

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) **公開特許公報(A)**

(11) 特許出願公開番号

特開2014-18392

(P2014-18392A)

(43) 公開日 平成26年2月3日(2014. 2. 3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2012-159203 (P2012-159203)
(22) 出願日 平成24年7月18日 (2012. 7. 18)

(22) 出願日 平成24年7月18日 (2012. 7. 18)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 110001380

特許業務法人東京国際特許事務所

(72) 発明者 滝本 雅夫

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE03 EE04 EE11 JB14 KK03

KK05 KK20 KK42 KK45

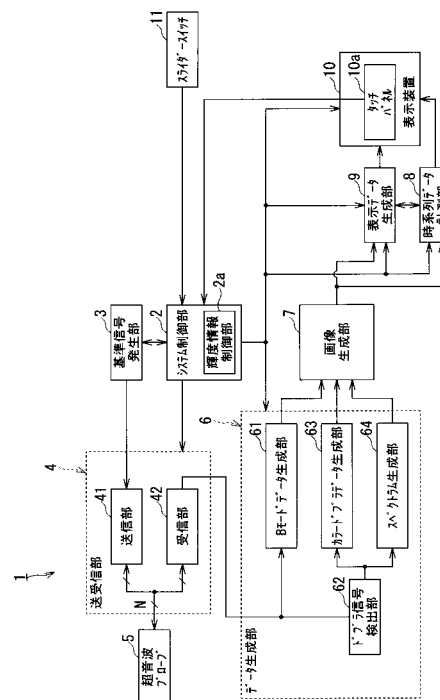
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置のドプラモードにおいて、操作者にとって計測しやすいドプラスペクトラムの波形を提供することができる。

【解決手段】超音波診断装置１は、被検体内の運動体を含む診断部位との間で超音波を送受信する送受信部４と、送受信部４により得られる受信信号に基づいてドプラ信号を抽出するドプラ信号検出部６２と、ドプラ信号に基づいて周波数解析し、ドプラスペクトラムを生成するスペクトラム生成部６４と、周波数解析された周波数に応じて輝度補正値を決定し、輝度補正値に基づいてドプラスペクトラムの輝度情報を制御する輝度情報制御部２ａと、輝度情報制御部２ａにより輝度情報が制御された後のドプラスペクトラムを表示する表示装置１０と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の運動体を含む診断部位との間で超音波を送受信する送受信手段と、
前記送受信手段により得られる受信信号に基づいて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周波数解析し、ドプラスペクトラムを生成する生成手段と、
周波数解析された周波数に応じて輝度補正值を決定し、前記輝度補正值に基づいて前記
ドプラスペクトラムの輝度情報を制御する輝度情報制御手段と、
前記輝度情報制御手段により輝度情報が制御された後の前記ドプラスペクトラムを表示
装置に表示させる表示手段と、
を有する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記輝度情報制御手段は、前記周波数が分割された複数の周波数領域の周波数領域毎に
前記輝度補正值を決定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記輝度情報制御手段は、前記診断部位毎に、前記輝度補正值の初期値を決定する請求
項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記輝度補正值を変更するインターフェースをさらに有する 1 乃至 3 のうちいずれか一
項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記輝度情報制御手段は、前記周波数に加え、時間に応じて第 2 の輝度補正值を決定し
、前記第 2 の輝度補正值に基づいて前記ドプラスペクトラムの輝度情報を制御する請求項
1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記輝度情報制御手段は、前記時間が分割された複数の時間領域の時間領域毎に前記第
2 の輝度補正值を決定する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示装置の表示面に、前記ユーザインタフェースとしてのタッチパネルを有する請
求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記ユーザインタフェースとしてのスライダスイッチを有する請求項 4 に記載の超音
波診断装置。

30

【請求項 9】

前記輝度情報制御手段は、少なくとも Gain 制御、Gamma Curve 制御、D
y n a m i c R a n g e 制御、及び Map 制御のいずれか 1 つ以上を用いて、前記ドプラ
スペクトラムの輝度情報を制御する請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波診
断装置。

【請求項 10】

前記輝度情報制御手段により輝度情報が制御された後の前記ドプラスペクトラムを用い
て、前記ドプラスペクトラムに関する計測を行なう計測手段をさらに有し、

40

前記表示手段は、前記輝度情報制御手段により輝度情報が制御された後の前記ドプラ
スペクトラムを表示させると共に、前記計測手段による計測結果を表示させる請求項 1 乃至
9 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての本実施形態は、操作者にとって計測しやすいドプラスペクトラ
ムの波形を提供することが可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

50

従来の超音波診断装置においては、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法を併用し、超音波プローブを用いた超音波の走査によって診断部位の断層像とその血流情報を得るとともに、その血流情報をリアルタイムに表示する技術が知られている。被検体の体内の血流などの流れのある診断部位に向けて送受波される超音波のドプラ効果により送信周波数に対して受信周波数がわずかに偏移し、その偏移周波数（ドプラ周波数）が血流速度に比例するという超音波ドプラ法の原理に基づいて、この超音波ドプラ法を用いた超音波診断装置は、ドプラ周波数の周波数解析を行ない、その解析結果から血流情報を得ることができる。

【0003】

このような超音波ドプラ法を用いた超音波診断装置は、心臓の弁疾患を持つ患者に対する検査に利用される。医師などの操作者は、この超音波ドプラ法を用いた超音波診断装置を利用することにより、心臓の弁疾患を持つ患者の重症度を知ることができる。この場合、次のような手順で検査が行なわれる。

【0004】

操作者は、BモードやMモードを使用して心臓の全体の動きや弁の動きを観察した後、カラーモードを使って弁の閉鎖不全から発生する逆流の状態を観察する。次に、操作者は、その逆流の程度を知るために、超音波診断装置におけるモードをカラーモードからPWD（Pulsed Wave Doppler）やSCWD（Sterable Continuous Wave Doppler）モードに遷移させ、RG（レンジゲート）位置やFocus位置（マーク位置）を逆流する血流、あるいはInFlow（流入）やOutFlow（流出）する血流上に設定し、表示されるドプラスペクトラムの波形を観察する。このとき、RG位置やFocus位置は、通常、弁近傍に設定されることとなる。

【0005】

さらに、操作者は、超音波診断装置の計測機能を使用し、その血流波形の最高流速値や時間間隔の測定を行ったり、その血流波形のエンベロープをトレースして逆流している血液量を求めたりすることによって、被検体の弁疾患の重症度を判断する。このように、操作者が心臓の弁疾患を持つ患者に対する検査を行なう場合に、操作者が逆流血流の最高流速値や逆流している血液量を知ることが、患者の重症度を判断する上で非常に重要なことである。

【0006】

本発明に関連する従来技術として、例えば特許文献1が挙げられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2007-29711号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、RG位置やFocus位置を、上述したように血液の逆流が噴出している弁口付近に設定したとしても、以下に説明するいくつかの理由により、必ずしも0Hz付近での逆流が見やすいドプラ波形（ドプラスペクトラムの波形）ではなく、また、逆流の最高流速値が見やすいドプラスペクトラムの波形ではなく、逆流のエンベロープをトレースしやすいドプラスペクトラムの波形を提供することができなかった。

【0009】

上記の理由のうちの1つ目の理由は、血液の逆流が必ずしも一定方向に噴出していない場合があるという被検体の生体に依存することにある。また、2つ目の理由は、超音波診断装置の性能に依存するものであり、具体的には、超音波診断装置の感度や信号（特に、高周波成分の逆流Jet信号）のS/Nに依存することにある。さらに、3つ目の理由は、操作者が超音波診断装置を用いて被検体に対して超音波をスキャンする際のスキャンテ

クニックに依存することにある。

【0010】

また、4つ目の理由は、心臓壁などからの不要な固定反射信号であるクラッタ信号がドプラ信号に含まれることにある。勿論、この場合に問題となっている、血球からのドプラ信号以外の不要な低周波成分のクラッタ信号は、Wall Filterによって除去することは可能である。このWall Filterによって、カットオフ周波数を変更することで不要な低周波成分のクラッタ信号が消去される。しかし、その場合に、Wall Filterの特性により弁口付近の血流信号情報が消されてしまうと同時に必要なドプラ信号までも消してしまい、超音波ドプラ法における時間計測等を困難にさせてしまう場合がある。また、Wall Filterのフィルタ次数の変更や、クラッタの偏移周波数 f_c の変更は、その操作が煩雑であり、検査ごとに変更することは困難である。

10

【0011】

Wall Filterを用いずに、Doppler Gainをコントロールする方法を用いることもできるが、全周波数領域の輝度値を上下させる操作であるために、結局、Wall Filterの場合と同様に必要な血流信号を見づらくさせてしまう場合がある。

【0012】

このように、種々の理由により、操作者にとって計測しやすいドプラスペクトラムの波形を提供することが困難であった。

【課題を解決するための手段】

20

【0013】

本実施形態の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、被検体内の運動体を含む診断部位との間で超音波を送受信する送受信手段と、前記送受信手段により得られる受信信号に基づいて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周波数解析し、ドプラスペクトラムを生成する生成手段と、周波数解析された周波数に応じて輝度補正值を決定し、前記輝度補正值に基づいて前記ドプラスペクトラムの輝度情報を制御する輝度情報制御手段と、前記輝度情報制御手段により輝度情報が制御された後の前記ドプラスペクトラムを表示装置に表示させる表示手段と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

30

【図1】本実施形態の超音波診断装置を示す構成例を示す図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置における送受信部4及びデータ生成部6の詳細構成を示すブロック図。

【図3】従来のドプラスペクトラムの波形を示す図。

【図4】本実施形態の超音波診断装置における輝度情報制御処理について説明するフローチャート。

【図5】Scale値、Baseline値やGain値などの一律な輝度補正のみが行なわれたにすぎない従来のドプラスペクトラムの波形を示す図。

【図6】輝度補正がされていない従来相当の状態を示す図。

【図7】ドプラスペクトラムの波形の輝度情報の制御方法の第1例を示す図。

40

【図8】逆流Jet信号をドプラモードでとらえる場合には、逆流Jet信号の先端部分が途中で切れてしまい、最高流速値が見にくくなる様子を示す図。

【図9】ドプラスペクトラムの波形の輝度情報の制御方法の第2例を示す図。

【図10】図7に示す制御方法の場合における輝度補正值の操作方法を示す図。

【図11】周波数軸方向で輝度補正值を操作するためのユーザインタフェースの一例を示す図。

【図12】図10に示す輝度補正值に基づいて、周波数軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図。

【図13】Wall Filterのカットオフの設定を上げる従来の方法を用いて、0 Hz 付近の低周波成分領域における信号の輝度を下げる場合の例を示す図。

50

【図 1 4】図 9 に示す制御方法の場合における輝度補正值の操作方法を示す図。

【図 1 5】図 1 4 に示す輝度補正值に基づいて、周波数軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図。

【図 1 6】図 7 及び図 9 に示す制御方法の場合における輝度補正值の操作方法を示す図。

【図 1 7】図 1 6 に示す輝度補正值に基づいて、周波数軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図。

【図 1 8】Gamma Curve 値を操作することによる Gamma Curve 制御の具体例を示す図。

【図 1 9】Gamma Curve 値を操作することによる Gamma Curve 制御の具体例を示す図。

10

【図 2 0】Wall Filter 制御の具体例を示す図。

【図 2 1】周波数軸方向及び時間軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図。

【図 2 2】周波数軸方向及び時間軸方向で輝度補正值を操作するためのユーザインタフェースの一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本実施形態の超音波診断装置について、添付図面を参照して説明する。図 1 は、本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。なお、本実施形態の超音波診断装置は、超音波断層像（Bモード断層像）を表示する Bモード、超音波ビーム方向の反射減の時間的位置変化を運動曲線として表示する Mモード、血流情報を表示するドプラモード（PWD（Pulsed Wave Doppler）モードと CWD（Continuous Wave Doppler）モード）、血流情報を二次元的に表示する CFM（カラーフローマッピング又はカラードプラ）モードなどの各種のモードに応じて動作可能である。

20

【0016】

図 1 は、本実施形態の超音波診断装置 1 を示す。超音波診断装置 1 は、システム制御部 2、基準信号発生部 3、送受信部 4、超音波プローブ 5、データ生成部 6、画像生成部 7、時系列データ計測部 8、表示データ生成部 9、及び表示装置 10 を備える。

【0017】

システム制御部 2 は、CPU（central processing unit）及びメモリを備える。システム制御部 2 は、超音波診断装置 1 の各ユニットを統括的に制御する。特に、システム制御部 2 は、本実施形態の超音波診断装置 1 における特徴的な構成として、輝度情報制御部 2 a を備える。

30

【0018】

輝度情報制御部 2 a は、後述する表示データ生成部 9 を制御し、タッチパネル 10 a（スライダスイッチ 11）からの指示に従い、周波数解析された周波数（周波数軸方向）に応じて輝度補正值を決定し、輝度補正值に基づいてドプラスペクトラム（ドプラスペクトラム画像）の輝度情報を制御する。輝度情報制御部 2 a は、周波数が分割された複数の周波数領域の周波数領域毎に輝度補正值を決定することが望ましい。さらに、図 2 1 及び図 2 2 を用いて後述するが、輝度情報制御部 2 a は、周波数に加え、時間（時間軸方向）に応じて第 2 の輝度補正值を決定し、第 2 の輝度補正值に基づいてドプラスペクトラムの輝度情報を制御することも可能である。輝度情報制御部 2 a は、時間が分割された複数の時間領域の時間領域毎に第 2 の輝度補正值を決定することが望ましい。

40

【0019】

基準信号発生部 3 は、システム制御部 2 からの制御信号に従って、送受信部 4 及びデータ生成部 6 に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波又は矩形波を発生する。

【0020】

送受信部 4 は、超音波プローブ 5 に対して送受信を行なう。送受信部 4 は、超音波プロ

50

ープ5から送信超音波を放射するための駆動信号を生成する送信部41と、超音波プローブ5からの受信信号に対して整相加算を行なう受信部42を備える。

【0021】

図2は、本実施形態の超音波診断装置1における送受信部4及びデータ生成部6の詳細構成を示すブロック図である。

【0022】

図2に示すように、送信部41は、レートパルス発生器411、送信遅延回路412、及びパルサ413を備える。レートパルス発生器411は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生部3から供給される連続波又は矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路412に供給する。

【0023】

送信遅延回路412は、送信に使用される超音波振動子と同数（Nチャンネル）の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ413に供給する。

【0024】

パルサ413は、Nチャンネルの独立な駆動回路を有し、超音波プローブ5に内蔵された超音波振動子を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

【0025】

図1の説明に戻って、超音波プローブ5は、被検体に対して超音波の送受波を行なう。超音波プローブ5は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、1次元に配列された複数個（N個）の微小な超音波振動子とその先端部に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス（送信超音波）に変換し、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。

【0026】

超音波プローブ5は小型、軽量に構成されており、ケーブルを介して送受信部4の送信部41及び受信部42に接続される。超音波プローブ5にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。以下では心機能計測を目的としたセクタ走査用の超音波プローブ5を用いた場合について述べるが、この方法に限定されるものではなく、リニア走査対応あるいはコンベックス走査対応であっても構わない。

【0027】

受信部42は、図2に示すように、プリアンプ421、A/D（analog to digital）変換器422、受信遅延回路423、及び加算器424を備える。プリアンプ421は、Nチャンネルから構成され、超音波振動子によって電氣的な受信信号に変換された微小信号を増幅して十分なS/Nを確保する。プリアンプ421において所定の大きさに増幅されたNチャンネルの受信信号は、A/D変換器422にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路423に送られる。

【0028】

受信遅延回路423は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器422から出力されるNチャンネルの受信信号の各々に与える。

【0029】

加算器424は、受信遅延回路423からの受信信号を整相加算（所定方向から得られた受信信号の位相を合わせて加算）する。

【0030】

図1の説明に戻って、データ生成部6は、送受信部4から得られた受信信号に基づいてBモードデータ、カラードプラデータ、及びドプラスペクトラムを生成する。

【0031】

データ生成部 6 は、図 2 に示すように、B モードデータ生成部 6 1、ドプラ信号検出部 6 2、カラードプラデータ生成部 6 3、及びスペクトラム生成部 6 4 を備える。B モードデータ生成部 6 1 は、受信部 4 2 の加算器 4 2 4 から出力された受信信号に対して B モードデータを生成する。B モードデータ生成部 6 1 は、包絡線検波器 6 1 1 及び対数変換器 6 1 2 を備える。包絡線検波器 6 1 1 は、受信部 4 2 の加算器 4 2 4 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は対数変換器 6 1 2 によってその振幅が対数変換される。

【0032】

ドプラ信号検出部 6 2 は、前記受信信号に対して直交検波を行なってドプラ信号の検出（抽出）を行なう。ドプラ信号検出部 6 2 は、 $\pi/2$ 移相器 6 2 1、ミキサ 6 2 2 a、6 2 2 b、及び LPF（低域通過フィルタ）6 2 3 a、6 2 3 b を備える。受信部 4 2 の加算器 4 2 4 から供給される受信信号に対し直交位相検波を行なってドプラ信号を検出する。

10

【0033】

カラードプラデータ生成部 6 3 は、検出されたドプラ信号に基づいてカラードプラデータの生成を行なう。カラードプラデータ生成部 6 3 は、ドプラ信号記憶部 6 3 1、MTI（moving target indicator）フィルタ 6 3 2、及び自己相関演算器 6 3 3 を備える。ドプラ信号検出部 6 2 のドプラ信号はドプラ信号記憶部 6 3 1 に一旦保存される。

【0034】

高域通過用のデジタルフィルタである MTI フィルタ 6 3 2 は、ドプラ信号記憶部 6 3 1 に保存されたドプラ信号を読み出し、このドプラ信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドプラ成分（クラッタ成分）を除去する。

20

【0035】

自己相関演算器 6 3 3 は、MTI フィルタ 6 3 2 によって血流情報のみが抽出されたドプラ信号に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値や分散値などを算出する。

【0036】

スペクトラム生成部 6 4 は、ドプラ信号検出部 6 2 において得られたドプラ信号に対して FFT 分析を行ない、ドプラ信号の周波数スペクトラム（ドプラスペクトラム）を生成する。スペクトラム生成部 6 4 は、SH（サンプルホールド回路）6 4 1、LPF（低域通過フィルタ）6 4 2、FFT（fast-fourier-transform）分析器 6 4 3 を備える。なお、SH 6 4 1 及び LPF 6 4 2 は何れも 2 チャンネルで構成され、それぞれのチャンネルにはドプラ信号検出部 6 2 から出力されるドプラ信号の複素成分、即ち実成分（I 成分）と虚成分（Q 成分）が供給される。

30

【0037】

SH 6 4 1 には、ドプラ信号検出部 6 2 の LPF 6 2 3 a、6 2 3 b から出力されたドプラ信号と、システム制御部 2 が基準信号発生部 3 の基準信号を分周して生成したサンプリングパルス（レンジゲートパルス）が供給される。SH 6 4 1 には、サンプリングパルスによって所望の深さ D からのドプラ信号がサンプルホールドされる。なお、このサンプリングパルスは、送信超音波が放射されるタイミングを決定するレートパルスから遅延時間 T_s 後に発生し、この遅延時間 T_s は任意に設定可能である。

40

【0038】

LPF 6 4 2 は、SH 6 4 1 から出力された深さ D のドプラ信号に重畳した階段状のノイズ成分を除去する。

【0039】

FFT 分析器 6 4 3 は、供給された、平滑化されたドプラ信号に基づいてドプラスペクトラムを生成する。FFT 分析器 6 4 3 は、図示しない演算回路と記憶回路を備える。LPF 6 4 2 から出力されるドプラ信号は記憶回路に一旦保存される。演算回路は、記憶回路に保存された一連のドプラ信号の所定期間において FFT 分析を行なってドプラスペク

50

トラムを生成する。なお、スペクトラム生成部 64 は、低周波成分のクラッタ信号を除去する Wall Filter を備えるようにしてもよい。

【0040】

また、図 2 の場合、ドプラモードとして、基準信号発生部 3 により生成される連続波から一部切り出される送信波を用いる PWD (Pulsed Wave Doppler) モードを主に説明したが、連続波を送信波として用いる CWD (Continuous Wave Doppler) モードも実行可能である。CWD モードの場合も、ドプラ信号検出部 62 の処理は同様であり、その後、スペクトラム生成部 64 の FFT 分析器 643 は、ドプラ信号検出部 62 の LPF 623a, 623b から出力されるドプラ信号に対して FFT 分析を行なってドプラスペクトラムを生成する。

10

【0041】

図 1 の説明に戻って、画像生成部 7 は、データ生成部 6 によって得られた B モードデータ及びカラードプラデータを走査方向に対応させて保存することで、超音波画像としての B モード画像及びカラードプラ画像をデータとして生成すると共に、所定走査方向に対して得られたドプラスペクトラム及び B モードデータを時系列的に保存することで、超音波画像としてのドプラスペクトラム画像及び M モード画像をデータとして生成する。

【0042】

画像生成部 7 は、例えば、走査方向 θ_1 乃至 θ_P に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいてデータ生成部 6 が生成した走査方向単位の B モードデータやカラードプラデータを順次保存して B モード画像及びカラードプラ画像を生成する。さらに、画像生成部 7 は、所望の走査方向 θ_p ($p = 1, 2, \dots, P$) に対する複数回の超音波送受信によって得られた B モードデータを時系列的に保存して M モード画像を生成し、同様な超音波送受信により走査方向 θ_p の距離 D から得られる受信信号に基づくドプラスペクトラムを時系列的に保存してドプラスペクトラム画像を生成する。すなわち、画像生成部 7 の画像データ記憶領域において複数枚の B モード画像及びカラードプラ画像が保存され、時系列データ記憶領域において M モード画像及びドプラスペクトラム画像が保存される。

20

【0043】

時系列データ計測部 8 は、画像生成部 7 に保存されている所定期間の時系列データを読み出し、この時系列データに基づいて速度トレース等の診断パラメータを計測する。また、時系列データ計測部 8 は、システム制御部 2 の制御に従い、周波数軸方向での輝度制御がされた後のドプラスペクトラムの波形を用いてドプラスペクトラムに関する種々の計測 (例えば時間計測や最高流速値の計測、血液量の計測など) を行なう。

30

【0044】

表示データ生成部 9 は、画像生成部 7 によって生成された超音波画像や、時系列データ計測部 8 によって計測された診断パラメータの計測値を所定の表示フォーマットに基づいて合成して表示データを生成する。

【0045】

表示装置 10 は、表示データ生成部 9 によって生成された表示データを表示する。表示装置 10 は、図示しない変換回路及び表示部 (ディスプレイ) と、タッチパネル 10a とを備える。変換回路は、表示データ生成部 9 が生成した上述の表示データに対して D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成しディスプレイに表示する。タッチパネル 10a は、複数のタッチセンサ (図示しない) を配置し、ディスプレイの表示面に設けられる。医師などの操作者は、タッチパネル 10a を操作することにより、超音波診断装置 1 に種々の指示を入力することができる。

40

【0046】

ここで、RG 位置や Focus 位置を、血液の逆流が噴出している弁口付近に設定したとしても、種々の理由により、必ずしも 0 Hz 付近での逆流が見やすいドプラ波形 (ドプラスペクトラムの波形) ではなく、また、逆流の最高流速値が見やすいドプラスペクトラムの波形ではなく、逆流のエンベロープをトレースしやすいドプラスペクトラムの波形を提供することができなかった。

50

【0047】

図3は、従来のドプラスペクトラムの波形を示す図である。

【0048】

図3に示すように、図3の領域A乃至Dにおいて、操作者にとって計測しやすいドプラスペクトラムの波形であるとはいえず、ドプラの時間計測や最高流速値、あるいは逆流する血液量の計測に支障をきたすものであった。

【0049】

特にその理由の中でも、超音波診断装置の感度や信号（特に、高周波成分の逆流Jet信号）のS/Nに依存することや、心臓壁などからの不要な固定反射信号であるクラッタ信号がドプラ信号に含まれることが問題となる。そこで、以下に、上述した輝度情報制御部2aによる制御を用いて、操作者にとって計測しやすいドプラスペクトラムの波形を提供するための処理について説明する。

10

【0050】

なお、超音波診断装置1は、タッチパネル10aの代わりに、又は、タッチパネル10aに加えて輝度情報制御用のスライダスイッチ11を設けてもよい。スライダスイッチ11は、操作者により操作されることにより、ドプラスペクトラムの輝度情報を制御するための指示入力を受け付ける。スライダスイッチ11は、受け付けられる操作者からの指示入力に関する情報を必要に応じてシステム制御部2の輝度情報制御部2aに供給する。

【0051】

20

続いて、本実施形態の超音波診断装置1における輝度情報制御処理について説明する。

【0052】

図4は、本実施形態の超音波診断装置1における輝度情報制御処理を示すフローチャートである。

【0053】

ステップS1において、超音波診断装置1は、Bモード又はMモードを用いて被検体（被検体内の運動体を含む診断部位）に対して超音波を送受信し、Bモード画像データ又はMモード画像データを生成し、超音波診断装置1の表示装置10によりBモード画像データに基づく画像又はMモード画像データに基づく画像を表示する。なお、Bモード画像データやMモード画像データの生成処理は、図2において説明した通りであり、その説明は省略する。そして、操作者は、BモードやMモードを使用して心臓の全体の動きや弁の動きを観察する。

30

【0054】

ステップS2において、超音波診断装置1は、カラードプラモードを用いて被検体に対して超音波を送受信し、カラードプラ画像データを生成して、カラードプラ画像データに基づく画像を表示装置10により表示する。なお、カラードプラ画像データの生成処理は、図2において説明した通りであり、その説明は省略する。そして、操作者は、カラーモードを使って弁の閉鎖不全から発生する逆流の状態を観察する。

【0055】

続いて、操作者は、タッチパネル10aを用いて、Bモード画像やMモード画像、又はカラードプラ画像などの2次元画像上にPWDモードにおけるRGマーカ又はCWDモードにおける音線マーカの設定を入力する。ステップS3において、超音波診断装置1のシステム制御部2は、タッチパネル10aを介して、PWDモードにおけるRGマーカ又はCWDにおける音線マーカの設定に関する入力を受け付け、PWDモードにおけるRGマーカ又はCWDにおける音線マーカを設定する。

40

【0056】

ステップS4において、超音波診断装置1のシステム制御部2は、超音波診断装置1のモードをカラードプラモードからPWDモード又はCWDモードに切り替えて、PWDモード又はCWDモードに遷移させる。そして、超音波診断装置1のシステム制御部2は、送受信部4やデータ生成部6などを制御し、PWDモードの場合には、設定されるRGマ

50

ーカ内の信号を受信してドブラ信号（被検体内の運動体に起因するドブラ信号）を生成（抽出）し、生成されるドブラ信号に対してFFT分析を行ない、ドブラスペクトラムを生成する。また、超音波診断装置1のシステム制御部2は、送受信部4やデータ生成部6などを制御し、CWDモードの場合には、設定される音線マーカ上の信号を受信してドブラ信号を生成し、生成されるドブラ信号に対してFFT分析を行ない、ドブラスペクトラムを生成する。

【0057】

ステップS5において、システム制御部2は、上記のドブラスペクトラムの生成処理に際し、画像生成部7や表示データ生成部9などを制御し、生成されるドブラスペクトラムが操作者にとって計測しやすい波形となるようにするために、Scale値、Baseline値、Gain値、さらにGammaCurve値、WallFilter値などを一律に調整する。なお、操作者が計測しやすいドブラスペクトラムの波形とは、ドブラ信号に含まれる血球からの信号とその他の不要な信号（例えばクラッタ信号など）とが容易に区別でき、最高流速値や血液量などを容易に求めることができる波形を意味する。

【0058】

ここで、上記の一律な調整が完了したドブラスペクトラムの波形に対して、操作者自身が計測しやすいかどうかの判断を行なう。もしも操作者自身が計測しにくい波形であると判断する場合には、操作者は、ディスプレイ上に表示されたスライダーバーUI（図11に図示）をプレス位置とするスライド操作を行なう。当該プレス位置からのスライド操作をタッチパネル10aが検出すると、システム制御部2の輝度情報制御部2aは、ドブラスペクトラムの波形が見やすくなるように調整を行なう。

【0059】

ステップS6において、システム制御部2の輝度情報制御部2aは、表示データ生成部9を制御し、操作者によるタッチパネル10aからの指示に従い、画像生成部7により生成されるドブラスペクトラム画像に対して周波数軸方向で輝度情報を制御する。

【0060】

図5は、Scale値、Baseline値やGain値などの一律な輝度補正（調整）調整のみが行なわれたにすぎない従来のドブラスペクトラムの波形を示す図である。なお、血流の速度はドブラ周波数に比例することから、縦軸は、血流の速度を示すとともにドブラ周波数を示すものである。図6は、輝度補正がされていない従来相当の状態を示す図である。

【0061】

本実施形態の超音波診断装置1の場合、輝度情報制御部2aの輝度情報制御機能によるドブラスペクトラムの波形の、輝度補正值による輝度制御において、図6が示すように周波数軸を横軸とし、輝度補正值を縦軸にとる座標系を考える。ここで図6の場合、従来相当の状態を示すものであり、Scale値、Baseline値やGain値などの一律な補正のみが行なわれたにすぎない状態であり、本実施形態の超音波診断装置1における輝度補正がされていない状態である。

【0062】

次に、例えば0Hz付近の強輝度のクラッタ信号のために、低周波数領域における血流信号が見づらくなる場合の輝度情報の制御方法について説明する。

【0063】

図7は、ドブラスペクトラムの波形の輝度情報の制御方法の第1例を示す図である。

【0064】

図7は、0Hz付近の信号の輝度が下がるような輝度補正值の例を示す。

【0065】

図7に示すように、周波数軸方向に複数の輝度補正值による輝度補正值ラインは、0Hz付近の信号の輝度が下がるように、0Hz付近の周波数領域の輝度補正值が所定の量だけマイナス側にシフトされる。システム制御部2aは、図7に示す輝度補正值に基づいて、画像生成部7により生成されるドブラスペクトラム画像（ドブラスペクトラム）に対し

て周波数軸方向で輝度情報を制御する。

【0066】

図8は、逆流Jet信号をドプラモードでとらえる場合には、逆流Jet信号の先端部分が途中で切れてしまい、最高流速値が見にくくなる様子を示す図である。

【0067】

逆流Jet信号をドプラモードでとらえる場合には、図8の領域PとQの部分が示すように逆流Jet信号の先端部分が途中で切れてしまい、最高流速値が見にくくなる場合がある。このような現象が生じる要因は種々のものが考えられるが、特に、超音波診断装置自体の性能（例えばS/Nなど）に依存する要因が挙げられる。ここで、通常超音波診断装置1で設定されるGain値の場合には最高流速値が見にくい、そのGain値等を上げるように設定すれば最高流速値も表示されうる。しかし、これまでの従来の方法で、操作者が通常のGain値のつまみで操作して超音波診断装置1における設定が変更されると、全周波数にわたって一律にGain値が上がってしまうため、上記の不要な固定反射信号である強輝度のクラッタ信号の輝度も同時に上がってしまい、ドプラスペクトラムの波形全体が逆に見づらくなってしまいます。そこで、本実施形態の超音波診断装置1の場合には、高周波数領域に対してのみ輝度の補正値をプラス側にシフトさせてやればよい。

【0068】

図9は、ドプラスペクトラムの波形の輝度情報の制御方法の第2例を示す図である。

【0069】

図9は、高周波数領域（図9ではマイナス方向の高周波数領域のみ）における信号の輝度が上がるような輝度補正値の例を示す。

【0070】

図9に示すように、周波数軸方向に複数の輝度補正値による輝度補正値ラインは、高周波数領域における信号の輝度が上がるように、高周波数領域の輝度補正値が所定の量だけプラス側にシフトされる。システム制御部2aは、図9に示す輝度補正値に基づいて、画像生成部7により生成されるドプラスペクトラム画像（ドプラスペクトラム）に対して、周波数軸方向で輝度情報を制御する。これにより、逆流Jet信号をドプラモードでとらえる場合に、不要な固定反射信号である強輝度のクラッタ信号の輝度を上げることなく、逆流Jet信号の先端部分が途中で切れてしまうことを防止して、最高流速値が見やすくなることができる。

【0071】

次に、周波数軸方向での輝度補正値の操作方法の具体例について説明する。

【0072】

図10は、図7に示す制御方法の場合における輝度補正値の操作方法を示す図である。

【0073】

図10は、全周波数を複数、例えば12個の周波数領域に予め分け、各周波数領域の輝度補正値を操作させるユーザインタフェースを示し、ディスプレイに表示されるスライダバーUIである。勿論、周波数領域は12段階の場合に限られない。

【0074】

図10の場合、スライダバーUIが用いられ、0Hz付近の±の信号輝度を落とすために0Hz付近の周波数領域の輝度補正値がマイナス側にスライド操作されることで、図7の輝度補正値ラインを形成している。具体的には、0Hz付近のプラス側の信号に対して2つの周波数領域の信号の輝度が所定の量だけ下げられるように当該周波数領域に対応するスライダがスライド操作されると同時に、0Hz付近のマイナス側の信号に対して2つの周波数領域の信号の輝度が所定の量だけ下げられるように当該周波数領域に対応するスライダがスライド操作される。スライダバーUIを用いたスライド操作によって形成される輝度補正値ラインは、図10に示すようにスムージング処理された曲線とすることが好適である。

【0075】

なお、連続的又は段階的に輝度情報を制御することができるためスライダバーUIが

好ましいが、このような場合に限られず、例えばオンオフのスイッチであってもよい。この場合、オンにすることにより所定の量だけ輝度が上げ下げされる。

【0076】

図11は、周波数軸方向で輝度補正値を操作するためのユーザインタフェースの一例を示す図である。

【0077】

図11は、全周波数を複数、例えば8個の周波数領域に予め分け、各周波数領域の輝度補正値を操作させるユーザインタフェースであり、ディスプレイに表示されるスライダバーUIを示す。操作者は、図11に示すディスプレイ上に表示されたスライダバーUIの各スライダをプレス位置とするスライド操作を行なう。当該プレス位置からのスライド操作をタッチパネル10aが検出すると、システム制御部2の輝度情報制御部2aは、当該周波数領域の輝度補正値に基づいて、ドプラスペクトラムの輝度情報の制御を行なう。

10

【0078】

なお、図11に示す例では、全ての周波数領域で輝度補正値の初期値（デフォルト）を0とする場合からスライダバーUIを用いて輝度補正値を変更するような構成でもよいが、その場合に限定されない。輝度情報制御部2aは、診断部位毎に、輝度補正値の初期値を決定してもよい。診断部位が頸動脈の場合はクラッタ成分が現れない（ほとんど現れない）ので全ての周波数領域で輝度補正値の初期値を0とする一方、診断部位が心臓の動脈などの場合はクラッタ成分が0Hz付近に現れるので、0Hz付近の輝度補正値の初期値をマイナス側に設定する。そして、操作者は、輝度補正値の初期値から輝度補正値を変更する。

20

【0079】

図12は、図10に示す輝度補正値に基づいて、周波数軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図である。図13は、Wall Filterのカットオフの設定を上げる従来の方法を用いて、0Hz付近の低周波成分領域における信号の輝度を下げる場合の例を示す図である。

【0080】

図12に示す場合、前述したように、システム制御部2aは、操作者によるタッチパネル10aからの指示に従い、画像生成部7により生成されるドプラスペクトラム画像に対して周波数軸方向で輝度情報を制御し、0Hz付近の低周波成分領域における信号の輝度が所定の量だけ下がるように操作する。

30

【0081】

従来の超音波診断装置では、図13に示すように、0Hz付近の低周波成分領域における信号の輝度を下げる方法として、Wall Filterのカットオフの設定を上げる方法が採られていた。しかしながら、Wall Filterの設定の如何によっては、クラッタ信号も表示されなくなるのと同時に、血球からのドプラ信号（血流信号）も消えてしまう場合があり、ドプラ信号の時間計測が正確にできない場合が生じてしまう。

【0082】

これに対して、本実施形態の超音波診断装置1は、時間計測に必要な血球からのドプラ信号（血流信号）を除去することを防止しつつ、低周波成分領域における信号の輝度を適切に下げることが可能になるので、ドプラ信号の時間計測に支障をきたすことを回避することができる。このとき、低周波成分領域における信号（クラッタ信号など）は、Wall Filterのカットオフの設定を上げる方法とは異なり、すべて完全除去されることはない。従って、操作者は、低周波成分領域の信号を少なくとも認識することが可能であり、心臓壁などの動きも認識することができる。

40

【0083】

図14は、図9に示す制御方法の場合における輝度補正値の操作方法を示す図である。

【0084】

図14は、図10の場合と同様に、全周波数を12個の周波数領域に予め分け、各周波

50

数領域の輝度補正值を操作させるユーザインタフェースを示し、ディスプレイに表示されるスライダーバーUIである。

【0085】

図14の場合、スライダーバーUIが用いられ、高周波数領域の輝度を上げるために高周波数領域の輝度補正值がプラス側にスライド操作されることで、図9の輝度補正值ラインを形成している。具体的には、高周波数領域の信号に対して3つの周波数領域の信号の輝度が所定の量だけ上げられるように当該周波数領域に対応するスライダがスライド操作される。スライダーバーUIを用いたスライド操作によって形成される輝度補正值ラインは、図14に示すようにスムージング処理された曲線とすることが好適である。

【0086】

図15は、図14に示す輝度補正值に基づいて、周波数軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図である。

【0087】

図15に示すように、逆流Jet信号の先端部分が途中で切れてしまうことを防止して、逆流Jet信号の先端部分が操作者に計測することが可能な程度に表示することが可能となり、操作者は逆流Jet信号の最高流速値を容易に計測することが可能となる。

【0088】

図16は、図7及び図9に示す制御方法の場合における輝度補正值の操作方法を示す図である。

【0089】

図16は、スライダーバーUIが用いられ、0Hz付近の周波数領域の輝度補正值がマイナス側にスライド操作され、かつ、高周波数領域の輝度補正值がプラス側にスライド操作されることで、図7及び図9を合わせた輝度補正值ラインを形成している。すなわち、図16は、上記の図7の場合（図10の場合）と図9の場合（図14の場合）とを組み合わせた場合を示している。スライダーバーUIを用いたスライド操作によって形成される輝度補正值ラインは、図16に示すようにスムージング処理された曲線とすることが好適である。

【0090】

これにより、本実施形態の超音波診断装置1は、時間計測に必要な血球からのドプラ信号（血流信号）を除去することを防止しつつ、0Hz付近の低周波数領域における信号の輝度を適切に下げることが可能になるので、ドプラ信号の時間計測に支障をきたすことを回避することができ、加えて同時に、逆流Jet信号の先端部分が途中で切れてしまうことを防止して、最高流速値が見やすくすることができる。これは、従来のように一律にGain値などを上げるだけでは達成することはできない効果である。

【0091】

図17は、図16に示す輝度補正值に基づいて、周波数軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図である。

【0092】

図17は、図12に示す場合と同様に、0Hz付近の低周波数領域における信号の輝度が所定の量だけ下がるような表示であり、逆流Jet信号の先端部分が操作者に計測することが可能な程度に表示するものである。

【0093】

さらに、システム制御部2aがドプラスペクトラムに対して周波数軸方向で輝度情報を制御する場合の具体的な制御方法について説明する。ここで、輝度制御（輝度補正值）の方法として、Gain値を操作することによるGain制御や、Gamma Curve値を操作することによるGamma Curve制御や、Dynamic Range値を操作することによるDynamic Range（ダイナミックレンジ）制御、カラーフィルタ（ピンクやブルーなどのカラーフィルタ）をかけるなどによるMap制御などが考えられる。これらは単独で用いることもできるし、またこれらを適宜組み合わせてもよい。

【0094】

10

20

30

40

50

図18及び図19は、Gamma Curve値を操作することによるGamma Curve制御の具体例を示す図である。

【0095】

図18及び図19のいずれの場合も、入力輝度と出力輝度との関係が図18又は図19で示される曲線となるようにGamma Curve制御がなされる。これにより、Gamma Curve回路を用いてGamma Curve制御を行なうことで、ドプラスペクトラムの波形の輝度を補正することができる。

【0096】

また、Dynamic Range値を操作することによるDynamic Range（ダイナミックレンジ）制御を行なう場合も、ドプラスペクトラムの波形の輝度を補正することができる。

10

【0097】

なお、輝度制御の方法として、Wall Filterの制御によることも可能である。図20は、Wall Filter制御の具体例を示す図である。

【0098】

図4の説明に戻って、ステップS7において、システム制御部2は、時系列データ計測部8を制御し、周波数軸方向での輝度制御がされた後のドプラスペクトラムの波形を用いてドプラスペクトラムに関する種々の計測（例えば時間計測や最高流速値の計測、血流量の計測など）を行なう。これにより、周波数軸方向での輝度制御がされた後のドプラスペクトラムの波形を用いるために、逆流Jet信号の時間計測や最高流速値の計測、血流量の計測などを正確に行なうことができる。そして、表示データ生成部9は、システム制御部2の制御に従い、時系列データ計測部8による計測結果と、輝度情報が制御された後のドプラスペクトラム画像とをマージ（統合）し、表示装置10はそれらを表示する。

20

【0099】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置1は、ドプラスペクトラムの波形の輝度を任意に制御することができ、Wall Filterなどを用いることなく不要な固定反射信号としてのクラッタ信号などの輝度を簡単に抑制しつつも、必要な血球からの信号の輝度を周波数軸方向で適切に確保することができる。これにより、本実施形態の超音波診断装置1は、エンベロープのトレースがしやすいドプラスペクトラムの波形を提供することができ、操作者にとって計測しやすいドプラスペクトラムの波形を提供することができる。その結果、本実施形態の超音波診断装置1は、計測等の処理が早くなり、検査自体のスループットを向上させることができる。

30

【0100】

なお、図11に示すスライダーバーUIは、ドプラスペクトラムの周波数軸方向のみならず、時間軸方向にも設けることができる。

【0101】

図21は、周波数軸方向及び時間軸方向で輝度情報制御が施された場合におけるドプラスペクトラムの波形を示す図である。

【0102】

図17の時間領域R1乃至R4のうち、時間領域R2、R4のみにおいてのみ周波数方向の輝度補正值を有効（ON）とし、時間領域R2、R4のみにおいてのみ前述の周波数軸方向での輝度情報制御と同様に輝度情報の補正を施すことができる。一方で、周波数軸方向での輝度制御（輝度補正值）と、それと同等の時間軸方向での輝度制御とを合わせてもよい。これらにより、操作者にとってより計測しやすいドプラスペクトラムの波形が表示可能となる。

40

【0103】

図22は、周波数軸方向及び時間軸方向で輝度補正值を操作するためのユーザインタフェースの一例を示す図である。

【0104】

図22は、全周波数を複数、例えば8個の周波数領域に予め分け、各周波数領域の輝度

50

補正值を操作させるユーザインタフェースであり、ディスプレイに表示されるスライダバーUIを示す。加えて、図22は、全時間を複数、例えば15個の時間領域に予め分け、各時間領域の輝度補正值を操作させるユーザインタフェースであり、ディスプレイに表示されるスライダバーUI'を示す。操作者は、図22に示すディスプレイ上に表示されたスライダバーUI, UI'の各スライダをプレス位置とするスライド操作を行なう。当該プレス位置からのスライド操作をタッチパネル10aが検出すると、システム制御部2の輝度情報制御部2aは、当該領域の輝度補正值に基づいて、ドブラスペクトラムの輝度情報の制御を行なう。

【0105】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置1は、ドブラスペクトラムの波形の輝度を任意に制御することができ、Wall Filterなどを用いることなく不要な固定反射信号としてのクラッタ信号などの輝度を簡単に抑制しつつも、必要な血球からの信号の輝度を周波数軸方向かつ時間軸方向で適切に確保することができる。これにより、本実施形態の超音波診断装置1は、エンベロープのトレースがしやすいドブラスペクトラムの波形を提供することができ、操作者にとって計測しやすいドブラスペクトラムの波形を提供することができる。その結果、本実施形態の超音波診断装置1は、計測等の処理が早くなり、検査自体のスループットを向上させることができる。

【0106】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0107】

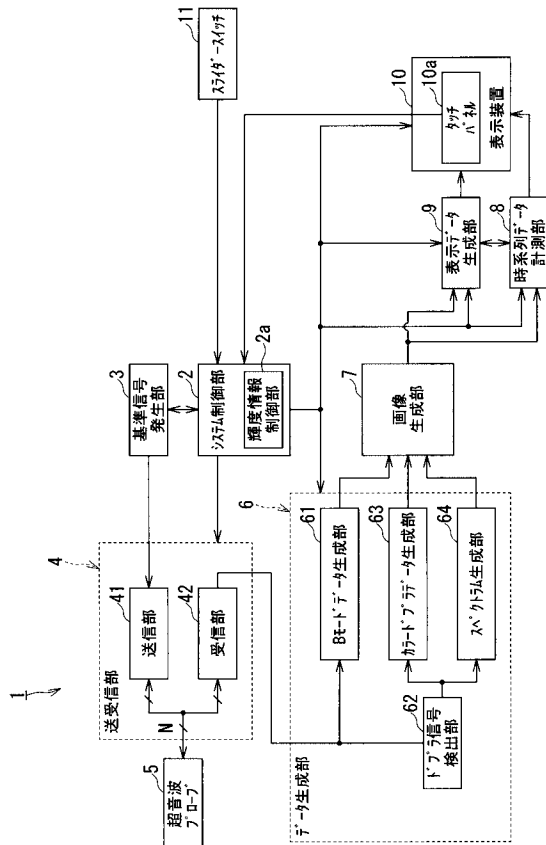
- 1 超音波診断装置
- 2 システム制御部
- 2a 輝度情報制御部
- 3 基準信号発生部
- 4 送受信部
- 5 超音波プローブ
- 6 データ生成部
- 7 画像生成部
- 8 時系列データ計測部
- 9 表示データ生成部
- 10 表示装置
- 10a タッチパネル
- 11 スライダースイッチ

10

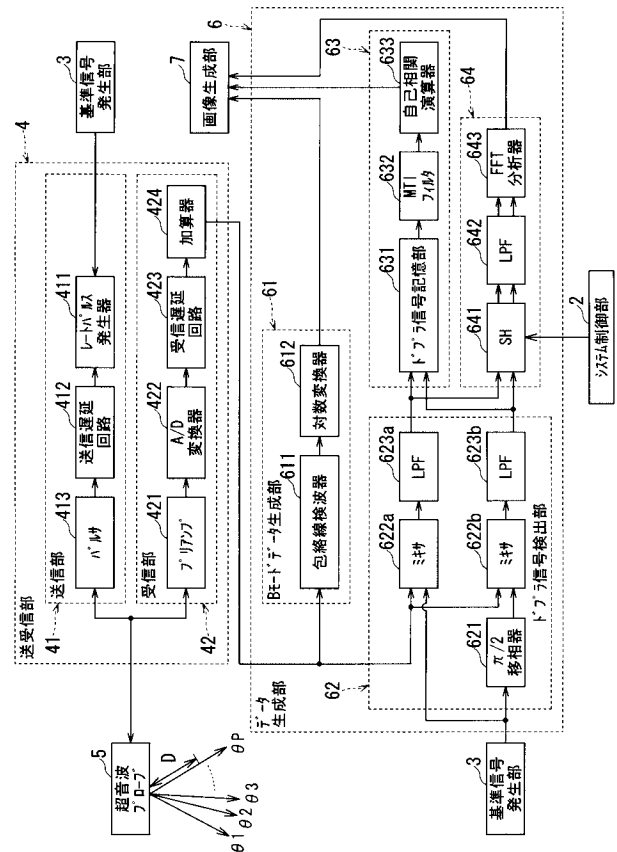
20

30

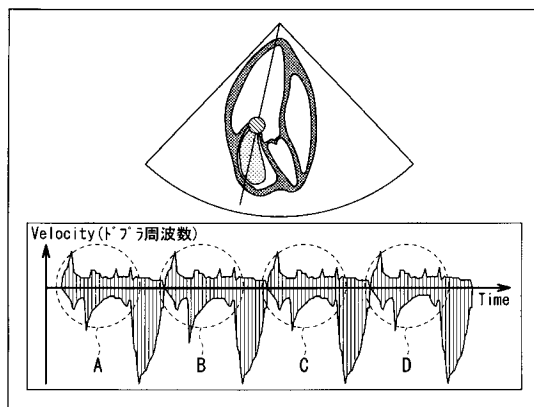
【 図 1 】



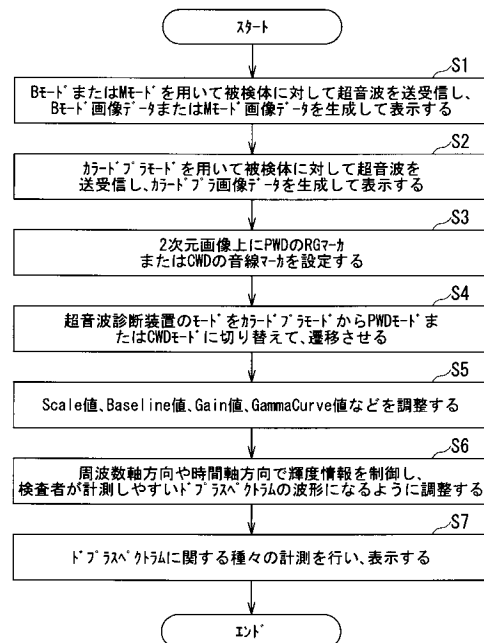
【図 2】



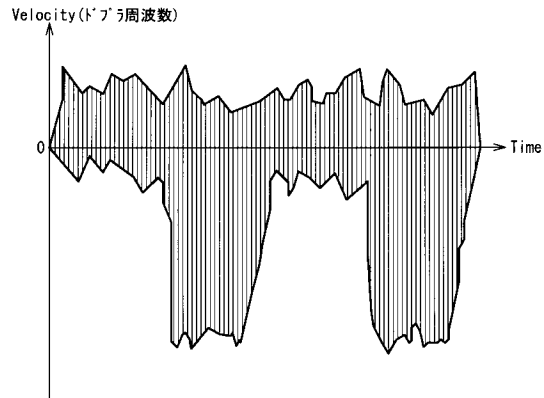
【図 3】



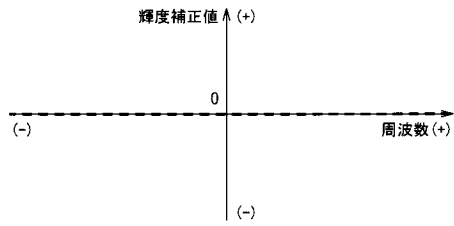
【図 4】



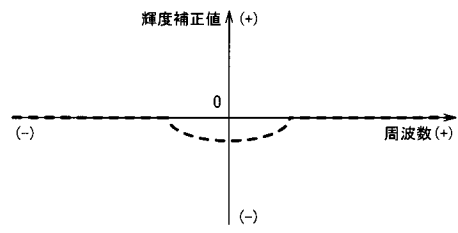
【図 5】



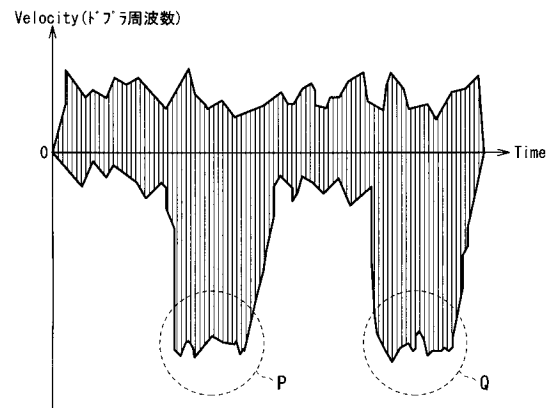
【図 6】



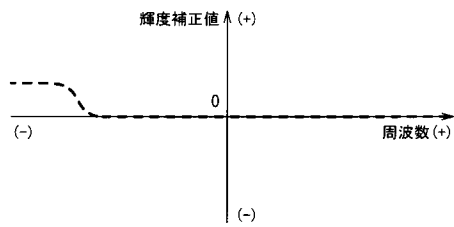
【図 7】



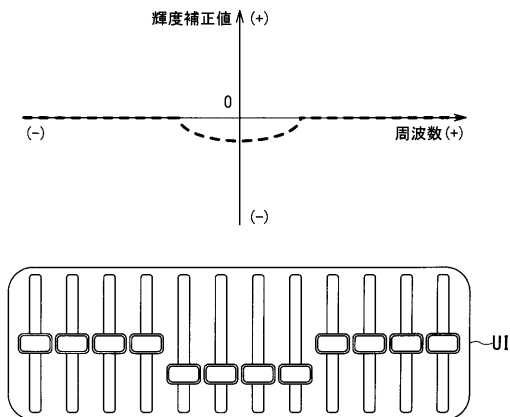
【図 8】



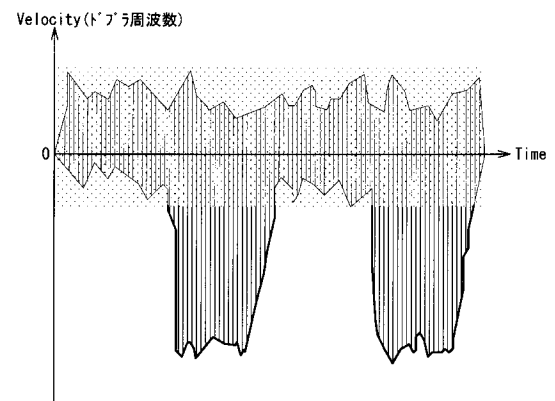
【図 9】



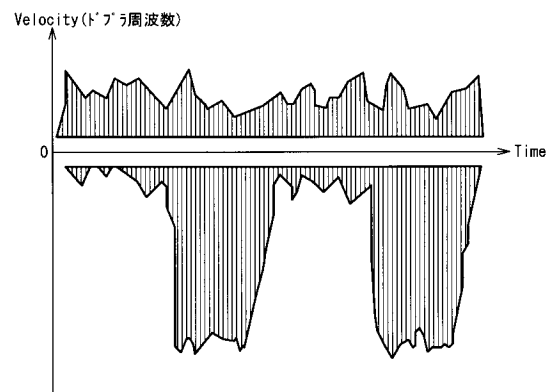
【図 10】



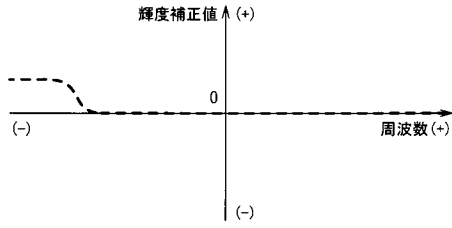
【図 12】



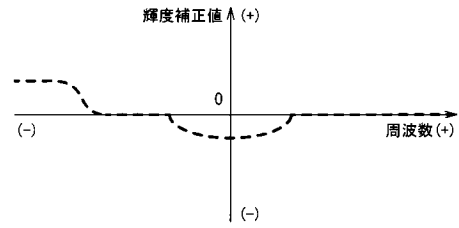
【図 13】



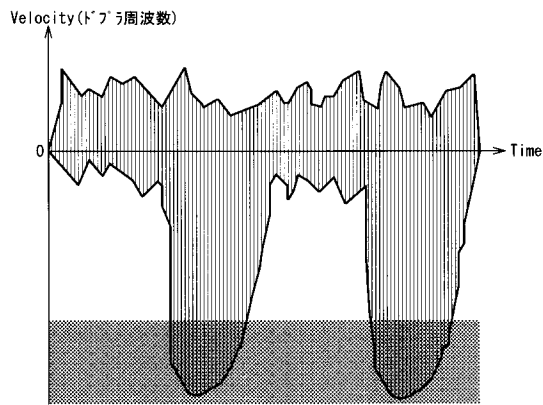
【図 1 4】



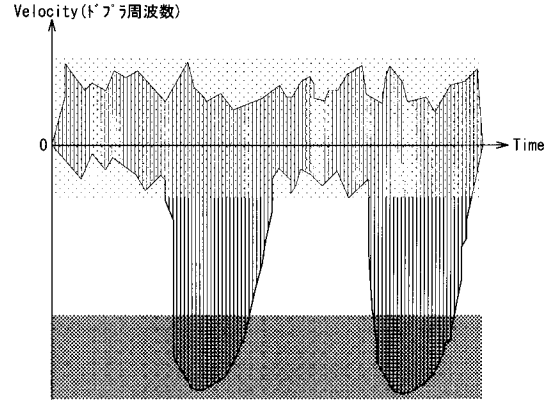
【図 1 6】



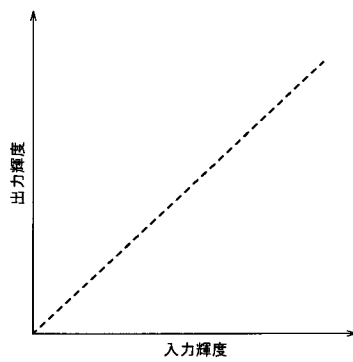
【図 1 5】



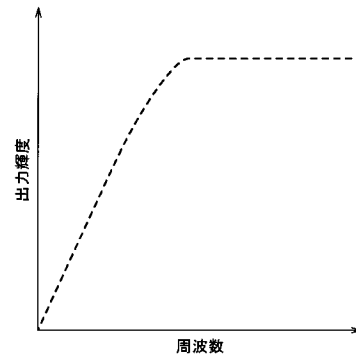
【図 1 7】



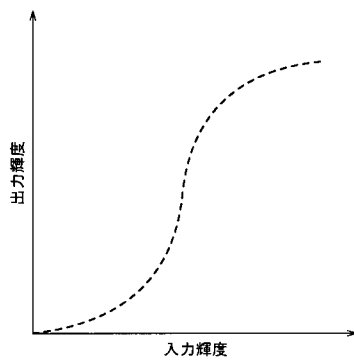
【図 1 8】



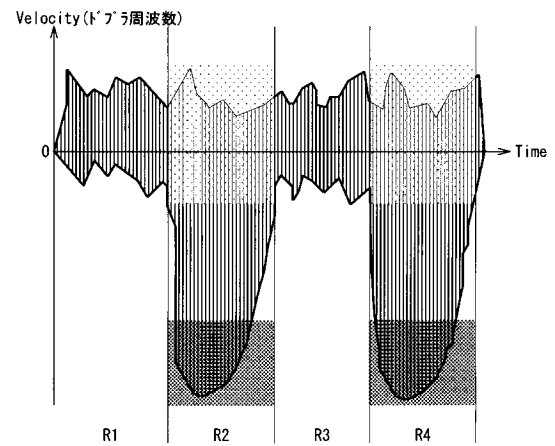
【図 2 0】



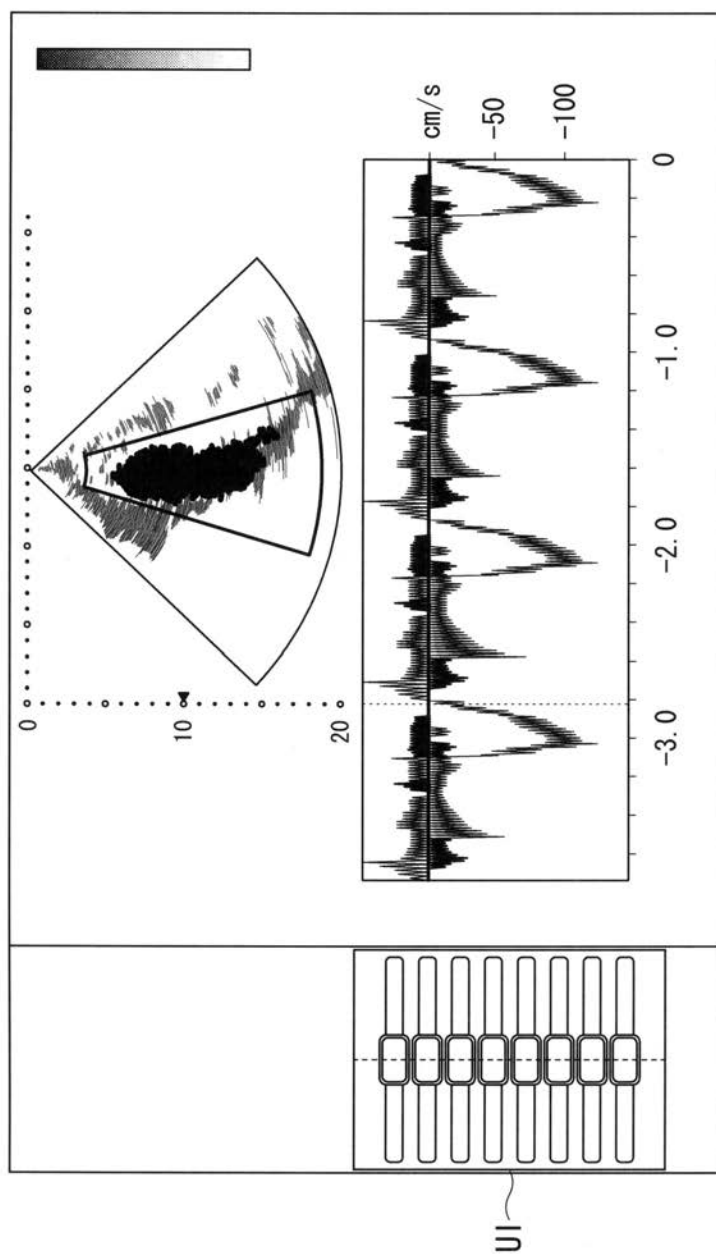
【図 1 9】



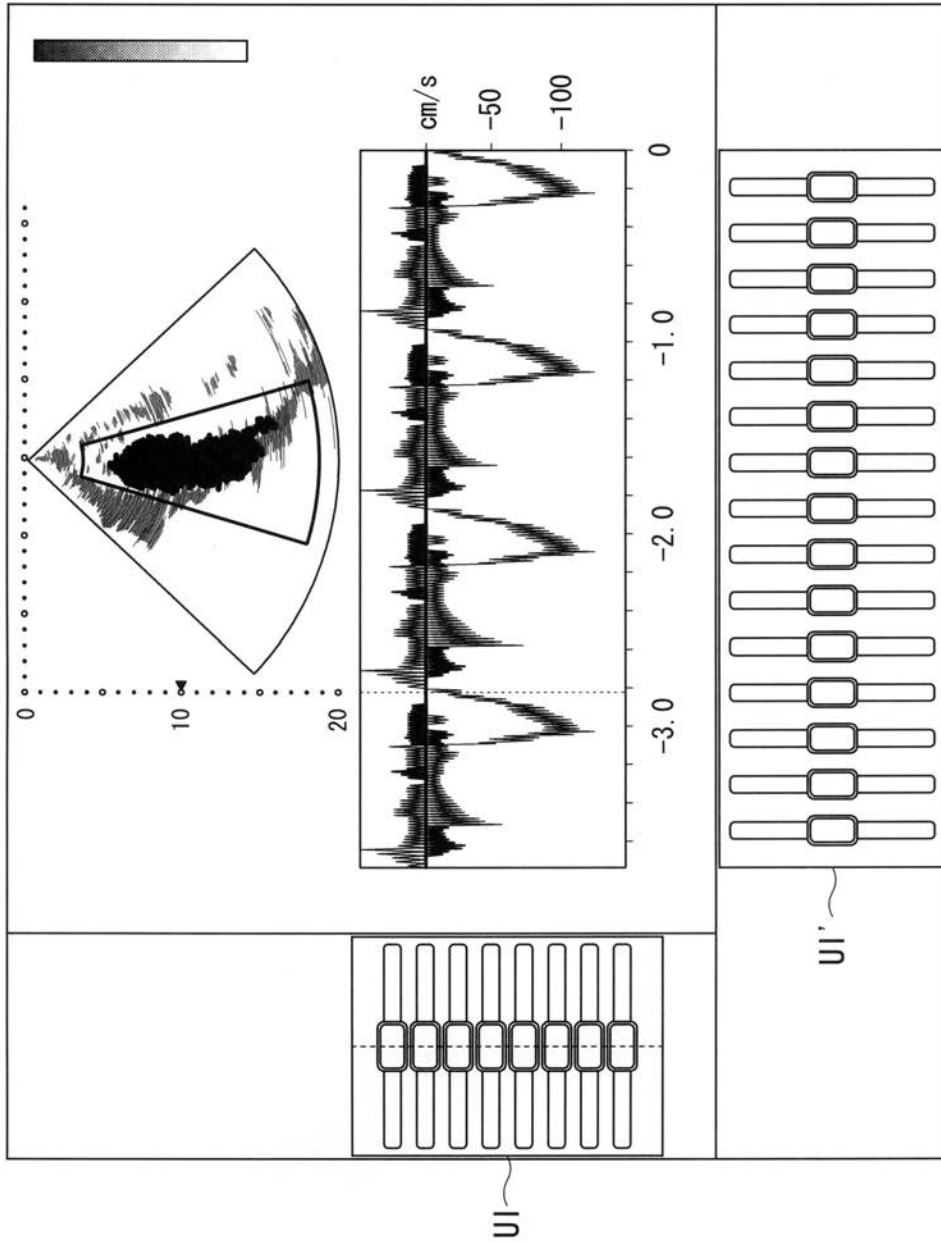
【図 2 1】



【図 11】



【図 22】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014018392A	公开(公告)日	2014-02-03
申请号	JP2012159203	申请日	2012-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫		
发明人	滝本 雅夫		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52033 G01S7/52066 G01S15/8986 G01S15/8988 G16H50/30 A61B8/461 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/JB14 4C601/KK03 4C601/KK05 4C601/KK20 4C601/KK42 4C601/KK45		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供多普勒频谱的波形，操作员可以在超声诊断设备的多普勒模式下轻松测量该波形。 超声波诊断装置（1）基于向包含被检体内的移动体的诊断部位和从该收发部（4）获得的接收信号收发超声波的收发部（4）提取多普勒信号。 多普勒信号检测单元62，基于多普勒信号的频率分析，产生多普勒频谱的频谱生成单元64，根据频率分析的频率确定亮度校正值，并且基于亮度校正值来计算多普勒信号。 控制光谱的亮度信息的亮度信息控制单元2a，以及在由亮度信息控制单元2a控制亮度信息之后显示多普勒光谱的显示装置10。 [选型图]图1

