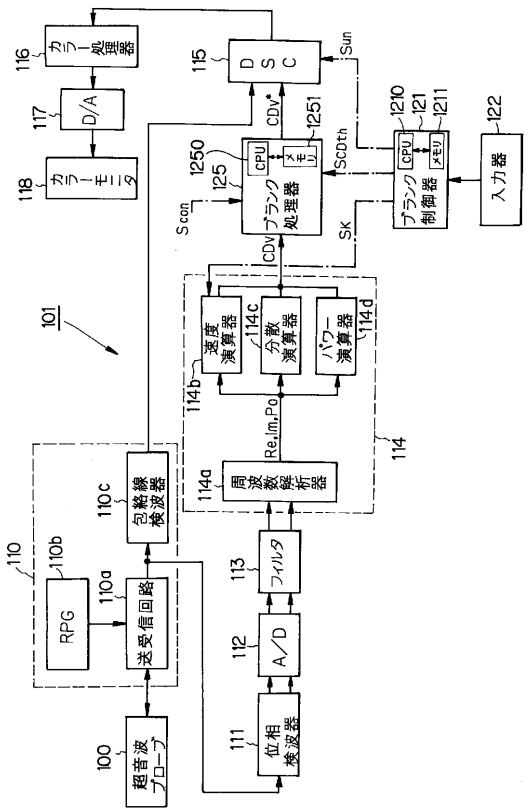
【図１４】



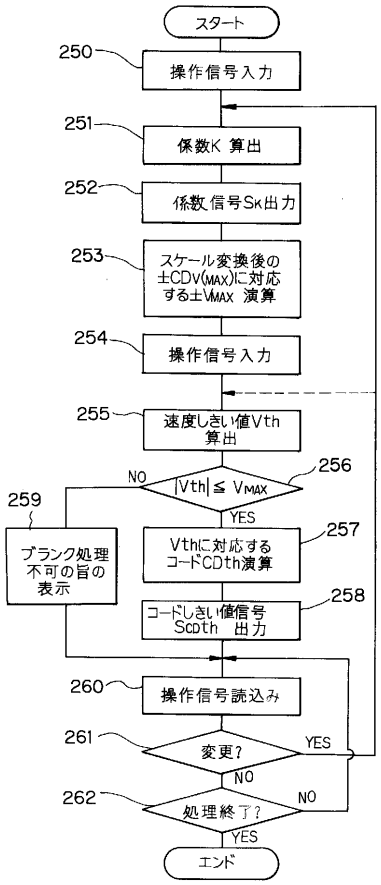
【図１５】



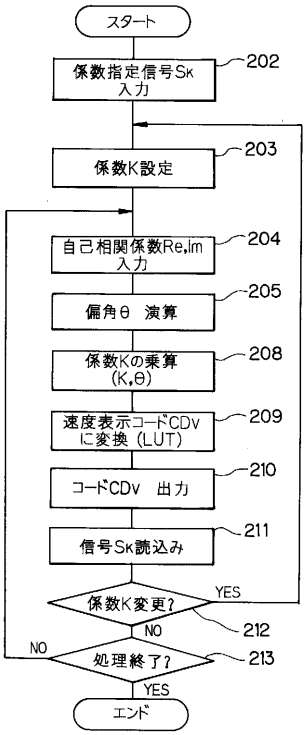
【図１６】



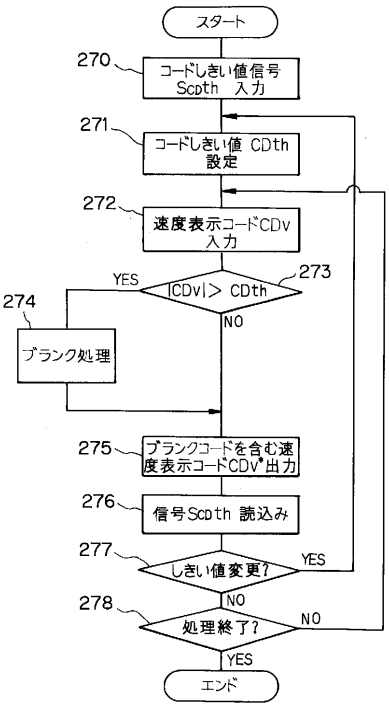
【図１７】



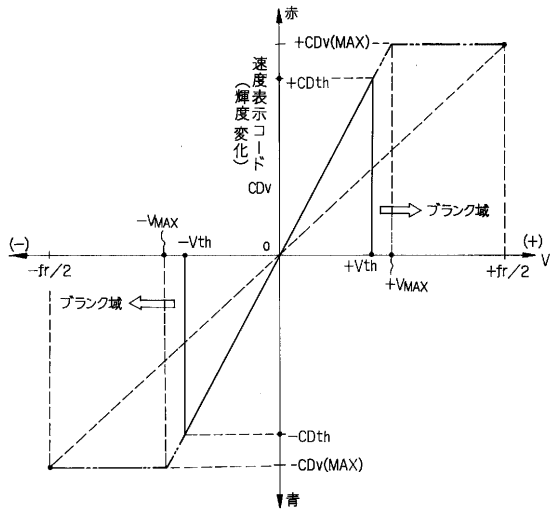
【図１８】



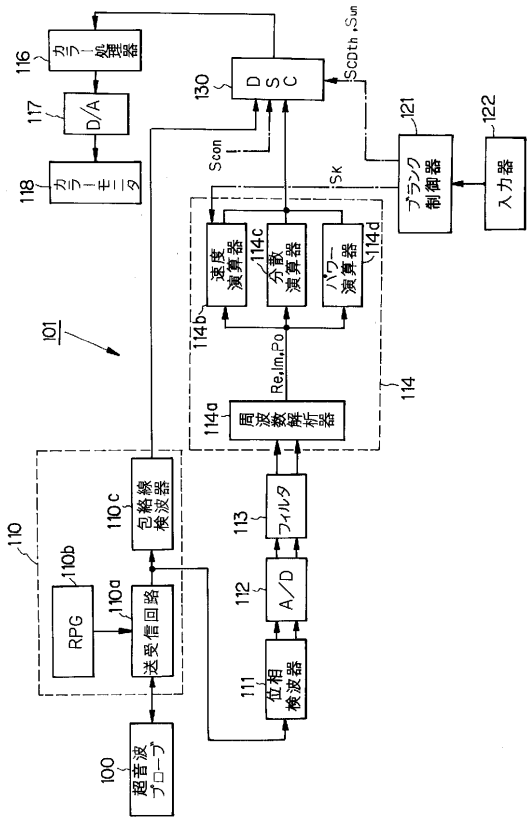
【図１９】



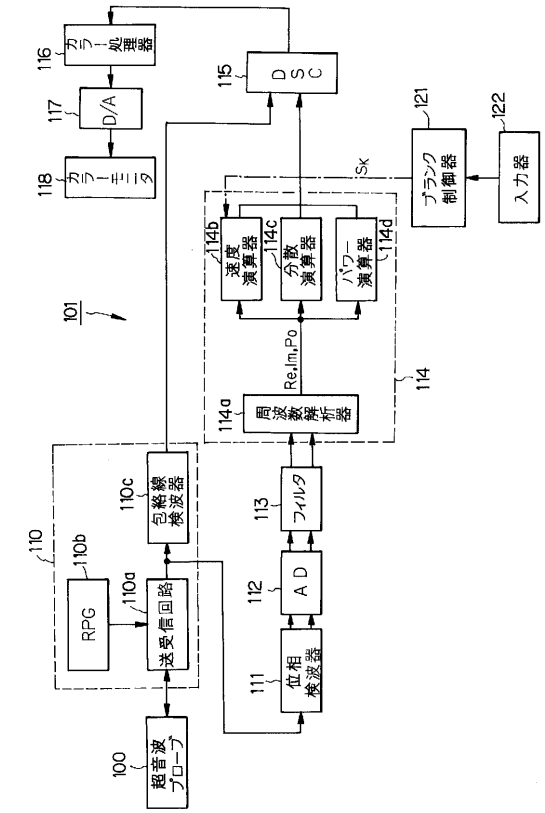
【図２０】



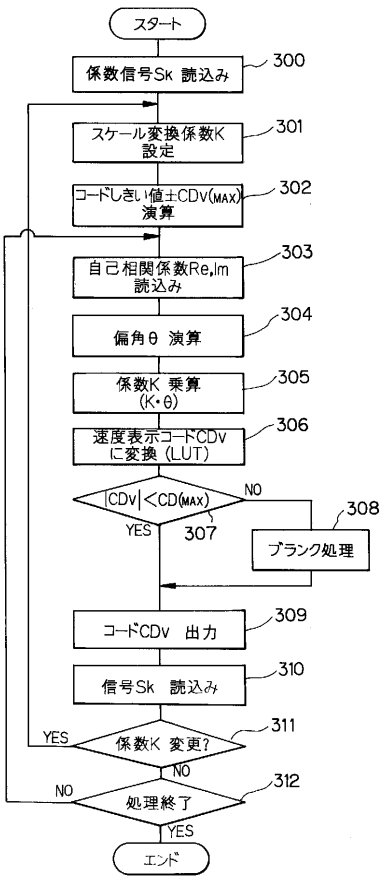
【図２１】



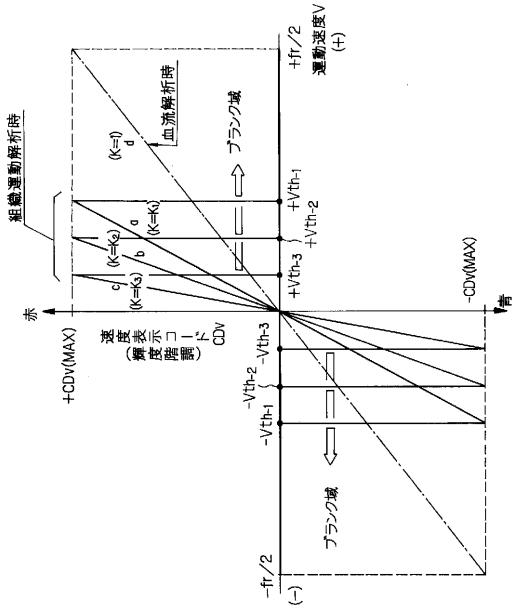
【図２２】



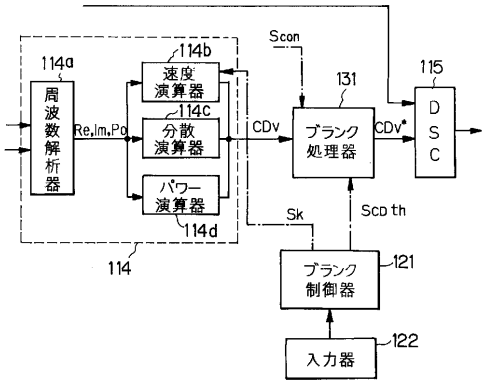
【図２３】



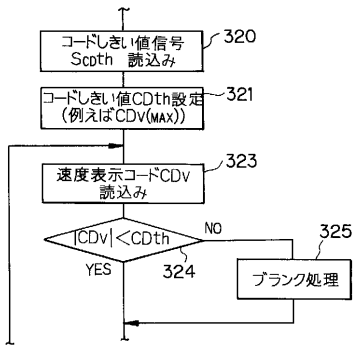
【図２４】



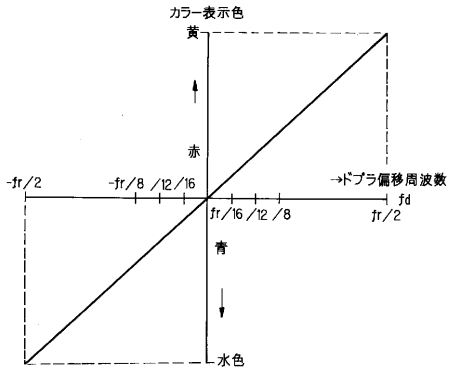
【図２５】



【図２６】



【図２７】



フロントページの続き

合議体
審判長　鐘尾　みや子
審判官　菊井　広行
審判官　▲高▼見　重雄

(56)参考文献　特開平６－１１４０５９（ＪＰ，Ａ）
特開昭６０－２１６２６３（ＪＰ，Ａ）
特開平１－３１０６４８（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－３１５０３８（ＪＰ，Ａ）
宮武邦夫他、組織ドプラ法による　Ｗａｌｌ　ｍｏｔｉｏｎ　ｉｍａｇｉｎｇ　の臨床応用、日本超音波医学会第６２回研究発表会講演論文集、（社）日本超音波医学会、１９９３年4月２０日発行、第４４５～４４６頁

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 8/00