

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4304217号
(P4304217)

(45) 発行日 平成21年7月29日(2009.7.29)

(24) 登録日 平成21年5月1日(2009.5.1)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2007-150767 (P2007-150767)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年6月6日(2007.6.6)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2006-167401 (P2006-167401) の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成7年2月9日(1995.2.9)	(74) 代理人	100078765
(65) 公開番号	特開2007-268298 (P2007-268298A)		弁理士 波多野 久
(43) 公開日	平成19年10月18日(2007.10.18)	(74) 代理人	100078802
審査請求日	平成19年6月6日(2007.6.6)		弁理士 関口 俊三
(31) 優先権主張番号	特願平6-143528	(72) 発明者	山崎 延夫
(32) 優先日	平成6年6月24日(1994.6.24)		栃木県大田原市下石上1385番の1 株
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		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
		審査官	右▲高▼ 孝幸

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ブラ信号を抽出する抽出手段と、

前記ドブ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ブ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、当該ドブ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、当該ドブ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、前記ドブラ周波数が所望の低速度領域の所定範囲外でブランク領域に設定され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

10

20

をブランク処理し、前記ブランク領域に応じて諧調データの変化の割合が変化する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超音波診断装置。

【請求項 2】

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 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記スケール設定手段は、前記ドブ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 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

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 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

20

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 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記速度算出手段は、

前記ドブ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、

30

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 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

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 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

40

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 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

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 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

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 3 記載の超音波診断装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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: T D I) に適用した超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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号公報 (発明の名称: 超音波カラー Doppler 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: P R F) 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 Doppler 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 f_d が「 $-f_r/2 \sim f_r/2$ 」 (f_r : 超音波パルス信号のパルス繰返し周波数: P R F) 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 $f_r/32$) で表示している。すなわち、「 $-f_r/2 \sim f_r/2$ 」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般的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。

【特許文献1】特開平6 - 114059号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

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「 $-f_r/8 \sim f_r/8$ 」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、 $f_r/32$ 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十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。

【 0 0 0 8 】

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、組織ドプラー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。

【 0 0 0 9 】

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 T D I 像を提供することを、第 2 の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、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ブラ信号を抽出する抽出手段と、前記ドブ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ブ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、当該ドブ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、当該ドブ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、前記ドブラ周波数が所望の低速度領域の所定範囲外でブランク領域に設定され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し、前記ブランク領域に応じて階調データの変化の割合が変化する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。

【 0 0 1 2 】

前記スケール設定手段は、前記ドブ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。

【 0 0 1 4 】

〔作用〕

本発明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ブ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に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 T D I 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。

【発明の効果】

【0016】

本発明の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。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

（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（組織ドプラーメーキング）画像を得る診断装置である。

【0018】

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。

20

【0019】

装置本体12は、その扱う信号経路の種別に抛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。

30

【0020】

この実施例にあつては、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。

40

【0021】

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

50

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。

【 0 0 2 2 】

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 D S C 部 16 に出力される。この D S C 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 D S C 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。

10

【 0 0 2 3 】

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、ドブラ効果によって、その周波数にドブラ偏移を受けている。位相検波部 20 はそのドブラ周波数について位相検波を行い、ドブラ信号のみをフィルタ部 21 に出力する。

20

【 0 0 2 4 】

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）、位相検波されたドブラ信号から、心臓壁以外の弁運動、血流などの不要なドブラ成分を除去し、超音波ビーム方向の心筋のドブ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。

【 0 0 2 5 】

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ブ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ブラ断層装置の場合には、血流と心臓壁、弁運動とのドブ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、血流以外のドブ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替可能にすることで汎用性を高めることができる。

30

【 0 0 2 6 】

フィルタ部 21 でフィルタリングされたドブラ信号は、次段の周波数解析部 22 に出力される。周波数解析部 22 は、超音波ドブラ血流計測で用いられている周波数分析法である、F F T 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、F F T 法又は自己相関法を用いてサンプル各点の平均ドブラ周波数（即ち、その点での観測対象の運動の平均速度）や分散値（ドブラスペクトラムの乱れ度）を、さらには F F T 法を用いてドブラ周波数の最大値（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。このドブラ周波数の解析結果は運動速度のカラードブラ情報として次段の符号化演算部 23 に出力される。

40

【 0 0 2 7 】

符号化演算部 23 は、C P U 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ブラ偏移周波数 f_d 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ブラ法では、超音波パルス信号のパルス繰返し周波数 f_r 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、測定可能なドブラ偏移周波数の最大値 f_{dmax} は、

[数 1]

50

$$f_{d\max} = f_r / 2$$

である。

【0028】

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ブラ偏移周波数 f_d は、

[数2]

$$-f_r / 2 \leq f_d \leq f_r / 2$$

であるが、この周波数（すなわち速度）範囲のうち、

[数3]

$$-f_r / 8 \leq f_d \leq f_r / 8$$

の周波数範囲を「 $f_r / 128$ 」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、ドブラ偏移周波数 f_d が、

[数4]

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

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、「 $-f_r / 8$ 」のときと同じ符号化データに設定し、

[数5]

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

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、「 $f_r / 8$ 」のときと同じ符号化データに設定する。

【0029】

この結果、ドブラ偏移周波数の範囲「 $-f_r / 2 \leq f_d \leq f_r / 2$ 」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「 $f_r / 8$ 」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。

【0030】

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。

【0031】

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方などがあり、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「 $-f_r / 8 \leq f_d \leq f_r / 8$ 」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。

【0032】

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

10

20

30

40

50

カラードブラ画像をTDI用フレームメモリ25に記憶させる。

【0033】

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。

10

【0034】

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。

【0035】

この結果、血流や弁のドブ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。

20

【0036】

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「 $f_r/8 \sim f_d \sim f_r/8$ 」がカラーバーの全階調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「 $f_r/128$ 」の、刻みが細かいドブラ偏移周波数（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「 $f_r/2 \sim f_d \sim f_r/2$ 」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「 $f_r/8 \sim f_d \sim f_r/8$ 」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。

30

【0037】

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。

40

【0038】

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

50

とができる。

【0039】

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。

【0040】

また、上記断層装置には、心筋の動きをドブラ表示させるためのドブラフィルタや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。

【0041】

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（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（カラードブラ）像のみを単独で表示させてもよい。

【0042】

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。

【0043】

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。

【0044】

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「 $-f_r/8 \quad f_d \quad f_r/8$ 」に限定されることなく、符号化演算部23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「 $-f_r/12 \quad f_d \quad f_r/12$ 」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、「 $-f_r/16 \quad f_d \quad f_r/16$ 」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「 $-f_r/8 \quad f_d \quad f_r/8$ 」、「 $-f_r/12 \quad f_d \quad f_r/12$ 」、「 $-f_r/16 \quad f_d \quad f_r/16$ 」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。

【0045】

さらに、本発明に係る低速度域強調表示にあつては、例えば図8に示す如く、所望の低速度領域、例えば「 $-f_r/12 \quad f_d \quad f_r/12$ 」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23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。

【0046】

さらに本発明に係る低速度域の強調表示法にあつては図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 $-f_r/8 < f_d < +f_r/8$ 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

10

20

30

40

50

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 f_d (すなわち組織の平均運動速度) が $f_d \pm f_r / 8$ 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 $\pm f_r / 8$ 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。

【0047】

10

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。

【0048】

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。

【0049】

(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。

20

【0050】

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。

【0051】

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、及びカラーモニター118が順次接続されている。

30

【0052】

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。

【0053】

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。

40

【0054】

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。

【0055】

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

50

点の平均ドブラ周波数（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。

【0056】

速度演算器 114b は本実施例では図 11 に示すように、CPU 1140 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わせて構成してもよい。

【0057】

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。

【0058】

DISC 115 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。

【0059】

ここで図 12 に基づいて速度演算器 114b の処理を説明する。

【0060】

速度演算器 114b の CPU 1140 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ブラ周波数（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 （すなわちドブラ周波数）のしきい値 V_{th} に相当する。

【0061】

CPU 1140 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。

【0062】

次いで、ステップ 204 で、CPU 1140 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（プローブに近づく運動方向）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、折り返り速度 $\pm f_r / 2$ 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。

【0063】

10

20

30

40

50

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 $CD_v = \text{「}0, 0, \dots, 0\text{」}$ （ブランクコード）に設定する処理である。

【0064】

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（ $\theta \leq \theta_{th}$ ）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

10

【0065】

この係数の乗算「 $K \cdot \theta$ 」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、 $V = \pm V_a$ （例えば $\pm f_r / 8$ ）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、 $V_a \leq |V| \leq V_{th}$ の範囲では最大輝度に対応する速度表示コード $\pm CD_v(MAX)$ 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。

20

【0066】

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 に乘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 $V = \pm V_b$ （例えば $\pm f_r / 12$ ）の間で直線的に増減し、 $V_b \leq |V| \leq V_{th}$ 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、 $V = \pm V_c$ （例えば $\pm f_r / 16$ ）の間で同様に直線的に増減し、 $V_c \leq |V| \leq V_{th}$ の間で飽和して最大輝度の速度表示コード $\pm CD_v(MAX)$ に設定される。両スケールb、c共に $|V| \leq V_{th}$ 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。

30

【0067】

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。

40

【0068】

さらにステップ211で再びしきい値信号 $S_{\theta_{th}}$ 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 θ 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。

【0069】

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

50

る。検波により検出されたドブラ信号はフィルタ 1 1 3 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ブラ信号が周波数解析器 1 1 4 a に送られる。この周波数解析結果は、速度演算器 1 1 4 b , 分散演算器 1 1 4 c , パワー演算器 1 1 4 d 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 1 1 4 d では「 $K \cdot \log_{10} P_o$ 」の処理が行われる。

【 0 0 7 0 】

今、図 1 4 に示す如く、速度演算器 1 1 4 b に、入力器 1 2 2 およびブランク制御器 1 2 1 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、T D I 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 1 4 上でのコード変換特性全体は一点鎖線 m_b

10

【 0 0 7 1 】

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

【 0 0 7 2 】

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 D S C 1 1 5 に送られる。この D S C 1 1 5 には包絡線検波器 1 1 0 c 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 1 1 6 で色付けされ、カラーモニタ 1 1 8 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 1 2 のステップ 2 0 7 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、 $\pm V_{th}$ $|V|$ 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。

20

【 0 0 7 3 】

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。

30

【 0 0 7 4 】

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。

【 0 0 7 5 】

当然に、低速度域を強調する速度変換スケール a, b, c (図 1 4 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。

40

【 0 0 7 6 】

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 $a (\dots c)$ 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 $\pm C D_v (MAX)$ の部分を、同一の速度変換スケール $a (\dots c)$ (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 1 5 の一点鎖線 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 T D I カラー像のみをブランクにしてしまうこともできる。

【 0 0 7 7 】

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 $a \dots c$ を予め用意し、そ

50

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 m_a ， m_c 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。

【００７８】

（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。

10

【００７９】

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。

【００８０】

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

20

【００８１】

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 $\pm CD_v(MAX)$ に対応する速度 $\pm V(MAX)$ を演算する（図１９参照）。なお、この $\pm V(MAX)$ 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。

30

【００８２】

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）。ここでこ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。

【００８３】

上記速度しきい値 V_{th} を用いて、次のステップ２５６では $|V_{th}| > V_{MAX}$ か否かが判断される。この判断でＹＥＳ、すなわち $-V_{MAX} < V_{th} < V_{MAX}$ 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）。

40

【００８４】

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み込みを試み、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

50

プ 2 6 1 で N O (変更しない) となるときは、ステップ 2 6 2 で処理終了か否かを判断し、処理継続の場合ステップ 2 6 0 ~ 2 6 2 の処理を行いながら待機する。

【 0 0 8 5 】

続いて、速度演算器 1 1 4 b の動作を図 1 8 に示す。この動作は前述した図 1 2 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 2 0 0 , 2 0 1 , 2 0 6 及び 2 0 7 を除いたものである。これにより、ブランク制御器 1 2 1 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 $C D_v$ がブランク処理器 1 2 5 に出力される。

【 0 0 8 6 】

さらにブランク処理器 1 2 5 の動作を図 1 9 に基づき説明する。この処理器 1 2 5 の C P U 1 2 5 0 はまず、ステップ 2 7 0 でブランク処理器 1 2 1 から供給されるコードしきい値信号 $S_{C D_{t h}}$ を読み込み、ステップ 2 7 1 で速度表示コードのしきい値 $C D_{t h}$ を設定する。次いでステップ 2 7 2 で速度演算器 1 1 4 b からの速度表示コード $C D_v$ を読み込み、ステップ 2 7 3 で $| C D_v | > C D_{t h}$ か否かを判断する。この判断が Y E S (送られてきたコード $C D_v$ の絶対値がしきい値 $C D_{t h}$ を超えている) のとき、ステップ 2 7 4 に移ってその速度表示コード $C D_v$ にブランク処理を施す。これにより $| C D_v | > C D_{t h}$ 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。

【 0 0 8 7 】

ステップ 2 7 3 で N O、すなわち $| C D_v | < C D_{t h}$ となるとき、及びステップ 2 7 4 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) $C D V^*$ は、次いで、D S C 1 1 5 に出力される (ステップ 2 7 5) 。

【 0 0 8 8 】

C P U 1 2 5 0 は次いでステップ 2 7 6 にてブランク処理器 1 2 1 から供給されているかもしれないコードしきい値信号 $S_{C D_{t h}}$ の読み込みを試み、ステップ 2 7 7 にてしきい値 $C D_{t h}$ の変更を欲しているか否かを判断する。しきい値 $C D_{t h}$ を変更する場合はステップ 2 7 1 に戻り、変更しない場合はステップ 2 7 8 で処理終了か否かを判断し、終了しないときはステップ 2 7 2 に戻って上述した処理を繰り返す。

【 0 0 8 9 】

なお、このブランク処理器 1 2 5 は特に図示していないが、速度の分散値及びノ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 D S C 1 1 5 に供給することともに、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 $C D_v$) を優先し、 $| C D_v | > C D_{t h}$ 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 $S_{c o n}$ に基づいて行われる。

【 0 0 9 0 】

ブランク制御器 1 2 1 , 速度演算器 1 1 4 b , ブランク処理器 1 2 5 は以上のように動作するので、図 2 0 に示す如く、検査者が指令したブランク処理のしきい値 $V_{t h}$ 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 $\pm V_{t h}$ の間に入っているときのみ、速度しきい値 $\pm V_{t h}$ 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。

【 0 0 9 1 】

但し、本実施例では図 2 0 で $\pm V_{M A X}$ 以降の速度表示コード $C V_v$ には階調性が無いので、検査者が $\pm V_{M A X}$ を超えるしきい値 $\pm V_{t h}$ 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 $\pm V_{M A X}$ が何処にあるかに特別な注意を払わなくても自由に $\pm V_{t h}$ の値を指令でき、操作が容易になる。

【 0 0 9 2 】

なお、このブランク処理器 1 2 5 の機能は、図 2 1 に示す如く、D S C 1 3 0 に含めてもよい。この場合、コードしきい値信号 $S_{C D_{t h}}$ 及びその他の制御信号 S_{un} , $S_{c o n}$ は D S C 1 3 0 に供給される。D S C 1 3 0 は前述と同様に速度表示コード $C D_v$ を速度

10

20

30

40

50

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。

【0093】

(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。

10

【0094】

本発明の第4実施例を図22～図24を参照して説明する。

【0095】

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。

【0096】

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。

20

【0097】

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。

30

【0098】

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 ($|CD_v| \geq CD_v (MAX)$) 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。

40

【0099】

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。

【0100】

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

50

(... 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。

【 0 1 0 1 】

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 1 2 2 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。

【 0 1 0 2 】

なお、上記実施例ではブランク処理のしきい値を $\pm C D_v (MAX)$ 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。

【 0 1 0 3 】

(第 5 実施例)

続いて本発明の第 5 実施例を図 2 5 , 2 6 を参照して説明する。

【 0 1 0 4 】

この実施例では図 2 5 に示す如く、組織運動解析部 1 1 4 と D S C 1 1 5 との間に図 1 6 と同様に別個のブランク処理器 1 3 1 を介挿し、図 2 6 に示すステップを含む処理をその C P U (図示せず) で実行させるようにしている。ブランク制御器 1 2 1 はここではコードしきい値 $C D_{th}$ を表わすしきい値信号 $S_{CD_{th}}$ ブランク処理器 1 3 1 に与える。

【 0 1 0 5 】

ブランク処理器 1 3 1 は図 2 6 に示すように、コードしきい値信号 $S_{CD_{th}}$ を読み込み、対応するコードしきい値 $C D_{th}$ (ここでは例えば前記実施例と同様に $\pm C D_v (MAX)$) を設定する (ステップ 3 2 0 , 3 2 1) 。次いで、演算された速度表示コード $C D_v$ が読み込まれ、 $| C D_v | < C D_{th}$ が否かが判断される (ステップ 3 2 3 , 3 2 4) 。 $| C D_v | = C D_{th}$ となるときはブランク処理される (ステップ 3 2 5) 。

【 0 1 0 6 】

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、平均ドブ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 2 4 と同一の作用効果が得られる。

【 0 1 0 7 】

なお、この実施例においてコードしきい値 $S_{CD_{th}}$ は速度演算器 1 1 4 b で演算してブランク処理器 1 3 1 に与えるようにしてもよい。

【 0 1 0 8 】

またなお、上述したブランク処理器 1 3 1 の機能を表示系としての D S C 1 1 5 の中に一体に含めて実施することもできる (図 2 1 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) 。

【 0 1 0 9 】

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 $C D_v$ 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 $C D_v$ 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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 1 0 】

【 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、血流などのドブラ偏移周波数 (運動速度) の特性と組織ドブ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。

10

20

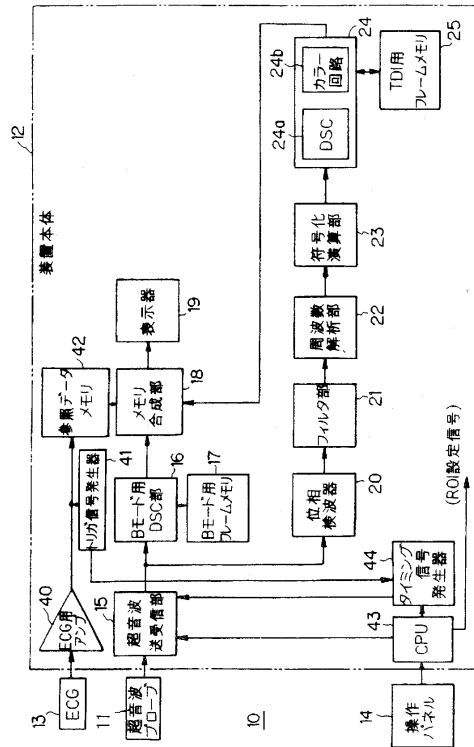
30

40

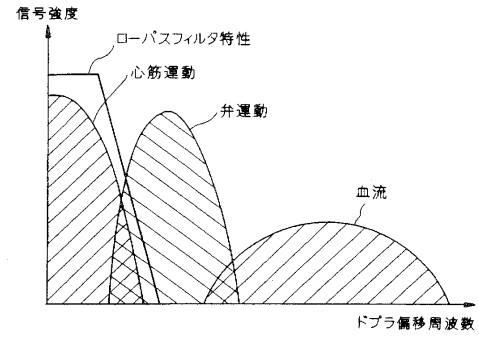
50

- 【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。 10
- 【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。 20
- 【符号の説明】
- 【 0 1 1 1 】
- 1 0 超音波診断装置
- 1 1 超音波プローブ
- 1 4 操作パネル
- 1 5 超音波送受信部
- 1 9 表示器
- 2 0 位相検波部
- 2 1 フィルタ部
- 2 2 周波数解析部 30
- 2 3 符号化演算部
- 2 4 T D I 用 D S C 部
- 1 0 0 超音波プローブ
- 1 1 0 超音波送受信部
- 1 1 1 位相検波器
- 1 1 2 A / D 変換器
- 1 1 3 フィルタ
- 1 1 4 a 周波数解析器
- 1 1 4 b 速度演算器
- 1 1 5 D S C 40
- 1 1 6 カラー処理器
- 1 1 7 D / A 変換器
- 1 1 8 カラーモニタ
- 1 2 1 ブランク制御器
- 1 2 2 入力器
- 1 2 5 ブランク処理器
- 1 3 0 D S C
- 1 3 1 ブランク処理器

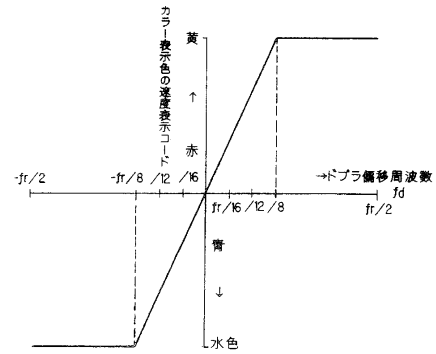
【図 1】



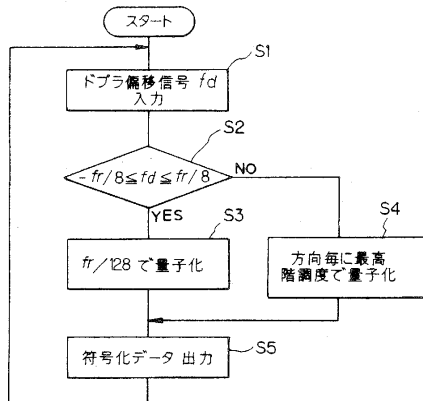
【図 2】



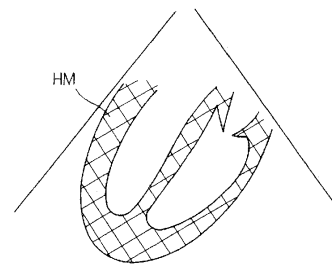
【図 3】



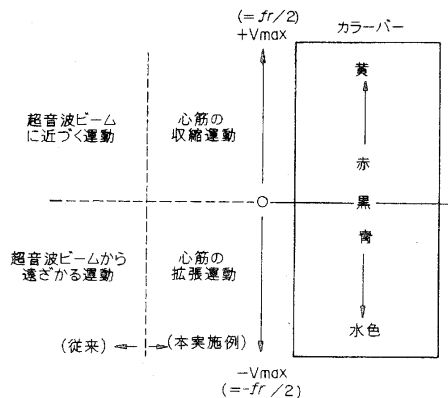
【図 4】



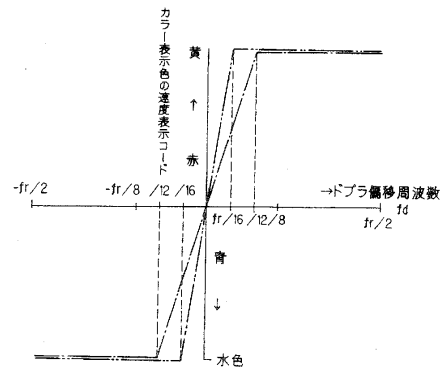
【図 6】



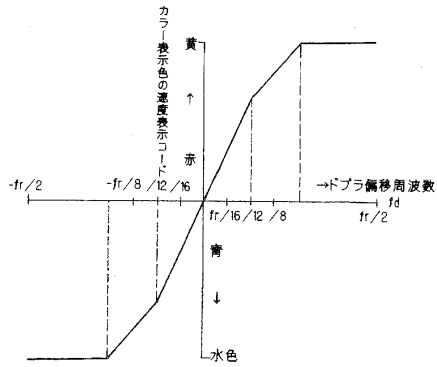
【図 5】



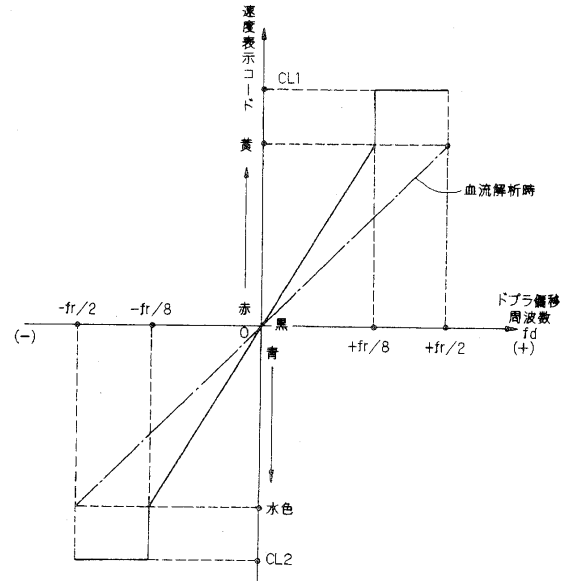
【図 7】



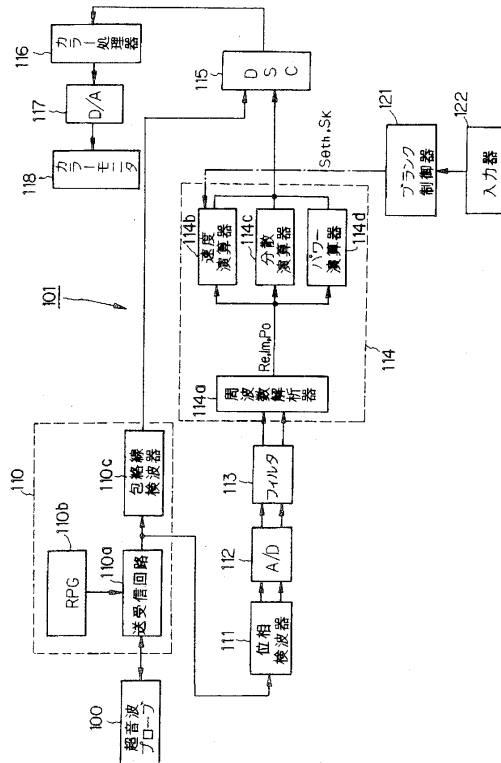
【図 8】



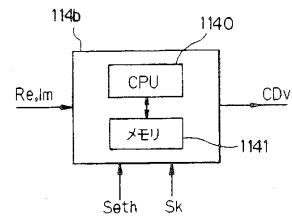
【図 9】



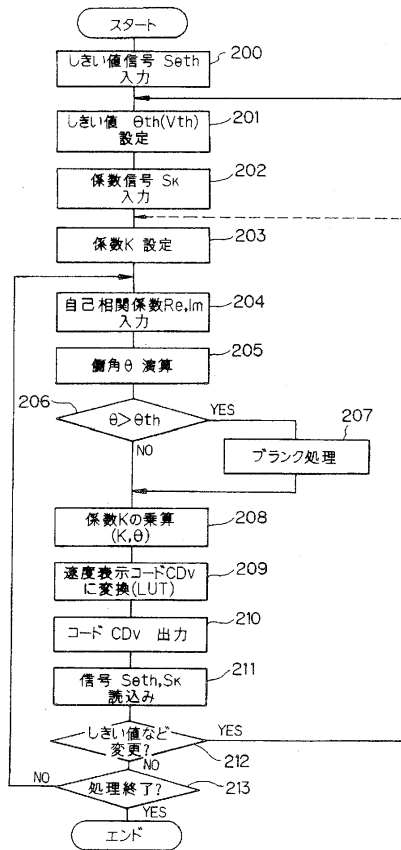
【図 10】



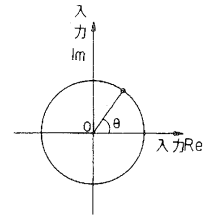
【図 11】



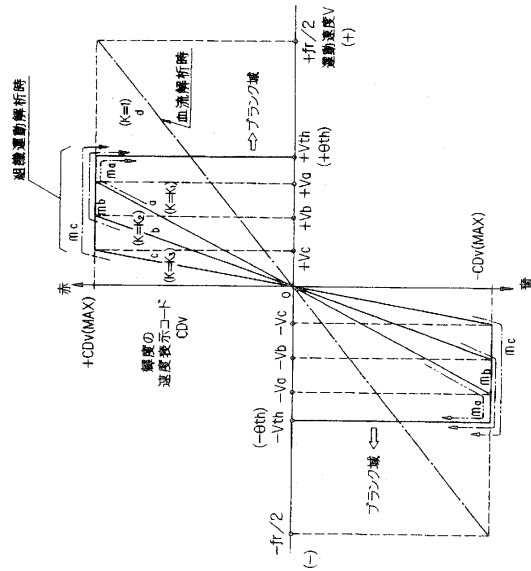
【図 12】



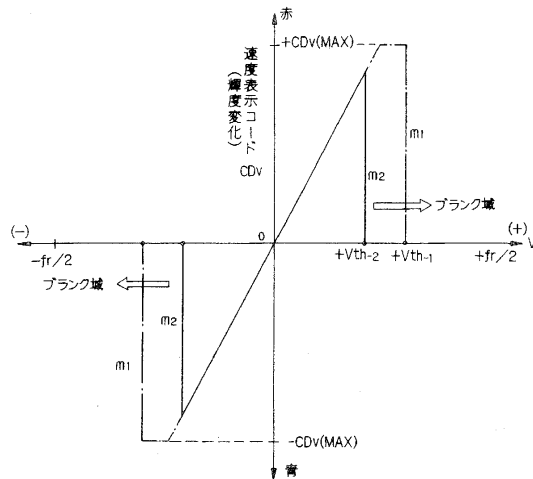
【図 13】



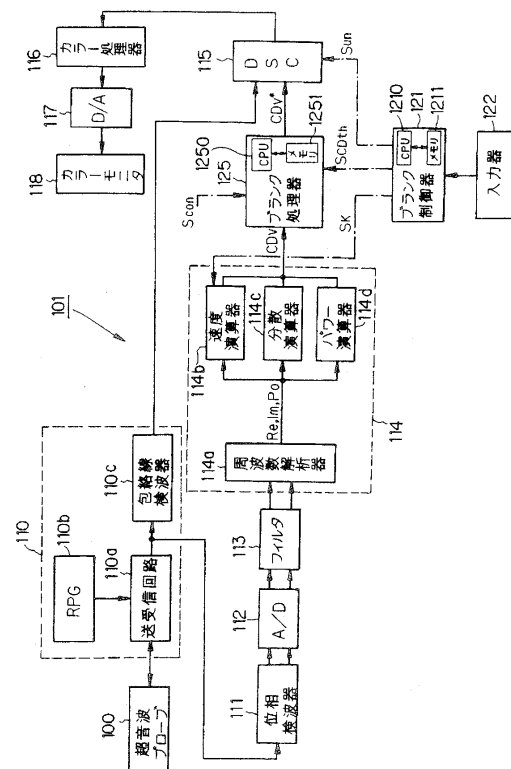
【図 14】



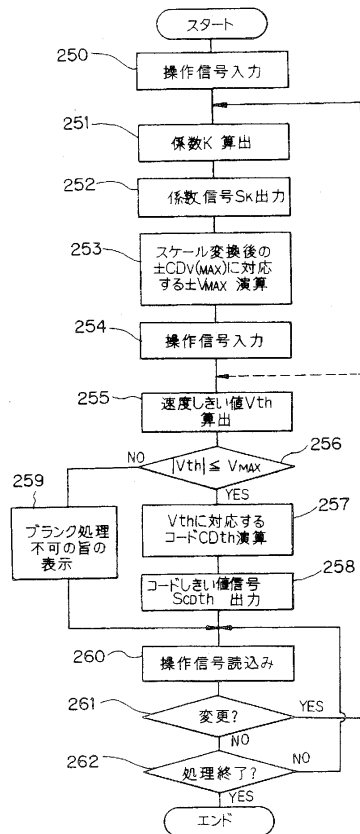
【図 15】



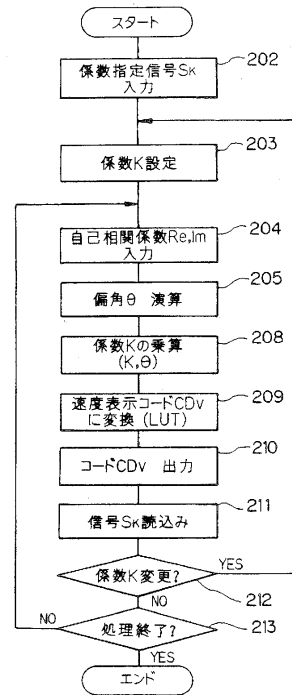
【図 16】



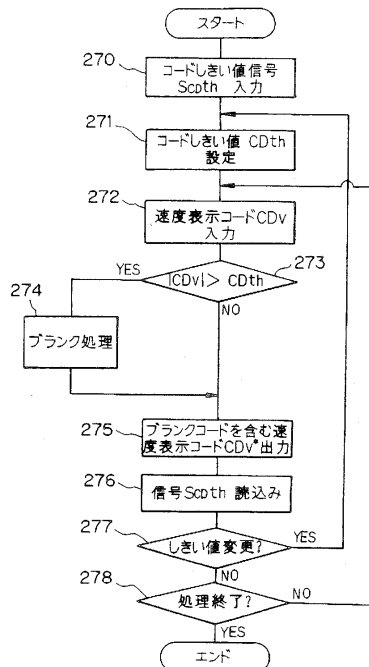
【図 17】



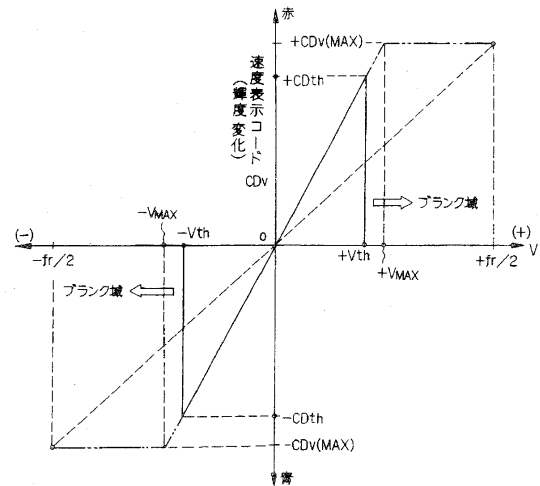
【図 18】



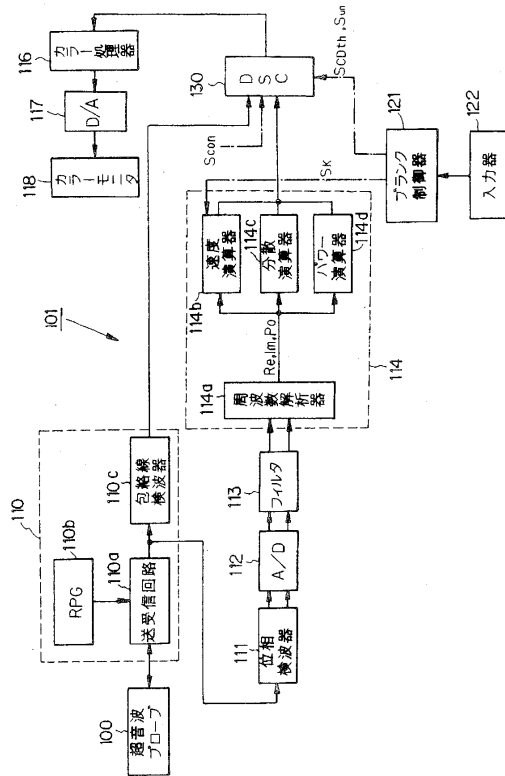
【図 19】



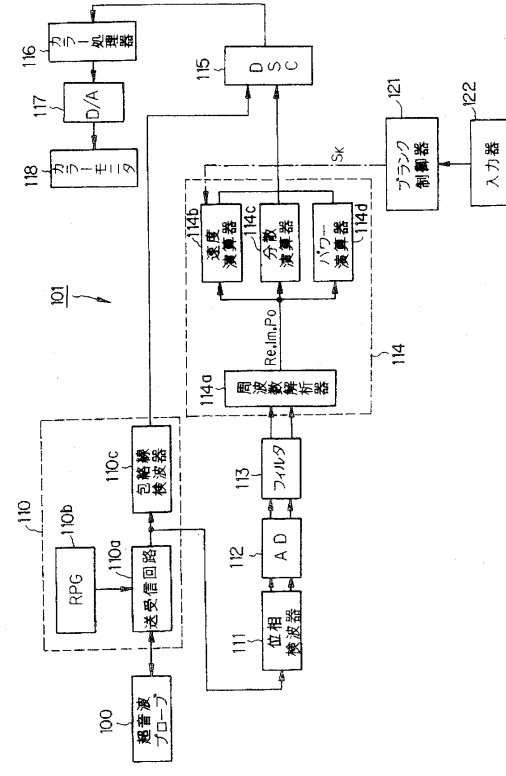
【図 20】



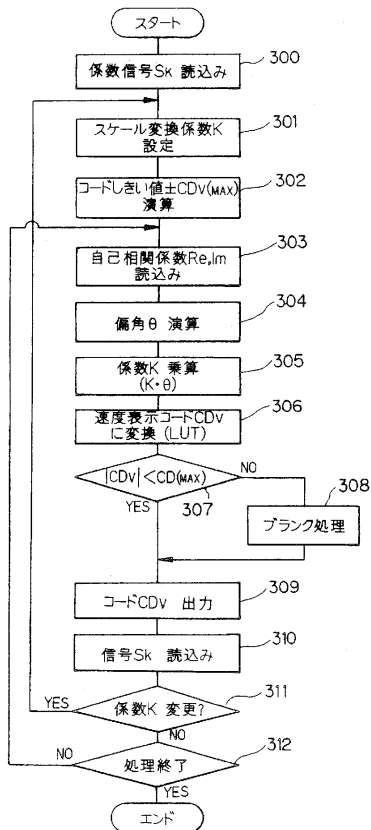
【 図 2 1 】



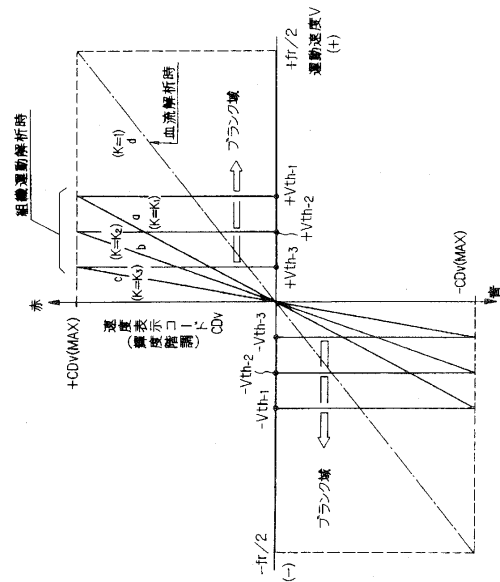
【 図 2 2 】



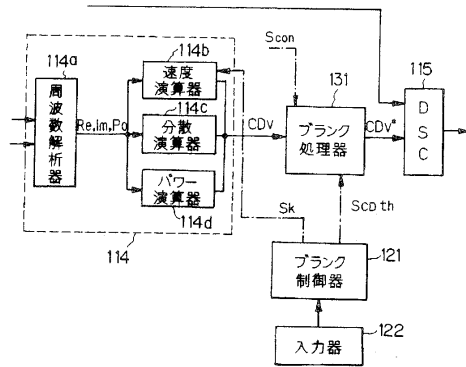
【 図 2 3 】



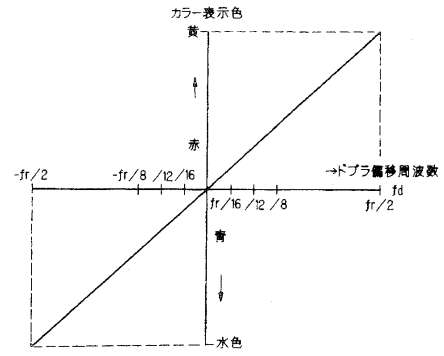
【 図 2 4 】



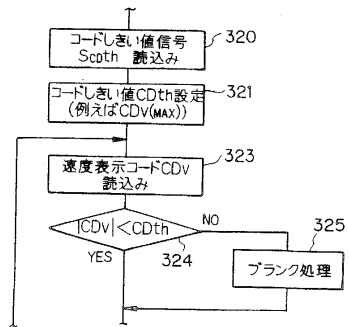
【図 25】



【図 27】



【図 26】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭62 - 72334 (J P , A)

特開昭63 - 315038 (J P , A)

特開平1 - 310648 (J P , A)

Nobuo Yamazaki et al. , Analysis of Ventricular Wall Motion Using Color-Coded Tissue Doppler Imaging System , Jpn. J. Appl. Phys. , 1 9 9 4 年 5 月 3 0 日 , Vol.33, Part 1, No. 5B , p.3141-3146

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4304217B2	公开(公告)日	2009-07-29
申请号	JP2007150767	申请日	2007-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	山崎延夫 坂口文康		
发明人	山崎 延夫 坂口 文康		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE30		
代理人(译)	波多野尚志		
优先权	1994143528 1994-06-24 JP		
其他公开文献	JP2007268298A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 甲改善组织多普勒成像获得的低速区域的显示性能，以促进区分感兴趣的部位的正常/异常。用于显示关于一种组织运动，提取装置和所述数据相关的组织的移动速度的多普勒信号的基础上根据所述组织的从回波信号中的运动以提取多普勒信号的切片平面的彩色图像的超声波诊断装置的速度计算装置，用于确定所述断层平面的每个采样点，期望的低转速范围中利用超声波脉冲信号的预定的脉冲重复频率的限制可测量的多普勒频率范围具有在预定范围内的灰度值分配给所述数据，以及速率转换装置的剩余多普勒频率范围的速度范围设定刻度要分配给灰度的预定值的数据，将其转换基于灰度数据的规模上的速度的数据并且显示装置用于着色和显示由速度转换装置转换的灰度数据。 9系统技术领域

